

Francisco Javier Castro Alonso

Análisis de factores biométricos
relacionados con el cálculo de la
potencia de LIOs monofocales en
cirugía de catarata, medidos
mediante reflectometría de baja
coherencia óptica

Departamento
Cirugía, Ginecología y Obstetricia

Director/es
Altemir Gómez, Irene
Larrosa Poves, José Manuel

<http://zaguan.unizar.es/collection/Tesis>



Universidad
Zaragoza

1542

Tesis Doctoral

**ANÁLISIS DE FACTORES
BIOMÉTRICOS RELACIONADOS CON
EL CÁLCULO DE LA POTENCIA DE
LIOS MONOFOCALES EN CIRUGÍA
DE CATARATA, MEDIDOS MEDIANTE
REFLECTOMETRÍA DE BAJA
COHERENCIA ÓPTICA**

Autor

Francisco Javier Castro Alonso

Director/es

Altemir Gómez, Irene

Larrosa Poves, José Manuel

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

Cirugía, Ginecología y Obstetricia

2016

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

FACULTAD DE MEDICINA

Departamento de Cirugía, Ginecología y Obstetricia



*“Análisis de factores biométricos relacionados
con el cálculo de la potencia de LIOs
monofocales en cirugía de catarata, medidos
mediante Reflectometría de Baja Coherencia
Óptica”*

FRANCISCO JAVIER CASTRO ALONSO

ZARAGOZA 2015

TESIS DOCTORAL

*“Análisis de factores biométricos relacionados
con el cálculo de la potencia de LIOs
monofocales en cirugía de catarata, medidos
mediante Reflectometría de Baja Coherencia
Óptica”*

Francisco Javier Castro Alonso

Directores:

Dr. Jose Manuel Larrosa Poves

Dra. Irene Altemir Gómez

**FACULTAD DE MEDICINA
UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA
2015**

Jose Manuel Larrosa Poves, Doctor en Medicina por la Universidad de Zaragoza, Profesor Titular del Departamento de Cirugía, Ginecología y Obstetricia de la Universidad de Zaragoza.

HACE CONSTAR:

Que el trabajo de investigación titulado “ANÁLISIS DE FACTORES BIOMÉTRICOS RELACIONADOS CON EL CÁLCULO DE LA POTENCIA DE LIOS MONOFOCALES EN CIRUGÍA DE CATARATA, MEDIDOS MEDIANTE REFLECTOMETRÍA DE BAJA COHERENCIA ÓPTICA (LENSTAR LS900)”, ha sido realizado por Francisco Javier Castro Alonso, bajo mi dirección, para optar al GRADO DE DOCTOR, y reúne las condiciones necesarias para su presentación y defensa, en su día, ante el tribunal correspondiente.

Y para que conste a los efectos oportunos firmo el presente en Zaragoza a 2 de Noviembre de 2015.

Fdo. Dr. Jose Manuel Larrosa Poves

Irene Altemir Gómez, Doctora por la Universidad de Zaragoza,

HACE CONSTAR:

Que el trabajo de investigación titulado “ANÁLISIS DE FACTORES BIOMÉTRICOS RELACIONADOS CON EL CÁLCULO DE LA POTENCIA DE LIOS MONOFOCALES EN CIRUGÍA DE CATARATA, MEDIDOS MEDIANTE REFLECTOMETRÍA DE BAJA COHERENCIA ÓPTICA (LENSTAR LS900)”, ha sido realizado por Francisco Javier Castro Alonso, bajo mi dirección, para optar al GRADO DE DOCTOR, y reúne las condiciones necesarias para su presentación y defensa, en su día, ante el tribunal correspondiente.

Y para que conste a los efectos oportunos firmo el presente en Zaragoza a 2 de Noviembre de 2015.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Irene', written over a diagonal line that extends from the bottom left towards the top right.

Fdo. Dra. Irene Altemir Gómez

A mis abuelos, por sus inolvidables consejos

A mis padres, por su incondicional sacrificio

A Transí, Elena y Carla

*“Admito que puedo tener cierto talento como inventor,
músico y cirujano, pero nada comparado con mi
capacidad de perseverar, de seguir adelante
ante el desánimo, de soportar los golpes y
levantarme de nuevo”*

(Charles Kelman (1930-2004), padre de la facoemulsificación)

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar quiero agradecer al Dr. José Manuel Larrosa la supervisión de este trabajo, y sus acertados consejos, cargados de la experiencia de muchos años en labores de docencia e investigación.

A la Dra. Irene Altemir, porque ha sabido compatibilizar y llevar a buen término, la gestación conjunta de su precioso FJ a la vez que acompañarme desde el principio en la gestación de este proyecto.

A Daniel Bordonaba, que me ha orientado y ayudado con la estadística, con entrega, profesionalidad y generosidad.

Al Servicio de Oftalmología del Hospital de Alcañiz, en el que trabajo hace más de 15 años, GRACIAS, a quienes estáis ahora y a quienes habéis dejado vuestra huella, a veces imborrable. Juntos hemos creado un gran Servicio, en el que no falta el trabajo, pero tampoco buenos momentos de relación. Me habéis facilitado parte del trabajo de campo de esta Tesis Doctoral, y habéis sabido comprender tantos momentos de dedicación intensa en consultas, y de “retiro” en el despacho. Un agradecimiento especial a Beatriz, por su incondicional y desinteresado apoyo, ahora, y en todos estos años.

A mi familia, “a todos”, jamás han dejado de valorar mi trabajo y de apoyarme en cualquier proyecto que me haya planteado. Nos separan muchos kilómetros, y sin embargo no hay distancias entre nosotros. Quiero agradecer a Arturo sus dotes de periodista, ya que ha leído críticamente parte de este trabajo, para concluir diciéndome: “...esto tiene buena pinta...”, sin entender apenas nada.

A los pacientes que pasan por nuestras manos, con absoluta confianza, con entrega y admiración, ellos son el principal motivo de nuestro trabajo, y todos nuestros logros son para mejorar la asistencia que les vamos a prestar.

Y por último, gracias a Transi, por la aceptación de muchos sacrificios durante esta etapa intensa de trabajo y esfuerzo, especialmente las últimas semanas, y a Elena y Carla GRACIAS por la cantidad de veces que me habéis interrumpido, porque no reflejan otra cosa que el deseo callado de que os dedicara más tiempo...que no más cariño, pues lo tenéis todo.

¡¡ GRACIAS !!

LISTADO DE ABREVIATURAS

ABREVIATURAS MÁS FRECUENTES

AD: Profundidad de la Cámara Anterior, desde endotelio corneal hasta cristalino.

ACD: Profundidad de la Cámara Anterior, desde epitelio corneal hasta cristalino.

B-B: Distancia blanco-blanco.

CCT: Espesor Corneal Central.

ELP: Posición Efectiva de la Lente.

EPos: Error de Posición.

EA: Error Absoluto (error refractivo absoluto). EAM: Error Absoluto Medio.

ER: Error Refractivo. ERR: Error Refractivo Residual. ERM: Error Refractivo Medio.

K: Potencia corneal (queratometría). Km: potencia corneal media.

LIO: Lente Intraocular.

LA: Longitud Axial.

LT: Grosor Cristaliniano.

OLCR: (Optical Low-Coherence Reflectometry), Reflectometría de baja coherencia óptica.

PCI: (Partial Coherence Interferometry), Interferometría de coherencia parcial.

PIC: Punto de la Interfase Intracristaliniana.

PFL: Posición Final (o real) de la lente.

SA: Segmento Anterior.

INDICE

- ◇ **AGRADECIMIENTOS**
- ◇ **ABREVIATURAS**
- ◇ **ÍNDICE**

1. INTRODUCCIÓN	27
1.1. ASPECTOS MÉDICOS DE LA CATARATA.....	28
1.1.1. Etiopatogenia.....	31
1.1.2. Tipos de catarata.....	35
1.2. ASPECTOS QUIRÚRGICOS DE LA CATARATA.....	39
1.2.1. Influencia de la cirugía de cataratas en la función visual y la calidad de vida.....	40
1.2.2. Comorbilidad asociada a la catarata.....	41
1.2.3. Factores de riesgo para la cirugía de cataratas.....	43
1.2.4. Técnica quirúrgica de la catarata mediante facoemulsificación.....	45
1.3. CIRUGÍA DE LA CATARATA. PERSPECTIVA HISTÓRICA.....	49
1.4. EVOLUCIÓN DE LAS LENTES INTRAOCULARES.....	71
1.4.1. Los inicios de las lentes intraoculares.....	72
1.4.2. Evolución de las lentes.....	79
1.4.3. Complicaciones de las LIOs.....	86
1.5. BIOMETRÍA.....	88
1.5.1. BIOMETRIA POR ULTRASONIDOS.....	89
1.5.2. BIOMETRÍA ÓPTICA.....	96
1.5.2.1. Reflectometría de baja coherencia óptica.....	100
1.5.2.2. Biómetros ópticos.....	101
1.5.3. PARÁMETROS CLAVES EN LA BIOMETRÍA.....	106
1. 6. CÁLCULO DE LA POTENCIA DE LA LENTE INTRAOCULAR.....	118
1.6.1. Ojo pseudofáquico: análisis óptico.....	121
1.6.2. Fórmulas de cálculo.....	122
1.6.3. TIPOS DE FÓRMULAS.....	126
1.6.3.1. Fórmulas empíricas.....	126
1.6.3.2. Fórmulas teóricas.....	128
1.6.3.3. Generaciones de fórmulas.....	128
1.6.4. ERROR EN LA PREDICCIÓN EN EL CÁLCULO DE LA POTENCIA DE LA LIO.....	141
1.6.4.1. Posición efectiva de la LIO (ELP).....	143
1.6.4.2. Predicción de la ELP (ACD postoperatoria).....	145
1.6.5. CONSTANTE DE LA LIO.....	147
1.7. JUSTIFICACIÓN	151

2. HIPÓTESIS	157
3. OBJETIVOS	161
4. PACIENTES, MATERIAL Y MÉTODO	165
4.1. DISEÑO.....	165
4.2. SUJETOS A ESTUDIO.....	165
4.2.1. Cálculo del tamaño muestral.....	166
4.2.2. Grupos de Estudio.....	166
4.2.3. Criterios de Inclusión y Exclusión.....	169
4.3. PROTOCOLO EXPLORATORIO.....	170
4.3.1. Historia Clínica y Protocolo Exploratorio Preoperatorio.....	170
4.3.2. Protocolo quirúrgico.....	173
4.3.3. Protocolo Exploratorio postoperatorio.....	178
4.3.4. Biometría Óptica.....	178
4.4. VARIABLES DE ESTUDIO.....	193
• Variables principales	193
• Variables determinadas directamente con el biómetro Lenstar.....	196
• Otros parámetros.....	198
4.5. RECOGIDA DE DATOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO.....	201
5. RESULTADOS	205
5.1. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA DE ESTUDIO.....	205
5.2. VARIABLES PRINCIPALES DEL ESTUDIO.....	212
5.2.1. Error Refractivo (ER)	212
5.2.2. Posición Final de la LIO (PFL)	222
5.2.3. Error de Posición (EPos)	225
5.3. ANÁLISIS COMPARATIVO ENTRE LAS VARIABLES PRINCIPALES.....	229
5.4. ANÁLISIS COMPARATIVO ENTRE LAS VARIABLES PRINCIPALES Y LA LONGITUD AXIAL DEL OJO.....	232
5.5. ANÁLISIS COMPARATIVO ENTRE LONGITUD AXIAL Y OTROS PARÁMETROS DEL SEGMENTO ANTERIOR.....	240
5.5.1. LA y profundidad de cámara anterior (ACD)	240
5.5.2. LA y grosor del cristalino (LT)	244
5.5.3. LA y SA.....	247
5.6. ESTUDIO DE LA VARIABLE POSICIÓN FINAL DE LA LIO.....	251
5.7. ESTUDIO DE LA VARIABLE ERROR DE POSICIÓN.....	258
5.8. ESTUDIO DE LA VARIABLE ERROR REFRACTIVO (ER Y EA).....	264
5.9. ANÁLISIS DE LAS VARIABLES DEL SA, LA Y K RESPECTO AL SEXO.....	274

5.10. ANÁLISIS DE LA VARIABLE POTENCIA CORNEAL MEDIA (K MEDIA).....	277
5.11. ANÁLISIS DEL PUNTO DE CORTE DE LA INTERFASE INTRACRISTALINIANA (PIC)	281
5.12. ANÁLISIS DEL GROSOR DE LIO.....	285
5.13. OTRAS CORRELACIONES DE INTERÉS.....	288
5.14. MODELOS DE REGRESIÓN LINEAL SIMPLE.....	290
5.15. MODELO DE REGRESIÓN MÚLTIPLE.....	298
6. DISCUSIÓN.....	303
6.1. DISEÑO DEL ESTUDIO.....	305
6.2. METODOLOGÍA.....	306
6.3. RESULTADOS.....	312
6.3.1. Variables principales del estudio.....	315
6.3.2. Relación entre la variables principales y LA.....	323
6.3.3. Relación entre LA y parámetros del segmento anterior	325
6.3.4. Relación entre las variables principales, parámetros del segmento anterior y otras variables.....	328
6.3.5. Modelo de regresión múltiple.....	337
7. CONCLUSIONES.....	341
8. BIBLIOGRAFÍA.....	347

1 ***INTRODUCCIÓN***

“No hay mejor manera de agradecer a Dios por nuestros ojos que dar una mano a alguien en la oscuridad “

Helen Keller

(1880-1968, escritora, oradora y activista política sordociega estadounidense)

1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades que ocasionan disminución de la visión y ceguera provocan un gran impacto en la calidad de vida y son uno de los factores de mayor importancia en los sistemas públicos de salud¹. Globalmente, se estima que más de 32,4 millones de personas (60% de ellas mujeres) están ciegas, definiendo ésta como una agudeza visual $<3/60$ en el mejor ojo. Además, 91 millones (57% mujeres) tienen algún grado moderado o severo de daño visual (AV $<6/18$ pero $>3/60$ en el mejor ojo)²⁻⁴.

Según datos ofrecidos por la Organización Mundial de la Salud (OMS), la catarata sigue siendo la principal causa de ceguera a nivel mundial, responsable del 51% de los casos de ceguera, lo que representa más de 20 millones de personas, y es la segunda causa de disminución de visión (por detrás de los errores refractivos no corregidos)⁵ (Fig 1). Las cataratas son también la principal causa de ceguera curable^{6,7}.

Más de la mitad de la población mayor de 65 años desarrollará cataratas, lo que originará una gran discapacidad funcional debido a ellas y una gran demanda asistencial⁸. Como consecuencia de la mayor expectativa de vida, el número de personas con cataratas crecerá sin duda en los próximos años. No obstante, debido a este progresivo envejecimiento de la población, otras enfermedades como la Degeneración Macular Asociada a la Edad (DMAE), la retinopatía diabética y el glaucoma serán, en los próximos años, causas más importantes de pérdida de visión. En los países más desarrollados, las degeneraciones maculares, que incluyen la degeneración asociada a la edad y la degeneración miópica, van reemplazando a la catarata como causa principal de ceguera, lo que muestra la necesidad de desarrollar estrategias que incrementen el acceso a las nuevas

terapias, como los fármacos anti-VEGF (anti-Vascular Endotelial Grow Factor o fármacos antiangiogénicos)¹.

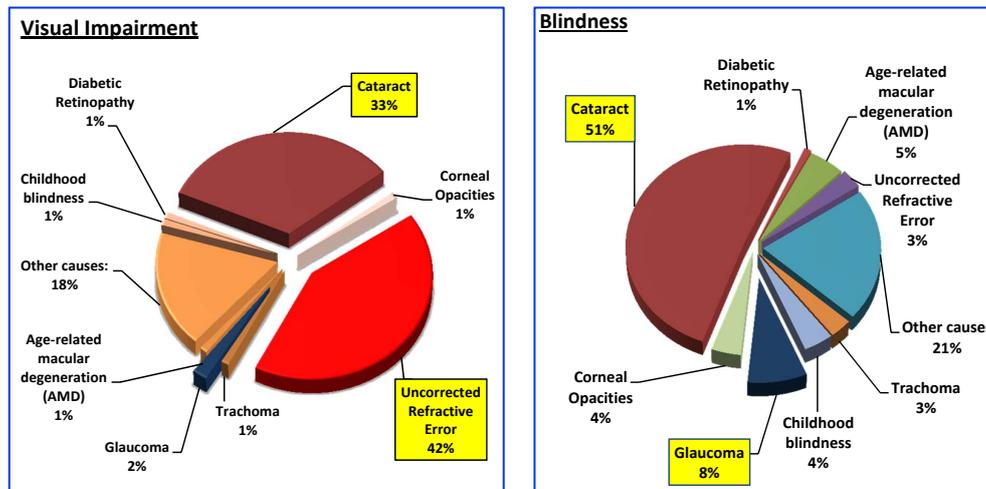


Figura 1.1. Principales causas de ceguera y disminución de visión a nivel mundial⁵.

Resulta difícil establecer cuál es la prevalencia real de las cataratas, ya que los diferentes estudios presentan resultados variables según el criterio que utilicen para valorar la presencia o no de cataratas en la población estudiada⁹; por un lado puede usarse el criterio morfológico, basado en la presencia o no de opacidad cristalina en el examen clínico, y por otro el funcional, referido a una agudeza visual (AV) por debajo de 5/10 ó de 3/10 según establezcan los estudios. Algunas publicaciones utilizan ambos criterios¹⁰. La prevalencia de cataratas según opacificación del cristalino en los estudios que la describen se sitúa entre el 15 y 19%. Cuando se define catarata como opacificación y nivel de AV conjuntamente los estudios describen prevalencias entre el 15 y 30%. La prevalencia aumenta con la edad, alcanzando entre un 40% y más del 60% de la población a partir de los 70-75 años⁹.

1.1. ASPECTOS MÉDICOS DE LA CATARATA

La catarata se define como la pérdida de transparencia del cristalino, que es una estructura refractiva en forma de lente biconvexa y transparente, localizada detrás de la pupila, y por la que atraviesan los rayos de luz para ser enfocados en la retina. La catarata es una enfermedad crónica, generalmente asociada al proceso de envejecimiento, que provoca en la mayoría de los casos, una disminución, en grado variable, de la AV⁹.

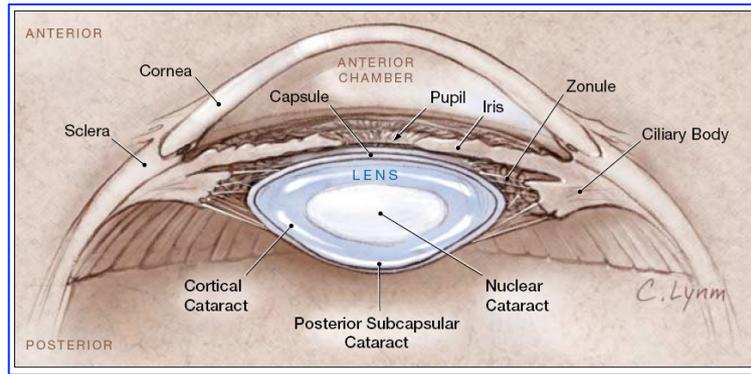


Figura 1.2. Esquema del ojo que representa el cristalino. Se destacan diferentes tipos de cataratas.

Histológicamente, el cristalino consta de 3 partes¹¹:

- Cápsula: membrana delgada y transparente que lo envuelve como una vaina. Es muy elástica.
- Epitelio: una sola capa de células cúbicas, transparentes en la cara anterior en constante reproducción.
- Fibras cristalinas. Células alargadas dispuestas concéntricamente que sintetizan proteínas. Responsables, junto con una correcta hidratación, de la transparencia.

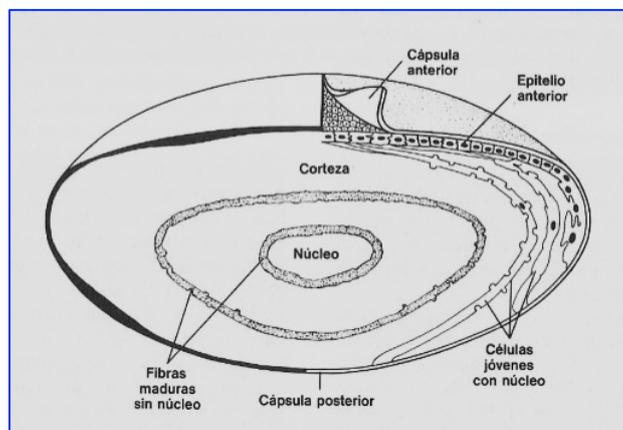


Figura 1.3. Esquema de las diferentes partes del cristalino.

En la etapa inicial de la formación de las cataratas, las proteínas de algunas fibras del cristalino se desnaturalizan. Más tarde, estas mismas proteínas se coagulan para formar zonas opacas en el lugar de las fibras proteicas transparentes normales. Esto provoca no sólo la aparición de opacidades, sino también cambios en el índice de refracción¹².

El tamaño, la forma, la densidad y la localización de las opacidades lenticulares relacionadas con el envejecimiento varían y casi todas las definiciones de cataratas exigen una reducción cuantificable de la AV, aparte de alteraciones en la forma del cristalino, visibles con lámpara de hendidura¹³.

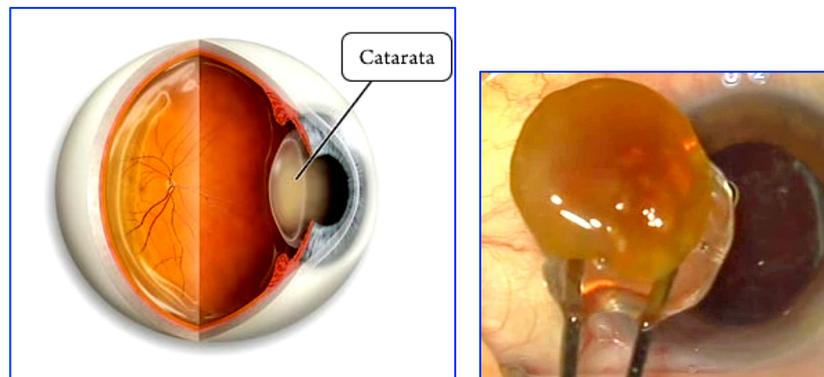


Figura 1.4. Dibujo de una catarata. Catarata extraída mediante técnica extracapsular (EECC).

La historia natural de todos los tipos de cataratas es variable, impredecible y relacionada de alguna manera con la clase de catarata. Cualquier zona del cristalino puede opacificarse. Con la edad, el cristalino incrementa su grosor y su peso, se van produciendo fibras que provocan el endurecimiento y compresión del núcleo, proceso que conocemos como esclerosis¹⁴. Posteriormente, las proteínas cristalinas sufren un proceso de modificación y agregación, y van cambiando hacia un color amarillento y luego marrón, cambiando la transparencia y el índice de refracción del propio cristalino. La esclerosis nuclear y amarilleamiento son considerados parte normal del envejecimiento¹³.

Las cataratas se forman así lentamente y de manera indolora, y van originando una progresiva pérdida visual, causando visión borrosa o nublada, halos, brillos, deslumbramientos, disminución de la visión nocturna y de la saturación de los colores, visión doble (diplopía) o poliopía monocular, alteración en la sensibilidad al contraste, necesidad de variar las condiciones de luz ambiental, cambios frecuentes en la prescripción óptica, e incluso la imposibilidad de leer sin gafas (ya que la opacificación del cristalino conlleva una miopización del ojo, entre otros efectos). La formación de la catarata ocurre a diferente velocidad en cada ojo, por lo que puede haber catarata unilateral o bilateral¹⁵.

Los diferentes tipos de cataratas pueden provocar efectos diversos sobre la AV, en función de la luz incidente, el tamaño pupilar y el grado de miopía¹³. Aun la

presencia de pequeñas cataratas subcapsulares posteriores puede alterar notablemente la AV para la lectura, sin modificar apenas la visión de lejos. En cambio, la miopización inducida por una catarata nuclear puede empeorar la claridad de lejos y preservar la visión para la lectura. El efecto global de la catarata sobre la función visual posiblemente sea un medio más adecuado para determinar la discapacidad visual que la medición aislada de un test de AV¹⁵.

1.1.1. Etiopatogenia

Las cataratas tienen un origen multifactorial. A partir de los numerosos y diversos estudios epidemiológicos realizados a través de los años, se ha ido observando este carácter multifactorial y así hemos podido valorar la gran variedad de circunstancias experimentales y naturales capaces de provocar la opacificación del cristalino.

Los factores de riesgo identificados para el desarrollo de la catarata se pueden dividir de dos maneras: a) modificables, es decir, aquellos factores de riesgo que, con la intervención mediante prevención, pueden eliminarse; y b) los no modificables, que son la mayoría.

Entre la multitud de factores asociados con su aparición, los más relevantes son¹⁶⁻¹⁸:

- Edad:

La mayoría de las cataratas que se ven en la práctica clínica diaria son cataratas seniles o relacionadas con la edad. Suelen aparecer hacia los 50 años, y su prevalencia aumenta progresivamente a partir de esa edad. Son más frecuentes en las mujeres⁹, aun cuando se considere el hecho de que las mujeres dominan en la población senil.

Se considera que, a partir de los 65 años, el 70% de las personas presentan cataratas seniles en mayor o menor grado. Esta cifra se elevaría hasta el 100% en los mayores de 85 años.

El tipo más frecuente es el de la catarata nuclear.

- Patologías médicas:

Muchas enfermedades se han relacionado con la aparición de cataratas, especialmente la diabetes mellitus (DM), a la que muchos estudios epidemiológicos atribuyen un aumento del riesgo de padecer cataratas¹⁹⁻²¹. La hiperglucemia generaría glicosilación de las proteínas cristalinas y causaría un estrés oxidativo que aceleraría la formación de las cataratas, principalmente de tipo cortical, subcapsular posterior o mixtas. La catarata diabética aguda o “en copo de nieve” consiste en cambios subcapsulares extensos y bilaterales de inicio repentino, más frecuente en jóvenes con DM mal controlada¹³.

Otras patologías que han sido estudiadas como factores de riesgo para la formación de cataratas incluyen:

- Artritis.
- Dermatitis atópica. Se han descrito cataratas hasta en el 25% de los pacientes¹³.
- Insuficiencia renal.
- Hipocalcemia. Las cataratas hipocalcémicas (tetánicas), habitualmente bilaterales, son opacidades iridiscentes puntiformes de la corteza anterior y posterior¹³.
- Hipertensión arterial.
- Malnutrición.
- Diarrea severa: aumentaría el riesgo por los mecanismos de malnutrición, acidosis, deshidratación, uremia.

- Medicamentos:

Fenotiacinas, clorpromacina y mióticos tópicos (cataratas nucleares), hormonas tiroideas y amiodarona (cataratas corticales). Pero entre todos, destaca la asociación entre el tratamiento tópico o sistémico con corticosteroides y la aparición de catarata subcapsular posterior (CSP).

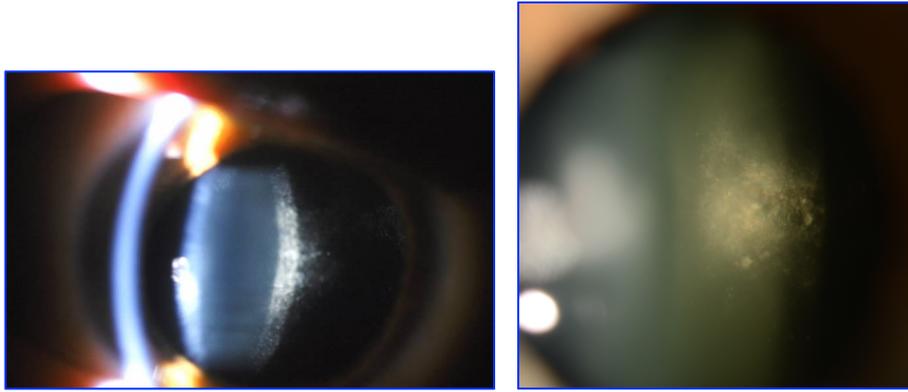


Figura 1.5. Catarata subcapsular posterior.

- Exposición a la luz solar:

Particularmente debido al componente ultravioleta de la misma. Parece favorecer la aparición de cataratas, especialmente de tipo cortical.

Las cataratas se observan con mayor frecuencia y a una edad más temprana en los países más cercanos al ecuador, donde la población está más expuesta a la radiación solar.

- Tóxicos:

El tabaco es el principal factor de riesgo prevenible para la aparición de cataratas. Fumar aumenta el riesgo de padecer cataratas nucleares y CSP, pero este riesgo disminuye cuando se deja de fumar. El tabaco disminuye la concentración de sustancias antioxidantes en la sangre y su humo contiene multitud de sustancias tóxicas como nicotina, monóxido de carbono, benceno, acetona o formaldehído.

El exceso en el consumo de alcohol aumenta el riesgo de aparición de CSP. El etanol aumenta el estrés oxidativo y genera acidosis, que tiene consecuencias negativas para todo el organismo, incluyendo el cristalino.

- Traumatismos:

Las cataratas de origen traumático se pueden dividir en:

- Accidentales: principalmente por traumatismos perforantes que afecten al cristalino.

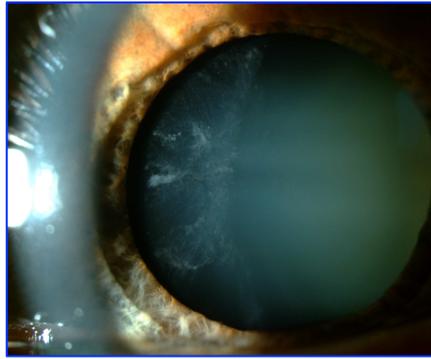


Figura 1.6. Catarata post-traumática.

- Postquirúrgicas: tras cirugías como la del glaucoma, implante de lentes intraoculares (LIOs) fáquicas o vitrectomía posterior.

- Traumatismo físico: las radiaciones ionizantes aumentan la frecuencia de aparición de CSP. Este tipo de radiaciones las sufren principalmente pacientes que reciben radioterapia. La descarga eléctrica puede ocasionar coagulación de las proteínas y formación de cataratas, más frecuentes si la corriente se transmite a la cabeza del paciente¹³.

- Enfermedades oculares:

Hay varias enfermedades oftalmológicas a las que se ha asociado con una mayor frecuencia de cataratas. Entre las principales destacan:

- Miopía elevada: las cataratas son más frecuentes y aparecen antes en los pacientes con miopía elevada. Se ha postulado como posible mecanismo etiológico el traumatismo de las fibras corticales del cristalino por la menor acomodación y, en consecuencia, la mayor tensión zonular que se da en los pacientes miopes.

- Uveítis: una de las complicaciones frecuentes en algunos tipos de uveítis es la formación de CSP, aunque el tratamiento repetido con corticoides tópicos o sistémicos puede contribuir también a su aparición. Con relativa frecuencia, los ojos con antecedentes de uveítis presentan sinequias iridocristalinianas o inestabilidad zonular, que dificultan la cirugía de la catarata.

- Síndrome pseudoexfoliativo: favorece la aparición del tipo de glaucoma pseudoexfoliativo, de atrofia iridiana y de cataratas.

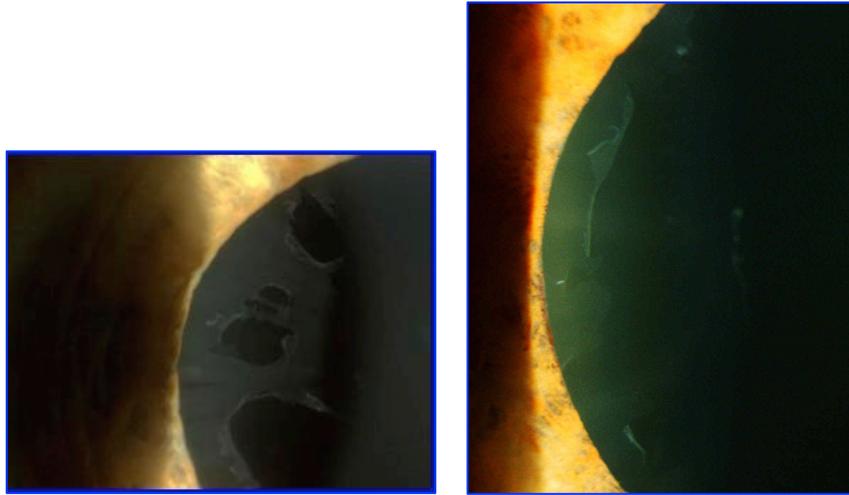


Figura 1.7. Imágenes de pseudoexfoliación capsular.

Normalmente estos pacientes muestran una mala dilatación pupilar, así como debilidad zonular, factores que hay que valorar en la programación e intervención quirúrgica de la catarata.

- Genética:

Algunas patologías médicas, de causa genética, favorecen la formación de cataratas. Entre ellas, destacan la Distrofia Miotónica de Steinert, la Enfermedad de Wilson (es característica la aparición de una “catarata en girasol” por depósitos de pigmento pardo rojizo de óxido cuproso en el cristalino), la Neurofibromatosis, el Síndrome de Down, el Síndrome de Marfan y la Galactosemia.

Como hemos visto, a la formación de la catarata contribuyen factores tanto genéticos como ambientales. Sin embargo, la reducción de la exposición a la radiación UV-B y el abandono del tabaco son las únicas medidas que permiten reducir la influencia de factores que inciden en el riesgo de catarata⁷.

1.1.2. Tipos de catarata

La dureza del núcleo es uno de los factores más relevantes en cirugía, especialmente si se trata de dividir el núcleo antes de la facoemulsificación. La dureza del núcleo se correlaciona con la cantidad de energía ultrasónica necesaria para emulsificarlo y con el color de la catarata en la biomicroscopía. Las complicaciones y el resultado quirúrgico van a estar muy influidos por esta variable. Existe una gran variabilidad de clasificaciones, las más utilizadas son^{15,18,22}:

- Según el grado de opacidad o madurez, basada en observaciones subjetivas²³:

- Catarata inmadura/ incipiente/ esclerosis inicial. Presenta opacidades dispersas y zonas transparentes. Es una catarata leve en la que no hay casi descenso de agudeza visual.

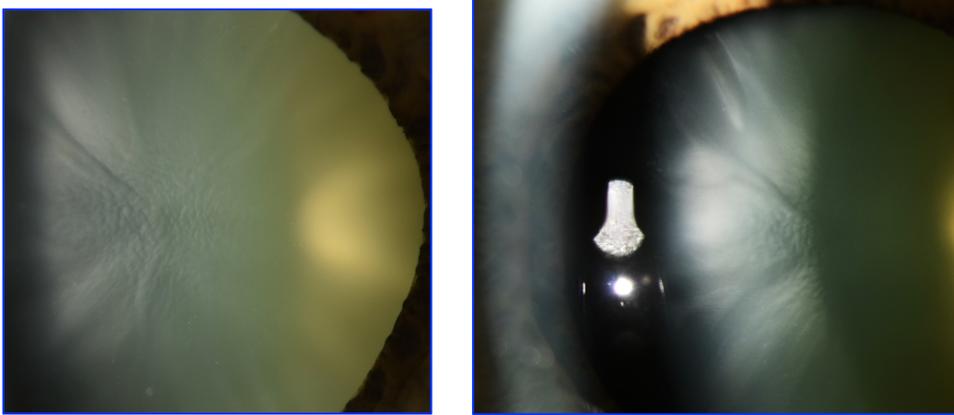


Figura 1.8.

- Catarata en evolución/esclerótica/moderada. Catarata formada moderada, pero sin pérdida total de la transparencia del cristalino.

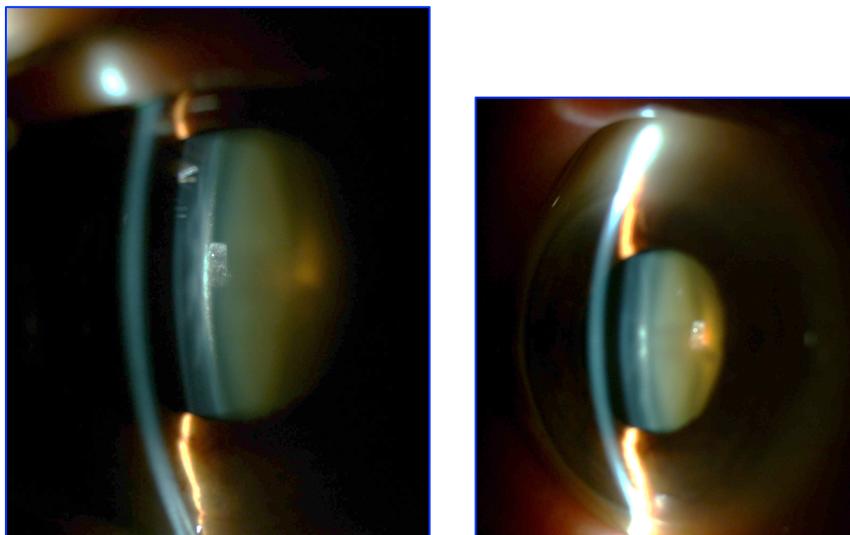


Figura 1.9.

- Catarata madura/ avanzada. Presenta la corteza opaca.
- Catarata hipermadura, brunescente, o morganiana.
- Según la edad de aparición: la catarata puede ser congénita, infantil, juvenil, presenil o senil.

En un intento de unificar clasificaciones y eliminar subjetividad a las valoraciones, investigadores clínicos establecieron, como referencia, la localización anatómica de la opacidad utilizando imágenes estándar para evaluar los distintos grados de catarata. Este consenso divide las cataratas seniles en tres tipos principales: cortical, nuclear y subcapsular posterior. Las clasificaciones que siguen este sistema son²²: LOCS II y III, The Oxford Cataract Classification System, Beaver Dam Study, la clasificación de Barraquer y el Age related Eye Disease Study.

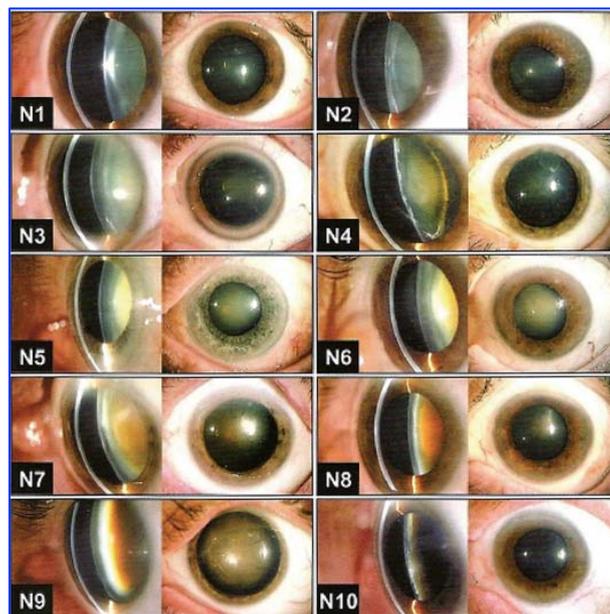


Figura 1.10. Clasificación de las cataratas de Barraquer.

- Según la localización de la opacidad; el sistema formal más utilizado es el LOCS, Lens Opacity Classification System²⁴:

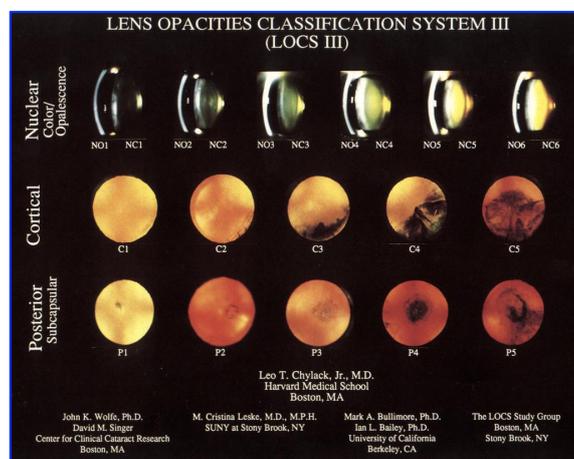


Figura 1.11. Clasificación LOCS III de las opacidades del cristalino.

- Cataratas nucleares. Originan un mayor poder de refracción del cristalino, por lo que el ojo se miopiza (miopía de índice). Así, el paciente irá precisando lentes negativas como corrección óptica, y notará un descenso en su corrección de cerca. Las cataratas nucleares son el tipo más frecuente de catarata y se relacionan, sobre todo, con la edad.

- Cataratas subcapsulares. Las más frecuentes son las subcapsulares posteriores. La catarata corticoidea se inicia en la región subcapsular posterior. También es un lugar frecuente de catarata senil. Ocasiona mucho deslumbramiento.

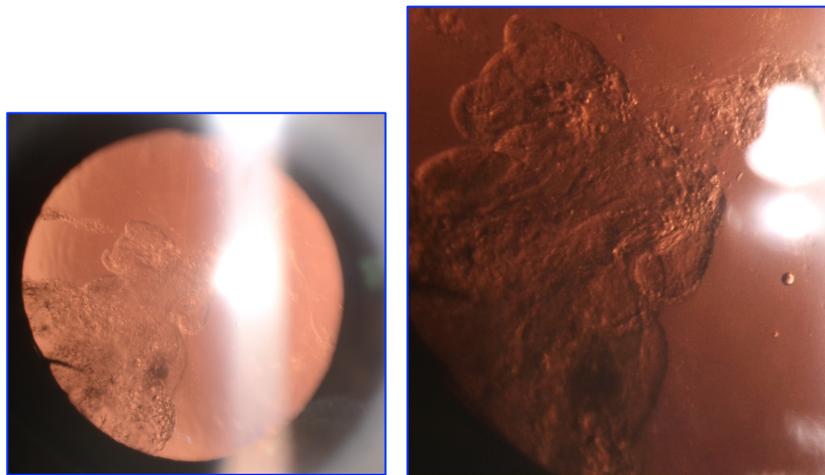


Figura 1.12. Catarata subcapsular posterior (retroiluminación), y detalle de la opacidad.

- Cataratas corticales, como las cataratas blancas. Dificultan la técnica quirúrgica.

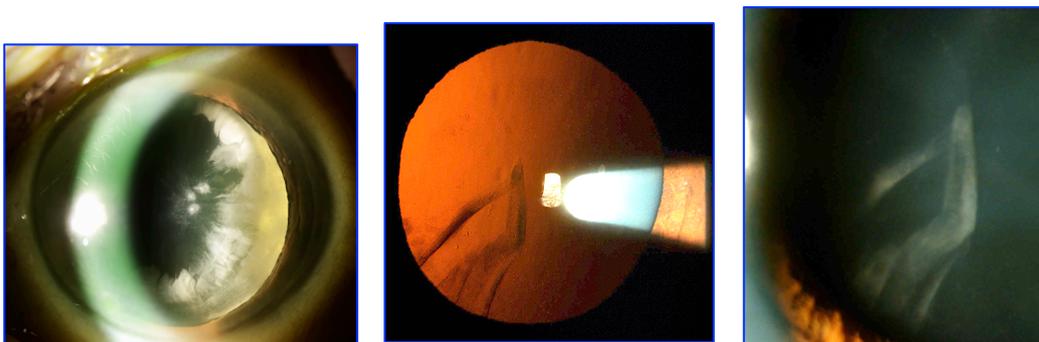


Figura 1.13. Catarata cortical. Cuñas corticales (retroiluminación e iluminación directa).

- Otras, más raras: cataratas lamelares, cataratas polares, cataratas de las suturas embrionarias (congénitas). Esta última no tiene trascendencia clínica.

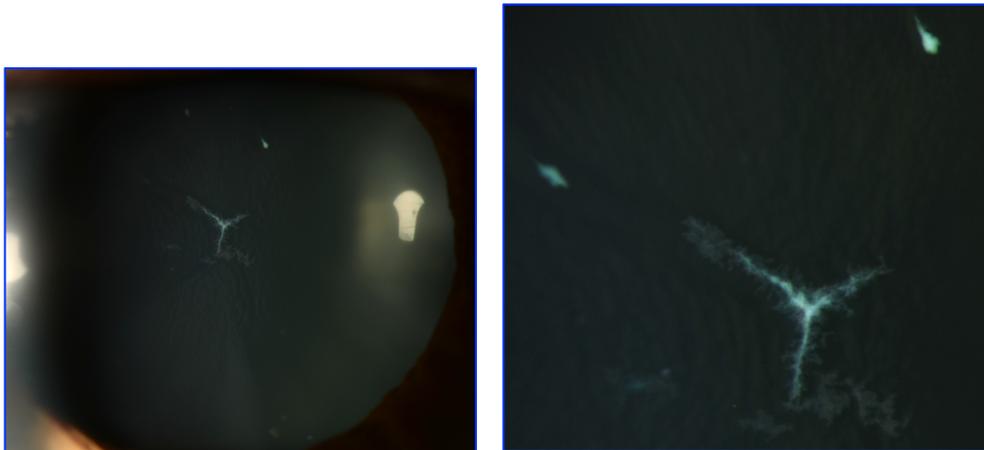


Figura 1.14. Catarata de la sutura embrionaria anterior.

1.2. ASPECTOS QUIRÚRGICOS DE LA CATARATA

El único tratamiento posible que tienen las cataratas es la cirugía, que es, además, el procedimiento quirúrgico que se realiza con más frecuencia en Oftalmología, uno de los más frecuentes dentro de las diferentes especialidades quirúrgicas, y uno de los que se acompaña de una tasa de éxito más elevadas²⁵⁻²⁷, no sólo en términos de AV, procedimiento altamente coste-efectivo, y pocas complicaciones, sino también en términos de mejora en calidad de vida²⁸.

El número de personas ciegas por catarata en el mundo se incrementa aproximadamente en 1 millón por año, y el número de ojos “operables” por catarata con AV < 6/60 se incrementa en 4-5 millones por año²⁹.

Cada año se realizan en el mundo más de 22 millones de intervenciones de cataratas, y esta cifra va creciendo rápidamente debido, por una parte, a los cambios demográficos, al aumento de la esperanza de vida y al acceso creciente a la atención médica en todo el mundo, y por otro lado, a los buenos resultados visuales que se consiguen, merced al avance de las técnicas quirúrgicas²⁸. La OMS calcula que hacia el año 2020 se realizarán en el mundo más de 32 millones de operaciones de cataratas anuales³⁰.

Además, los estándares en este tipo de cirugía avanzan a un ritmo muy rápido, lo que provoca una fuerte demanda de nuevos equipos y de innovaciones técnicas en todos los aspectos de la cirugía²⁸. Como los resultados quirúrgicos han mejorado notablemente, el nivel umbral de AV en el que se indica la cirugía es cada

vez más bajo y, por tanto el número de cataratas operable aumenta. A nivel global los umbrales para indicar la cirugía de catarata han ido cambiando en los últimos años: en 1994 la AV media de los pacientes era 20/60, y actualmente se sitúa en 20/40 o incluso 20/30. A este factor se suma la mayor longevidad, no solo en las sociedades occidentales sino también en los países en vías de desarrollo³¹.

La demanda creciente de los recursos quirúrgicos y médicos supone una alta repercusión socioeconómica, ya significativa de por sí, tanto de las cataratas en particular como de la ceguera en general. El problema es particularmente crítico en los países en vías de desarrollo, donde una persona ciega precisa el trabajo de dos personas si requiere los cuidados de un adulto capaz³².

La cifra de intervenciones quirúrgicas de cataratas alcanza cada año en España las 350-400.000 operaciones³³. En nuestro país se realizan alrededor de 305.000 cirugías en centros públicos³⁴, mientras que se estima una cifra total de 420.000 cirugías al incluir las del sector privado³⁵. El número de operaciones de cataratas por millón de habitantes y año (CSR, Cataract Surgery Rate) de España es de 6.141, ligeramente inferior al del Reino Unido, pero si se incluye la cirugía del sector privado se situaría al nivel de Holanda, cerca de 8.500. Como referencia, en Europa los países con CSR más altos son Francia, Austria y Bélgica, que superan los 10.500³¹.

1.2.1. Influencia de la cirugía de cataratas en la función visual y la calidad de vida

La cirugía de la catarata es un procedimiento coste-efectivo, siendo indiscutible la mejoría de la calidad de vida tras la operación y con independencia del entorno cultural. La relación coste-efectividad es todavía mayor si consideramos los beneficios indirectos del procedimiento para los pacientes con cataratas significativas, tales como la reducción de accidentes de tráfico y de fracturas de cadera.

La medición de los resultados en la cirugía de la catarata se ha centrado fundamentalmente en la agudeza visual, ya que su finalidad es mejorar dicha agudeza, y por tanto la función visual, ya que esto implica una mejoría en la calidad de vida. Normalmente esta mejoría se mide clínicamente como lo que varía la agudeza visual según el test de Snellen; sin embargo, en la medicina actual, la

graduación de los resultados de cualquier intervención, incluye, cada vez más a menudo, la medición del impacto de dicha intervención en la calidad de vida del paciente³⁶. El término calidad de vida es muy amplio, muchas veces usado vagamente y de forma poco definida, incluye: funcionalidad física, psicológica, social y percepción de la salud, del dolor y sobre todo satisfacción sobre la propia vida.

Los múltiples componentes de la función visual incluyen: agudeza visual central cercana, intermedia y lejana; visión periférica, visión de búsqueda, visión binocular, percepción de profundidad, sensibilidad al contraste, percepción de los colores, adaptación y velocidad de procesamiento visual¹⁵.

Algunos de los beneficios de la cirugía de cataratas son: mejorar la claridad y la agudeza de la visión, disminuir el deslumbramiento, mejorar la visión de los colores, reducir la dependencia en el uso de gafas y mejorar la calidad de vida. Incluso se ha demostrado que esta intervención reduce los accidentes de tráfico en mayores de 65 años³⁷. A pesar que la cirugía de cataratas habitualmente cumple con las expectativas de los pacientes, es importante reconocer las variables que pueden influir y ayudar a predecir qué pacientes mejorarán visualmente tras la cirugía de cataratas y cuáles son las complicaciones potenciales para cada uno de ellos.

La función visual es referida como las molestias visuales y dificultades en llevar a cabo actividades de la vida diaria (medida del problema funcional asociado a la visión). La función visual es subjetiva y es referida por el paciente (aunque es la expresión de variables objetivas, no siempre medibles como: la pérdida de sensibilidad al contraste, la aparición de deslumbramientos, la alteración en la percepción de los colores, la disminución de la binocularidad y capacidad 3D)¹⁵.

1.2.2. Comorbilidad asociada a la catarata

Las comorbilidades oculares prequirúrgicas suelen tener un efecto significativo en el resultado de la cirugía de cataratas³⁸⁻³⁹. La mayoría de las comorbilidades se asocian con la reducción potencial de la función visual o la agudeza visual mejor corregida⁴⁰ y el paciente debe ser informado adecuadamente durante todo el proceso. En la tabla 1 se muestra la comorbilidad y sus efectos.

Patología	Efectos
• Ambliopía	• Agudeza visual reducida
• Maculopatía	• Neovascularización desapercibida • Disminución de la visión
• Retinopatía diabética	• Progresión de la retinopatía • Edema macular clínicamente significativo/ maculopatía • Mala dilatación pupilar/ pupila estrecha • Neovascularización (glaucoma)
• Distrofia corneal endotelial de Fuchs	• Visibilidad reducida para el cirujano (opacidades corneales) • Edema corneal prolongado • Queratopatía bullosa
• Membrana epirretiniana	• Disminución de la visión / Edema macular quístico
• Glaucoma	• Hipertensión ocular postoperatoria • Alteración en trabeculectomía previa
• Pseudoexfoliación	• Miosis intraoperatoria / pupila estrecha • Inestabilidad zonular / luxación / mecha vítrea • Edema macular quístico • Iris flácido / rotura de cápsula posterior • Opacificación capsular acelerada • Contracción de la capsulorrexia • Luxación, descentramiento o inclinación de la LIO
• Retinopatía del prematuro	• Ambliopía • Miosis intraoperatoria • Desprendimiento traccional de retina • Desinserciones zonulares
• Uveítis	• Sinequias posteriores • Debilitamiento zonular • Depósitos de células y proteínas en LIO • Edema macular quístico • Glaucoma secundario • Inflamación postoperatoria prolongada

Tabla 1.1. Comorbilidades oculares en la cirugía de cataratas (modificado de American Academy of Ophthalmology⁴¹ y Alonso N¹⁵).

Las comorbilidades sistémicas de importancia intraoperatoria son: diabetes mellitus, patología pulmonar, hipertensión mal controlada, alteraciones músculoesqueléticas que causen dificultad para adoptar ciertas posiciones, temblor, sordera severa, ansiedad, retraso mental, demencia y coagulopatías. En estos casos deben de tomarse las medidas necesarias para estabilizar al paciente y monitorizar adecuadamente esa patología¹⁵.

1.2.3. Factores de riesgo para la cirugía de cataratas

Además de las comorbilidades oculares, hay otras características del paciente o del ojo a operar, que pueden aumentar el riesgo de complicaciones intraoperatorias o postoperatorias (Tabla 2). Los pacientes con características de alto riesgo deben ser informados sobre el posible impacto específico de su patología tanto en el transcurso como en el resultado de la cirugía de cataratas, y explicar las opciones que deben ser consideradas si existen complicaciones.

Características de alto riesgo	Consideraciones especiales
Opacificación corneal	<ul style="list-style-type: none"> • Visibilidad reducida • Empeoramiento de la claridad corneal
Ojo hundido	<ul style="list-style-type: none"> • Reducción visibilidad en el quirófano • Peor abordaje por limbo superior • Encharcamiento conjuntival
Miopía magna	<ul style="list-style-type: none"> • Fluctuaciones de cámara anterior • Rotura capsular posterior • Laxitud zonular • Hipertensión • Mecha vítrea • Incisión anormal • Mala visualización • Error en el cálculo de la LIO • Desprendimiento de retina
Hipermetropía alta	<ul style="list-style-type: none"> • Cámara estrecha y lesión endotelial (edema corneal) • Trauma y prolapso iris (alteración incisional) • Mal cálculo de la LIO

	<ul style="list-style-type: none"> • Desprendimiento coroideo
Miosis	<ul style="list-style-type: none"> • Reducción de la visibilidad en el quirófano • Vitreorragia (mecha vítrea) • Rotura de la cápsula posterior • Mayor riesgo de daño y prolapso del iris
Cirugía queratorefractiva previa	<ul style="list-style-type: none"> • Imprecisión en el cálculo de LIO • Dehiscencia de las incisiones de queratotomía refractiva • Disminución potencial de la visión por astigmatismo irregular • Aberraciones corneales con halos y glare
Vitrectomía previa	<ul style="list-style-type: none"> • Cicatriz conjuntival • Rotura de la cápsula posterior • Fluctuación de la cámara anterior • Miosis intraoperatoria y pupila estrecha • Esclerosis del cristalino
Queratoplastia previa	<ul style="list-style-type: none"> • Reducción de la visibilidad en el quirófano • Rechazo del injerto • Mal cálculo de la LIO
Cirugía filtrante previa	<ul style="list-style-type: none"> • Aumento de filtración durante la cirugía • Disminución de filtración o fallo de la ampolla tras la cirugía • Hipotonía postoperatoria • Laxitud zonular
Cerclaje previo	<ul style="list-style-type: none"> • Cambios en longitud axial (mal cálculo de la LIO) • Cicatriz conjuntival
Catarata densa/brunesciente	<ul style="list-style-type: none"> • Concomitante laxitud zonular y miosis intraoperatoria • Rotura capsular posterior • Edema corneal (mayor tiempo de faco) • Alteración incisión (Iris, quemadura...)
Sinequias posteriores	<ul style="list-style-type: none"> • Miosis intraoperatoria • Inflamación prolongada postquirúrgica Depósitos inflamatorios en la LIO • Sangrado del iris
Microftalmos anterior relativo	<ul style="list-style-type: none"> • Daño iris, córnea y cápsula posterior • Imprecisión cálculo de LIO

Cámara anterior estrecha	<ul style="list-style-type: none"> • Lesión iris • Prolapso iris • Edema corneal postoperatorio
Uso de Antagonistas Alfa 1a	<ul style="list-style-type: none"> • Síndrome del Iris Flácido Intraoperatorio (IFIS)
Laxitud zonular o dehiscencia (pseudoexfoliación, subluxación del cristalino...)	<ul style="list-style-type: none"> • Facodonesis • Vitreorragia ecuatorial, mecha vítrea Pérdida de la catarata al vítreo • Rotura cápsula posterior • Edema macular quístico • Dificultad para la capsulorrexis y la aspiración de masas • Contracción capsular con dislocación de LIO postoperatoria
Fibrosis de la cápsula anterior	<ul style="list-style-type: none"> • Dificultad para la capsulorrexis • Rotura de cápsula posterior

Tabla 1.2. Características de alto riesgo para complicaciones intra y postoperatorias en la cirugía de cataratas (modificado de American Academy of Ophthalmology⁴¹ y Alonso N¹⁵).

1.2.4. Técnica quirúrgica de la catarata mediante facoemulsificación

Aunque surgió a finales de los años 60 del siglo XX con Kelman, no se impuso como la técnica más utilizada hasta los años 90, y supone la última gran revolución de la cirugía de cataratas. Es la más realizada en todo el mundo, especialmente en los lugares en que se dispone de más medios económicos.

La cirugía de catarata con anestesia tópica mediante facoemulsificación, es una técnica efectiva y segura, incluso en el caso de cataratas maduras⁴². Este tipo de cirugía proporciona excelentes resultados visuales⁴³, que se aprecian hasta en aquellos con enfermedades oculares graves como la degeneración macular asociada a la edad⁴⁴.

La facoemulsificación del cristalino es la operación quirúrgica más realizada en España. Habitualmente se realiza de manera ambulatoria. Mediante la aplicación de colirios se consigue la mayor midriasis que permite el ojo, y en la sala de quirófano se limpian los párpados y la conjuntiva con una solución de povidona yodada para evitar infecciones quirúrgicas. Durante todo el procedimiento el

paciente está monitorizado, para controlar sus constantes. La técnica se realiza bajo anestesia tópica, con o sin anestesia intraocular añadida, utilizando una pequeña incisión autosellable en córnea clara.

A través de esta incisión principal, de una longitud variable según los sistemas de facoemulsificación y la experiencia del cirujano, aunque habitualmente entre 1,8 y 2,75 mm., se introduce una sonda que emite ultrasonidos con los que se emulsifica el cristalino. Durante la intervención se utilizan sustancias viscoelásticas para mantener la estabilidad del ojo y proteger el endotelio, en las diferentes fases de la cirugía, que son:

- Paracentesis o incisión accesoria: para introducir la anestesia intracamerular, las sustancias viscoelásticas y diferentes manipuladores e instrumental de apoyo en la cirugía.
- Incisión corneal principal: habitualmente un cirujano diestro la realiza en el eje de 120-140º, aunque no es infrecuente modificar el eje de la incisión para buscar la compensación del astigmatismo preoperatorio, o bien acceder por ejes que no modifiquen dicho astigmatismo.

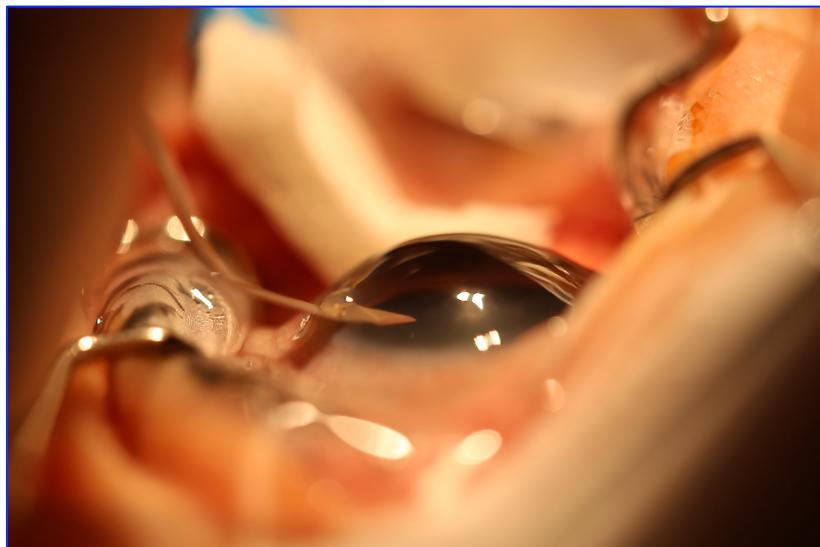


Figura 1.15. Incisión por córnea clara.

- Llenado de la cámara anterior con viscoelástico: con el fin de mantener el espacio necesario para trabajar durante la cirugía, y proteger el endotelio corneal durante la facoemulsificación.

- Capsulorrexis circular continua (CCC). Descrita por Gimbel y Neuhann, se convirtió en un paso crucial de la facoemulsificación^{45,46}. Una capsulorrexis correctamente realizada, circular y de tamaño adecuado, permite que el saco capsular cubra completamente la óptica de la LIO, lo que reduce la incidencia de opacificación de la cápsula posterior y permite una mayor predicción de la posición efectiva de la lente⁴⁷.
- Hidrodissección, hidrodelaaminación y rotación del núcleo.
- Facoemulsificación del núcleo y epinúcleo cristalino, mediante la utilización de una pieza de mano que emite los ultrasonidos, con distintas modalidades de uso, que facilita la emulsificación, fragmentación y aspiración de la catarata.

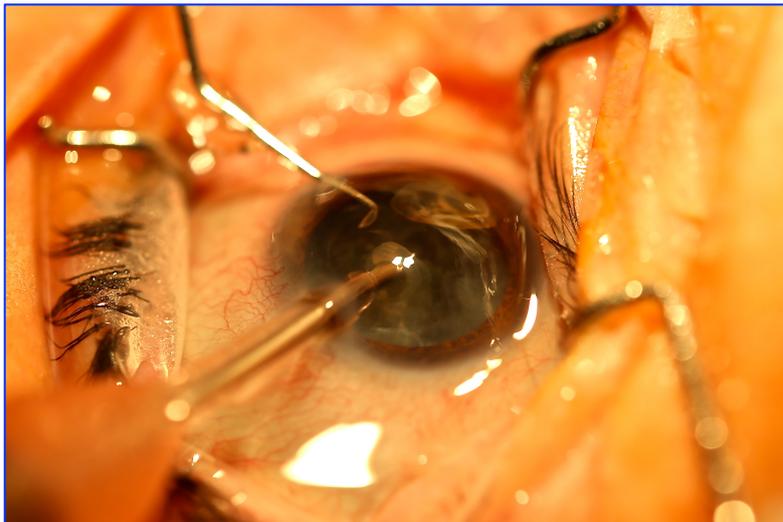


Figura 1.16. Momento de la emulsificación del cristalino.

- Aspiración de las masas corticales cristalinas: mediante terminales de una vía (coaxial) o dos vías (bimanual), se consigue realizar la irrigación y aspiración de estos restos, para dejar lo más limpio posible el saco capsular del cristalino.

- Implante de LIO: Habitualmente se realiza el implante de una LIO plegable (frecuentemente monobloque, o de tres piezas) en el saco capsular, previamente relleno de material viscoelástico.
- Aspiración del material viscoelástico remanente de la cámara anterior y el saco capsular.
- Sellado de la incisión corneal: en el caso de las incisiones valvuladas muchas veces se produce el autosellado de las mismas, aunque en ocasiones es necesario hidratar los bordes de la incisión o dar un punto de sutura con nylon 10/0.
- Aplicación de un antibiótico intracamerular, como profilaxis de la infección postquirúrgica.

Uno de los grandes beneficios de la facoemulsificación es que permite la realización de la cirugía a través de incisiones mucho más pequeñas que con otras técnicas de extracción cristalina. Las ventajas de una incisión pequeña son: mejor control intraoperatorio (favorece la mecánica de fluidos), y menor incidencia de complicaciones intraoperatorias, rápida cicatrización, menor astigmatismo posquirúrgico inducido y menor probabilidad de dehiscencia de herida. Además, el tiempo de recuperación es mucho más corto.

“No es completa la formación intelectual de un médico mientras éste no sea capaz de dar razón histórica de sus saberes”

Pedro Laín Entralgo

(1908-2001, médico, historiador, ensayista y filósofo español)

1.3. CIRUGÍA DE LA CATARATA. PERSPECTIVA HISTÓRICA

1.3.1. Cristalino y catarata

La palabra “catarata” deriva del griego antiguo Katarráktés, que significa “algo que desciende desde arriba”. Sin embargo, en los textos médicos griegos se alude a la catarata como hypókhyma, que tiene el mismo significado. En su paso a la lengua latina el término Katarráktés se mantuvo prácticamente invariable, mientras el término hypókhyma se transformó en latín en suffusio. Con el paso de los siglos se asiste al desplazamiento de la suffusio por la Katarráktés, manteniendo el significado⁴⁸.

Los médicos árabes que recibieron el legado de los griegos lo llamaron «*nusul-el-ma*», cuyo significado es «caída de agua». Esta expresión fue traducida por Constantino el Africano como catarata, nombre que se ha mantenido hasta la actualidad⁴⁹. Constantino el Africano (Cartago 1015 – Montecassino 1087) era miembro de la escuela de traductores de Salerno y fue el autor de las primeras versiones latinas de los textos médicos árabes. La palabra “catarata” aparece en el título del capítulo 27 de su obra Liber de Oculis, escrito alrededor del año 1070⁵⁰.

En la antigua Grecia, se negaba la existencia del cristalino en el ojo vivo, se trataría de una “flema” acumulada post mortem o tras la enucleación del ojo⁴⁹. La catarata era considerada una «acumulación de humor que caía del cerebro» y bloquearía la transmisión de luz⁵⁰.

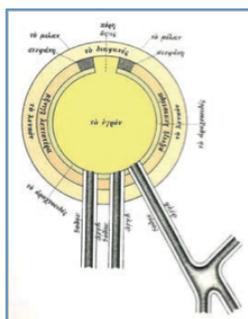


Figura 1.17. Estructura anatómica del ojo según Aristóteles e Hipócrates⁵¹.

Aulio Cornelio Celso (ca. 25 a. C. - ca. 50 d. C.) –de quien se duda fuera médico– escribió el tratado *De Re Medica*, en el que consideraba al cristalino (término que proviene de *crystaloides* o parecido al cristal) “el asiento de las funciones visuales”, un error aceptado desde la antigüedad que persistió muchos siglos después⁵¹.

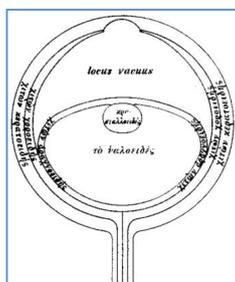


Figura 1.18. Esquema del ojo según Celso⁵².

Rufus de Éfeso (siglo I d. C.) describió las diferentes estructuras del ojo y de las vías ópticas, como el cristalino –cuya verdadera forma describe por vez primera–, las diversas túnicas oculares, los nervios ópticos y el quiasma, los plexos coroideos, circunvoluciones y ventrículos cerebrales... Es más, sus aportaciones dieron lugar a gran parte de nuestra terminología anatómica⁵¹.

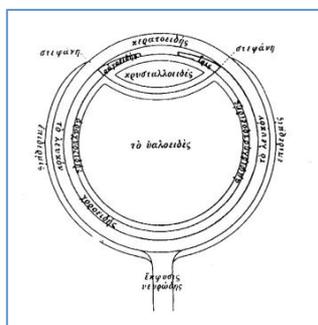


Figura 1.19. El ojo según Rufus de Efeso⁵².

La obra de Galeno (131-200 d. C.) se basa en la tradición hipocrática, a la que une elementos del pensamiento de Platón y Aristóteles. Según Galeno, la estructura anatómica del ojo consta de siete túnicas y tres humores, y se describe en el libro X de *De Usu Partium*. Estos tres humores eran: uno central –*el humor cristalino*–, otro posterior –*el humor vítreo*– y otro anterior –*el humor albugíneo*–⁵¹. Identifica el cristalino como el elemento más importante del ojo, sirviendo los demás elementos para sustentarlo y ayudarlo a realizar su función⁵⁰.

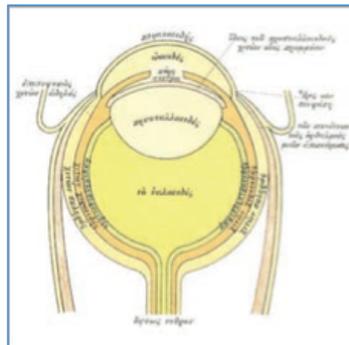


Figura 1.20. Estructura anatómica del ojo según los escritos de Galeno⁵¹.

Con los árabes, la oftalmología y la óptica alcanzaron un gran desarrollo, aunque grandes sabios como Rhazes o Averroes consideraban que el cristalino era el órgano receptor de la visión y que la catarata consistía en un fluido que se coagulaba en la superficie anterior de la pupila⁵³.

El gran mérito de los árabes fue el de conservar y traducir los escritos griegos, modificarlos y –sin duda– mejorarlos transmitiéndolos posteriormente a los pueblos del centro y norte de Europa.

Los autores árabes lo explicaron como un aumento en el grosor del humor acuoso que, a modo de exudación, coagula en la superficie anterior de la pupila (Ali ibn Isa) o un precipitado fino de vapor húmedo que se coagula en la pupila proveniente del cerebro (Ammar ibn Ali)⁵¹.

La discusión entre los oftalmólogos árabes no solo se produjo en torno al origen de la catarata, sino también a su localización, emplazándola en la superficie anterior de la pupila (Ali ibn Isa), a su mismo nivel (Ammar ibn Ali) o entre el iris y el líquido cristalino (Hunayn ibn Ishaq). Aunque parezca sorprendente, no será hasta el siglo XVIII cuando se relacione la catarata con el cristalino al llevar a cabo disecciones regladas de ojos con catarata, pudiendo así conocer su verdadera

situación⁵¹.

La descripción hecha por Al-Razi (en latín, Rhazes) en su *Libro de Medicina* reza: “La membrana del iris contiene en su centro un agujero que puede dilatarse o contraerse dependiendo de la cantidad de luz que precisa el cristalino, se contrae cuando la luz es brillante y se dilata en la oscuridad”⁵¹. Esta característica de contraerse con la luz y dilatarse con la oscuridad no fue descrita por ningún autor anterior a Al-Razi y tuvo una excelente aplicación en Ammar bin Ali Al Mawsili: “En la buena catarata hay contracción de la pupila y dilatación en la oscuridad”⁵¹.

En el Renacimiento mejoraron los conocimientos anatómicos, con descripciones del globo ocular como las de Vesalio (*De Humani Corporis Fabrica*, 1543), o Leonardo da Vinci, aunque con frecuencia se situaba el cristalino en el centro del ojo. La catarata sigue considerándose como una coagulación o engrosamiento del humor acuoso o “albugíneo” y su clínica sigue confundiéndose con la de otros procesos como las opacidades vítreas⁵⁴: “Conócese en que al principio andan trepando delante de los ojos como unos mosquitos pequeños o hilachas de lana o telarañas...”

La identificación del cristalino como la parte más noble del ojo perduró a través de los tiempos, y no es hasta 1583 cuando Félix Platter identifica al cristalino como un medio únicamente óptico (*De humani corporis fabrica libri septem*). Fabrizio de Acquapendente (s. XVI), profesor de anatomía en Padua, sitúa por primera vez el cristalino en su lugar correcto dentro del globo ocular, justo detrás de la pupila (*De visione, Voce et Auditu*, 1600)⁵⁵.



Figura 1.21. Hieronymus Fabricius d'Acquapendente (1537-1619).

Con el paso de los siglos, las diferentes estructuras del ojo empezaron a ser correctamente ubicadas dentro del globo ocular, al mismo tiempo que se comenzó a conocer mejor su estructura y función. Scheiner (1575-1650) eliminó parte de la esclera en el polo posterior de ojos de animales y humanos, localizando correctamente el cristalino en el segmento anterior y observando la formación de una imagen en la retina. En el XVII Kepler (1571-1630) dedujo a partir de sus estudios de óptica que la imagen se formaba en la retina y no en el cristalino⁵⁶. Aunque varios expertos ya habían dicho durante el siglo XVII que la catarata era el cristalino opacificado, fue Rolfinck el primero que lo demostró fehacientemente, a partir del estudio de cadáveres⁵⁷.

La idea de que la catarata era el cristalino opacificado y la de que el cristalino no era el órgano de la visión, no se aceptaron de manera generalizada hasta el siglo XVIII, después de que Brisseau primero y Maître-Jan después expusieran en la Academia de Ciencias Francesa sus estudios hechos en ojos de cadáver a los que se había practicado la cirugía del abatimiento de la catarata.

1.3.2. Cirugía de la catarata.

◇ **La primera técnica: Abatimiento de la catarata.**

Aunque la operación de cataratas se practica desde los primeros tiempos de la historia del hombre, la inquietud por resolver sus consecuencias es tan antigua como la operación misma. Se desconoce exactamente el lugar y fecha en que se realizó la primera intervención de cataratas. Ahora bien, existen abundantes indicios que nos hacen pensar que La cirugía de **reclinación** o abatimiento de la catarata (o *couching*) es una de las técnicas quirúrgicas más antiguas de la humanidad, ya que se cree que se practica desde hace 4000 años^{27,53}.

Las primeras descripciones sobre la operación de la catarata se encuentran en el papiro de Carlsberg, redactado en el antiguo Egipto entre los años 1900 y 1200 a.C., y en el código de Hammurabi, descubierto en 1901 por el egiptólogo Gustav Jequier en Susa, al sudoeste del actual Irán, y datado hacia el 1760 a.C.^{15,58}.

El *Código de Hammurabi* es una estela de basalto de 2,25 metros de altura en cuya parte superior está representado el rey Hammurabi en un mediorrelieve y,

bajo el mismo, las leyes que rigen la vida cotidiana grabadas en caracteres cuneiformes acadios⁵¹. Más preocupante era lo legislado sobre la cirugía de catarata en relación con los sanadores de rango inferior, que eran los cirujanos. La curación de una catarata a un noble solamente les reportaba una ganancia de 10 siclos, mientras que el fracaso quirúrgico suponía un traumático fin para la carrera del cirujano, que perdía una o ambas manos. En caso de tratarse de un paciente esclavo, la operación exitosa se saldaba con 2 siclos de plata, mientras que el fracaso les obligaba a restituir la mitad del precio total del esclavo a modo de indemnización⁵⁹.



Figura 1.22. Código de Hammurabi.

Posiblemente, la primera evidencia escrita de una cirugía de cataratas sea la que podamos encontrar en el *“Suhruta-Samhita Uttar Tantra”*, que se trata del documento más importante de la medicina hindú. La fecha exacta en que fue elaborado este texto es motivo de controversia, Maharshi Sushruta vivió en la India en torno al año 600-800 antes de Cristo. Su obra capital está escrita en sánscrito y en verso, pero el texto original no se conoce, y todo lo que tenemos son copias de textos que no representan el contenido original. La más conocida de todas ellas fue hallada por Hamilton Bower en el Turkistán chino en 1890 y se encuentra en la biblioteca de Oxford. Se conserva el manuscrito del propio Bower y las tres traducciones que se han realizado hasta la actualidad: Bishagratna (1907), Hoernle (1997, incompleta) y Singhal (1972)⁵⁰. Sushruta considera que la cirugía es la parte más importante de la medicina: *«La cirugía tiene la característica de producir efectos instantáneos mediante el uso de técnicas correctas*

con instrumentos quirúrgicos. De ahí, su superioridad sobre los tantras médicos»⁵¹.

Según los traductores, Sushruta describe la cirugía de cataratas con mucho detalle: *“Esta cirugía se debe realizar a ser posible en la estación seca... (Preoperatorio) en la piel se aplica algodón con medicación oleosa y después un baño caliente... la habitación se fumiga con mostaza, resinas y plantas romáticas... Incienso de cannabis se utiliza además de vino para sedar al paciente... (Técnica) el paciente se sienta en un taburete alto con el cirujano en frente. Las manos están firmes preparadas para hacer presión. Se pide al paciente que mire su nariz mientras el dedo meñique descansa en el borde externo de la órbita, sujetando una Yava Vaktra Salaka entre el pulgar, dedo índice y mediano. El ojo izquierdo debería ser puncionado con la mano derecha y viceversa. El ojo es perforado en la unión medial con los dos tercios de la córnea. Si se produce un sonido después de la salida de líquido, la aguja está en la posición correcta, pero si el pinchazo provoca sangrado significa que no estamos en el sitio correcto. El ojo es entonces rociado con leche materna. Se debe tener la precaución de evitar vasos en la zona, la punta hace una incisión en la cápsula anterior del cristalino. Con la aguja en esta posición, se pide al paciente que expulse aire por esa fosa nasal mientras se ocluya la fosa nasal contralateral, después de esta maniobra el material del cristalino sale a través de la aguja. Cuando el paciente puede ver algún objeto se saca la aguja... (Postoperatorio) manteca, raíces y hojas de plantas se aplican en el ojo con una venda. El paciente descansa recostado y se le pide que no eructe, ronque o se mueva. El ojo se examina cada cuatro días durante diez días. Si hay material blanquecino recurrente, se repite el mismo proceso..”^{51,60}.*

Hay autores en este texto que consideran que la cirugía de la catarata descrita se corresponde con la extracción extracapsular más que con la técnica de reclinación del cristalino^{61,62}, que fue la usada en Europa hasta el siglo XVIII.

Aunque no hay, hasta la fecha, evidencias directas de la práctica quirúrgica de la catarata en el Egipto Antiguo, existen evidencias indirectas que sugieren su existencia⁶³, como la representación artística encontrada en uno de los muros de una tumba egipcia del 1200 a. de C. en Tebas.

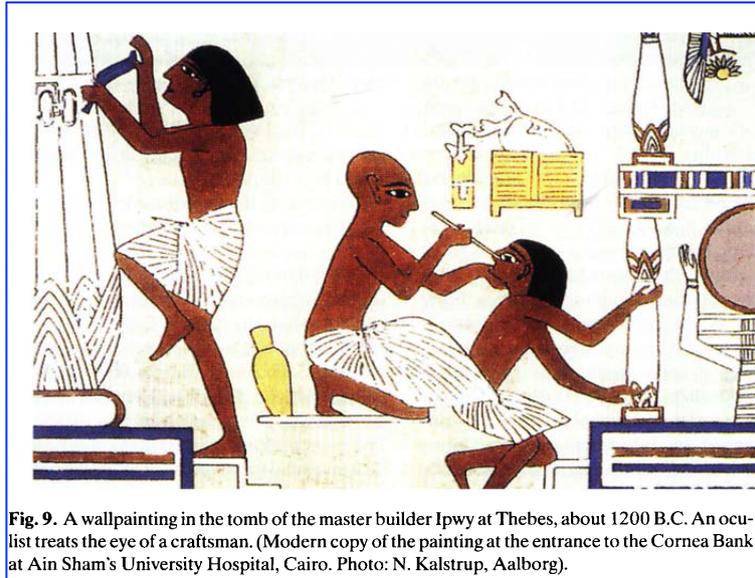


Figura 1.23. Copia de la pintura mural en la tumba del maestro constructor Ipwy en Tebas (sobre el año 1200 AC), que muestra a un oculista tratando el ojo de un artesano, posiblemente realizando la técnica de reclinación del cristalino⁶⁴.

La técnica quirúrgica pasó de la India a Alejandría, de ahí a Grecia continental y luego la continuaron los médicos romanos⁴⁹. En el mundo occidental, las primeras referencias a la cirugía de la catarata las realiza Aulo Cornelio Celso (De Re Medicinae, año 29 AC). En su libro 6, capítulo IV, y en el libro 7, capítulo VII, escribe sobre las enfermedades oculares y su tratamiento. Sin embargo, pese a tratarse del primer tratado disponible en la literatura médica occidental, no gozó de amplia difusión en su época.

El legado de Sushruta pasó a la medicina occidental, probablemente, a través de traducciones al árabe, realizadas durante el califato abasí (año 750 después de Cristo), y de ahí se extendió a toda Europa. Numerosos fragmentos de la obra de Rufo de Efeso y Galeno fueron preservados por la literatura médica árabe, especialmente por Rhazes (Contenido de Medicina)⁶⁵. Esto resulta de gran importancia, ya que tras el colapso del Imperio romano, la cultura árabe fue la depositaria de la herencia médica hipocrático-galénica.

La consideración del cristalino como la parte más importante para la visión tiene una importancia crucial, ya que las técnicas quirúrgicas que se realizaban en esas épocas iban necesariamente dirigidas a apartar la catarata del eje pupilar, pero manteniéndola dentro del ojo, ya que se creía que en caso contrario el ojo perdería de forma definitiva e irreversible la visión.

El movimiento de la catarata en sentido posterior se podía realizar de dos formas: depresión o reclinación⁵⁰.

- En la **depresión** la catarata se luxaba hacia atrás de forma perpendicular, quedando liberada de la zónula y libre en el interior de la cavidad vítrea a una cierta profundidad. Finalmente se desplazaba hacia el cuerpo ciliar o a la superficie retiniana, rodeada de humor vítreo. En algunos casos la catarata podía regresar a su posición original.

- En la **reclinación** la catarata se luxaba únicamente por su parte superior, de forma que la superficie anterior del cristalino quedaba dirigida hacia arriba y la superficie posterior dirigida hacia abajo. Esta técnica era menos agresiva y mantenía el cristalino más cerca de su lugar original, por lo que se cree que era preferida por la mayoría de los autores.

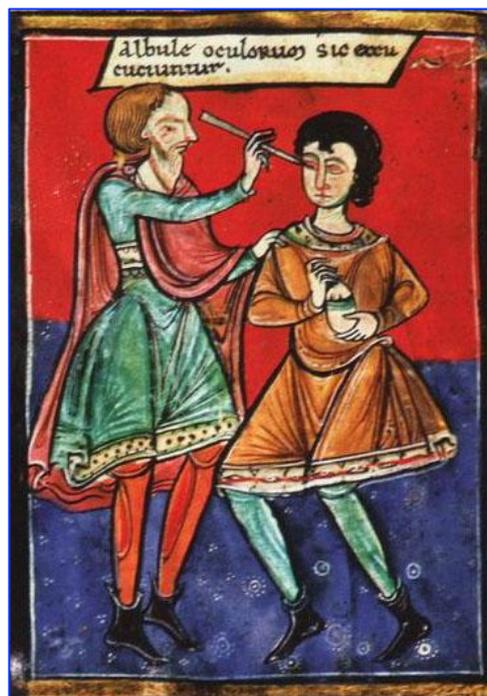


Figura 1.24. Grabado europeo de la Edad Media que representa el abatimiento de la catarata.

Posteriormente se practicaron nuevas técnicas, como la aspiración de cataratas blandas a través de una aguja o la discisión de la catarata: con ayuda de instrumentos cortantes, se rompía el cristalino opacificado en múltiples fragmentos de pequeño tamaño, que pueden ser reabsorbidos con mayor facilidad por el ojo.

Así, encontramos descritas dos formas de realizar la cirugía de aspiración de la

catarata: una de ellas mediante incisión corneal con posterior introducción de un tubo de cristal, y la otra, mediante introducción de una aguja hueca por la esclera. Esta última fue descrita por Ammar ibn Ali de Mosul a principios del siglo XI.

Tras el afianzamiento de la nueva teoría sobre la opacificación cristalina como causa de la catarata en el siglo XVIII, se desarrollaron nuevas técnicas quirúrgicas, aunque el abatimiento de la catarata siguió siendo una técnica muy popular hasta mediados del siglo XIX. Aún hoy en día, se sigue realizando con cierta frecuencia en algunas áreas subdesarrolladas de la India o África central⁵³.

◇ **La evolución técnica: Extracción Extracapsular del Cristalino (EECC).**

De forma esporádica se han identificado evidencias que demuestran la realización de extracciones extracapsulares antes de la primera cirugía extracapsular planeada de Jacques Daviel.

En París, en 1705, Michel Pierre Brisseau demostró, ante la Académie Royale des Sciences, que la catarata era una opacificación del cristalino y no un humor coagulado enfrente de él. Este hecho abrió nuevos horizontes a la cirugía de la catarata; poco después, en 1707, Charles Saint-Yves extrajo de un ojo vivo una catarata accidentalmente luxada a la cámara anterior durante un procedimiento de reclinación; un año después Jean Louis Petit, en París, programaba la extracción de cataratas luxadas espontáneamente a la cámara anterior del ojo⁴⁹.

Serán estos dos hechos, la nueva concepción de la naturaleza de la catarata y la experiencia de que es posible extraer una catarata luxada a cámara anterior, los que preparen el camino para lo que será el acontecimiento más importante en la historia sobre el estudio de la cirugía de la catarata, desde la descripción de la técnica de abatimiento por Susruta y Celso⁵²:

“Jacques Daviel, marcará un antes y un después en la historia de la cirugía de la catarata”.

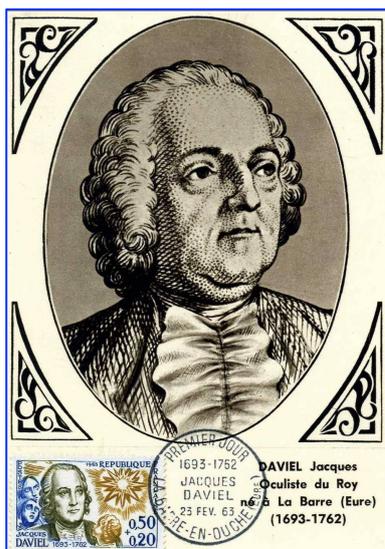


Figura 1.25. Carta máxima y sello conmemorativo del bicentenario de la muerte de J. Daviel.

Jacques Daviel (1696-1762) nació cerca de Rouen, Normandía. Se estableció en 1723 como cirujano en Marsella, donde realizó con éxito gran número de intervenciones de cataratas mediante la técnica de abatimiento, especializándose en esta rama de la cirugía alrededor de 1728⁵². Los buenos resultados le proporcionaron fama y se dedicó de forma exclusiva a la Oftalmología. Daviel diseñó dos instrumentos para evitar las lesiones nada infrecuentes que producía la aguja de abatir sobre el iris y el cuerpo ciliar, una pequeña lanceta para abrir el globo ocular y una aguja roma para el abatimiento⁵².

El desarrollo de la técnica de extracción extracapsular tuvo su origen, según reconoce el propio Daviel, en una complicación que se le presentó al abatir una catarata, que se rompió y pasó contenido a la cámara anterior, por lo que tuvo que limpiar estos restos y algo de sangre realizando una incisión corneal.

Daviel comienza a madurar la posibilidad de extraer la catarata de forma habitual, y finalmente desarrolla su técnica. Conocía las experiencias de St. Yves y Petit, pero el cambio revolucionario aportado por él consistía en aplicar este método a la catarata cuando está en su posición habitual. Entre 1745 y 1746 da a conocer su técnica de extracción de la catarata y su fama crece de manera espectacular.

En 1747 se trasladó a París donde más tarde es nombrado Cirujano-Oculista Real por el rey Luis XV.

El 8 de abril de 1747, realizaba por primera vez la técnica de extracción extracapsular⁶⁶, un significativo avance de la técnica quirúrgica que es considerado el inicio de la cirugía de catarata moderna⁶⁷.

En su artículo de la Académie Royale des Sciences de 1748, menciona la evolución de dos casos en los que la técnica habitual fracasó.

De forma cada vez más frecuente Daviel comenzó a practicar planificadamente la cirugía extracapsular de la catarata y se convirtió en su técnica habitual sobre 1750. En 1752, en una sesión de la Academia Francesa de Cirugía, Daviel presenta su técnica y menciona que la había practicado en 206 ocasiones, obteniendo el éxito esperado en 182 casos⁶⁶.

Desde esta fecha ya se puede hablar con propiedad de “extracción” de la catarata.

La técnica original de Daviel consistía en realizar una incisión en la región inferior de la córnea, exactamente en su unión con la esclera. Con la ayuda de un bisturí triangular, que no difiere mucho de los actuales, conseguía el acceso a la cámara anterior. Posteriormente retiraba este instrumento e introducía un bisturí estrecho, puntiforme, de doble corte, que permitía ampliar la incisión en ambos sentidos. Cuando la tensión de la córnea no permitía continuar con el bisturí, utilizaba unas tijeras curvadas en ambos sentidos, hasta alcanzar el tamaño deseado ligeramente por debajo de la pupila. En este momento levantaba la córnea con una espátula e incidía la cápsula anterior con una aguja afilada. Situaba la espátula entre la catarata y el iris y una suave presión sobre los labios de la incisión favorecía la salida de la catarata. En los casos en que la catarata era blanda y se fragmentaba, una pequeña cureta facilitaba la extracción de los remanentes cristalinos. Reponía la pupila a su lugar anatómico si había habido prolapso, aposicionaba la córnea, limpiaba la herida y aplicaba un vendaje no muy apretado. Prefería condiciones de baja iluminación con la finalidad de que la pupila tuviese el máximo tamaño posible⁵⁰.

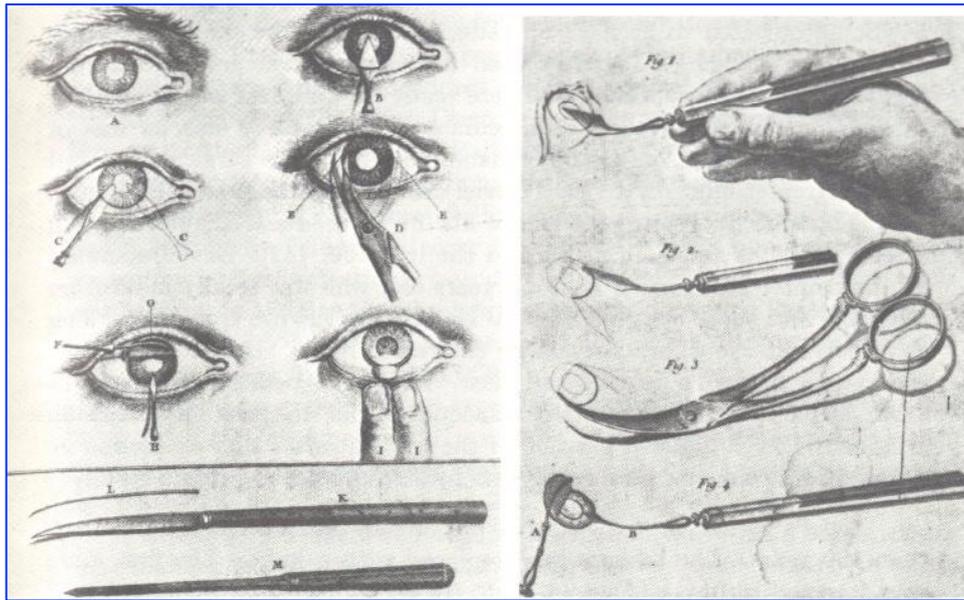


Figura 1.26. Técnica de Daviel para la Extracción Extracapsular de la Catarata.

Jacques Daviel falleció en 1762 y su herencia fue considerable, aunque se precisó casi un siglo para que su técnica se impusiera. Diferentes autores contribuyeron con multitud de formas para la capsulotomía, variaciones en el lugar o la forma de la incisión, o bien diseñando bisturís que facilitasen la técnica de extracción.

Una de las aportaciones más importantes en esta época post-Daviel fue la de Albrecht von Graefe (1828-1870), quien diseñó el que durante mucho tiempo se consideró el bisturí ideal para la cirugía de cataratas. Su técnica consistía en realizar una incisión limbar de 6,5 mm, atravesaba la cámara anterior sin tocar el iris y sin pérdida de humor acuoso, y salía por el lado contralateral para, posteriormente, realizar un suave movimiento oscilante para acabar de abrir toda la córnea. Realizaba una iridectomía en sector, capsulotomía anterior con cistitomo y expresión del núcleo mediante irrigación o con otro instrumento. Esta técnica de extracción lineal de la catarata pasó a ser considerada la estándar para la cirugía de cataratas, y fue aceptada de forma rápida por especialistas de otros países⁵².

Los años finales del siglo XIX y primeros del siglo XX vivieron notables avances: se diseñaron gran número de blefarostatos, Koller introdujo la anestesia con cocaína en 1884, y hacia el 1900 se introdujo la anestesia retrobulbar. En 1914 van Lint propone la técnica de aquinesia que lleva su nombre. También en estos

años, Beard comienza a utilizar la irrigación de los restos del cristalino a partir de un suero que su ayudante mantiene a diferentes alturas en función de la necesidad de cada momento⁵².

La primera experiencia con una sutura tras una cirugía de cataratas no se encuentra hasta el año 1865, con la aportación importante del oftalmólogo norteamericano Henry Willard Williams (1821-1895), quien fue el primero en suturar la incisión esclerocorneal tras la extracción de la catarata⁶⁸. Hasta entonces se había intentado simplemente buscar la máxima aposición de los labios de la herida corneal.

A finales del siglo XIX, incluso con el uso de la técnica de Graefe, la agudeza visual con mejor corrección de la afaquia era solamente de un 20/200 o superior en el 63% de pacientes y de 20/40 o superior en el 5%. Se desarrollaba una catarata secundaria en aproximadamente el 30% del total. La cámara anterior permanecía atalámica más de dos días en el 20% de casos. Los prolapsos de iris eran habituales. El astigmatismo se incrementaba de forma notable tras la intervención y era difícil de corregir. Era frecuente que el paciente necesitara volver a quirófano por restos corticales persistentes en cámara anterior (20% de todas las extracciones extracapsulares). La estancia media en el hospital era de unas dos semanas, con oclusión de ambos ojos durante los primeros 5- 6 días⁵⁰.

El componente refractivo ya se empieza a estudiar. Donders describe un caso de astigmatismo contra la regla después de una cirugía de catarata. Von Reuss y Woinow emplean el queratómetro para medir el astigmatismo preoperatorio en 1869. Javal se interesa por los astigmatismos provocados por la cirugía de la catarata. Reutler describe la aparición de astigmatismo contra la regla en un 88% de los pacientes operados de catarata⁶⁹.

En esta época hay que destacar la aportación de destacados oftalmólogos españoles como Francisco Delgado Jugo, discípulo de Desmarres y compañero de estudios de A. von Graefe, Rafael Cervera y Royo, Luis Carreras y Aragón, Vicente Chiralt , Cayetano del Toro y Quartiellers, Manuel Menacho y Jose Antonio Barraquer y Roviralta, entre otros.

◇ **La Extracción Intracapsular del cristalino.**

Se empezó a realizar a mediados del siglo XVIII, aunque no logró alcanzar la difusión de la EECC. Continuó desarrollándose a lo largo del siglo XIX y se impuso como la técnica más utilizada desde finales del siglo XIX hasta los años 60 del siglo XX

El abordaje quirúrgico del cristalino no siempre se realizó de la misma manera y se realizaron diferentes intentos de realizar la extracción in toto del cristalino con la finalidad de evitar las complicaciones de la cirugía extracapsular, principalmente la pérdida de vítreo o las opacificaciones posteriores que sufrían los remanentes capsulares. En 1753, Samuel Sharp, modificó la técnica descrita por Daviel practicando una incisión corneal exclusivamente con cuchillete y expulsando, mediante presión sobre la parte inferior del ojo, la catarata “in toto” con la cápsula íntegra. Beer (1799) extraía la catarata ensartándola en una aguja. Di Luca (1866) describe su técnica de rotura de las fibras zonulares para facilitar la extracción de la catarata. En 1871, Terson sugiere extraer la catarata atrapando su superficie fuertemente y sacándola fuera del ojo de esta forma⁵⁰.

Vard Hullen en 1910 e Ignacio Barraquer (1884-1965) desarrollan en 1917 equipos de succión que son capaces de fijar y extraer la catarata con relativa facilidad. El equipo diseñado por Barraquer pretendía evitar la introducción de instrumentos cortantes en el interior del globo ocular y disminuir la presión sobre el órgano, siendo “la única forma de ver desaparecer con toda seguridad la pérdida de humor vítreo”. Se utilizaba anestesia retrobulbar y un blefarostato. Efectuaba la incisión corneal con el cuchillete de Graefe y realizaba una iridectomía periférica. Levantaba la córnea y aposicionaba la cara cóncava del instrumento sobre la cara anterior del cristalino. Sujetaba la córnea, aplicaba el vacío y posteriormente extraía la catarata⁷⁰.

Gracias a avances como el erisífacio (para practicar la “facoerisis” o extracción del cristalino) o la zonulolisis enzimática⁷¹ (Joaquín Barraquer, 1958), la cirugía intracapsular se consolidó como la técnica más habitual. Barraquer utilizaba en su primera serie de pacientes una concentración de alfa- quimiotripsina 1/5000, aplicada detrás del iris, a través de la pupila o de una iridectomía periférica. Sin embargo, frecuentemente se presentaban problemas cuando el grosor o la

resistencia de la cápsula anterior no eran suficientes para poder soportar la presión que implicaba el procedimiento.

Con la finalidad de reducir los problemas derivados de este tipo de extracción de la catarata, en el año 1961 Krwawicz⁷² presentó su técnica de crioextracción para la catarata intumesciente. Utilizaba un terminal de cobre recubierto de níquel, que se mantenía en hielo seco y alcohol metílico donde alcanzaba una temperatura de -79°C. Con mínimas modificaciones, esta técnica se ha utilizado hasta no hace muchos años como recurso quirúrgico ante cataratas densas subluxadas⁵⁰.

◇ **Revolución técnica: La Facoemulsificación.**

El primer antecedente de la moderna facoemulsificación podemos encontrarlo en el s. IX de nuestra era: Rhazes (Al-Razi), en su obra *“Contenido de Medicina”*, atribuye a Antylos, contemporáneo de Galeno, haber puncionado una catarata y succionado su contenido por una pipeta de cristal⁴⁹. En el s. X, Ammar ibn Ali, cirujano iraquí, describe la técnica de succión de la catarata: mediante una incisión corneal, accedía al cristalino con una pipeta de cristal y lo extraía mediante succión. Sin embargo, este novedoso método nunca llegó a extenderse⁶⁷.

En 1967, Charles D. Kelman (1930-2004), propuso un nuevo método para extraer el núcleo de la catarata: la facoemulsificación. Mediante ondas de ultrasonido se emulsifica y, posteriormente se aspira el núcleo del cristalino, mediante una pequeña incisión corneal⁶⁷.

Profesor de Oftalmología en Nueva York, Kelman ya había mostrado sus habilidades como inventor con el desarrollo de un instrumento de crioextracción para cataratas en el año 1960. A partir del año 1963 empezó a centrarse en el desarrollo de dispositivos que permitieran reducir el tamaño de la incisión.

De forma más o menos simultánea que Krwawicz, Charles Kelman había desarrollado un dispositivo de crioextracción. Conocía que en la John Hartford Foundation estaban interesados en una técnica de cirugía de catarata por una incisión más pequeña de la habitual, solicitó una beca en 1965. En su formulario de solicitud menciona que “el autor también intentará encontrar una vía para extraer la catarata a través de una pequeña incisión, eliminando la necesidad de hospitalización, anestesia general y disminuyendo de forma dramática el tiempo

de recuperación”⁷³.

En 1965 Charles Kelman, un emprendedor y florido oftalmólogo de Nueva York (era buen saxofonista y piloto de aviones y helicópteros), consiguió una ayuda de 250.000 dólares de entonces para investigar, con límite de tiempo fijado en dos años, un procedimiento que permitiese hacer la cirugía de la catarata a través de una pequeña incisión en la cubierta corneo-escleral y de forma ambulatoria. Tras probar gran variedad de instrumentos, se dirigió a Antón Banko un ingeniero e inventor esloveno radicado en Nueva York y que entonces trabajaba para la compañía Cavitron que se dedicaba a instrumentos de ultrasonido para uso dental⁷⁴.

Comenzó a probar aparatos capaces de romper la catarata y, al mismo tiempo, realizar irrigación y aspiración. Tras múltiples trabajos e intentos, concluyó que la única fuente capaz de proporcionar la suficiente aceleración es la energía ultrasónica. Finalmente utilizó un dispositivo piezoeléctrico emisor de ultrasonidos que generaba menor temperatura y trabajó en la refrigeración de la pieza de mano²⁷.

En 1967 realizó su primera intervención en un ser humano. La intervención duró 4 horas, pero Kelman consiguió eliminar el cristalino, aunque posteriormente el ojo se infectó y fue enucleado. Aproximadamente un año después realizó su segunda intervención en un ojo con una agudeza visual de percepción luminosa difícil, con una catarata madura y el antecedente de una embolia de arteria central de la retina, y el resultado fue algo mejor. Finalmente se presentó el 25 de julio de 1967 la patente del primer facoemulsificador por Kelman y Banko, ingeniero que trabajaba para la empresa Cavitron⁵⁰.



Figura 1.27. Charles Kelman y su facoemulsificador Cavitron.

En 1975 John H. Little da un paso adelante con la capsulotomía anterior circular en abrelatas, que por su mayor estabilidad permite manejar el cristalino en el plano pupilar y no en cámara anterior. Cada vez más cirujanos comienzan a creer en la “nueva” técnica y la confirmación definitiva llega a mediados de los 80 con las publicaciones de Neuhann y Gimbel⁷⁵ sobre la capsulorrexis continua circular.

En esa época KJ Faust describe por primera vez la hidrodissección como medio para separar e hidroexpresar el núcleo en el contexto de una cirugía extracapsular⁷⁶. Posteriormente Howard Fine perfecciona este concepto al introducir la hidrodissección con ruptura de adherencias corticocapsulares, elemento sin el cual no se entenderían las actuales técnicas de facoemulsificación endosacular. En 1993, Kunihiro Nagahara introduce la técnica de chop, reconocida como una forma eficiente de fragmentar el núcleo antes de emulsificarlo⁵⁰.

En España, hay que destacar al Prof. Domínguez Collazo en Madrid, y Andreu Coret en Barcelona, como pioneros en la introducción de esta nueva técnica, que con el paso de los años se ha consolidado y perfeccionado a un ritmo vertiginoso.

En los años 80 Danièle Aron-Rosa y cols. publican los resultados de la capsulotomía posterior con láser Neodimio-YAG, que va a cambiar de forma definitiva la forma de tratar las opacidades de la cápsula posterior hasta nuestros días⁷⁷.

Ya en el siglo XXI vemos aparecer una nueva técnica de microcirugía ocular, en la que se realiza la facoemulsificación a través de dos puertos de 0,9 mm⁷⁸. Por primera vez se separan las vías de infusión-aspiración de la aguja de facoemulsificación, lo cual permite minimizar las incisiones.

◇ **¿El futuro?. Cirugía de la catarata asistida mediante láser de femtosegundo.**

En la actualidad, la cirugía de catarata ya no es sólo un procedimiento para recuperar la visión, sino que se ha convertido en un tipo de cirugía refractiva, en la que los cirujanos oftalmólogos por un lado restituyen la claridad de los medios

ópticos y por otro cambian también la refracción de los pacientes.

Los avances en las técnicas quirúrgicas de las cataratas y de la tecnología de las LIOs están en continua evolución, con el fin último de proporcionar una mejor calidad visual a nuestros pacientes. Con las mayores expectativas de recuperación que actualmente tienen los pacientes tras el procedimiento y el creciente desarrollo de las LIOs premium, los resultados refractivos de la cirugía de catarata son mucho más importantes⁷⁹.

A medida que la facoemulsificación ha ido siendo un procedimiento más seguro y estandarizado, los oftalmólogos hemos ido operando pacientes cada vez más jóvenes, que a su vez tienen mayores expectativas tras el procedimiento. Esto provoca la aparición de nuevas tecnologías y el perfeccionamiento de las técnicas quirúrgicas, una de las cuales ha sido el desarrollo de la tecnología láser.

La oftalmología ha sido siempre una especialidad pionera en el uso del láser, y desde hace más de 50 años, diferentes tipos de láseres se han ido incorporando al diagnóstico y tratamiento de diversas patologías oculares. El último en incorporarse ha sido el láser de femtosegundo (LF) o femtolaser en la cirugía de catarata⁸⁰.

El LF trabaja con longitudes de onda similares al láser de Neodimio-Yag, en el espectro electromagnético del infrarrojo⁸¹, aunque el efecto tisular es diferente, ya que el LF trabaja con pulsos extremadamente cortos y sin efecto térmico. Un femtosegundo es la 10^{-15} parte de un segundo, mientras que la duración del pulso del Nd:YAG está en el rango de los nanosegundos, es decir 10^{-9} segundos.

EL LF ha sido utilizado en oftalmología desde 2001, principalmente para crear flaps corneales en la cirugía refractiva corneal mediante técnica de LASIK^{79,82}. Diversos trabajos demostraron las ventajas del LF sobre otros láseres usados en oftalmología por la duración ultracorta de los pulsos que utiliza^{83,84}.

La cirugía de la catarata asistida por láser de femtosegundo (Femtosecond laser-assisted cataract surgery, FLACS) es actualmente el “estado del arte” en la cirugía de cataratas⁸⁵. Es una herramienta que no sólo proporciona precisión, sino sobre todo reproducibilidad, ya que automatiza pasos quirúrgicos que previamente dependían tan sólo de la habilidad quirúrgica del cirujano^{85,86}. En un

periodo relativamente corto de tiempo, el láser de femtosegundo se ha convertido en una tecnología relevante en la cirugía de catarata, como una oportunidad para mejorar la calidad del procedimiento quirúrgico y de los resultados del mismo⁸⁷.

Basado en el principio de fotodisrupción, el LF puede crear una separación en el tejido y realizar cortes muy precisos dentro de la córnea, la cápsula cristalina y dentro del propio cristalino. En la cirugía de cataratas la duración del pulso es de 400-800 fs.



Figura 1.28. Plataforma de Femtoláser para cirugía de cataratas.

Esta tecnología integra un sistema de imagen de alta resolución del segmento anterior ocular con un LF capaz de tratar tejidos oculares a mayor profundidad, con capacidad por un lado de crear incisiones principales y accesorias, e incisiones corneales astigmáticas, y por otro realizar la capsulotomía anterior y fragmentar y reblandecer el núcleo cristalino, con la precisión de un láser automatizado y guiado informáticamente y con un mínimo daño tisular colateral^{88,89}.

La creación de incisiones corneales con una localización y arquitectura muy precisas, permite que los resultados sobre el astigmatismo sean más predecibles, ya que permite un gran control tanto de los ejes como de la longitud de la incisión principal y de posibles incisiones relajantes arcuatas^{87,89}.

El procedimiento quirúrgico realizado de esta manera permite una optimización del tiempo quirúrgico, minimizando el trabajo del cirujano, y puede garantizar una rápida y exitosa cirugía⁹⁰.

La primera intervención realizada mediante técnica FLACS en el ser humano fue realizada en 2008 en Budapest, en el Departamento de Oftalmología de la Universidad de Semmelweis⁸⁰.

En tan pocos años de evolución de la técnica, ha habido notables progresos en el desarrollo del software y en la experiencia quirúrgica desde la introducción de la primera generación de LF para cirugía de catarata, con evidencia en la reducción de los tiempos de facoemulsificación, mejores arquitecturas de las incisiones, mayor precisión y eficacia de la capsulotomía anterior, y mayor estabilidad y precisión de la posición de la LIO^{81,92-95}.

Por todo esto, la aplicación del LF tiene el potencial de mejorar los resultados quirúrgicos en los pacientes a la vez que permite a los cirujanos con diferentes niveles de experiencia y habilidad realizar mejor la cirugía de la catarata. El efecto disruptivo de esta nueva tecnología en los resultados refractivos y visuales, las tasas de complicaciones, seguridad del paciente, aspectos económicos, el coste-efectividad para pacientes e instituciones públicas y privadas, han generado mucho interés y controversia entre los oftalmólogos^{96,97}.

Basándose en los resultados y experiencias iniciales, la FDA aceptó en 2009 para el LenSx® (Alcon Laboratories, Inc., Fort Worth, TX, USA), los cuatro pasos principales de la cirugía de catarata asistida mediante láser de femtosegundo (FLACS, femtosecond laser-assisted cataract surgery): capsulorexis, fragmentación del cristalino (licuefacción), incisiones corneales e incisiones arcuatas.

Otras compañías han desarrollado diferentes plataformas de femtoláser para cataratas, como son CATALYS® (Abbott Medical Optics Inc., Santa Ana, CA, USA), LENSAR (LENSAR Inc., Orlando, FL, USA), y Victus® (TECHNOLAS Perfect Vision GmbH, Munich, Germany; Bausch & Lomb Incorporated, Rochester, NY, USA)⁸⁰.

PLATAFORMAS	LenSx	LensAR	Catalys	Victus
Compañía	Alcon	Lensar	OptiMedica	B+L Technolas
Sistema de Imagen	3D OCT Imagen en vivo	3D Scheimpflug No imagen en vivo	3D OCT No imagen en vivo	OCT Alto Contraste Imagen en vivo
Sistema de Acoplamiento	Cono de interfase (contacto directo)	Anillo de succión y líquido en interfase	Anillo de succión y líquido en interfase	Anillo de succión de silicona Cono de interfase curva
Láser	Femtosegundos 1030 nm	Picosegundos	Femtosegundos 1030 nm	Femtosegundos 1030 nm

Tabla 1.3. Principales plataformas de láseres de femtosegundo para cirugía de cataratas^{87,98}.

El LF proporciona resultados más precisos y reproducibles que las técnicas manuales, y permite realizar de forma automatizada algunos de los pasos quirúrgicos más críticos de la cirugía de catarata, con resultados muy consistentes, y con alto grado de predecibilidad⁸⁰. La tecnología FLACS ofrece a los cirujanos una nueva opción para mejorar potencialmente los resultados de los pacientes, seguridad, precisión y eficacia⁷⁹.

Aunque el precio es un factor importante y limitador para una rápida difusión de este procedimiento, se espera una amplia aceptación y uso en los próximos años debido a la edad cada vez más alta de la población y el incremento en el número de cirugías de cataratas. En el momento actual, las principales características son la alta predecibilidad y su seguridad⁸⁰.

Sin embargo, el alto coste de esta clase de equipamientos lo hacen inasequible para la mayoría de los cirujanos, y actualmente hay aspectos muy controvertidos sobre coste-efectividad comparado con otras alternativas^{85,87,99}.

El control potencial del LF sobre los pasos quirúrgicos en los que se utiliza, (incisiones corneales, capsulorrexis y reblandecimiento y fragmentación del núcleo), abarca los principios de una moderna cirugía de cataratas, los cuales pretenden realizar la intervención con un mínimo impacto refractivo en la córnea, un menor trauma intraocular, y un centrado preciso de la LIO⁸⁷.

“... a menos que el fragmento tenga un borde punzante en contacto con una porción móvil y sensitiva del ojo, la reacción tisular parece mínima...” (nota del diario de guerra de Harold Ridley, cirujano oftalmólogo británico de la Royal Air Force durante la II Guerra Mundial)¹⁰⁰



Harold Ridley

1.4. EVOLUCIÓN DE LAS LENTES INTRAOCULARES

Un aspecto fundamental tras la eliminación de la catarata es la rehabilitación visual del paciente. Ésta, al igual que las propias técnicas quirúrgicas, han ido evolucionando a lo largo del tiempo. Durante muchos siglos, desde que se empezase a abatir la catarata, el paciente operado no utilizaba tras la cirugía corrección óptica alguna. Por esta razón, recuperaba visión pero no agudeza visual. El primer gran avance fue el uso de anteojos para la compensación del defecto refractivo en los pacientes afáquicos. El primer autor que escribió sobre el uso de lentes para corregir este defecto refractivo fue Daza de Valdés (1591-1634); habla de la catarata como de una túnica o película que es abatida durante la cirugía. La necesidad de corrección óptica del operado la relaciona con el debilitamiento que la vista ha sufrido mientras ha estado presente el “humor de la catarata” en el ojo⁵².

Ya en los años 30 del s. XX se desarrollaron las lentes de contacto de material plástico, y sin duda este hecho ayudó a buscar algún dispositivo similar que pudiera ser implantado dentro del ojo, no en la superficie²⁷.

Pero la posibilidad de sustituir el cristalino por una lente de cristal ya había estado en la mente de muchos cirujanos y más entrado el siglo XX. La labor del cirujano, hasta entonces, había sido únicamente extirpar el órgano enfermo, pero introducir un cuerpo extraño intraocular producía un enorme rechazo...¹⁰²

1.4.1. Los inicios de las lentes intraoculares

La primera referencia a las lentes intraoculares la encontramos a finales del s. XVIII. En 1765, Giacomo Casanova describe en sus memorias un encuentro que tuvo en Varsovia con un oculista itinerante italiano, llamado Tadini, quien le mostró una caja de esferas de cristal pulidas que servirían para ser colocadas dentro del ojo y así reemplazar el cristalino tras la cirugía de cataratas. Según referencia de una publicación de 1795 del cirujano suizo Rudolph Schiferli (1773-1837), el Oculista de la Corte de Dresden Casaamata intentó insertar una lente de cristal bajo la herida corneal tras una cirugía de catarata, pero el intento fracasó y la lente cayó hacia el fondo del ojo. Este fue el primer intento fallido de corregir la afaquia mediante el implante de una lente artificial¹⁰¹.

La figura clave en el desarrollo de la LIO es Harold Ridley (10 Julio 1906 - 25 Mayo 2001). Ridley comenzó su formación médica en 1927 en el St Thomas' Hospital de Londres, y completó su educación médica básica en 1930. En julio de 1932, a la edad de 25 años (la edad más joven elegible) recibió el título de FRCS (Fellow of the Royal College of Surgeons)¹⁰². Posteriormente desarrolló su formación como oftalmólogo en el Moorfields Eye Hospital de Londres, y, en 1938, es nombrado oftalmólogo cirujano y consultor permanente de este hospital, la persona más joven hasta entonces en conseguir esta titulación. Entró como oftalmólogo en la Royal Air Force al iniciarse la Segunda Guerra Mundial y fue enviado a diferentes destinos en Africa y Oriente Medio²⁷.

Ridley siempre mostró creatividad y fue un innovador en diferentes áreas antes de su más notorio invento; realizó investigaciones en el área de las enfermedades tropicales oculares, especialmente la oncocercosis, fue pionero a la hora de televisar una cirugía ocular, inicialmente en blanco y negro (1948) y luego en color (1950) y desarrolló un sistema para examinar internamente el ojo por medio de métodos electrónicos (1949) siendo el primero en emplear técnicas populares de tele-diagnóstico¹⁰⁰.

En 1948, en un quirófano del St. Thomas Hospital de Londres, Steve Parry, un estudiante de Medicina que veía por primera vez una operación de cataratas se atrevió a preguntarle a Harold Ridley por qué no sustituía el cristalino cataratoso que acababa de extraer¹⁰³.



Figura 1.29. Harold Ridley, en distintos momentos de su vida. En febrero de 2000, fue nombrado Caballero por la Reina Isabel II.

Con el paso de los años H. Ridley manifestó lo importante que fue para él este suceso. Ese comentario le dio el coraje que necesitaba para continuar con la peligrosa empresa que estaba contemplando¹⁰².

H. Ridley se puso en contacto con especialistas de otras disciplinas, como John Pike, técnico de la casa Rayner, cuya ayuda sería fundamental para el desarrollo de la primera lente intraocular.

La elección del material fue el fruto de años de observación en pilotos de la Royal Air Force que habían sufrido daños oculares durante la guerra. Muchos de ellos presentaban cuerpos extraños intraoculares, que en función de su naturaleza generaban intensas reacciones inflamatorias. Sin embargo, uno de estos cuerpos extraños era aparentemente bien tolerado incluso años después del accidente. Se trataba de fragmentos de plástico de las carlingas de aviones modelo Spitfire^{27,50}.

El plástico en cuestión era un producto de la Imperial Chemical Industries (ICI), una variedad de metilmetacrilato patentado con el nombre de Perspex. Además de ser un producto inerte, demostró tener una densidad específica similar a la del fluido ocular, con características óptimas para la transmisión de la luz.

Sin embargo, la variedad comercial de Perspex contenía impurezas que no permitían su utilización como implante intraocular. Por ello, Ridley y John Pike, junto con John Holt, de la casa ICI, desarrollaron un material acrílico de polimetilmetacrilato (PMMA) de calidad clínica denominado Perspex CQ (Clinical Quality), el mismo material o muy similar al utilizado actualmente en la fabricación de muchas de las LIOs¹⁰². Rayner aportó la fabricación de la lente intraocular a precio de coste. El trabajo de todos ellos se mantuvo en el máximo secreto, ya que no solamente iban a realizar un implante innovador y necesitaban volver a la

antigua técnica extracapsular, ya que la intracapsular no proporcionaba soporte para la lente. La controversia estaba servida. Las lentes de apoyo en iris o de cámara anterior todavía estaban muy lejos.

El 29 de Noviembre de 1949, Ridley practicaba en el St Thomas' Hospital la primera cirugía en el mundo en la que se planificaba la implantación de una LIO para sustituir el cristalino explantado. La paciente que se ofreció valientemente a esta intervención pionera fue la enfermera del mismo hospital Elisabeth Atwood, de 45 años de edad y que presentaba una catarata en uno de sus ojos. La intervención se realizó en dos tiempos, en el primer procedimiento se practicó la extracción extracapsular del cristalino, y el 8 de febrero de 1950, en un segundo tiempo, se realizó el implante de la lente diseñada por él y fabricada por la casa Rayner^{27,102}.

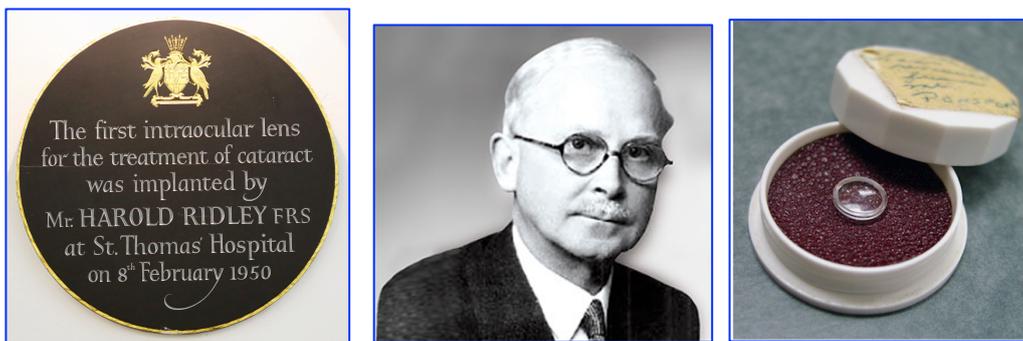


Figura 1.30. Placa conmemorativa que recuerda el primer implante intraocular para el tratamiento de la catarata, realizado por Harold Ridley el 8 de Febrero de 1950 (St. Thomas' Hospital, Londres). Imagen de Harold Ridley y de la primera LIO diseñada por él.

La implantación de lentes intraoculares tuvo un apoyo limitado en la Gran Bretaña de su época. Ridley intentó mantener su técnica en secreto todo el tiempo posible con la finalidad de valorar la estabilidad de la lente a medio plazo. La primera presentación de su procedimiento la realizó en la Conferencia Oftalmológica de Oxford en 1951. En ese momento, su primer implante había permanecido estable en la cámara posterior de la paciente durante más de 20 meses. Llegó a la sala donde tendría lugar la presentación acompañado de dos pacientes, uno de los cuales presentaba una visión de 20/20 en un ojo y 20/15 en el otro. Los oftalmólogos presentes en la sala rechazaron el ofrecimiento de examinar a los pacientes y la presentación se dio por terminada de forma abrupta²⁷.

En 1952, Harold Ridley publica los resultados obtenidos con esta nueva técnica, y describe los primeros resultados refractivos en cirugía de catarata con un implante de LIO. Aunque los cálculos teóricos para la potencia de la lente se habían basado en los trabajos del premio Nobel Allvar Gullstrand y en las medidas del cristalino natural, los diferentes índices refractivos de las proteínas del cristalino y el PMMA hicieron que el diseño de la lente fuera finalmente demasiado grueso⁵⁰. Sus primeros dos pacientes tuvieron un defecto residual miópico de -21 D y -15 D de equivalente esférico, como resultado de la excesiva potencia diseñada en esta primera LIO. Este lentículo se fabricó basándose en la estructura natural del cristalino, con un radio de curvatura para las superficies anterior y posterior de 10 y 6 mm respectivamente¹⁰⁴. El propio Ridley, en dicho artículo, separa estos dos primeros casos de los siguientes, reconociendo que la primera lente acrílica (compuesta en su totalidad de polimetil metacrilato polimerizado) era excesivamente gruesa y de alto poder refractivo, medía 8,35 mm de diámetro y 2,40 mm de grosor¹⁰⁴.

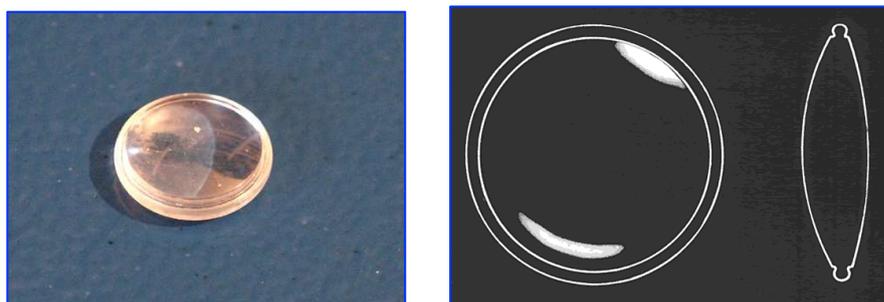


Figura 31. Lente de Ridley, y dibujo esquemático de su diseño.

Posteriormente se desarrolló un nuevo diseño con una potencia de +24 D, y los 25 pacientes que fueron operados a continuación recibieron esta LIO estándar. Con estas lentes el error refractivo medio postoperatorio obtenido fue -2,25 D (rango -10,5 a +4,5)^{104,105}. Se calcula que en los siguientes años realizó más de 1000 implantes.

La inestabilidad de la lente provocaba complicaciones como luxaciones posteriores con relativa frecuencia. En el año 1970 Ridley estimaba que había sido necesario extraer el 15% de las lentes implantadas.

Al margen de cirujanos como Peter Choyce o Edward Epstein (en Inglaterra), junto con algunos oftalmólogos de otros países como Binkhorst o Fyodorov, la recepción de sus colegas fue muy crítica.

En 1952 Derrick Vail, editor del American Journal of Ophthalmology, en una conferencia realizada en la American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology, describió el implante de una lente intraocular como “una temeridad, cuyos riesgos superan ampliamente sus beneficios”. Duke Elder, uno de los oftalmólogos más preeminentes de todo el siglo XX, presionó a algunos de los oftalmólogos que apoyaban a Ridley, hasta el punto de manifestarles que su carrera se encontraba en serio peligro si continuaban por ese camino. No obstante, y fuera de sus fronteras, otros autores como Binkhorst estudiaron la reacción inflamatoria de las lentes de Ridley y la utilización del iris como lugar de implante alternativo¹⁰⁶.

La posibilidad de una acción legal en su contra forzó a Ridley a abandonar su procedimiento. En 1964, escribió “el riesgo de un eventual fallo con la lente de cámara posterior es demasiado grande como para ser aceptado, aunque en muchos casos los resultados obtenidos hayan sido extremadamente gratificantes para el cirujano y para el paciente”. Concluyó con un revelador “en los próximos años, esta innovación en la cirugía de la catarata tendrá el lugar que le corresponde”. A pesar de esta corriente adversa, Binkhorst consiguió publicar en el British Journal su primera serie de 50 casos con implantes para afaquia en 1962¹⁰⁷.

En 1966 tiene lugar el Congreso Internacional de Oftalmología en Munich. Peter Choyce, liderando a un grupo de oftalmólogos que se mostraban favorables a las lentes intraoculares, intentó sin éxito que éstas tuviesen su lugar en el programa. Decepcionados, decidieron pasar a la acción y crear su propia Sociedad, la Intraocular Implant Club. Tras organizar una reunión paralela durante el Congreso Internacional de Oftalmología de París, en 1974, el nombre fue cambiado por el de International Intraocular Implant Club. Pocos años después se fundó la Intraocular Lens Implant Society, que hoy conocemos como ASCRSA¹⁰².

Durante las siguientes dos décadas el implante de LIOs fue controvertido por la experimentación caótica y la deficiente fabricación y diseño de las lentes, y los esfuerzos se focalizaban en reducir la incidencia de complicaciones durante y tras

la cirugía¹⁰⁸. Los cirujanos implantaron LIOs con la misma potencia en todos los ojos, con la finalidad de restaurar la situación refractiva preoperatoria de cada paciente, y aunque funcionaba bien en algunos pacientes, eran frecuentes grandes sorpresas refractivas¹⁰⁹, con una mala correlación entre el error refractivo previo y posterior a la cirugía de catarata¹¹⁰.

Las primeras lentes intraoculares de la era moderna, implantadas en la década de los 50 del siglo XX, no obtenían grandes resultados, ya que tenían un soporte angular y escasa estabilidad dentro de la cámara anterior, lo que causaba frecuentemente descompensación corneal. Los avances aparecidos en las sucesivas generaciones de LIOs desarrolladas desde entonces han logrado que en la actualidad dispongamos de lentes mucho mejor toleradas que son capaces de lograr un rápida y efectiva rehabilitación visual.

Conseguir la autorización de la FDA para implantar lentes intraoculares no fue un trabajo sencillo. Finalmente, en el año 1981, se consiguió que fuera declarada una técnica “segura y efectiva”, obteniendo la autorización para su comercialización como implante. Estas primeras lentes aprobadas por la FDA eran los modelos Choyce Mark VIII y Choyce Mark IX, dos tipos de lentes de cámara anterior que también habían sido fabricados por Rayner⁵⁰.

En la actualidad, disponemos de una amplísima gama de LIOs: hay lentes fásicas, que se utilizan en pacientes con cristalino, y pseudofásicas para pacientes en los que se extrae el mismo; existen implantes de cámara anterior y de cámara posterior, para sulcus ciliar o para introducir en el saco capsular; de tres piezas o monobloques; capaces de corregir tanto el defecto esférico como el cilíndrico (LIOs tóricas); monofocales o multifocales, que pueden devolver a los pacientes un rango de visión similar al que otorga la capacidad de acomodación.

Las palabras de R. Drews, prestigioso cirujano de cataratas norteamericano, universalizan la figura ejemplar de H. Ridley tras su fallecimiento: ***“No importan los brillantes logros que se hagan en el futuro, el lugar de Sir Harold en la historia seguirá siendo seguro. Ridley ha declarado que espera reunirse con Daviel en el cielo”***¹⁰².

“En el momento actual, por lo tanto, un lentículo artificial es la única solución”. Los problemas que se han de resolver son tres: seleccionar un material transparente que no provoque una reacción tisular en el ojo, determinar el tamaño y poder refractivo de la lente artificial, e inventar un método para insertarla y retenerla de una forma segura en su posición dentro del ojo” (H. Ridley, 1952)

Dado que el implante de una LIO durante la cirugía de catarata es el objetivo principal, una vez emulsificado o extraído el cristalino, se deben poner todos los medios y el conocimiento necesarios para conseguir la mayor precisión en el cálculo de la potencia necesaria para cada LIO.

Las mayores expectativas actuales en la cirugía de catarata y la demanda de un óptimo resultado final, han conseguido que esta cirugía se presente no sólo como un tratamiento con finalidad de rehabilitación visual, sino que se ha convertido en una verdadera cirugía refractiva, en la que el resultado refractivo final puede definir el éxito visual. Cada vez operamos pacientes más jóvenes, con menos afectación visual, y con mayor exigencia de un óptimo resultado¹¹¹.

Los avances tecnológicos han permitido importantes avances tanto en la técnica quirúrgica de la catarata como en el desarrollo de mejores LIOs, ha disminuido la incidencia de complicaciones serias en esta cirugía¹¹².

Los resultados refractivos en la cirugía de catarata han mejorado notablemente en los últimos años. La disminución del tamaño de la apertura corneal, con la creación de incisiones en córnea clara sin sutura, ha permitido un mejor control sobre el astigmatismo postoperatorio. Y por otro lado, la mejora en los controles de calidad en la fabricación de las LIOs ha eliminado una potencial fuente de error de los resultados refractivos postoperatorios, como eran la incorrecta etiquetación o la imprecisa potencia de la LIO¹¹².

Sin embargo, y a pesar de los grandes avances, uno de los problemas que persiste en la actualidad es el de precisar adecuadamente en todos los casos la medición de la LIO para asegurar resultados refractivos óptimos.

Pequeños errores biométricos pueden limitar el resultado de la LIO y ocasionar insatisfacción en el paciente y un cierto grado de frustración en el

cirujano. El cálculo incorrecto de la potencia de la LIO es actualmente la principal causa de recambio de lente en la cirugía de catarata¹¹³⁻¹¹⁵.

Son múltiples los estudios que se han llevado a cabo y se realizan con el objetivo de mejorar la exactitud y precisión en los cálculos de la potencia de la LIO¹¹⁶⁻¹²¹.

El perfeccionamiento en el cálculo de la potencia de la LIO necesaria para obtener la refracción postoperatoria viene marcado por el desarrollo en dos campos fundamentales de la implantología ocular¹²¹⁻¹²³:

- En primer lugar, las técnicas que permiten la medida de las estructuras oculares, y la mejora en la precisión de las mismas

- Y en segundo lugar, las fórmulas de cálculo que, cada vez con mayor precisión, se aproximan al resultado postquirúrgico pretendido.

Un tercer factor que se valora es la precisión de los controles de calidad en la fabricación de las LIOs¹²⁴.

1.4.2. Evolución de las lentes¹²⁵⁻¹²⁷

Se ha estratificado el desarrollo de las LIOs en seis generaciones, fundamentalmente categorizadas por el tipo de fijación. Cada pequeño salto evolutivo de las lentes ha constituido un avance tanto en técnica quirúrgica como en el diseño y calidad de las mismas.

- La Primera generación (1949-1954) la constituye la lente de Ridley, que hemos descrito más arriba, y hemos visto cómo fue posible uno de los grandes avances médico-quirúrgico del s XX.

Sus principales complicaciones fueron el desplazamiento, la inflamación y el glaucoma secundario.

- Segunda generación (1952-1962).

Son las primeras LIOs de cámara anterior (CA), implantadas tras EICC. Surgen fundamentalmente para evitar las dos grandes complicaciones de las lentes de Ridley, por un lado la dificultad de posicionarla y por otro la opacificación capsular que tan frecuentemente se observaba.

La primera de estas lentes la implantó Baron en 1952. Los grandes problemas de estas LIOs vinieron por el traumatismo crónico sobre el ángulo camerular y el endotelio corneal, ocasionando cuadros de descompensación corneal, y queratopatías bullosas severas.

Mucha más popularidad consiguió Strampelli con una LIO de CA, fácil de insertar y con escasas complicaciones tempranas, que animó a otros cirujanos como Dannheim y Barraquer.

- Tercera generación (1953 – 1975).

Lentes fijadas al iris, para intentar encontrar un lugar de anclaje que mantuviera la LIO más alejada de la córnea.

Pero surgieron con ellas los problemas secundarios a la estimulación y traumatismo de los tejidos uveales. Se observaban cuadros inflamatorios, uveítis, y secuelas como descompensación corneal, edema macular quístico y formación de membranas ciclólicas.

En esta época destacan las LIOs diseñadas por Binkhorst y las sucesivas modificaciones que hizo, que permitieron implantarlas en extracciones de catarata extracapsulares, y también los diseños de LIO de anclaje en iris de Worst.

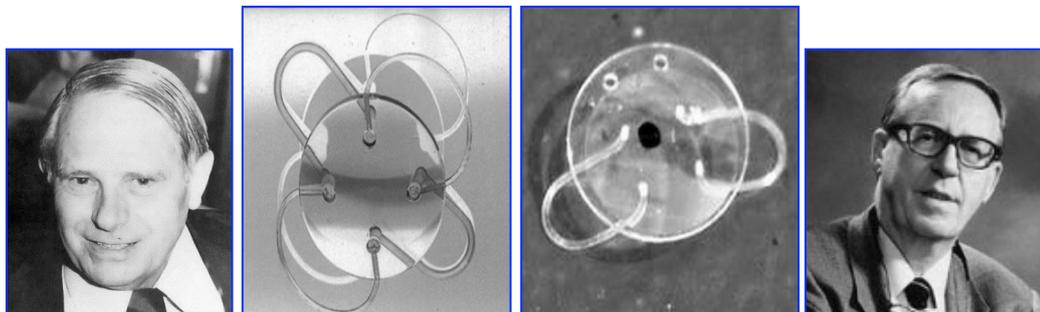


Figura 1.32. Binkhorst y su diseño de lente "Iris clip lens". Worst y su "Iris claw lens".

- Cuarta generación (1963-1990).

De nuevo se diseñaron LIOs para emplazar en la CA. Fueron años, (las décadas de los 60, 70, y 80 del s XX), con muchos cambios, diseños, innovaciones, algunos consiguieron el éxito y otros muchos fracasaron.

Las LIOs de tipo Choyce, Mark y Kelman, en sus diferentes modelos, fueron muy utilizadas en estos años.



Figura 1.33. Diferentes diseños de LIOs de 4ª Generación.

- Quinta generación (1975-1990).

La cirugía de catarata se realiza nuevamente con técnica de EECC, y con implante de lentes de cámara posterior. Las primeras de estas lentes tenían la fijación fuera del saco capsular (cirugía precapsular), si bien la tasa de complicaciones era elevada. Con el transcurso de los años se fue consolidando la tendencia hacia la fijación en el saco capsular.

En estos años se diseñaron lentes rígidas, otras con hápticos en J, o modificadas, con hápticos en C, etc.



Figura 1.34. Diferentes diseños de LIOs de 5ª Generación.

Antes de describir la generación actual de LIOs, hay que destacar importantes figuras en el campo del desarrollo quirúrgico de las lentes y la cirugía de cataratas en todos estos años de cambios y evolución, como fueron Barraquer en España, Strampelli en Italia y Choyce en Inglaterra.

- Sexta generación (1990-).

Esta es la generación de lentes actuales. La evolución tecnológica de las LIOs ha sido espectacular en los últimos años. La cirugía de catarata se ha ido convirtiendo paulatinamente en una cirugía refractiva, con un claro objetivo de conseguir la emetropía tras la intervención. A esto contribuye la importante demanda social de eliminar el uso de las gafas.

La cirugía actual busca reducir el tamaño de las incisiones, conseguir una cámara más estanca y disminuir el traumatismo tisular mediante instrumentos y maniobras quirúrgicas más precisas. Todo esto condiciona la necesidad de buscar

nuevos materiales y geometrías que permitan implantar las LIOs por un espacio más reducido, conservando bien su estructura y su estabilidad.

Hoy en día, existen muchas más posibilidades que antes para mejorar la calidad visual tras la operación. Así, la calidad de la visión del paciente tras la cirugía, viene determinada en gran medida por el tipo de lente seleccionada; por su funcionalidad y las características de su óptica. La posibilidad de personalizar e individualizar una LIO puede llegar a proporcionar en muchos casos la independencia de las gafas tras la intervención.

Asistimos a una evolución en los materiales, modificaciones en la superficie de las LIOs, la innovación de diseños que persiguen la mejor estabilidad intraocular de la LIO, y la posibilidad de frenar la proliferación de células capsulares.

Los factores principales en el diseño de las LIOs¹²⁸ se pueden estructurar en:

- Materiales:
 - Plasticidad y deformabilidad de las lentes.
 - Biocompatibilidad tisular.
 - Transmitancia de la luz y calidad óptica.
 - Posibilidad de incorporar filtros.
 - Capacidad de modificar su estructura polimérica in situ.
- Geometría de las lentes:
 - Diseño de los hápticos para estabilizar la LIO en el saco capsular.
 - Diseño de óptica y hápticos para evitar la opacificación capsular.
 - Angulación hápticos-óptica para ubicar la LIO más posterior.
 - Zona óptica funcional grande.
 - Perfiles que permitan mejorar las aberraciones ópticas.
 - Capacidad pseudoacomodativa.

Existen diferentes materiales para la fabricación de las LIOs, que buscan fundamentalmente ser estables en el tiempo, biocompatibles y que permitan el tallado y pulido de geometrías que ofrezcan la mayor pureza óptica. Los materiales

de las lentes intraoculares se dividen en dos grupos¹²⁹: polímeros acrílico/metacrilatos y elastómeros de silicona. El primer grupo incluye las lentes rígidas de PMMA y otros copolímeros como el HEMA y las lentes blandas acrílicas y de hidrogel. Difieren en el índice de refracción, contenido de agua, comportamiento en plegado y desplegado, y propiedades de superficie.

Las lentes del segundo grupo tienen flexibilidad mecánica y dependiendo del grupo orgánico asociado, varían sus índices de refracción, la resistencia mecánica, y la transparencia.

Una LIO monofocal se define matemáticamente por medio de los radios de curvatura de las superficies anterior y posterior. Para su diseño hay que tener en cuenta el material (que determina el índice de refracción de la LIO) y la potencia total que se quiere conseguir.

Paralelamente a todo este aspecto físico, se desarrolla el componente óptico de las LIOs, con la incorporación al mercado de lentes esféricas, tóricas y multifocales (MF).

Las LIOs monofocales, han sido las habituales hasta hace unos años, son las que se implantan con más frecuencia en la cirugía de la catarata, aunque al ofrecer un único punto de enfoque, no permiten eliminar la dependencia de las gafas. Sin embargo, en la actualidad, las LIOs monofocales han sido superadas por otros tipos de LIOs llamadas Premium, que cuentan con varias zonas de enfoque y que, sirviéndose de diferentes principios ópticos, pueden suprimir en la mayoría de los casos la necesidad del uso de gafas o lentes de contacto.

Las superficies de la LIO pueden ser esféricas o esféricas. Para optimizar la calidad óptica en el eje, el procedimiento habitual de diseño consiste en¹²⁹:

- 1) Evaluación del factor de forma (función de los radios de curvatura) para optimizar el foco paraxial.

- 2) Minimización de la aberración esférica dotando de asfericidad a una o a las dos caras de la LIO.

Las LIOs esféricas intentan no incrementar o compensar la aberración esférica positiva del ojo, que ya existe por el componente corneal. Algunas tienen la superficie anterior prolata, otras la superficie posterior, y otras en ambas caras.

Las LIOs tóricas surgen por la necesidad creciente de controlar el astigmatismo en la cirugía de catarata. La estandarización de la facoemulsificación, la evolución hacia técnicas con incisiones corneales cada vez más pequeñas, y por tanto menos generadoras de astigmatismos postoperatorios, han hecho necesaria la aparición de LIOs que contribuyan a la corrección no sólo del componente esférico refractivo preoperatorio, sino también del componente cilíndrico, de esta manera se obtienen resultados refractivos muy satisfactorios.

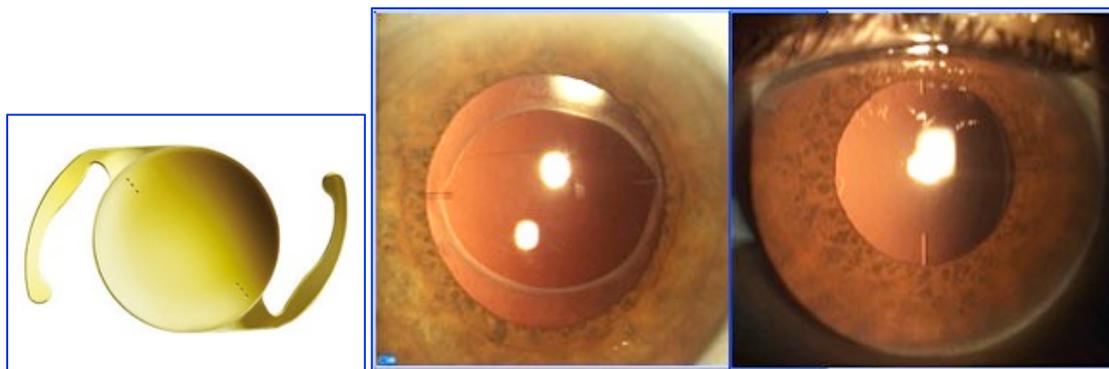


Figura 1.35. LIO tórica con las marcas que indican el eje del cilindro. LIOs tóricas implantadas en diferentes ejes.

En la actualidad aún no está resuelto el objetivo de recuperar la acomodación tras la extracción del cristalino. Los últimos años hemos visto aparecer en el mercado lentes que permiten buena visión tanto de lejos como de cerca, y también en visión intermedia. Estas lentes, denominadas globalmente MF, suponen una alternativa valorable también para la compensación de la presbicia. En el mercado existen gran diversidad de diseños MF, cada uno con sus ventajas e inconvenientes.

No existe una LIO óptima para todos los casos, y hay que individualizar para cada paciente el mejor modelo según sus características clínicas, atendiendo siempre a la anatomía del ojo. En definitiva, hay que valorar en todo momento las expectativas y las necesidades de cada persona.

Las LIOs MFs se pueden dividir en función de la tecnología implicada en su diseño en dos grandes categorías: lentes refractivas y difractivas. no existe una lente puramente “refractiva” ni puramente “difractiva”; los fenómenos de difracción pueden jugar un papel importante en las lentes refractivas y las zonas de una lente difractiva tienen que cumplir ciertas condiciones de refracción¹³⁰.

También disponemos de LIOs híbridas, que combinan zonas refractivas y difractivas.

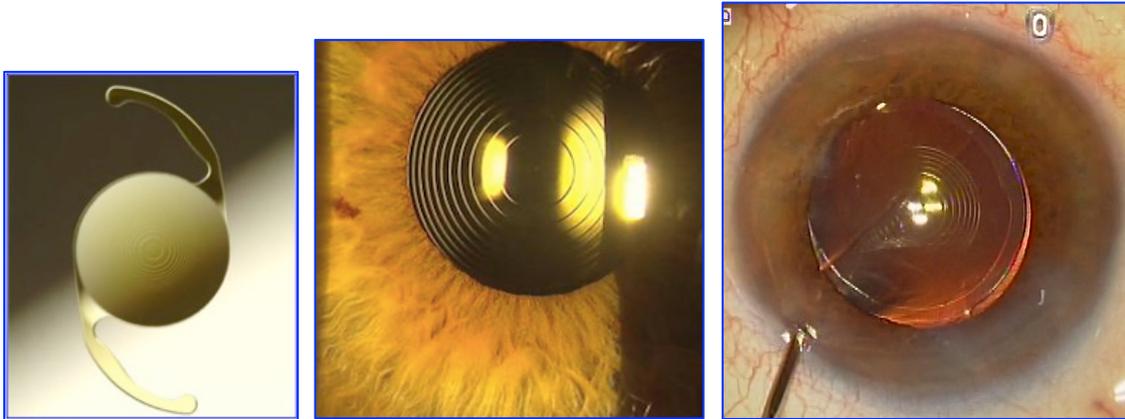


Figura 1.36. LIO multifocal (MF), y momento quirúrgico final de un implante de LIO MF.

Otro grupo de lentes con características propias son las LIOs acomodativas, que proporcionan buena visión a distintas distancias, ya que permiten que la lente ajuste el foco cambiando su posición con respecto a la córnea. Esta última tecnología está basada en la funcionalidad del músculo ciliar, y se han diseñado LIOs con hápticos, anclados a dicho músculo, que permiten el movimiento antero-posterior de la lente y proporcionan de esta manera diferentes focos.

Tres aspectos son claves para el éxito con estas nuevas LIOs: la selección del paciente, la técnica quirúrgica (mucho más exigente y precisa en estos casos) y el correcto cálculo de la potencia de la LIO que vamos a implantar.

Este último aspecto es crítico a la hora de conseguir el resultado refractivo demandado por nuestros pacientes. Para ello, una biometría precisa, una fórmula adecuada para elegir la potencia de la LIO según las características biométricas del ojo, y una valoración anatómica precisa del ojo, nos darán la mejor aproximación al resultado esperado en nuestra cirugía.

1.4.3. Complicaciones de las LIOs¹³¹

Las complicaciones relacionadas específicamente con las LIOs son en general infrecuentes, pero varían dependiendo del diseño y material de cada LIO en particular. Las causas más frecuentes de explante de LIOs plegables, según registro de las sociedades europea y americana de cirugía refractiva y cataratas (ESCRS/ASCRS), son la dislocación o descentramiento, aberraciones ópticas o glare, potencia incorrecta y opacificación¹¹³.

El descentramiento de las LIOs de CP se ha descrito en toda clase de materiales y modelos de lentes, tanto en diseños monobloques como de tres piezas¹¹³. Puede deberse a diálisis zonular, hápticos dañados, roturas de cápsula anterior o posterior, capsulorrexis asimétrica o descentrada, contracción y fibrosis capsular asimétrica, y emplazamiento asimétrico de los hápticos de la LIO, con un háptico en sulcus y otro intrasacular. Una LIO de CP puede causar importantes alteraciones visuales, como aberraciones de alto orden, glare en los bordes, o inflamación asociada con la irritación uveal por el rozamiento a nivel del iris.

Los principales factores predisponentes implicados en la subluxación de la LIO son la rotura de cápsula posterior, las cataratas maduras, y que se trate de un implante secundario¹³².

La dislocación espontánea de la LIO, dentro del saco capsular, con una retroposición de la LIO, se ha observado en situaciones de insuficiencia zonular, como el síndrome de pseudoexfoliación, cirugía vitreoretiniana previa, o antecedentes de traumatismo^{133,134}.

Estas dislocaciones se han descrito en todo tipo de LIOs, incluyendo PMMA, silicona, acrílicas, y también en diseños de tres piezas y en monobloques¹³⁴.

Determinadas aberraciones ópticas y glare son también causas de explante de LIOs. Las disfotopsias positivas, como halos, imágenes fantasma, arcos, anillos, flashes de luz, y las disfotopsias negativas, como crecientes oscuros o sombras curvadas, se describieron inicialmente con LIOs acrílicas hidrofóbicas de alto índice refractivo con bordes cuadrados reflectivos¹³⁵⁻¹³⁷.

Posteriormente, se han observado también con otros materiales de LIOs, incluyendo silicona y acrílicas hidrofílicas¹³⁸. Hay determinadas características en el diseño de la óptica que pueden ser causa de imágenes no deseadas, como los bordes periféricos cuadrados, la superficie anterior plana, el diámetro óptico pequeño y la multifocalidad. Algunas complicaciones como la opacificación de la LIO, roturas o daños en la óptica y el descentramiento de la LIO pueden causar también disfotopsias.

La potencia incorrecta de la LIO se ha descrito como motivo de explante. No es posible predecir con total exactitud la posición final que va a tener la LIO implantada dentro del ojo. La sorpresa refractiva es un resultado inevitable en determinados pacientes. El riesgo es mayor cuando las mediciones tanto de K como LA no son precisas, como puede suceder en pacientes no colaboradores, cirugía refractiva corneal previa y variaciones anatómicas atípicas como los estafilomas¹³¹. El etiquetado incorrecto de la LIO o el implante de una LIO equivocada, pueden ocasionar también una sorpresa refractiva.

Por último, hay factores quirúrgicos que pueden afectar a la ELP, como son la retención de viscoelástico en el saco, el emplazamiento inadecuado de la óptica o de los hápticos, el diámetro de la capsulorrexis y la colocación invertida de la LIO en determinados diseños.

1.5. BIOMETRÍA

La biometría ocular es la disciplina que se encarga de la correcta medida de los parámetros físicos del globo ocular, aportando los datos medibles para el cálculo preciso de la LIO que se va a implantar en pacientes que son intervenidos de cataratas¹³⁹. Se trata de una técnica rápida, no invasiva e indolora.

El estudio del perfil biométrico está muy extendido tanto en clínica como en trabajos de investigación. En su vertiente práctica es muy útil en cirugías de cataratas y en cirugías refractivas que requieran el implante de una lente intraocular, puesto que es necesario conocer las medidas del ojo para calcular la potencia de la lente.

La biometría se ha convertido en uno de los procesos más importantes en la cirugía actual de la catarata¹⁰⁵, en la que dadas las altas expectativas del paciente, la precisión en el cálculo de la potencia correcta de la LIO es de suma importancia¹⁴⁰. El progreso en la cirugía ha ido en paralelo con el desarrollo de las técnicas biométricas.

En el campo de la investigación, el conocimiento de la biometría ocular tiene múltiples aplicaciones, entre ellas el estudio de los cambios refractivos o los cambios relacionados con la edad. Por ejemplo, en el caso de la miopía, el estudio de la biometría ocular ha permitido afirmar que su progresión está relacionada con cambios en la longitud axial, concretamente debido a la elongación de la cámara vítrea¹⁴¹. Se ha observado también que a los ojos miopes se les asocian longitudes axiales mayores, cámaras vítreas más profundas, cristalinos más delgados y de menos potencia y radios de curvatura corneales más planos¹⁴².

En los últimos años hemos ido asistiendo a la aparición en el mercado de LIOs tóricas, multifocales, esféricas, fáquicas, acomodativas, etc. Las denominadas "Lentes Premium" permiten al paciente llegar al rendimiento visual pretendido sólo si hay una exactitud fiable en el resultado postoperatorio. Por esto, es imprescindible una buena predecibilidad en cualquier procedimiento refractivo y post-refractivo ocular. La precisión de las mediciones clínicas y la exactitud de los cálculos de LIO se convierten en factores críticos para lograr un resultado refractivo postoperatorio satisfactorio¹⁴³.

Existen dos métodos para realizar la biometría: mediante ultrasonidos, biometría ultrasónica o por ultrasonidos (BU) y por interferometría, biometría óptica (BO).

1.5.1. BIOMETRIA POR ULTRASONIDOS

1.5.1.1. Recuerdo histórico.

El hecho científico que se toma como base de los estudios ecográficos se produce cuando, en 1880, los hermanos Jacques y Pierre Curie descubren el efecto piezoeléctrico, al observar las oscilaciones que se producían en un cristal de cuarzo cortado a lo largo de su eje cuando era sometido a un campo eléctrico¹⁴⁴.

En el campo de la medicina, Dussik en 1942 los empleó para el estudio de los ventrículos cerebrales¹⁴⁵, Ludwig y Struthers (1947) para detectar cuerpos extraños y Wild y Reid (1952), para el estudio de patología tumoral mamaria y digestiva¹⁴⁶. La aplicación en Oftalmología se retrasó hasta 1956 cuando Mundt y Hughes¹⁴⁷ la emplearon para evaluar sus posibilidades dentro de la patología tumoral intraocular en ojos de cerdo enucleados y de pacientes (melanomas y retinoblastomas). Oksala y Lehtinen¹⁴⁸ en 1957, aportan precisión y aumentan las posibilidades de diagnóstico a través del método A con una sonda de fácil manejo, e informan de las características ecográficas de diversas patologías oculares, en especial los desprendimientos de retina. Oksala¹⁴⁹ fue el primero en obtener resultados sobre la velocidad del sonido en varias estructuras oculares, y Gernet¹⁵⁰ describió la aplicación de esta técnica en la medición de la longitud axial.

Uno de los hechos más importantes es la introducción de la ecografía bidimensional B con transductores de 15 MHz por Baum y Greenwood¹⁵¹ (1958). Con este proceso se empezó a tener una visión más real de las estructuras oculares.

Ossoinig¹⁵² trabajó ampliamente en el refinamiento y estandarización del scan-A y su utilización en el diagnóstico de los tejidos, y desarrolla el primer ecógrafo modo A estandarizado: Kretztechnik 7200 MA. Unos años después, Coleman y Weininger crean una nueva técnica, que permite medir la variación del

espesor del cristalino durante el proceso de acomodación. Es el denominado Scanning M.

En 1972 Bronson y Turner¹⁵³ describen el primer scan-B de contacto, convirtiendo la ultrasonografía en una exploración, con una imagen sencilla y fácil de realizar. Este y otros trabajos realizados por Purnell y Coleman contribuyeron a la mayor expansión y popularización de la ecografía en modo B¹⁵⁴.

En la década de los setenta se estandariza la medición mediante ecografía A como método preoperatorio en cirugía de cataratas. Paralelamente, se desarrollan la técnica de contacto, promovida por Coleman y Binkhorst, y la técnica de inmersión, popularizada por Ossoinig, y posteriormente por Hoffer y Shammas¹⁵⁵.

En 1990 Pavlin y varios miembros de su equipo describieron el primer US de alta frecuencia (50–100 MHz) en oftalmología, y en 1991 publicaron su aplicación clínica para exploración por imagen del segmento anterior del ojo¹⁵⁶, constituyendo uno de los avances más significativos en la aplicación de US en oftalmología. Acuñaron el término de biomicroscopía ultrasónica (BMU), indicativo del alto grado de magnificación conseguido por esta técnica¹⁵⁴.

En el ojo, lo más frecuente es utilizar los US para medir la LA en la estimación de la potencia de la LIO en las cirugías que precisan un implante de lente. Otras aplicaciones oculares son el estudio de ojos con opacidad de medios, el diagnóstico de alteraciones vitreoretinianas y la diferenciación de masas intraoculares. La BMU ha permitido investigar subtipos de glaucoma, lesiones en el iris, cuerpo ciliar, esclera y pars plana¹⁵⁴.

1.5.1.2. Biometría ultrasónica. Conceptos

La biometría ultrasónica (BU), se basa en la emisión de un haz de ultrasonidos por un transductor, que al atravesar los diferentes elementos del ojo genera unos ecos que son captados por el mismo transductor. Éste los convierte en señales eléctricas que son procesadas por el biómetro, identificando las interfases acústicas según la intensidad del eco. La medición de la distancia se hace calculando el tiempo transcurrido desde la emisión del sonido hasta la captación del eco (dividido por dos al ser un viaje de ida y vuelta) y multiplicándolo por la

velocidad de transmisión del sonido. El software aplica una velocidad de transmisión en función de la densidad del tejido¹⁵⁷.

Los ultrasonidos son ondas sonoras cuya frecuencia está por encima del espectro auditivo del oído humano, aproximadamente 20 KHz (20000 ciclos/s). Al pasar de un medio acústico a otro, parte del US es reflejado, parte absorbido y parte transmitido. La absorción depende de varios factores (el más importante la frecuencia); cuanto más elevada es la frecuencia mayor componente del US es absorbido y menor transmitido.

El reflejo producido en una interfase depende de la impedancia acústica (velocidad del sonido en el medio multiplicada por la densidad) de los dos medios y del ángulo de incidencia. A mayor diferencia de impedancia entre ambos medios mayor eco, y a mayor perpendicularidad en la incidencia también.

La longitud de onda del US determina su capacidad de resolución. En agua un US de 10 MHz tiene una longitud de onda de 150 micras. La longitud de onda puede disminuir hasta 30 micras incrementando la frecuencia a 50 MHz¹⁵⁸.

La resolución axial descrita para la BU (10 MHz) es de 150-200 micras¹⁵⁹.

Córnea	1,3375	Córnea	1.641 m/s
índice queratométrico estandar		Cámara anterior	1.532 m/s
Humor acuoso	1,336	Cristalino	1.641 m/s
Cristalino	1,437	Cámara vítrea	1.532 m/s
Humor vítreo	1,380		

Tablas 1.4 y 1.5. Índices de refracción y velocidad de los ultrasonidos al atravesar las diferentes estructuras oculares.

1.5.1.3. Técnicas de biometría ultrasónica

A)- BU de contacto

Es la exploración biométrica más tradicional y la que se usa en la mayoría de las unidades clínicas de oftalmología. La sonda se coloca directamente sobre la superficie corneal previamente anestesiada, mediante la aplicación de gotas anestésicas de tetracaína y oxibuprocaina. Es muy técnico-dependiente y requiere una determinada experiencia para conseguir resultados constantes.

En esta modalidad el eco corneal forma parte del eco de salida. El primer eco independiente será el correspondiente a la cápsula anterior del cristalino.

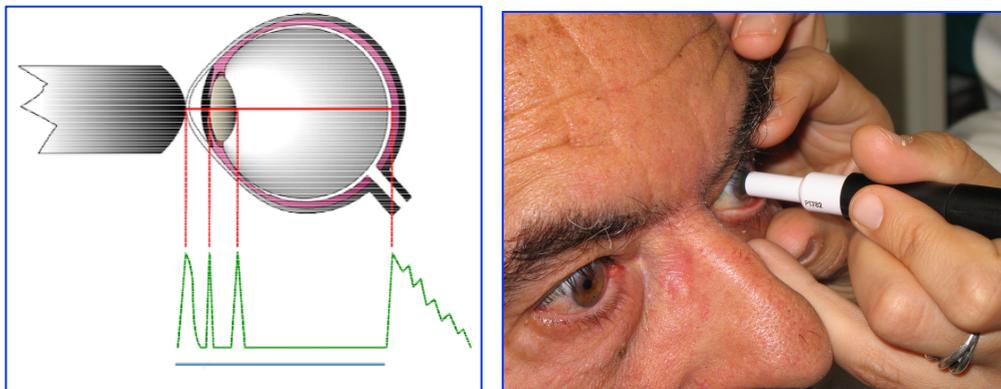


Figura 1.38. Esquema de la biometría por ultrasonidos mediante técnica de contacto, y ecograma resultante. Imagen que representa la colocación adecuada de la sonda con respecto al ojo del paciente.

Generalmente, la técnica se realiza de forma manual por el explorador, manteniendo la sonda estable y alineada con el eje visual, y haciendo fijar la visión del paciente en un punto.

Una variación a la técnica es montar el biómetro en el soporte del tonómetro de Goldman en la lámpara de hendidura, con lo que se asegura la alineación correcta del sistema.

B)- BU de inmersión

En esta modalidad, el transductor no contacta directamente con la córnea, sino que se realiza mediante una copa ocular llena de solución salina balanceada (BSS), suero fisiológico o metilcelulosa 1%, y colocada encima de la córnea anestesiada con el paciente en decúbito supino.

A diferencia de la modalidad de contacto, en el ecograma de la biometría de inmersión, el eco corneal se distingue claramente del eco de salida (corresponde a la confluencia de sonda-copa) y será el primer eco independiente, compuesto de dos picos correspondientes a la superficie anterior y posterior de la córnea. El resto de ecos son iguales a los obtenidos en la biometría ultrasónica de contacto.

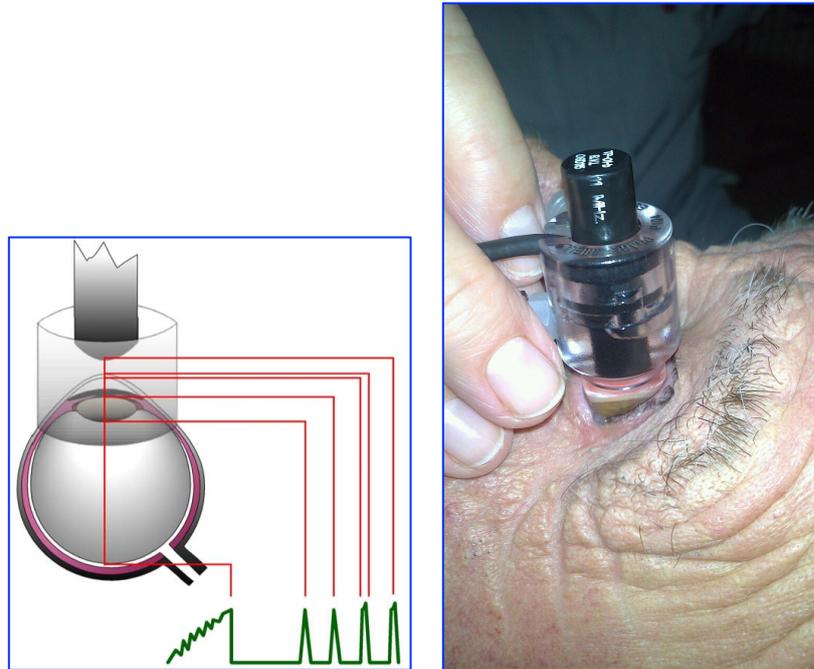


Figura 1.39. Esquema de la biometría por ultrasonidos mediante técnica de inmersión, y ecograma resultante. Imagen que representa la colocación adecuada de la sonda con respecto al ojo del paciente.

La diferencia fundamental entre ambas técnicas es que en la biometría de contacto se puede producir una compresión de la córnea, midiendo de forma errónea una longitud axial (LA) menor a la real, y, como veremos más adelante, la determinación de la LA es la fuente de error más frecuente en el cálculo de LIO cuando se utilizan US¹⁶⁰.

La técnica de inmersión de Ossoinig ha demostrado durante más de 20 años ser más precisa que la técnica estándar de aplanación en diferentes estudios, en los que se describe un acortamiento medio en la medida por aplanación de 0.25-0.3 mm comparada con la de inmersión¹⁶¹⁻¹⁶³. Otros estudios encuentran diferencia algo menores, entre 0,1-0,15 mm. Este fenómeno puede ser relevante en ojos cortos, donde una misma magnitud de error en la LA tiene una mayor significación

en la refracción final¹⁵⁷.

Los argumentos en contra de la inmersión son el excesivo tiempo requerido, la posición e incomodidad para el paciente y que es una técnica menos limpia¹⁶³.

No obstante, la biometría de contacto realizada de forma cuidadosa y por exploradores con experiencia, permite obtener resultados comparables a los de inmersión. Aramberri describe una diferencia media de 0,13 mm entre ambas técnicas¹⁵⁷.

1.5.1.4. Aspectos claves en la BU^{155,157,164}.

Al tratarse de una exploración técnico-dependiente requiere una técnica meticulosa: Se debe prestar atención a los siguientes aspectos con el fin de evitar los errores más frecuentes al realizar esta prueba:

➤ Historia clínica

Una buena evaluación diagnóstica comienza y depende de una cuidadosa historia del paciente. El biometrista debe conocer la refracción y los datos clínicos relevantes del ojo explorado. Para evitar errores hay que descartar la presencia de alteraciones intraoculares; cualquier patología a nivel intraocular, como por ejemplo un edema macular o una degeneración macular relacionada con la edad, puede llegar a modificar el cálculo de la longitud axial final y, dependiendo de la localización de dicha alteración, conducir a una disminución significativa de la LA obtenida.

➤ Posición del explorador

Es muy útil, e imprescindible en algunas situaciones, ver la pantalla del biómetro a la vez que se explora el ojo, para poder valorar la variación y morfología de los ecos. Con este fin se puede colocar el aparato a una altura similar a la cabeza del paciente.

➤ Fijación foveal

En situación de ortotropía el paciente deberá fijar un objeto de fijación lejana. En caso de miopía magna, se le puede pedir al paciente que fije la mirada en el propio LED del transductor. Esta sencilla maniobra facilita el alineamiento fóvea-sonda. Hay que evitar una mala alineación del ultrasonido; un examinador poco

experimentado, una mala fijación por parte del paciente e incluso alteraciones oculares tales como los estafilomas, suelen ser los principales motivos de esta mala alineación.

Por su parte, los problemas de fijación del paciente pueden deberse a una deficiente colaboración del mismo, nistagmus, estrabismos o blefaroespasmos. En estos casos sería mucho más recomendable utilizar la técnica de inmersión para obtener mayor fiabilidad. Debe mencionarse que el estafiloma (distensión del segmento posterior de la esclera que aumenta el diámetro anteroposterior del ojo propio de miopías elevadas) suele localizarse en una zona muy próxima a la mácula, de forma que ésta se encuentra situada en la pendiente del mismo. En estos casos, la longitud mayor, que es la que nos suele interesar, se situará en la parte posterior del estafiloma, no en la mácula, lo que dará lugar a medidas más largas que la real. Por otra parte, en caso de dudas siempre será aconsejable complementar dicha medida mediante una ecografía B.

➤ **Ganancia**

Se define como el nivel de amplificación de los ecos que realiza el ecógrafo, y es directamente proporcional a la sensibilidad de la máquina e inversamente proporcional a la exactitud con que se realizan las lecturas. La situación ideal es trabajar con el menor nivel de ganancia que permita la correcta visualización de los ecogramas. Hay que tener en cuenta y saber diferenciar los artefactos: si bien no es frecuente en el caso de ojos pseudofáquicos o cataratas muy avanzadas, ya que pueden aparecer diferentes ecos por la propia reverberación de las ondas sonoras.

➤ **Análisis del ecograma.**

Es recomendable analizar uno a uno los ecogramas obtenidos, eligiendo o desechándolos en función de los siguientes puntos:

- Asignación correcta de marcadores: va a influir decisivamente en la medición de la AXL. Si el biometrista observa que un marcador no está correctamente asignado, puede recolocarlo manualmente mediante el software o simplemente eliminar el ecograma.
- Forma y tamaño de los ecos: los sonidos que inciden perpendicularmente

sobre una interfase acústica producen un eco de mayor intensidad que los que inciden oblicuamente. En un ecograma bien alineado los ecos capsulares y el eco retiniano son altos. Si el eco de la cápsula posterior es significativamente más bajo que el de la anterior hay que deducir una incidencia oblicua de la exploración. El eco retiniano correcto es alto, seguido de ecos decrecientes procedentes de la esclera y el tejido retrobulbar.

- Valoración de la compresión corneal: en la biometría de contacto siempre hay que valorar la existencia de compresión corneal con el acortamiento de la LA. Hay que computar el valor de la amplitud de la cámara anterior (ACD) en cada ecograma. Si un valor de LA bajo en una serie coincide con un valor bajo de ACD, habrá que suponer que ha tenido lugar una compresión corneal y descartar el ecograma.

Posiblemente sea la mayor fuente de errores en la biometría, por lo que es muy conveniente que obtengamos el ecograma justo en el momento en que la sonda entra en contacto con la córnea, separándola justo en el momento en el que el biómetro nos avisa con una señal auditiva. Es importante la realización de al menos cinco mediciones consecutivas para obtener la media más ajustada, así como descartar cualquiera de ellas que no ofrezca valores constantes.

- Atenuación de los ecos: se suele dar en los ojos previamente intervenidos con aceite de silicona, gas intraocular e incluso en ojos con cataratas muy densas. Estos ojos son propicios a un exceso de absorción o reflexión por parte de cada una de las superficies o medios que atraviesan las ondas, de tal manera que suelen provocar ecos muy atenuados y poco fiables en su interpretación.

1.5.2. BIOMETRÍA ÓPTICA

La BO es una técnica de no contacto, rápida, muy cómoda para el paciente, y que mejora algunos de los inconvenientes de los US (tabla 4). Se ha convertido en el gold-estándar de la biometría, por su facilidad de uso, la precisión y la reproducibilidad de la técnica¹⁴⁰.

La biometría por métodos ópticos se basa en un sistema denominado Interferometría de Coherencia Parcial (PCI, Partial Coherence Interferometry), cuya primera utilización para la medición in vivo del ojo humano fue publicada por Fercher y Roth en 1986¹⁶⁵. Más tarde, Hitzenberger comprobó la precisión de esta técnica para la biometría de ojos normales y cataratosos¹⁵⁷.

Es una variación de la tomografía de coherencia óptica (OCT, Optical Coherence Tomography) utilizada para obtener imágenes con alta precisión de la retina.

La PCI emplea como fuente de luz un láser diodo multimodo (MMLD) que emite un haz de luz infrarroja con una longitud de onda de 780 nm montado en un interferómetro modificado de Michelson¹²⁴.

La onda emitida es dividida por un divisor óptico y reflejada hacia el ojo por dos espejos, uno fijo y otro móvil de posición conocida. Ambas ondas coaxiales atraviesan el ojo y producen reflejos en las limitantes entre medios con diferentes índices de refracción. Estos reflejos son dirigidos mediante otro divisor de haz hacia un fotodetector. A partir de aquí la señal es amplificada y filtrada para mejorar su calidad y digitalizada para su análisis por el software. En la medición de la LA, los reflejos de referencia provienen de la cara anterior de la córnea y del epitelio pigmentario de la retina (EPR) a nivel foveal.

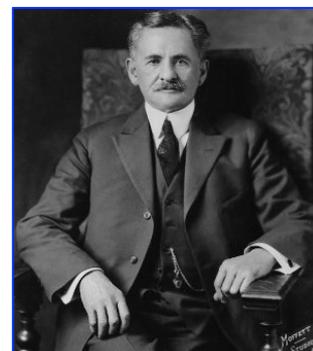
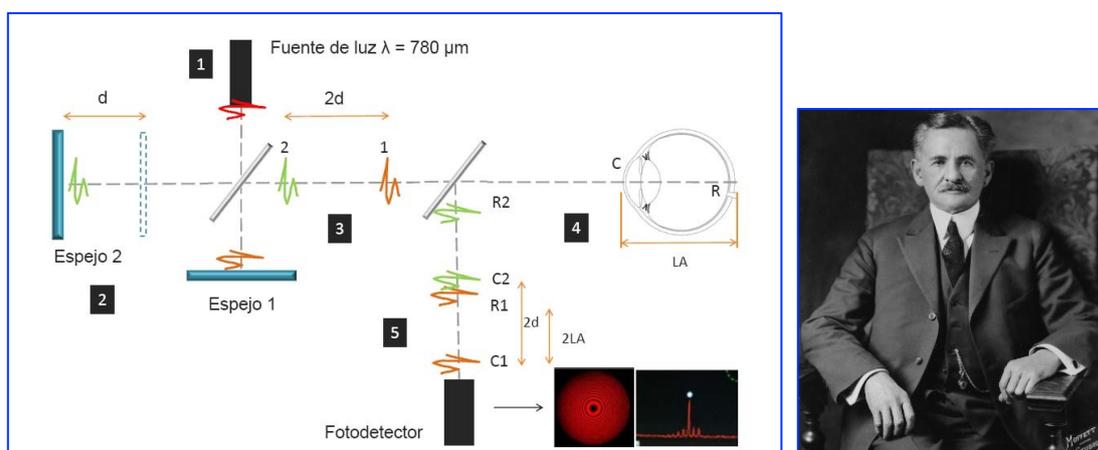


Figura 1.40. Esquema del funcionamiento del biómetro óptico¹⁶⁶, basado en el interferómetro de Michelson (imagen de la derecha). Albert Abraham Michelson (1852-1931), Premio Nobel de Física en 1907 por sus trabajos en interferometría.

La interferencia de las ondas se produce en función de la coincidencia de los retrasos de las ondas iniciales y de las reflejadas en las estructuras oculares. La resolución axial será mayor cuanto menor sea la longitud de coherencia de la luz empleada. El empleo de un doble haz de luz coaxial, así como la utilización del reflejo corneal como referencia determinan que esta técnica se vea poco afectada por movimientos longitudinales del ojo durante la exploración.

La principal diferencia entre la técnica PCI y la técnica ultrasónica es que la primera mide la distancia epitelio corneal-EPR, y la segunda mide la distancia córnea (epitelio o endotelio según la modalidad)-membrana limitante interna¹⁶⁷. Por esta razón, los valores de LA entre la biometría óptica y ultrasónica son diferentes, aproximadamente 200 μm más en el caso de mediciones ópticas¹⁶⁸.

La exactitud se basa en que mide justamente en el eje de la visión, frente a los sistemas convencionales de ultrasonidos.

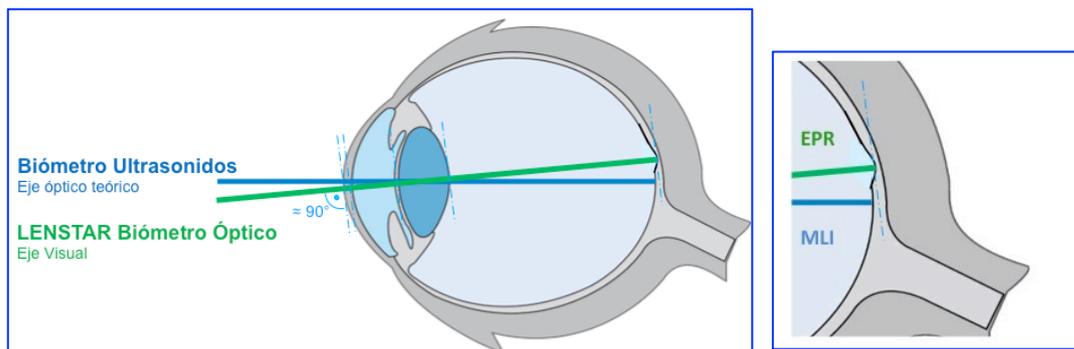


Figura 1.41. Esquema de las diferencias en el modo de medición de la biometría por ultrasonidos (US) y la biometría óptica (BO). Detalle de la capa retiniana a la que llegan los US (EPR) y la BO (MLI). EPR: Epitelio Pigmentario Retiniano. MLI: Membrana Limitante Interna.

Como ventajas, la biometría óptica no precisa el contacto con el ojo, evitando el uso de gotas y posibles riesgos de infección por contaminación, además de que no provoca aplanación corneal durante la medición, y consigue una precisión mayor en la medida de la LA, aproximadamente 0,02 mm¹⁶⁹ comparado con los 0,15 mm obtenidos con la técnica de contacto. Es una técnica no invasiva, más rápida y más repetible que los US.

Actualmente, la introducción a nivel clínico de nuevos instrumentos basados en la interferometría de coherencia parcial ha supuesto un avance hacia medidas más precisas y fiables, ofreciendo la posibilidad de una valoración rápida y fácil de

la longitud axial, así como una serie de ventajas con respecto a la biometría ultrasónica convencional, con una mayor resolución (12 μm) y precisión (de 0.3 a 10 μm) en las medidas de distancias intraoculares, con respecto a la técnica ultrasónica, cuya resolución longitudinal no llega a las 200 μm con una precisión de 100 a 120 μm ^{170,171}.

Como desventaja principal tiene la imposibilidad de realizar mediciones en casos de medios oculares muy opacos (cataratas subcapsulares posteriores densas, leucomas corneales importantes, hemorragias vítreas...) La frecuencia publicada de casos en los que no se puede determinar la LA con el IOL Master oscila entre 4 y 18%¹⁵⁷, o del 8 al 21%¹⁷², aunque la mejora en el software en sus sucesivas versiones, y nuevos algoritmos empleados han ido mejorando el procesado de la señal y aumentando el porcentaje de capturas correctas^{169,173}. Se han descrito descensos del 10,6% al 4,7% en el número de ojos que no pueden ser medidos.

BIOMETRÍA ULTRASÓNICA	BIOMETRÍA ÓPTICA
<ul style="list-style-type: none"> ○ LA mide desde vértice corneal a MLI ○ La medida se realiza con ondas de sonido de 10 MHz ○ Resolución de aprox 0,10 mm ○ Técnico-dependiente ○ Tiempo requerido depende del técnico ○ Las constantes A son menores debido a la compresión ○ Mayor probabilidad de contaminación cruzada con la sonda ○ Mediciones erróneas en caso de estafilomas o desalineamientos del eje visual ○ Permite medir en casos de cicatrices corneales, queratopatías, 	<ul style="list-style-type: none"> ○ LA mide desde vértice corneal a EPR ○ La medida se realiza con ondas de luz de 780 – 820 nm ○ Resolución de 0,01-0,02 mm ○ Técnico independiente ○ Tiempo requerido es fijo ○ Las constantes A son mayores ○ Procedimiento de no-contacto, evita riesgos de contaminación ○ Medición precisa en estafilomas de polo posterior, como algunos casos de miopes altos ○ No mide en presencia de opacidades axiales significativas ○ El láser no penetra en cataratas muy maduras o muy densas (como

deficiencia severa de la película lagrimal	corticales densas o placas subcapsulares importantes)
<ul style="list-style-type: none"> ○ Permite medir cataratas densas ○ Facilita la medición precisa de la profundidad de la cámara anterior y del espesor cristaliniano 	<ul style="list-style-type: none"> ○ Algunos biómetros no miden directamente la cámara anterior ni el espesor cristaliniano

Tabla 1.6. Ventajas y desventajas de la biometría por US y la biometría óptica¹⁷⁴⁻¹⁷⁸.

1.5.2.1. REFLECTOMETRÍA DE BAJA COHERENCIA ÓPTICA

Hace pocos años se ha introducido una variante de la PCI denominada reflectometría de baja coherencia óptica (OLCR, Optical Low Coherence Reflectometry). Es una técnica interferométrica no destructiva, cuyo uso actual, además de la biometría ocular, incluye aplicaciones como la caracterización de componentes ópticos, la medición de esfuerzos en estructuras civiles, y proporciona los principios de la OCT.

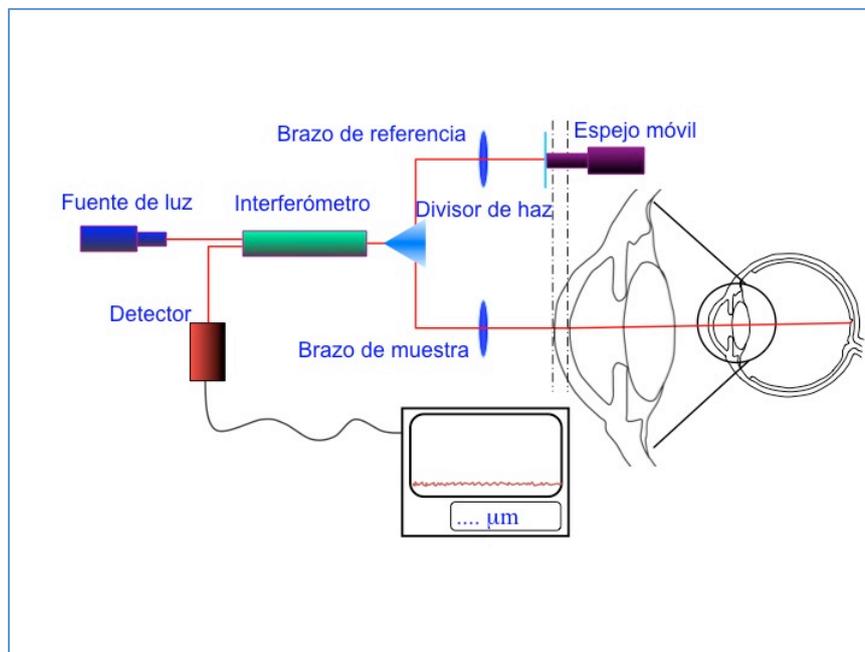


Figura 1.42. Esquema de funcionamiento de la Reflectometría de Baja Coherencia Óptica (OLCR), basado en el interferómetro.

El primer biómetro óptico basado en esta tecnología fue comercializado en el año 2008 por la casa Haag Streit, con el nombre de LENSTAR LS 900.

Este relativamente nuevo dispositivo utiliza un diodo superluminiscente de 820 nm, acoplado a un reflectómetro, que es usado como elemento de medición y de fijación por el paciente. Las reflexiones producidas en las estructuras oculares atravesadas por el rayo son superimpuestas interferométricamente en las reflexiones del brazo de referencia. La separación temporal de las interferencias permite medir simultáneamente en un único procedimiento el espesor corneal, la cámara anterior (espacio endotelio-cápsula anterior), el LT y la LA.

Estas mediciones con la OLCR han demostrado ser consistentes y reproducibles, y correlacionarse bien con aquellas obtenidas con la PCI¹⁷⁹⁻¹⁸⁸.

1.5.2.2. Biómetros ópticos

Los biómetros ópticos comercializados en la actualidad son: **IOL Master**® de Carl Zeiss, **Lenstar LS 900**® de Haag Streit y **Allegro Biograph**® de WaveLight, (éstos dos últimos son en realidad el mismo comercializados por dos compañías diferentes), **AL-Scan**® de Nidek Optical y el biómetro **ALADDIN** de Topcon¹⁸⁹.

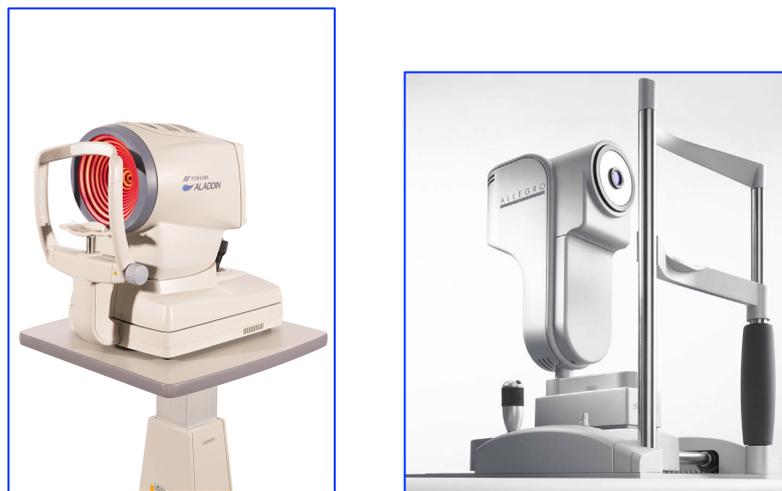


Figura 1.43. Imágenes del biómetro Aladdin de Topcon y del biómetro Allegro Biograph, idéntico al Lenstar LS900, aunque comercializados por diferentes empresas (Zeiss y WaveLight).

Todos ofrecen una gran cantidad de variantes, y mejoran las clásicas de cualquier biómetro ultrasónico (medida de LA, la ACD y cálculo de la potencia de la lente en cirugía intraocular), introduciendo nuevas posibilidades.

Los biómetros ópticos proporcionan mejor resolución (0,01-0,02 mm) que los US (0,10 mm) y la resonancia magnética (0,15 mm)¹⁹⁰⁻¹⁹².

◇ IOL MASTER

Fue el primer dispositivo comercializado basado en la PCI, que se introdujo en el año 2000. Es un biómetro que de forma rápida y precisa mide la longitud axial (LA), la profundidad de la cámara anterior (ACD) y a nivel corneal la curvatura (K), así como su diámetro mediante la medida blanco-blanco (WTW)¹⁶⁴.

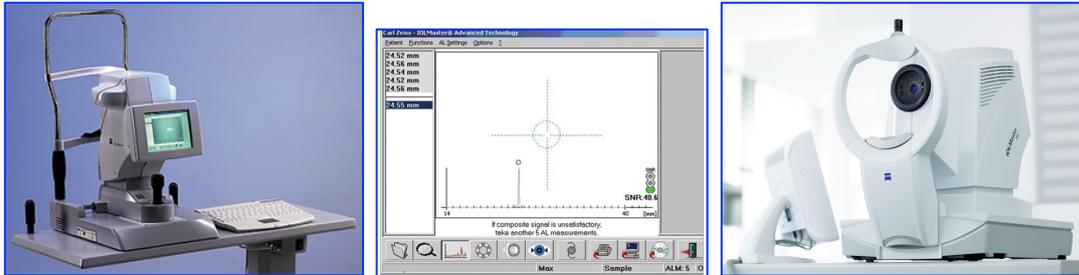


Figura 1.44. Imagen del biómetro IOL Master 500, y pantalla de medición. Nuevo IOL Master 700.

Las características principales de una medición fiable con el IOL Master son: en primer lugar que la razón señal-ruido (SNR, signal-noise ratio) sea superior a 2; en segundo lugar que al menos 4 de las 20 medidas que se recomiendan tomar estén en un rango de 0,02 mm entre ellas; en tercer lugar que la medida muestre en el gráfico un pico primario alto y estrecho flanqueado como mínimo por un pico secundario¹⁶³.

◇ LENSTAR LS900

El biómetro óptico Lenstar LS900 es un biómetro de no contacto, aprobado por la FDA en octubre de 2009, que está basado en el principio de la reflectometría óptica de baja coherencia (OLCR), y que fue diseñado como un instrumento para ayudar en procedimientos tanto de cirugía de catarata como de cirugía refractiva.

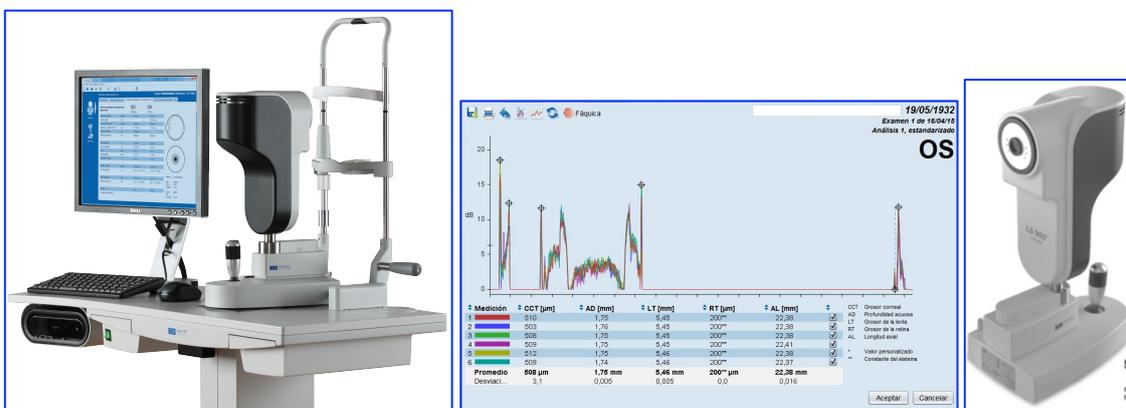


Figura 1.45. Imágenes del biómetro óptico Lenstar LS900. Ecograma de medición, similar al scan-A.

La OLCR fue desarrollada a finales de los años 80 para su empleo en el sector de la telecomunicación; fue aplicada en tejidos biológicos in vivo por primera vez por Fercher y colaboradores en 1988¹⁸⁰⁻¹⁹³. La tecnología de OLCR se basa en la interferometría de Michelson, emplea una fuente de luz de banda ancha (20-30 nm) con una longitud de onda central de 820 nm, que se produce por un diodo superluminiscente, de manera similar a la OCT¹⁸⁵⁻¹⁸⁹, lo que permite una adecuada penetración en cristalinios de dureza moderada. Por tratarse de un método óptico, depende de la facilidad de propagación de la luz en el ojo, por tanto patologías que perjudiquen la difusión de la luz y la fijación, igualmente impedirán la medida de la LA. No se puede usar en casos de DMAE, ambliopía, glaucoma, patología corneal, cataratas densas, temblor de cabeza, o dificultades físicas para posicionar adecuadamente al paciente en el dispositivo¹⁹⁴.

Es el primer biómetro óptico en el mercado que permite una medición precisa de todas las estructuras del ojo humano incluyendo el grosor del cristalino¹⁹⁵. Mejora también el flujo del paciente en las consultas, ya que elimina la necesidad de realizar mediciones separadas en otros aparatos del espesor cristaliniano, la queratometría, la paquimetría, así como de la pupilometría cuando es precisa.



Figura 1.46. Imagen de la zona frontal del Lenstar LS900.

Realiza 9 mediciones diferentes en un mismo disparo, y en un tiempo aproximado de 10 segundos. Permite medir el espesor corneal, la profundidad de cámara anterior, grosor del cristalino, espesor retiniano, longitud axial, queratometría, diámetro pupilar, excentricidad del eje visual y distancia blanco-

blanco simultáneamente en una sola medida¹⁷⁹⁻¹⁸⁴, lo que supone una gran comodidad para el paciente por su gran rapidez.

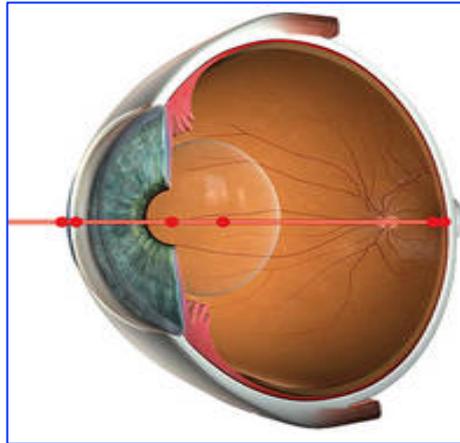


Figura 1.47. Representación esquemática de las medidas axiales.

El dispositivo también obtiene medidas queratométricas de los meridianos corneales, mediante el análisis del patrón generado al proyectarse sobre la córnea 32 diodos emisores de luz (LEDs), dispuestos en 2 anillos de 16 puntos de medida cada uno¹⁷⁹⁻¹⁸⁴.

El sistema emplea el valor medio de 5 mediciones consecutivas, lo que da lugar a una mayor fiabilidad intra-sesión de los datos biométricos, ya que el uso de la media de tomas repetidas disminuye la variabilidad.

A diferencia de los US el paciente mira al punto de fijación en el mismo eje que se realiza la medición, por lo que aumenta la precisión en la medida de la LA.

El Lenstar utiliza un sistema patentado para la detección de la correcta posición del paciente que garantiza que las medidas se realizan en el eje visual del paciente.

La precisión, repetibilidad y reproducibilidad de este instrumento han sido suficientemente testados con otros biómetros tanto ópticos (IOL Master) como ultrasónicos, así como con otros sistemas de medición de la queratometría ^{179-185,196-200}.

En la práctica clínica, es bastante común considerar intercambiables la OCLR y la PCI asumiendo que los resultados obtenidos con ambas técnicas son similares para todos los grados y tipos de cataratas.

Cruysberg¹⁸⁵ afirma por primera vez que la reproducibilidad de las medidas con el Lenstar es muy buena, y otros autores describen la excelente repetibilidad de este instrumento^{194,202}.

Este biómetro además ofrece un gráfico parecido al ecograma ultrasónico, que hace muy fácil, e intuitivo, interpretar los resultados.

Otra ventaja importante que aporta el biómetro Lenstar es que puede realizar el cálculo de la LIO tanto en ojos fáquicos, como afáquicos, pseudofáquicos, con aceite de silicona y con cirugía refractiva previa.

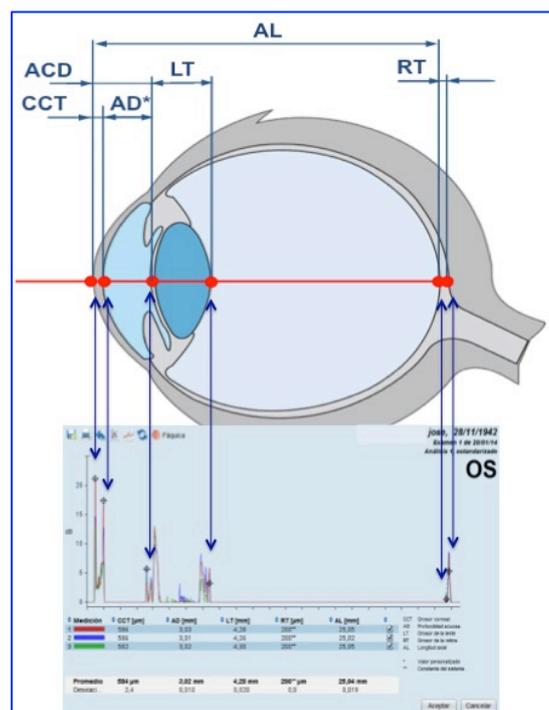


Figura 1.48. Correlaciones entre las medidas biométricas y el ecograma del Lenstar LS900.

Según diferentes estudios, el porcentaje de ojos que no pueden medirse con el Lenstar es del 7-10%^{180,201}, aunque el nuevo algoritmo de medición incorporado en el módulo de catarata densa ha mejorado notablemente la capacidad de adquisición de la LA²⁰³.

LENSTAR LS900	RANGO DE MEDIDA	RESOLUCIÓN	REPETITIVIDAD
Longitud axial	14-32 mm	0,01 mm	±0,035 mm
Espesor cristalino	0,5-6,5 mm	0,01 mm	±0,08 mm
Profundidad CA	1,5-6,5 mm	0,01 mm	±0,04 mm
Queratometría	5-10,5 mm (0 – 180º)	0,01 mm (1º)	±0,03 mm (± 11º)
Espesor corneal	300-800 µm	1 µm	±2,3 µm
Blanco-blanco	7-16 mm	0,01 mm	±0,04 mm
Pupilometría	2-13 mm	0,01 mm	

Tabla 1.7. Rangos de medida, resolución y repetitividad in vivo del biómetro Lenstar LS900, para las diferentes medidas que realiza. (Manual de uso del Lenstar LS900, 9 Edición/2015)

1.5.3. PARÁMETROS CLAVES EN LA BIOMETRÍA

Debemos tener en cuenta que la biometría asegura el equivalente esférico postquirúrgico, y no el resultado refractivo.

Lograr la emetropía tras cirugía de cataratas presupone la excelencia en el cálculo de la LIO y el correcto manejo quirúrgico de las técnicas para corrección del astigmatismo²⁰⁴.

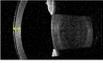
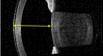
Una biometría axial precisa, rápida y segura de todo el ojo, incluyendo mediciones de la LA y el grosor del cristalino, es importante para el cálculo de la potencia de la LIO²⁰⁵ y la investigación de los errores de refracción²⁰⁶.

La posibilidad de realizar mediciones biométricas sin la necesidad de contacto corneal es una gran ventaja tanto en el ámbito clínico como en el de investigación, especialmente en estudios en niños, en los que una vez conseguida la fijación, se les requiere tan sólo unos pocos segundos para obtener la medición²⁰⁷.

Respecto a la evaluación preoperatoria del paciente con cataratas, y al cálculo de la potencia de la LIO que se ha de implantar, la biometría incluye dos exploraciones fundamentales, que son la queratometría y la medida de la LA¹³⁹. A estos parámetros hay que añadir otros dos más, como son el grosor cristalino y la profundidad de la cámara anterior, tanto para su utilización en las fórmulas de

cálculo que los precisan (ver más adelante), como para la interpretación adecuada del segmento anterior y poder estimar mejor la posición efectiva de la LIO. Otro parámetro que se debe valorar en el segmento anterior es la distancia B-B.

Las medidas del segmento anterior del ojo han ido adquiriendo cada vez más relevancia en la práctica oftalmológica, especialmente en la planificación de las cirugías de catarata y refractiva²⁰⁸:

	ESPESOR CORNEAL CENTRAL (CCT) • Imprescindible en la decisión y la planificación de la cirugía refractiva láser
	QUERATOMETRÍA (K) • Necesaria para el cálculo de la potencia de la LIO
	PROFUNDIDAD DE CÁMARA ANTERIOR (ACD) • Fundamental para el implante de lentes, fáquicas y pseudofáquicas
	DISTANCIA BLANCO-BLANCO • Clave para seleccionar ciertos tipos de LIOs fáquicas

- **A) MEDICIÓN DE LA LONGITUD AXIAL (LA)**

Se define como la distancia que se extiende desde el vértice corneal (epitelio) hasta la foveola retiniana a lo largo del eje visual.

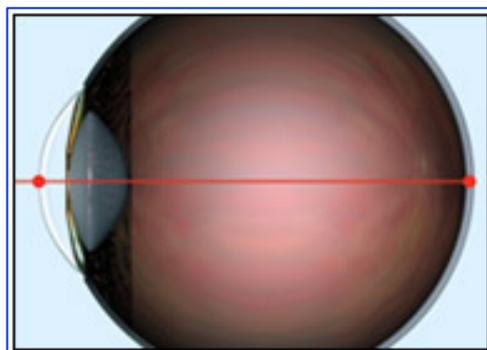


Figura 1.49. Representación esquemática de la longitud axial.

La medición de este parámetro es necesaria para el cálculo de la lente intraocular tras la extracción de la catarata, en la que eliminamos un elemento óptico del ojo. Si pretendemos un correcto resultado refractivo postoperatorio, es fundamental que la medida de la LA sea lo más precisa posible; la traducción refractiva de un error en la LA de 0,1 mm es de 0,34 D en la LIO, y 0,24 D en plano de gafa¹⁵⁷.

Existen varios métodos para determinar la LA total del ojo en vivo. Durante años, los US en modo A fueron considerados el gold estándar para medir la longitud del ojo, pero la mejor precisión es sólo de 0,1 mm. Además requiere contacto con el ojo, por lo que es preciso aplicar anestesia tópica previamente, e incrementa el riesgo de abrasiones corneales e infección. Otras técnicas que se han utilizado son la radiografía, la resonancia magnética (estas dos tienen una baja resolución, lo que limita su uso), y la tomografía computerizada²⁰⁹. Por otro lado tenemos las técnicas ópticas, como la PCI, la interferometría laser Doppler²¹⁰ y la OLCR. Éstas, como ya hemos citado, ofrecen una mayor precisión y no precisan contacto.

La LA del ojo puede medirse mediante US (contacto o inmersión) o mediante medios ópticos (los más frecuentes el IOL Master y el Lenstar). La principal desventaja, como ya hemos citado previamente, es la imposibilidad de obtener mediciones en un porcentaje de ojos, especialmente aquellos que presentan cataratas subcapsulares posteriores densas^{169,200}.

Existen estudios que demuestran que los resultados obtenidos entre biómetros ópticos son equivalentes, pero no pueden intercambiarse con los obtenidos por biometría US, tanto de contacto como de inmersión²¹¹.

Muchas enfermedades, como la miopía, hipermetropía y glaucoma, pueden afectar a la biometría axial total del ojo. La acomodación induce cambios en las dimensiones del segmento anterior ocular. Obtener imágenes en tiempo real con los métodos habituales (US, PCI y OLCR) puede resultar difícil, por este motivo se están produciendo avances en la OCT, ya que actualmente es posible captar la imagen en 2 o 3 dimensiones del ojo en su totalidad, y realizar medidas con alta resolución y gran velocidad, facilitando la biometría axial completa del ojo²⁰⁹. Estos autores concluyen que la biometría axial automática realizada mediante OCT de ultra alta resolución, mide satisfactoriamente cada segmento del ojo con buena repetibilidad.

- **B) MEDICIÓN DE LA CÓRNEA**
- **B-1) PAQUIMETRÍA. ESPESOR CORNEAL CENTRAL (CCT)**

Se denomina paquimetría tanto a la medición como a la medida del espesor o grosor de la córnea en cualquiera de sus localizaciones. Ha adquirido especial

relevancia en los últimos años como un elemento fundamental en la evaluación pre y postoperatoria de la cirugía refractiva, así como en el seguimiento de la hipertensión ocular y del glaucoma²¹²⁻²¹⁴.

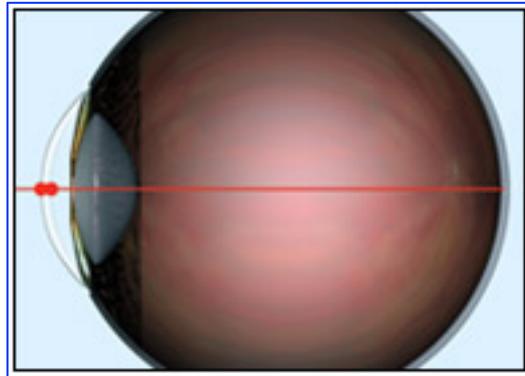


Figura 1.50. Representación esquemática del espesor corneal central.

Existen distintos métodos para valorar la paquimetría. Los más utilizados clásicamente son los paquímetros ópticos y ultrasónicos. De forma esquemática podemos clasificar los paquímetros en: de contacto y no contacto²¹⁵.

- **Paquimetría de contacto**

- Paquimetría Ultrasónica. (Figura 1.51.)

Se considera el patrón oro (“gold standard”) para la estimación del grosor corneal central, siendo la técnica más usada clásicamente, al considerarse un método válido y fiable para ello²¹⁶.



Figura. 1.51.

Se basa en la velocidad del sonido en la córnea normal (1640 m/s). El rango de mediciones del aparato es de 200-900 μm , con una seguridad de $\pm 5 \mu\text{m}$ y una resolución de $\pm 1 \mu\text{m}$ ²¹⁷.

- Ecografía del Segmento Anterior: Biomicroscopía Ultrasónica (BMU). (Figura 1.52.)



Figura 1.52

La BMU es una técnica ecográfica de alta resolución que permite analizar con detalle las estructuras del segmento anterior ocular, siendo útil para evaluar córnea, cámara anterior, iris, cristalino, espacios retrolentales y retroiridianos, así como el cuerpo ciliar. Este instrumento de 50 Hz proporciona gran detalle de las estructuras anteriores, pero su mayor frecuencia no penetra más de 1.5-2 mm en el ojo²¹⁸.

- **Paquimetría de no contacto**

- Paquimetría Óptica.

La paquimetría óptica ha sido usada en diversas poblaciones en distintos estudios de glaucoma. Otros usos incluyen la medida de la profundidad de la cámara anterior²¹⁹.

El paquímetro de Haag-Streit (Haag-Streit, Bern, Suiza) es probablemente el más utilizado para paquimetría óptica. Puede ser usado con la lámpara de hendidura Haag-Streit 900, se presentan dos opciones:

- Opción I: mide anchuras de hasta 1.2 mm, y es empleada para la medición del espesor corneal.

- Opción II: mide anchuras de hasta 6.0 mm, es usada para medir la profundidad de la cámara anterior, incluyendo o no el grosor corneal²²⁰.

Sus principales ventajas son la evaluación del grosor corneal de forma dinámica, la posibilidad de medir prácticamente cualquier zona de la córnea, y que se trata de un instrumento sencillo y económico²¹⁷.

- Tomografía de Coherencia Óptica.

Hay dos categorías principales de la instrumentación de OCT: la de dominio en el tiempo OCT (Time-Domain: TD-OCT) y la de dominio espectral (Spectral Domain: SD-OCT).

La OCT se diseñó inicialmente para la evaluación de la retina, pero tiene actualmente numerosas aplicaciones en la oftalmología, entre ellas la evaluación del segmento anterior²²¹. La OCT de segmento anterior obtiene imágenes con una resolución de 10 a 25 veces mayor a la obtenida con la BMU²²².

- Reflectometría de Baja Coherencia Óptica (OLCR)

El biómetro Lenstar y otros dispositivos que utilizan la tecnología OLCR, determinan la CCT directamente en la misma medición en la que se reflejan todos los parámetros axiales del globo ocular, como ya se ha explicado anteriormente.

El Lenstar LS 900 ofrece valores de la paquimetría central muy fiables independientemente de que la medición la realicen uno o dos observadores distintos. No obstante, la fiabilidad del sistema se puede reducir claramente en pacientes con una agudeza visual moderada, ya que se necesita una buena fijación por parte del paciente durante la adquisición de la medida biométrica²¹⁵.

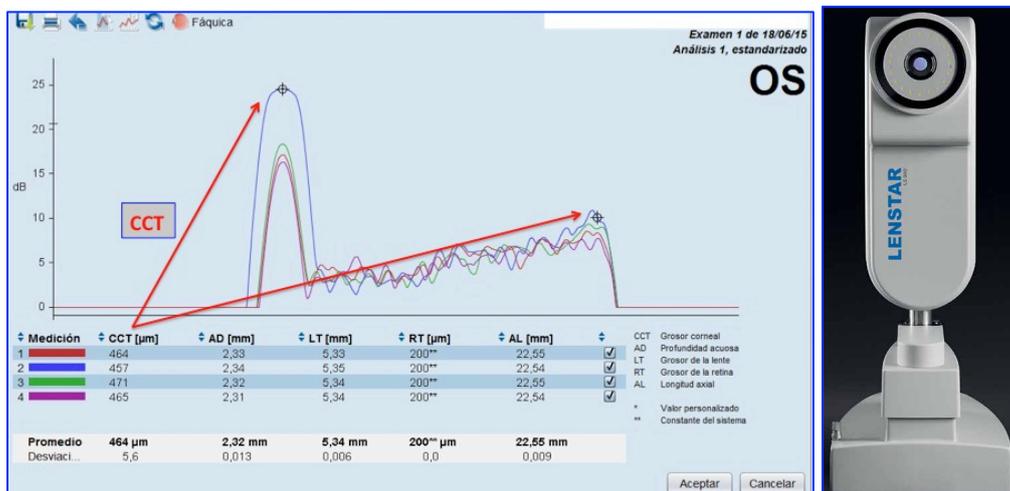


Figura 1.53. Medición paquimétrica (CCT) realizada mediante el Lenstar LS900.

Existen estudios previos han determinado su exactitud al compararla con la paquimetría ultrasónica^{187,213} y la intercambiabilidad de sus medidas con aquellas ofrecidas por otras técnicas^{185,223-225}.

- Fotografía Rotacional de Scheimpflug.

Se trata de un sistema capaz de digitalizar imágenes y mediciones del segmento anterior mediante una cámara rotatoria, emitiendo una luz LED azul de 475 nm¹⁹⁶.

- Pentacam. (Figura 1.54)

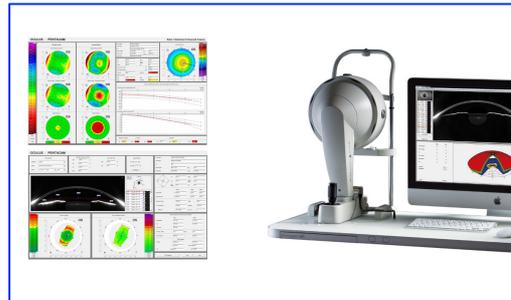


Figura 1.54

Dentro de esta categoría encontramos el dispositivo Pentacam (Oculus), como dispositivo más conocido, capaz de realizar paquimetría, topografía corneal, medición de la curvatura anterior y posterior corneal y del astigmatismo, y realizar fotografías del cristalino²²⁶.

- Galilei. (Figura 1.55)



Figura 1.55

El dispositivo Galilei (Ziemer, Port, Switzerland) es un sistema más avanzado que presenta una doble cámara de Scheimpflug. Es un sistema de diagnóstico no invasivo que se fundamenta en la rotación de la doble cámara, con un topógrafo de Plácido integrado. Proporciona imágenes corneales mejoradas y mejor compensación del movimiento ocular, optimizando las mediciones paquimétricas y profundidad de la cámara anterior, desde la superficie corneal posterior a la cara anterior del cristalino²²⁷. Se ha observado que las medidas de CCT con OLCR se ha observado que son más finas comparadas con el dispositivo Scheimpflug²⁰⁸.

- Topografía De Barrido De Hendidura (TBH).

El Orbscan II (Bausch & Lomb) utiliza este método de adquisición de imágenes corneales. Se trata de un tomógrafo y topógrafo corneal computarizado que emplea tecnología de disco de Plácido combinada con escaneo por hendidura de la córnea. Utiliza 40 haces ópticos proyectados sobre la cámara anterior con un ángulo de 45°. Realiza un mapeo corneal, y obtiene información de las superficies corneales anterior y posterior y la reconstrucción tridimensional de la cámara anterior. El grosor corneal se calcula a partir de los datos de los mapas de elevación anterior y posterior²²⁹.

- Microscopia Especular.

Mediante una exploración de no contacto similar a la de la lámpara de hendidura, es capaz de captar “in vivo” el endotelio dando lugar a imágenes del mismo para su evaluación. Además mediante la distancia focal interpreta el grosor corneal. En una sola medida se obtiene información de la integridad endotelial y de la magnitud paquimétrica de la córnea²¹⁵.

- B-2) QUERATOMETRÍA (K)

Es de suma importancia tanto en la cirugía refractiva como en el cálculo de la LIO, la precisión de la medida de la potencia corneal, tanto en el meridiano más plano como en el más curvo, y por tanto la potencia media,

Un error de 0,1 mm en la medida del radio corneal, provoca un defecto en el refracción postoperatoria de 0,5 D. Una posible causa de error en la medición de la K es la realización previa de pruebas que requieran contacto corneal.

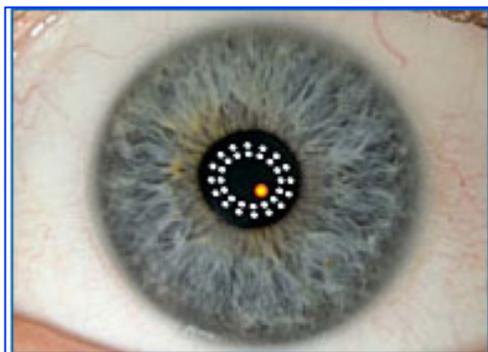


Figura 1.56. Imagen del reflejo de los LEDs de medición queratométrica del Lenstar LS900.

Una de las ventajas de la biometría óptica es que permite realizar la queratometría en la misma exploración, lo que evita tener que usar otro aparato adicionalmente. El IOL Master y el Lenstar evalúan el radio corneal tanto en el meridiano plano como en el curvo.

En el caso del IOL Master, el biómetro refleja 6 puntos de luz, formando un patrón hexagonal de 2,3 mm de diámetro en la interfaz aire/película lagrimal. Por su parte el Lenstar toma lecturas en dos círculos, sumando un total de 32 mediciones, 16 en el círculo central de 1,65 mm y 16 en el círculo externo de 2,3 mm.

Existen estudios que han demostrado una buena correlación entre estos dos biómetros al comparar las medidas queratométricas¹⁷⁹⁻¹⁸¹.

- **C) MEDICIÓN DE LA PROFUNDIDAD DE CÁMARA ANTERIOR (ACD)**

La medición de la ACD es muy útil para proporcionar información válida en diferentes campos de la oftalmología. Este parámetro ha adquirido una importancia creciente en los últimos años ya que es esencial para las nuevas fórmulas biométricas teóricas usadas para el cálculo de la potencia de las LIOs, así como para la planificación quirúrgica de la implantación de lentes y también se usa como screening de factor de riesgo para glaucoma²³⁰⁻²³².

La ACD preoperatoria (figura 1.57), también ha sido descrita como factor predictor en el cálculo de la LIO, y se incluye en los algoritmos de varias de las fórmulas de cálculo modernas²³³. Un ejemplo es la fórmula de Haigis, que veremos más adelante, y las sucesivas fórmulas de Olsen. La importancia de la ACD preoperatoria se refleja en que es el segundo factor tras la LA en significación estadística en un análisis por regresión múltiple²³³.

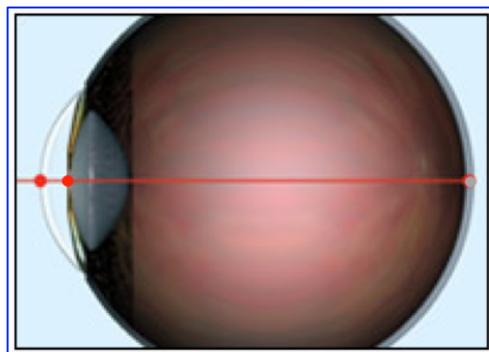


Figura 1.57

Existen diferentes métodos para valorar la ACD, basados en técnicas ultrasónicas, ópticas y fotográficas²³⁴. Los que se basan en US presentan el inconveniente principal del contacto corneal, y por tanto la posibilidad de aplanación de la córnea, y del incorrecto alineamiento de la sonda en el eje visual en el centro corneal²³⁵⁻²³⁶. Otros factores importantes son la experiencia del explorador, diferencias en las sondas y su manipulación y las diferentes velocidades de US²³⁷.

Todos los dispositivos de biometría modernos, la videoqueratografía por barrido en hendidura, la tecnología basada en imagen Scheimpflug y el OCT de segmento anterior son capaces de medir la ACD.

Los sistemas ópticos como el Lenstar, el IOL Master o el Visante-OCT, tienen ventajas potenciales, como son la facilidad de uso y que no precisan contacto corneal.

Una ventaja potencial del Visante-OCT es que utiliza una fuente de luz infrarroja que no modifica el tamaño de la pupila durante la exploración, y por tanto podría dar medidas más precisas²³⁷.

La medición de la ACD se obtiene de maneras muy diferentes según sea la modalidad de biometría que se utiliza. En el caso de los US, el cálculo es análogo al de la LA, calculando la distancia entre la córnea y la cara anterior del cristalino.

El Lenstar utiliza la misma biometría óptica para medir la cámara anterior. Sin embargo, el IOLMaster no utiliza la interferometría para medirlo, sino un análisis de imagen mediante la proyección de un haz de luz blanca de un ancho de 0,7 mm, que forma un ángulo de 33 grados con el eje visual (Figura 1.58).

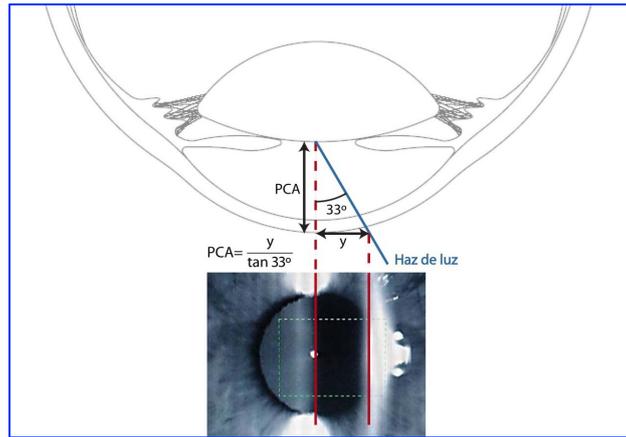
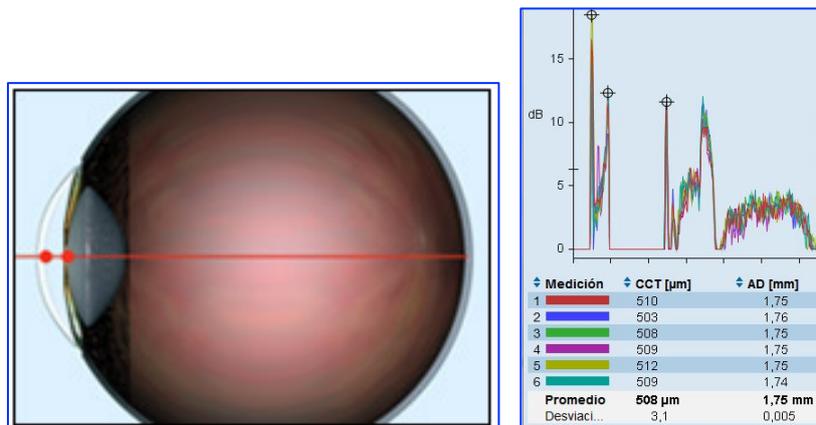


Figura 1.58. Esquema del cálculo realizado para medir la profundidad de cámara anterior con el IOLMaster. La profundidad de la cámara anterior se calcula como la distancia “y” dividida entre la tangente del ángulo incidente, en este caso 33°. Esa distancia “y” se obtiene mediante un software de análisis de imagen, de manera que es necesaria la queratometría porque el reflejo corneal no coincide exactamente con el ápex corneal, por lo que para calcular “y”, se multiplica la queratometría por un factor desconocido, que el fabricante no proporciona¹⁶⁶.

Por su parte, el LENSTAR puede medir simultáneamente y con un sencillo alineamiento, la ACD a la vez que el resto de los parámetros axiales del ojo (espesor corneal, grosor cristaliniano, espesor retiniano y LA), además de ofrecer el dato de la cámara anterior medida desde endotelio corneal a cara anterior del cristalino (AD). Este último parámetro se conoce también como profundidad del acuoso (AD, Aqueous Depth)²³⁸ y en otros trabajos la denominan cámara anterior anatómica.



Figuras 1.59 y 1.60. Esquema de la AD (cámara anterior desde endotelio corneal), y ecograma con la ACD medida por el Lenstar, correspondería a la suma del espesor corneal (CCT) y AD.

La importancia de este dato reside en que puede diferenciar cuando un paciente tiene una cámara anterior estrecha y una córnea inusualmente gruesa. Por ejemplo, si una córnea tiene un espesor central de 700 μm en vez de 550 μm , que es el espesor medio²³⁹⁻²⁴⁰, está añadiendo 150 μm a la ACD²⁴¹.

- **D) DISTANCIA BLANCO-BLANCO (B-B, WTW- White to White)**

Se denomina así al diámetro horizontal corneal (Figura 1.61), y es un parámetro necesario para la fórmula de 4ª generación Holladay 2.

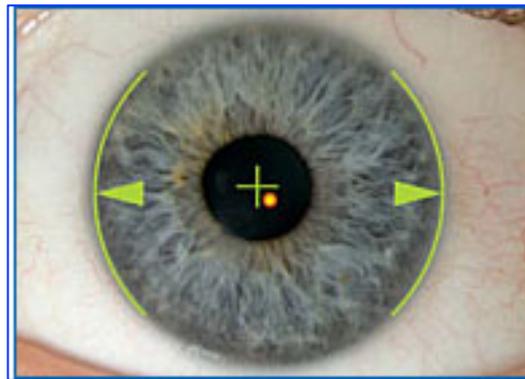


Figura 1.61

Existen estudios que no muestran diferencias en la medida B-B entre diferentes dispositivos, Lenstar vs IOL Master, Lenstar vs Pentacam²⁰⁸, y Lenstar vs Sirius¹⁹⁶.

- **E) GROSOR CRISTALINIANO (LT, Lens Thickness)**

El grosor cristaliniano (Figura 1.62) fue introducido inicialmente por Olsen, como uno de los factores relacionados con la estimación de la ELP. Recientemente ha sido utilizada como una variable más en la fórmula Holladay 2²⁴².

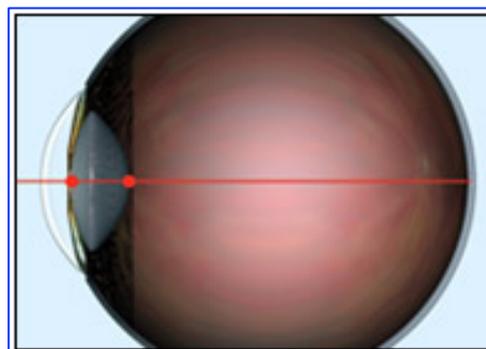


Figura 1.62

El tamaño y posición del cristalino afecta a la ELP. En un estudio realizado en 860 ojos, en los que se determinó el grosor del cristalino, Olsen demostró la precisión de una fórmula multivariable predictora de la ACD postoperatoria (ELP)²³³. Según Olsen el grosor cristalino es un factor importante para predecir la ELP y el resultado refractivo tras la cirugía de cataratas²³³.

Es lógico asumir que si la ACD preoperatoria tiene influencia en la ELP, el grosor cristalino también pueda tener relevancia. En este sentido, sorprenden los pocos algoritmos predictivos que tienen en cuenta este factor. La excepción la constituye la fórmula de Olsen, que lo utiliza desde 1995. Más recientemente ha sido considerada por otros autores²⁴³, y en estudios realizados con series largas de pacientes, se ha comprobado su influencia en la mejora predictiva de la ELP, especialmente en combinación con la ACD preoperatoria²³³.

La medición exacta de la ACD y del espesor cristalino será crítica para futuros métodos de cálculo de la potencia de la LIO, y también para aquellas tecnologías que empleen trazado de rayos y modelos estadísticos basados en ingeniería^{233,244}.

1. 6. CÁLCULO DE LA POTENCIA DE LA LENTE INTRAOCULAR

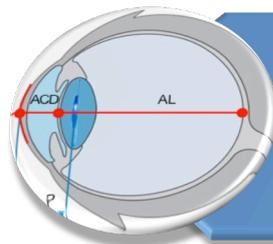
La cirugía de la catarata ha experimentado en los últimos años un cambio significativo. Al objetivo principal de restituir la visión del paciente mediante la extracción del cristalino cataratoso y la sustitución del mismo con el implante de una lente, se ha añadido la creciente exigencia de un óptimo resultado refractivo final. Esta cirugía se ha convertido ya en una verdadera cirugía refractiva, en la que no sólo el cirujano pone todos los medios a su alcance para este fin, sino que el propio paciente exige abiertamente este resultado y se muestra insatisfecho cuando no lo consigue, aún cuando la técnica quirúrgica haya sido impecable.

Así, hemos asistido en estos años al desarrollo de dos aspectos básicos de la cirugía; en primer lugar uno de carácter técnico, con la evolución en las técnicas de facoemulsificación ultrasónica del cristalino, y el desarrollo de las LIOs; y en

segundo lugar uno teórico, con el perfeccionamiento en el cálculo de la potencia de la lente intraocular. Este último aspecto viene propiciado a su vez por:



Perfeccionamiento de técnicas que permiten la medida de las estructuras oculares.



Desarrollo de fórmulas que, cada vez con mayor precisión, se aproximan al resultado postquirúrgico pretendido.

Hay varias razones por las que los métodos de cálculo de la potencia de la LIO han focalizado un gran interés en los últimos años¹¹⁸:

1. En primer lugar, el uso de incisiones cada vez más pequeñas, sin sutura, que han reducido significativamente al astigmatismo inducido postoperatoriamente. A esto se añade el control cada vez más preciso del astigmatismo previo y su abordaje intraoperatorio.
2. En segundo lugar, la introducción de la biometría óptica ha modificado los estándares para la medición de la LA. No sólo porque es una técnica altamente reproducible y potencialmente más precisa, sino porque es observador-independiente y permite que diferentes cirujanos en cualquier parte del mundo obtengan resultados comparables.
3. En tercer lugar, el desarrollo de LIOs esféricas y multifocales de múltiples diseños, nos acerca mucho más al objetivo de independencia de gafas tras la cirugía del cristalino, y nos permite controlar mejor los aspectos ópticos del ojo pseudofáquico.

- Precisión en el cálculo de la potencia de la LIO.

Sin embargo, a pesar de los importantes avances a los que hemos asistido durante los últimos años en la cirugía de la catarata, nos encontramos aún con la limitación inherente a las fórmulas de cálculo de la potencia de la LIO y con la precisión en la biometría ocular preoperatoria^{122,245}.

No existe un método único que determine de forma precisa la potencia necesaria que debe tener la LIO que se pretende implantar en la cirugía de catarata. Los factores que pueden afectar significativamente a esta precisión son:

- El error en la biometría preoperatoria.
- El lugar de implantación de la LIO.
- El tipo de LIO.
- El astigmatismo corneal preoperatorio.
- El astigmatismo corneal inducido quirúrgicamente.
- El astigmatismo postoperatorio.
- La potencia corneal real (especialmente en córneas operadas).
- Las fórmulas usadas en el cálculo de la LIO.
- La asunción de “lente fina” o sistema óptico de 2 lentes.
- Factores específicos del paciente en el cálculo de la potencia de la LIO.

La historia del cálculo de la potencia de las LIOs comienza en 1949. Desde que Harold Ridley experimentara la primera gran sorpresa refractiva de la historia de la implantología ocular en una cirugía de catarata, con un defecto refractivo postoperatorio de “-18 esf -6 cil (EE = -21)” en su primer implante intraocular, los oftalmólogos han estado buscando las vías para obtener la mayor precisión en el cálculo de la potencia necesaria de cada LIO²⁴⁶. Hasta 1970 la práctica habitual era implantar una LIO con una potencia promedio (“standard lens”) de 18 o 19 D con el fin de dejar el ojo con la misma refracción que la preoperatoria²⁴⁷. Estudios posteriores pusieron de manifiesto que una LIO de potencia fija provocaba que un 5% de los pacientes tuvieran errores refractivos superiores a 5D.

Avanzados los años 60, se introduce en clínica la ultrasonografía para la medición de la longitud axial del ojo, y Fyodorov describió el cálculo de la LIO mediante una fórmula teórica de vergencia²⁴⁸. A partir de aquí la evolución del cálculo de la LIO estuvo marcada por la mejoría de ambos procesos. De la biometría ultrasónica de contacto se pasó a la de inmersión, para mejorar la precisión de las medidas. A finales de los 90 se describe una nueva tecnología basada en interferometría óptica, que mejoraba significativamente la precisión de la medida de la LA, y en 1999 se comercializó el primer biómetro óptico que utilizaba este método, el IOL Master de Zeiss.

En 2009, se ha comercializó un nuevo biómetro óptico, Lenstar LS900 de Haag Streit, que utiliza un sistema de medición mediante reflectometría de baja coherencia óptica, añadiendo nuevas prestaciones a las ya existentes, con la posibilidad de valorar las medidas axiales de todas las estructuras oculares, desde el epitelio corneal hasta el epitelio pigmentario retiniano, en especial cámara anterior y cristalino, que hasta ahora no se podían cuantificar con métodos ópticos, y que aportan información para los últimos métodos de cálculo de LIO.

Además de los métodos de control del resultado refractivo en la cirugía del cristalino, no debemos olvidar que una descripción óptica completa comprende no sólo la refracción en término de esferas y cilindros de las gafas, sino también la magnificación del sistema ojo-gafa, posibles aberraciones, profundidad de foco, acomodación, sensibilidad al contraste, dependencia pupilar, percepción del color y otras propiedades ópticas del ojo pseudofáquico¹¹⁸.

1.6.1. Ojo pseudofáquico: análisis óptico

El ojo pseudofáquico es un sistema, que desde el punto de vista óptico, tiene como elementos de interés:

- dos superficies refractivas (córnea y LIO), cada una de ellas con una curvatura anterior y una curvatura posterior.
- cinco medios cada uno con sus correspondientes índices de refracción (aire, córnea, acuoso, LIO y vítreo)

- y distancias entre las diferentes superficies refractivas (grosor corneal, cámara anterior pseudofáquica, grosor de LIO y cámara vítrea pseudofáquica).

El fin de la fórmula de cálculo es determinar la potencia refractiva de la LIO que se va a implantar con el fin de conseguir que la imagen de un objeto se enfoque perfectamente en la mácula. Dicho de otra forma, conseguir la emetropización del ojo del paciente. El cálculo se puede realizar también para obtener como resultado final una determinada ametropía.

Suponiendo que conocemos todos los elementos ópticos (curvaturas, índices de refracción y distancias) de un sistema, la formación de la imagen puede analizarse de varias maneras, diferenciadas por su nivel de precisión y complejidad.

1.6.2. Fórmulas de cálculo

Todas las fórmulas de cálculo de la potencia de la LIO se enfrentan a un problema común previo al cálculo óptico en sí: la necesidad de predecir, a partir de datos preoperatorios, la posición que tomará la LIO dentro del ojo. Este valor se denomina Posición Efectiva de la Lente (ELP), aunque en muchos trabajos aparece como ACD (profundidad de la cámara anterior).

Aramberri establece la siguiente clasificación de fórmulas de cálculo¹⁵⁷:

1.6.2.1. Fórmulas basadas en óptica geométrica

Este campo de la óptica se ocupa tanto de las leyes de reflexión y refracción de la luz, como del diseño de lentes y otros componentes de instrumentos ópticos. Si un rayo de luz que se propaga a través de un medio homogéneo incide sobre la superficie de un segundo medio homogéneo, parte de la luz es reflejada y parte entra como rayo refractado en el segundo medio, donde puede o no ser absorbido. La cantidad de luz reflejada depende de la relación entre los índices de refracción de ambos medios.

La óptica geométrica analiza la propagación de la luz como la transmisión rectilínea de uno o varios rayos de luz que progresan cambiando de dirección en función del ángulo de incidencia sobre la superficie refractiva, y de los índices de

refracción de los medios que atraviesa. La Ley de Snell es la fórmula que determina este fenómeno:

$$n_1 \sin i = n_2 \sin r$$

Donde n_1 es el índice de refracción del primer medio y n_2 el del segundo. i es el ángulo de incidencia y r el de refracción.

Según esta formulación, el análisis puede realizarse de dos formas distintas:

- Óptica geométrica paraaxial (Gaussiana).
- Óptica geométrica exacta (no paraaxial).

© **Óptica geométrica paraaxial (Gaussiana)**

La óptica paraaxial o de Gauss asume que los rayos de luz forman ángulos muy pequeños respecto al eje óptico y viajan muy cercanos a éste, y calcula la refracción de la luz simplificando la ecuación de Snell, extendiendo a todos los rayos refractados una propiedad fundamental de los rayos paraaxiales: la ausencia de aberraciones. En la práctica se traduce matemáticamente en igualar los senos y tangentes de los ángulos por los propios valores de los ángulos, lo que simplifica enormemente el proceso de cálculo. La ley de Snell quedaría:

$$n_1 i = n_2 r$$

El cálculo de la posición y tamaño de la imagen dentro del sistema puede realizarse mediante 2 métodos.

▪ **Fórmulas de vergencia**

Las fórmulas teóricas que utilizamos habitualmente (SRK/T, Holladay, Hoffer Q, Haigis, etc.) están basadas en las fórmulas clásicas de vergencia de Fyodorov y van der Heijde o su revisión, la fórmula Hoffer Q, con la misma estructura matemática, aunque parezca que difieren mucho entre ellas. Asumen que las lentes del sistema (tanto la córnea como la LIO) son tan finas que la potencia óptica derivada de su grosor es despreciable (**fórmulas de lente fina**). Algunos autores han defendido la utilización de fórmulas de vergencia de lente gruesa con el fin de aumentar la precisión.

La refracción del ojo pseudofáquico puede calcularse por tanto calculando sucesivamente la vergencia de un objeto en la córnea, en la LIO y, finalmente, en la retina. Despejando como variable dependiente la potencia de la LIO (P), obtenemos una fórmula común de vergencia del ojo pseudofáquico²⁴⁹:

$$P = [n / AXL - ELP] - [n / ((n / K) - ELP)]$$

Donde AXL es la LA, ELP es la distancia córnea-LIO, K es la potencia de la córnea y n es el índice de refracción de acuoso y vítreo.

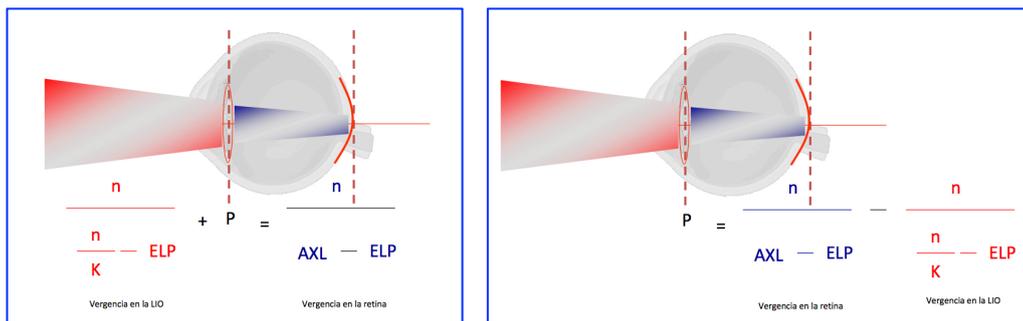


Figura 1.63. Vergencias del ojo pseudofáquico, y fórmula para obtener la potencia de la LIO.

Calcular la LIO es en definitiva modelizar el ojo pseudofáquico, y despejar la potencia de la LIO en esta fórmula de vergencia²⁵⁰.

Estas fórmulas asumen que la LIO es una lente infinitamente fina, y la refracción no ocurre en las superficies sino en el plano principal de la LIO. Por ello la ELP es un parámetro teórico y no una magnitud física real.

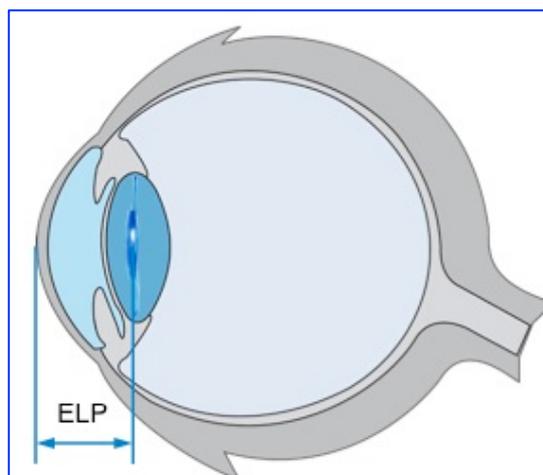


Figura 1.64. Medida "ELP".

Aunque en su enunciado esta fórmula parece bastante simple, contiene varias incógnitas que deberían ser tratadas si va ser aplicada en práctica clínica. Algunas de estas incógnitas son el índice refractivo, cómo calcula con precisión la potencia corneal, cómo predice el plano efectivo de la lente, la corrección de los planos principales en un modelo de “lente gruesa”, la precisión de la medida de la LA, la transcendencia de las aberraciones de alto orden, etc¹¹⁸.

▪ **Trazado de rayos**

En el método de trazado de rayos se analiza la propagación de uno o varios rayos superficie a superficie calculando el cambio del ángulo de incidencia y refracción así como de la altura del rayo. El uso combinado de 2 fórmulas permite realizar este proceso en la aproximación paraaxial.

◎ **Óptica geométrica exacta (no paraaxial)**

La aplicación exacta de la ley de Snell permite determinar el ángulo exacto de refracción de cada rayo en cada punto de la superficie refractiva, lo que introduce en el análisis un nuevo elemento: las aberraciones ópticas.

La aproximación paraaxial funciona de manera aceptable en ojos pseudofáquicos con córneas normales para la predicción de la posición del foco retiniano. Sin embargo, incluso en estos ojos normales la aberración esférica positiva suele tener un valor importante desplazando el plano de mejor enfoque hacia la LIO (miopizando el ojo). En caso de córneas alteradas, operadas mediante cirugía refractiva (QR, LASIK, PRK, etc.), cicatrices, queratocono, etc., la cuantificación de esa aberración puede ser importante para determinar la potencia de la LIO.

La formulación exacta es compleja y requiere un software específico donde se deben introducir los datos topográficos corneales y las características físicas de la LIO, así como la longitud axial y la estimación de la posición de la LIO.

1.6.2.2. Fórmulas basadas en óptica física

Esta formulación no se emplea actualmente al ser mucho más compleja que la basada en óptica geométrica y además porque la valoración de estos fenómenos no se considera necesaria.

Cuando el cristalino es reemplazado con una LIO, la situación óptica que encontramos es la de un sistema de dos lentes (córnea y LIO) que proyectarían la imagen sobre la mácula. La distancia entre estas dos lentes (X) influiría en la refracción, así como la distancia entre este sistema de dos lentes y la mácula (Y).

X se define como la distancia desde la cara anterior de la córnea al plano principal de la LIO en el eje visual.

Y se define como la distancia desde el plano principal de la LIO a los fotorreceptores de la mácula en el eje visual.

X+Y sería igual a la longitud axial del ojo en el eje visual (Z). Por tanto conociendo X y Z podríamos calcular Y ($Y=Z-X$)

Para calcular la potencia de la LIO, también debemos conocer la vergencia de los rayos al entrar por la córnea (error refractivo, R). En situación de emetropía R es cero.

La relación entre los diferentes factores (X, Y (Z-X), P, K, R) es la que describen las diferentes fórmulas, y conociendo cuatro de ellos podremos calcular el quinto²⁵¹.

1.6.3. Tipos de fórmulas

1.6.3.1. Fórmulas empíricas

Son fórmulas obtenidas a partir del análisis estadístico de una serie de casos, donde el investigador determina los principales factores predictores y calcula unos coeficientes de ajuste para obtener el resultado más preciso posible.

En 1978, primero Lloyd y Gills, seguidos por Retzlaff y más tarde Sanders y Kraff, desarrollaron una fórmula de regresión con el análisis de los implantes de

LIO que previamente habían realizado. Este trabajo concluyó finalmente en 1980 con la publicación de la **fórmula SRK**²⁵².

En la SRK la relación entre LA, K y la potencia de la LIO es lineal:

$$P = A - 2,5 LA - 0,9 K$$

Una fórmula donde los factores más importantes en la predicción de la potencia de la LIO correspondían a la longitud axial y la queratometría, factores que por otro lado eran capaces de explicar hasta un 95% de la variabilidad en la predicción de la potencia final del implante. La constante A es distinta para cada modelo de LIO y sirve para caracterizarla, es proporcionada por el fabricante y no representa ninguna distancia dentro del ojo, siendo un factor sumatorio empírico completamente dependiente de la LIO que se va a implantar y proporcionada por el fabricante en función de parámetros tales como el material de la lente, su índice de refracción o su geometría óptica, entre otros¹⁵⁵.

Esta fórmula fue todo un éxito por su fiabilidad, sencillez y comportamiento frente a valores biométricos normales, pero no se tardó en demostrar que frente a valores de longitudes axiales superiores a 24,5 mm e inferiores a 22 mm se cuantificaban múltiples casos de errores refractivos²⁵³. Por estas razones los propios autores decidieron realizar unas pequeñas modificaciones que terminaron por traducirse en una evolución de la fórmula, denominada SRKII²⁵⁵.

SRK II	$P = A + \alpha(L) - 0.9k - 2.5L$ with	Parameter A = IOL specific constant
	$\begin{cases} \alpha(L < 20) = 3 \\ \alpha(20 < L < 21) = 2 \end{cases}$	$\begin{cases} \alpha(21 < L < 22) = 1 \\ \alpha(22 < L < 24.5) = 0 \\ \alpha(24.5 < L) = -0.5 \end{cases}$

Figura 1.65. Fórmula SRK II. (Tomado de Gobin²⁵⁵. "Mastering the Techniques of Intraocular Lens Power Calculations").

Las fórmulas empíricas tienen su talón de Aquiles en la base de datos a partir de la que se calculan. Serán tan buenas como buenos sean los datos de origen, por ello, en ojos extremos tienden a fallar, al ser el número de estos pequeño en la base de datos originaria, y en casos anormales (ojos tras cirugía refractiva corneal, aceite de silicona intraocular, etc.) simplemente no funcionan¹⁵⁷.

Por ello la tendencia actual es a abandonarlas a favor de modelos teóricos basados en óptica geométrica que permiten calcular cualquier caso.

1.6.3.2. Fórmulas teóricas

Las fórmulas teóricas calculan la refracción de la luz en el ojo pseudofáquico mediante la aplicación de leyes de óptica geométrica. Todas las fórmulas teóricas se basan en las teorías publicadas por Gauss en 1841. La mayoría de ellas son fórmulas de vergencia óptica. En los últimos años han aparecido también fórmulas basadas en trazado de rayos. La gran ventaja de estas fórmulas es que, si son correctas, pueden aplicarse a cualquier caso, siempre que se conozcan las características físicas (curvaturas, índices de refracción, etc.) del ojo en estudio.

Todas ellas se enfrentan a un problema común previo al cálculo óptico en sí: la necesidad de predecir a partir de datos preoperatorios la posición que tomará dentro del ojo la LIO, esto es, la distancia córnea-LIO. A este valor se le han dado varios nombres a lo largo de los años, siendo los más frecuentes ACD (anterior chamber depth) o ACD pseudofáquica, y ELP (effective lens position). No hay que confundir la ACD pseudofáquica con la ACD fáquica preoperatoria, la cual sí es medible mediante ultrasonidos, corte óptico o interferometría óptica¹⁵⁷.

1.6.3.3. Generaciones de fórmulas

La mejora en la capacidad predictiva de las fórmulas teóricas a través de los años ha derivado de la mayor precisión en la predicción de la ELP¹⁵⁵. Es la única variable que no puede determinarse preoperatoriamente y que la fórmula debe estimar. Cuantas más variables predictoras se utilicen en el cálculo de esta ELP, mayor precisión se conseguirá.

En un primer momento las fórmulas de primera generación consideraban este parámetro como una constante independiente de cualquier otro parámetro ocular.

Esta constante (ELP), cuyo valor proporciona el fabricante en función de las características físicas y geométricas de la LIO, dejó de denominarse constante ACD por la FDA en el año 1995, ya que se consideró que generaba confusión respecto al término ACD (Anterior Chamber Depth), o profundidad de cámara anterior.

© Fórmulas teóricas de 1.ª generación

A esta categoría pertenecen las fórmulas de Fyodorov (1967)²⁴⁸, Colenbrander (1972)²⁵⁶, Hoffer (1974)²⁵⁷, Thijssen (1975)²⁵⁸, Van Der Heijde (1975)²⁵⁹ y Binkhorst I (1976)²⁶⁰.

La primera fórmula de cálculo de LIO fue desarrollada por **Fyodorov** en 1967, gracias a la aplicación de los principios de óptica fisiológica al sistema óptico ocular:

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

La fórmula tiene seis variables:

- ✓ P: Potencia de la LIO
- ✓ ALX: Longitud axial
- ✓ K: Potencia corneal, queratometría media
- ✓ Dv: Distancia de vértice corneal
- ✓ Rx: Refracción postoperatoria deseada
- ✓ ELP: Posición Efectiva de la Lente

La única variable que no puede ser elegida o medida prooperatoriamente es la ELP. Todas las mejoras en los cálculos de la potencia de la LIO en los últimos 45 años son el resultado de la mejora en la predictibilidad de la variable ELP²⁶¹.

En la década de los años 70, las LIOs implantadas eran de fijación iridiana, donde la profundidad de cámara anterior o distancia de vértice corneal-plano del iris coincidía respecto a la posición efectiva de la lente (ELP) o distancia vértice corneal-plano principal de la LIO. Por esta razón, la ELP o constante ACD (para fórmulas de primera generación), adoptó un valor medio inicial de 4 mm, aumentando a lo largo del tiempo a medida que las LIOs pasaron a implantarse en el sulcus (4,5 mm) y posteriormente en el saco capsular (5,25 mm)¹⁵⁵. Este incremento del valor de ELP a 5,25 mm, que se introduce en 1996, ocurre fundamentalmente por dos razones; la primera, ya comentada, del implante dentro

del saco capsular, y la segunda, porque la mayor parte de los implantes son biconvexos y sitúan el plano principal de la LIO en una localización más profunda²⁶¹.

Las fórmulas de cálculo de primera generación son adaptaciones de la fórmula de **Binkhorst**²⁶². Diferentes autores describieron fórmulas similares, que para ojos normales (ojos con valores biométricos dentro de la normalidad y parametrizados según los diferentes estudios en aproximadamente 23,5 mm (23,5 ± 1,5 mm)²⁶³, con una potencia dióptrica corneal de 43-44 dioptrías²⁶⁴), proponían potencias de LIO similares.

Entre 1972 y 1975, con la comercialización de los biómetros ultrasónicos, diferentes investigadores publicaron sus fórmulas de vergencia teóricas. Destacan, como ya hemos citado, Colenbrander, Hoffer, Thijssen y Van Der Heijde. La única excepción es la fórmula de Thijssen, que aun basada en la de Binkhorst, añade dos parámetros adicionales, el grosor de la LIO y el índice refractivo²⁶⁵. Sin embargo, la falta de predicción y la sorpresa refractiva obtenida en ojos fuera de estos rangos biométricos, condujo finalmente a su desuso.

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

Tabla 1.8. Fórmulas de 1ª Generación. (Tomado de Gobin²⁵⁵. “Mastering the Techniques of Intraocular Lens Power Calculations”).

© Fórmulas teóricas de 2.^a generación

La ELP se convirtió en una variable que cambiaba en función de la LA: cuanto mayor era ésta mayor era la ELP. Fue **Binkhorst** quien introdujo este cambio en 1981²⁶⁶.

En 1984 **Hoffer** demostró la relación directa entre la posición de la LIO y la LA, presentando una fórmula que también predecía mejor la ACD²⁶⁷.

Binkhorst consideraba LA media como 23.45 mm y la variación de esta media la trasladaba al cálculo de la ELP. Si LA era de 25.79 mm (10% mayor que la media), incrementaba la ELP en un 10%, pasando a ser de 4.95 mm. Este mismo autor sugiere además el uso de 1.3333 (4/3) como índice de refracción de la córnea, en lugar del comúnmente usado 1.3375.

Shammas²⁶⁸ hace también una modificación de la fórmula de Colenbrander en dos sentidos, primero recomienda un índice de refracción de la córnea de 1,3333 y en segundo lugar, introduce un factor de corrección de LA. Aumenta LA en 0.10 mm por cada milímetro por debajo de los 23 mm ó se disminuye en 0.10 mm por cada milímetro por encima de 23 mm.

La fórmula de Shammas se aplica tras usar biometría de inmersión. En el caso de utilizar biometría de contacto habrá que sumar, a la AXL medida, 0.24 mm.

© Fórmulas teóricas de 3.^a generación

Probablemente las más empleadas en la actualidad. La ELP es una variable calculada a partir de LA y K: A mayor LA mayor ELP, y a mayor valor K menor ELP.

En 1988, **Holladay** propuso una relación directa entre la curvatura de la córnea y la posición de la LIO, y modificó la fórmula de Binkhorst para incorporar este parámetro así como la LA. En vez de la ACD, la fórmula podría calcular la distancia prevista desde la córnea al plano del iris (usando una fórmula de altura corneal de Fyodorov) y añade a ella la distancia del plano del iris a la LIO²⁶⁹. Esta última la denominó “factor cirujano” (SF, Surgeon Factor) y es específica de cada lente.

Holladay	$P = \frac{1.0125 n - k(L + 0.2)}{(L + 0.2 - ACD_{postop}) \left(1.0125 - \frac{ACD_{postop} k}{n} \right)}$ $ACD_{postop} = SF + 0.56 + r - \sqrt{r^2 - \frac{g^2}{4}}$	$SF = 0.9704 ACD_{preop} - 3.595$ <p style="text-align: center;">('surgeon factor')</p> $r = \begin{cases} \frac{337.5}{k} & \text{if } \frac{337.5}{k} < 7 \text{ mm} \\ 7 \text{ mm} & \text{otherwise} \end{cases}$ $g = \begin{cases} 0.533L & \text{if } L < 25.326 \text{ mm} \\ 13.5 \text{ mm} & \text{otherwise} \end{cases}$
-----------------	---	--

Figura 1.66. Fórmula de Holladay. (Tomado de Gobin²⁵⁵. "Mastering the Techniques of Intraocular Lens Power Calculations").

Retzlaff, Sanders y Kraff en 1990 ajustaron y modificaron la fórmula Holladay 1 para poder usar (introduciendo) las constantes A y la denominaron fórmula teórica **SRK/T**^{270,271}. En este caso, los autores optimizaron empíricamente tres variables: el factor grosor retiniano, el índice de refracción corneal y la ELP, que es el factor más determinante. Posteriormente demostró mucha más precisión en el cálculo de la LIO en ojos largos.

SRK/T	$P = \frac{1.0135 n - kL_{opt}}{(L_{opt} - ACD_{postop}) \left(1.0135 - \frac{ACD_{postop} k}{n} \right)}$ $ACD_{postop} = ACD_{mean} - 3.336 + \left(\frac{337.5}{k} - \sqrt{\left(\frac{337.5}{k} \right)^2 - \left(\frac{-5.41 + 0.58412L_c + 0.098k}{2} \right)^2} \right)$	<p>If $L \leq 24.2 \text{ mm}$: $L_c = L$ If $L > 24.2 \text{ mm}$: $L_c = -3.446 + 1.715L - 0.0237L^2$ $L_{opt} = 0.657 + 0.98L$</p>
--------------	---	---

Figura 1.67. Fórmula SRK/T. (Tomado de Gobin²⁵⁵. "Mastering the Techniques of Intraocular Lens Power Calculations").

Se trata de una fórmula con base teórica pero optimizada empíricamente mediante regresión multilínea. La ecuación que utiliza para determinar la ELP es mimética a la usada por la fórmula Holladay:

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

En donde H es la altura corneal o distancia córnea - plano del iris y Offset es la suma de la distancia plano del iris - plano de la LIO más el espesor corneal.

Pero, mientras que en la fórmula Holladay, H se calcula de forma teórica, en la fórmula SRK/T los autores desarrollaron retrospectivamente una fórmula de regresión lineal. Para el valor de Offset hicieron otra regresión lineal, para incorporar la constante A usada en sus fórmulas anteriores SRK y SRK II²⁷².

A diferencia de la fórmula de Holladay, no se utilizó un valor de LA (25,3 mm) concreto, a partir del cual el incremento de la longitud axial no modificaba la posición efectiva de la lente. Empleaba un factor de corrección consistente en una curva parabólica; el aumento de ELP en función de la LA no cesaba bruscamente, sino más bien gradualmente para valores de LA > 24,2 mm, de tal forma que mejoraba el cálculo predictivo de la ELP¹⁵⁵.

Como hemos visto, tanto la fórmula de Holladay como la SRK/T usan en sus ecuaciones la altura corneal para predecir la ELP. Hoffer, en 1992, desarrolló una fórmula, en la que utiliza la tangente de la potencia corneal para lograr el mismo efecto, y que denominó fórmula Q (**Hoffer Q**)²⁷³. La relación entre la ELP y las variables LA y K no es lineal, sino que viene caracterizada por una curva tangente.

Hoffer-Q	$P = \frac{1336}{L - ACD_{preop} - 0.05} - \frac{k + R}{1 - 0.749 \cdot 10^{-6} (ACD_{preop} + 0.05)(k + R)}$	$M = \begin{cases} 1 & \text{if } L \leq 23 \text{ mm} \\ -1 & \text{if } L > 23 \text{ mm} \end{cases}$
	$ACD_{postop} = pACD + 0.3(L - 23.5) + \tan^2 k + 0.1M(23.5 - L)^2 \tan(0.1(G - A)^2) - 0.94166$	$pACD = \text{personalized ACD (Hoffer-Q constant)}$
	If $ACD_{postop} > 6.5 \text{ mm} \rightarrow ACD_{postop} = 6.5 \text{ mm}$	$R = R_x / (1 - 0.012R_x)$
	If $ACD_{postop} < 2.5 \text{ mm} \rightarrow ACD_{postop} = 2.5 \text{ mm}$	with R_x the spectacle correction

Figura 1.65. Fórmula Hoffer Q. (Tomado de Gobin²⁵⁵, “Mastering the Techniques of Intraocular Lens Power Calculations”).

M y G son unos factores de corrección que aumentan o disminuyen la ELP en función de los cambios de LA y K, y pACD.

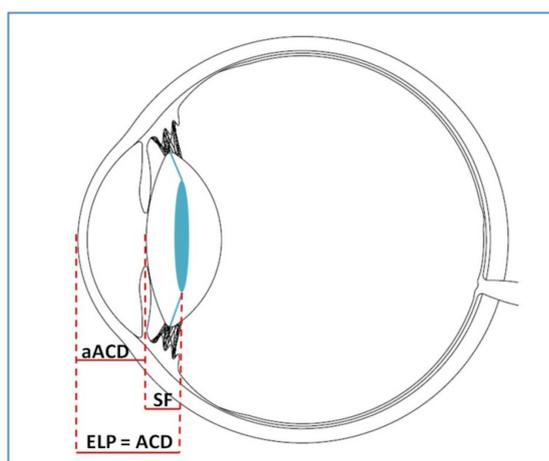


Figura 1.66. Distancias utilizadas para el cálculo de la LIO en función de la fórmula usada. ELP y ACD son sinónimos que no deben confundirse con aACD (profundidad de cámara anterior anatómica). El SF es la constante que usa Holladay, equivale a la diferencia entre ACD y aACD¹⁶⁶.

Las fórmulas de tercera generación muestran una completa inestabilidad en ojos cortos²⁷⁴, presentando, por norma general, hipermetropías residuales. Esto es debido a que la predicción de la ELP mediante la ALX y K es lineal, de tal forma que, a menor longitud axial, menor valor de ELP, lo que lleva a una predicción de la posición del implante intraocular más adelantado a su posición real.

Sin embargo, no debemos olvidar que esta linealidad no es la situación que vemos en la práctica, dado que un ojo corto puede presentar un segmento anterior normal, o lo que es lo mismo, una hipermetropía axial pura, condición muy diferente a la que pudiésemos encontrar en un nanofthalmos (longitud axial corta y segmento anterior pequeño) o una megalocórnea (longitud axial corta y segmento anterior grande). De esta manera, se puede deducir que dicho error en la predicción de la ELP es debido básicamente a que el cálculo se realiza a partir de la longitud axial y la constante ACD determinada empíricamente por parte del fabricante, ya que asume que el segmento anterior es proporcionalmente corto en ojos cortos, circunstancia no siempre cierta.

Las fórmulas de tercera generación son mucho más precisas que las empíricas y las teóricas de segunda. La bibliografía^{273,275-276} nos indica que ciertas fórmulas presentan un mejor comportamiento en función de la longitud axial ocular.

A pesar de todo lo dicho, las fórmulas de tercera generación siguen siendo, a fecha de hoy, válidas y reconocidas internacionalmente, y probablemente las de uso más generalizado, dado que vienen incluidas en los equipos más modernos de biometría óptica. Otro factor importante que ha favorecido su amplia difusión es que están publicadas y no tienen ningún coste económico.

© **Fórmulas teóricas de 4.ª generación**

Hablar de fórmulas de cuarta generación es hablar de la cantidad de factores que influyen en el cálculo de la capacidad predictiva en la ELP. Estas fórmulas utilizan más de dos factores para el cálculo de ELP-

Olsen, en 1990, fue el primero en proponer la ACD preoperatoria y otros factores para estimar mejor la posición postoperatoria de la LIO, y publicó algoritmos para

ello. En 1995 publicó una fórmula de regresión lineal con cuatro variables predictoras, que añadían la profundidad de la cámara anterior o ACD preoperatoria (distancia epitelio corneal-superficie anterior del cristalino) y el grosor cristaliniano a la queratometría y la LA²⁷⁷.

Olsen determinó que la ELP correspondía a una ecuación de regresión, la cual incluía la altura corneal ya utilizada tanto en la fórmula de Holladay como en la SRK/T. En la figura vemos la evolución en las fórmulas de Olsen.

Olsen (1991)	$ACD_{postop} = ACD_{mean} - 3.62 + 0.25ACD_{preop} + 0.12L$	ACD_{mean} = mean postoperative ACD for a particular IOL type
Olsen (1995)	$ACD_{postop} = ACD_{mean} + 0.5ACD_{preop} + 0.1L$ $+ 0.15 \left(\frac{331.5}{k} - \sqrt{\left(\frac{331.5}{k} \right)^2 - 6.6^2} \right) + 0.2T - 5.38$	ACD_{mean} = mean postoperative ACD for a particular IOL type T = lens thickness (mean: 4.5 mm)
Olsen (2004)	$P = \frac{n - kL_{cor}}{\left(L_{cor} - ACD_{postop} \right) \left(1 - \frac{ACD_{postop} k}{n} \right)}$ $ACD_{postop} = ACD_{mean} + 0.33ACD_{preop} + 0.1L + 0.3T - 5.18$ $+ 0.12 \left(\max\left(\frac{331.5}{k}, 6.6 \right) - \sqrt{\left(\max\left(\frac{331.5}{k}, 6.6 \right) \right)^2 - 6.6^2} \right)$	ACD_{mean} = mean postoperative ACD for a particular IOL type $L_{cor} = 0.9883L + 0.2989$

Figura 1.67. Fórmulas de Olsen. (Tomado de Gobin²⁵⁵. "Mastering the Techniques of Intraocular Lens Power Calculations").

Si abreviamos la última de estas fórmulas, tenemos:

$$ACD_{post} = ACD_{cte} + 0.12 H + 0.33 ACD_{pre} + 0.3 L + 0.1 LA - 5.18$$

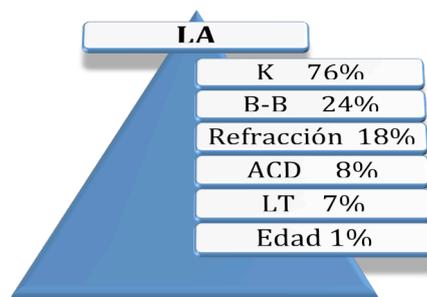
Donde:

- ACD_{pre} = distancia desde la córnea hasta la superficie anterior del cristalino
- L = grosor del cristalino
- H = altura corneal
- LA = Longitud axial
- ACD constante= determinada para cada tipo de LIO gracias al estudio retrospectivo de diferentes casos. Olsen utilizó un índice queratométrico de 1,3315.

Algunos biómetros ópticos, como el Lenstar, incorporan esta fórmula en su software, aunque sólo está disponible en aquellos tipos de LIOs en los que el autor ha podido establecer las constantes.

Después de la aparición de varios trabajos que demostraban que la fórmula Holladay no era tan precisa como la Hoffer Q en ojos con LA inferior a 22 mm, **Holladay** desarrolló en 1996 la denominada fórmula Holladay 2²⁷⁸.

Holladay observó que existía una mejoría significativa en la predicción de la ELP cuando utilizaba siete variables. La ELP puede ser estimada con más precisión utilizando determinados parámetros biométricos del segmento anterior, concretamente la LA, K, ACD, diámetro corneal horizontal, grosor del cristalino, además de la refracción preoperatoria y edad, siendo cada uno de estos factores completamente variables en cuanto al peso específico dentro de la fórmula. Así, la mayor importancia vendría dada por la longitud axial, seguida en orden decreciente, y en relación a ella, por:



Esta fórmula no está publicada ni está disponible en ningún biómetro convencional pero el *software* comercial se puede adquirir en la Holladay IOL Consultant²⁷⁹.

Su incremento de precisión en el cálculo de la LIO se limita a ojos muy cortos (< 22 mm), aunque no es mejor que la Hoffer Q, y en ojos muy largos (> 26 mm), no siendo apreciable en ojos normales (22-24,50 mm) o largos (24,50-26 mm)²⁸⁰.

En una salida brillante de los métodos tradicionales, **Haigis** suprime del método de cálculo de ELP la curvatura corneal, y añade la profundidad de cámara anterior y también incorpora indirectamente información sobre variaciones en la geometría de las LIOs²⁸¹.

En 1999, Haigis propuso utilizar tres constantes para predecir la posición de la LIO, basadas en las características del ojo y de la LIO. La fórmula calcula la ELP postoperatoria prevista de la siguiente forma:

$$\underline{ELP = a_0 + a_1 \times ACD + a_2 \times AL}$$

Donde:

- ELP = posición prevista de la LIO
- a_0 = constante específica de la lente
- a_1 = constante relacionada con la medida preoperatoria de ACD
- a_2 = constante específica de la lente relacionada con la medida preoperatoria de LA
- ACD = medida de la distancia axial desde el ápex corneal a la cara anterior del cristalino
- AL = longitud axial

Lo interesante de esta fórmula reside en el tratamiento de la constante de la lente. Haigis afirma que una sola constante no puede definir una lente intraocular, su diseño, forma de los hápticos y posición dentro del ojo, afirmando que las constantes de LIO usadas por las otras fórmulas de tercera generación, al derivar las unas de las otras, son, en realidad, una misma constante.

Sustituye la constante fija que caracteriza al modelo de LIO en otras fórmulas por tres constantes: a_2 es el coeficiente de la LA, a_1 es el coeficiente de la ACD y a_0 es la constante independiente (equiparable a la constante fija de otras fórmulas).

El valor de la constante a_2 se deriva por regresión multianálisis utilizando datos de muchos cirujanos, muchos ojos con características diferentes y muchos tipos de lentes. Sin embargo, cabe destacar que, si bien la constante a_0 depende de la constante A optimizada y proporcionada por el fabricante, a_1 y a_2 solo pueden ser optimizadas por el propio Dr. Haigis o por el Dr. Hill. Una de las particularidades de esta fórmula reside en su posible utilidad en el cálculo después de cirugía refractiva corneal, dado que no se utiliza la queratometría para el cálculo de la ELP¹⁵⁵.

Dado que la estimación de la ELP se realiza a partir de sólo dos variables (LA y ACD) hay autores que la consideran una fórmula de tercera generación²⁸². Pero otros artículos la incorporan dentro de las fórmulas de cuarta generación, ya que el cálculo de la potencia de LIO se realiza a partir de tres variables: LA, K y ACD^{272,283}. Y algunos autores, como Hoffer la engloban en una 5ª Generación de Fórmulas²⁴⁶.

Al igual que en la fórmula de Holladay, las constantes deben ser optimizadas, personalizadas) para cada tipo de LIO y cirujano. Una optimización única, sólo optimizaría la a_0 y tendría la misma precisión que las fórmulas Hoffer Q y Holladay, pero una optimización triple añadiría mayor precisión. El problema es que esta triple optimización requiere series de 500-1000 casos de un solo tipo de LIO y los ojos de la serie deberían cubrir estadísticamente todas las longitudes axiales, lo cual es casi imposible de conseguir para la mayoría de los cirujanos.

Como ventajas de esta fórmula, ya que probablemente en el futuro la fórmula de Haigis sea un estándar de cálculo de la LIO, podemos enumerar: la flexibilidad matemática que proporcionan las tres constantes, su precisión en ojos extremos, su incorporación en los *software* de los biómetros más actuales, su inclusión como constantes proporcionadas por el fabricante para cada modelo de LIO y su libre difusión²⁷².

© **Fórmulas teóricas de trazado de rayos paraaxial**

Norrby publicó en 2004 una programación de hoja de cálculo modelando un ojo pseudofáquico. Este programa, clínicamente no validado, puede emplearse para analizar el ojo pseudofáquico ya operado, introduciendo como ELP la distancia córnea-LIO medida con ultrasonidos. También puede modificarse manualmente introduciendo un algoritmo de estimación preoperatorio de la ELP pseudofáquica para el cálculo de la potencia de la LIO previa a la cirugía (por ejemplo el algoritmo de Olsen)¹⁵⁷.

© **Fórmulas teóricas de trazado de rayos exacto**

Preussner ha publicado varios trabajos en los que señala el trazado de rayos exacto como un método preciso para el cálculo de la LIO (7,8). La córnea se caracteriza ópticamente a partir de los datos topográficos, lo que permite trazar rayos a cualquier altura del eje óptico. El algoritmo de estimación de la ELP originalmente era el de Olsen, si bien recientemente ha incorporado uno propio. Este método no ha sido validado clínicamente si bien es evidente que su precisión puede ser elevada¹⁵⁷.

© Otros algoritmos de cálculo de la LIO

√ **Fórmula Universal II de Barret**²⁸⁴

A finales de los años 80 del s XX, GD Barrett concibió la fórmula Universal, basada en la intersección de dos globos, que divide la ACD en componentes relacionados con la anatomía y con la LIO. El radio del globo es desconocido pero puede ser expresado en términos de un polinomio de tercer orden, que incluye LA, K y ACD óptica obtenidos de los datos clínicos. La ELP se expresa en términos de ACD y un factor de la lente (LF, Lens Factor).

A diferencia de la mayoría de fórmulas, la Universal es de “lente gruesa”, tiene en cuenta el cambio en los planos principales encontrados en LIOs de diferentes potencias.

El LF es similar a la constante A, el SF o la constante C de otras fórmulas. Más recientemente, el propio autor reconoció que la ELP está también influida por otros factores anatómicos como son LA, K, ACD óptica, LT y W-W. Estas relaciones las incluyó en una nueva fórmula actualizada que se conoce como Barrett Universal II.

√ **La constante C de Olsen**²⁸⁵

La fórmula de Olsen utiliza el trazado de rayos exacto y consideraciones de lente gruesa para tener en cuenta las verdaderas dimensiones físicas de un sistema óptico del ojo. Utiliza la misma tecnología empleada por los físicos para el diseño de telescopios y lentes de cámaras. Una característica clave de la fórmula de Olsen es la estimación precisa de la posición física de la LIO utilizando un nuevo concepto, la constante C²⁸⁶.

El concepto de la constante C se desarrolló como un método simple para predecir la posición postoperatoria de una LIO a partir de la dimensión y posición preoperatoria del cristalino. Se basa en la observación de que en cirugías de cataratas estándares, tras la implantación correcta en el saco de la LIO, ésta tiende a situarse de una manera definida (figura 1.68), que es predecible según la fórmula:

$$LIO_c = ACD_{pre} + C \times LT_{pre}$$

Donde LIO_c es el centro de la LIO, ACD_{pre} es la ACD preoperatoria (incluido CCT), LT_{pre} es el espesor del cristalino preoperatorio, y C es una constante relacionada con el tipo de LIO, determinada como el valor medio de una muestra representativa²⁸⁵.

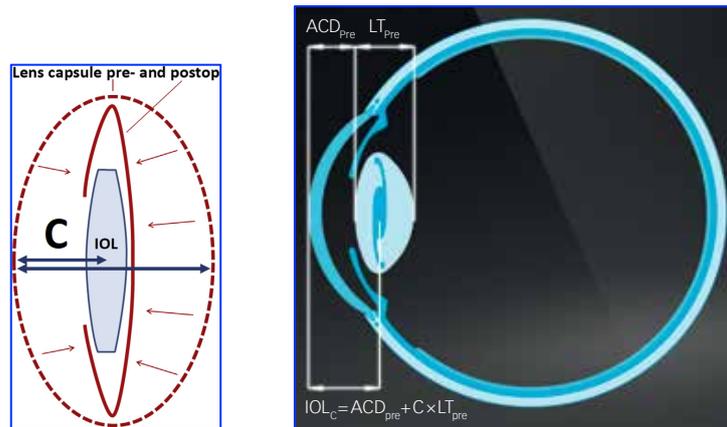


Figura 1.68. Representación y dibujo esquemático del concepto "Constante C" de Olsen^{285,286}.

La constante C se define como la proporción del grosor cristaliniano preoperatorio en la que se localiza la LIO tras la cirugía:

$$LIO_c = ACD_{pre} + C \times LT_{pre}$$

Donde LIO_c es el centro de la LIO, ACD_{pre} es la profundidad de la cámara anterior preoperatoria, LT_{pre} es el grosor del cristalino, y C es una constante relacionada con el tipo de lente y determinada como el valor medio de una muestra representativa²⁸⁵.

La menor precisión de las fórmulas de lente fina clásicas, en comparación con el cálculo de la potencia de la LIO asistido por trazado de rayos utilizando la constante C , puede ser debido a la falta de estas fórmulas para "ver" la variación en la anatomía del segmento anterior. Esto se ilustra en el estudio de Olsen por el sesgo de la fórmula SRKT en cuanto a la longitud del segmento anterior²⁸⁵.

√ **Hoffer H-5 formula**²⁸⁷

Se trata de una nueva formula descrita por KJ Hoffer, que el propio autor define como la primera formula de 5ª generación, que añade un nuevo aspecto a la formula Holladay 2, al introducir mediciones de LA específicas tanto de género como de raza.

Hoffer ha descrito que los hombres tienen de media un ojo más largo que las mujeres, también 0,5 D más plana la córnea y 0,13 mm más profunda la CA que las mujeres. Estas diferencias son así en todos los grupos raciales. Describe que existen diferencias biometricas estadísticamente significativas entre los ojos de los caucásicos, latinos, hindúes, orientales y del Medio Este.

Aún no hay resultados concluyentes, porque se espera recoger datos de varios miles de pacientes en 20 centros repartidos por el mundo y con diferentes poblaciones.

1.6.4. ERROR EN LA PREDICCIÓN EN EL CÁLCULO DE LA POTENCIA DE LA LIO

Diferentes estudios han descrito el error refractivo resultante por cada 1mm de desviación en la medida del radio corneal, LA y ACD, que resulta en 5,7 D, 2,7 D y 1,5 D a plano de gafa, respectivamente.

Este error predictivo es la suma de los errores asociados con las principales variables, como son:

- Estimación de la ELP
- Medida de la LA
- Medida de la potencia corneal

Cuando las medidas biométricas se realizan con US, el 54% de los errores en la predicción de la refracción tras el implante de la LIO se pueden atribuir a la LA, el 38% a la estimación de la ELP y el 8% al error en la medición de K^{288,289}.

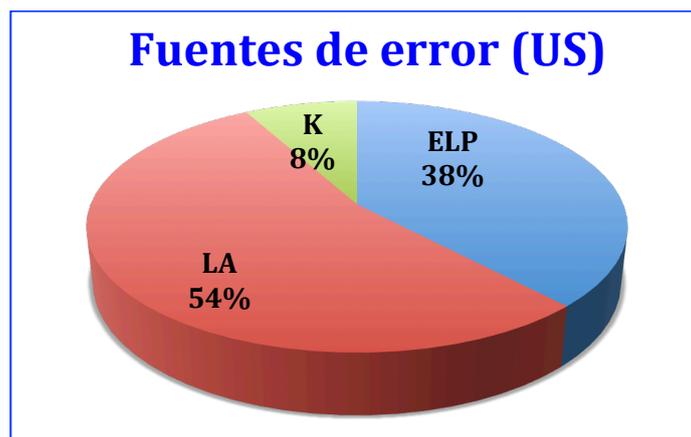


Figura 1.69. Gráfico que representa el porcentaje de cada uno de los factores como causa de error en el cálculo de la potencia de la LIO, utilizando biometría ultrasónica (US).

Con las modernas técnicas biométricas basadas en métodos ópticos (IOL Master, Lenstar), la precisión en la medida de la LA ha mejorado notablemente, y la estimación de la ELP se ha convertido en la principal fuente de error en la precisión de cálculo^{118,122}. Actualmente la ELP ha adquirido la mayor relevancia, pasando a suponer el 42% del total, luego se sitúa la medida de LA, con el 36%, y en tercer lugar se encuentra la potencia corneal, con el 22%. Estos resultados contrastan con las estimaciones de error previas, que daban un peso superior al 50% a la LA. La razón principal que ha producido este cambio ha sido la mayor precisión en la medida de LA, desde la introducción de la biometría óptica.



Figura 1.70. Gráfico que representa el porcentaje de cada uno de los factores como causa de error en el cálculo de la potencia de la LIO¹¹⁸, utilizando biometría óptica (BO).

Según Norrby, la principal fuente de error es también la predicción preoperatoria de la ELP, que junto a los errores cometidos en la determinación de la refracción

postoperatoria y la medición de LA suponen el 80% del error total.

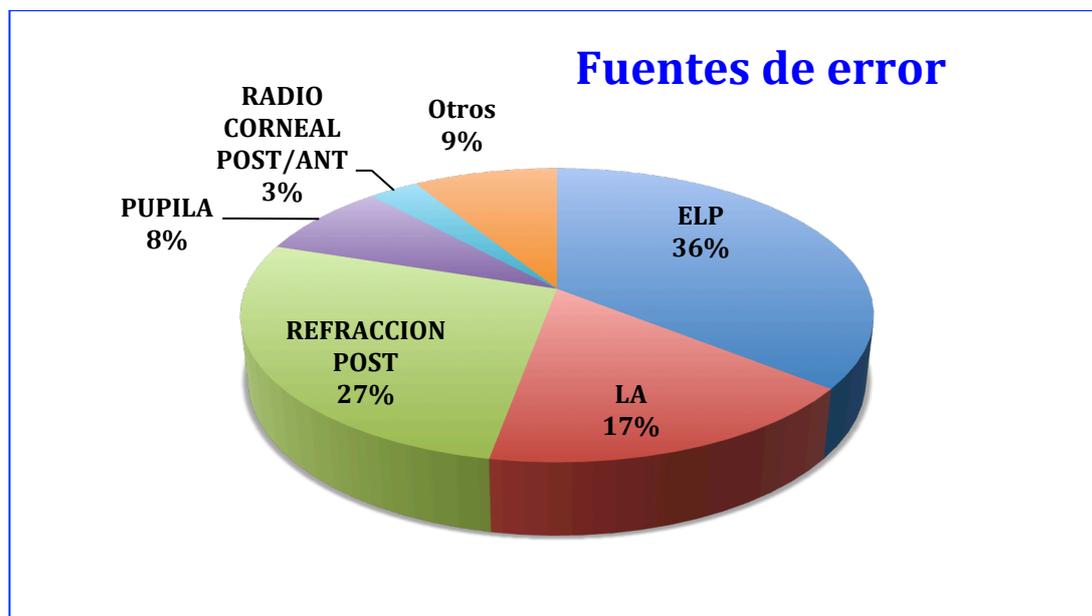


Figura 1.71. Gráfico que representa el porcentaje de cada uno de los factores como causa de error en el cálculo de la potencia de la LIO¹²².

1.6.4.1. Posición efectiva de la LIO (ELP)

Se denomina Posición Efectiva de la Lente (ELP, Effective Lens Position) a la distancia que va desde el vértice corneal al equivalente en "lente fina" de la LIO²⁹⁰.

El uso del término ELP fue propuesto por la FDA en 1995 para describir la posición de la LIO en el ojo, porque la denominación previa de Profundidad de Cámara Anterior (ACD, Anterior Chamber Depth) no era adecuada desde el punto de vista anatómico para las LIOs de cámara posterior, y podía además inducir a confusiones²³⁰.

Con los parámetros de un ojo esquemático, un error de cálculo de sólo 0,5 mm resulta en un error de 1 D, y este error es proporcional a la potencia de la LIO. Si en el caso anterior la LIO es de +28 D el error resultante será de 1,5 D²⁹⁰.

Es útil recordar que la ELP se correlaciona mejor con el tamaño del segmento anterior que con la LA²⁹¹.

Además de la queratometría y la medida de la LA, otras variables que afectan a

la estimación preoperatoria de la posición final de la LIO son²⁹²:

- Variaciones quirúrgicas en el tamaño y posición de la capsulorexis, que pueden influir en la posición final de la LIO dentro del saco capsular (y por tanto influir en la ELP)
- Grosor de la LIO y material de la misma.
- Angulación de los hápticos.
- Astigmatismo corneal posterior²⁹³.
- Constantes usadas por los fabricantes de las LIOs.
- Factores relacionados con el paciente: los componentes de la ELP relacionados con el paciente lo son en función del ojo y de las geometrías de las lentes.

Si la misma LIO se implanta en dos pacientes con idénticas AL, K y ACD, pero la geometría del cristalino y el grosor del mismo es diferente, la LIO queda posicionada más anteriormente en uno que en el otro, y por tanto provocaría una miopía, y habría que disminuir la potencia de esa LIO para conseguir el mismo resultado refractivo. La PFL en el ojo es generalmente determinada por la situación del ecuador de las cápsulas cristalínicas; la geometría de la LIO y sobretodo el grosor del cristalino determinarían exactamente donde está el ecuador.

La ELP es la única medida que de manera preoperatoria no podemos calcular. Por lo tanto tendremos que estimar este valor, de ELP, para obtener el poder dióptrico de la LIO que vamos a implantar.

La ELP determina la refracción postoperatoria. Si la LIO se posiciona finalmente más anterior a lo estimado por la fórmula, el resultado sería una miopía residual, y por tanto la LIO debería tener menos potencia para conseguir la emetropía. Y al contrario, si la LIO se posiciona en un plano más posterior, el resultado es una hipermetropía, por lo que la LIO debería tener más potencia.

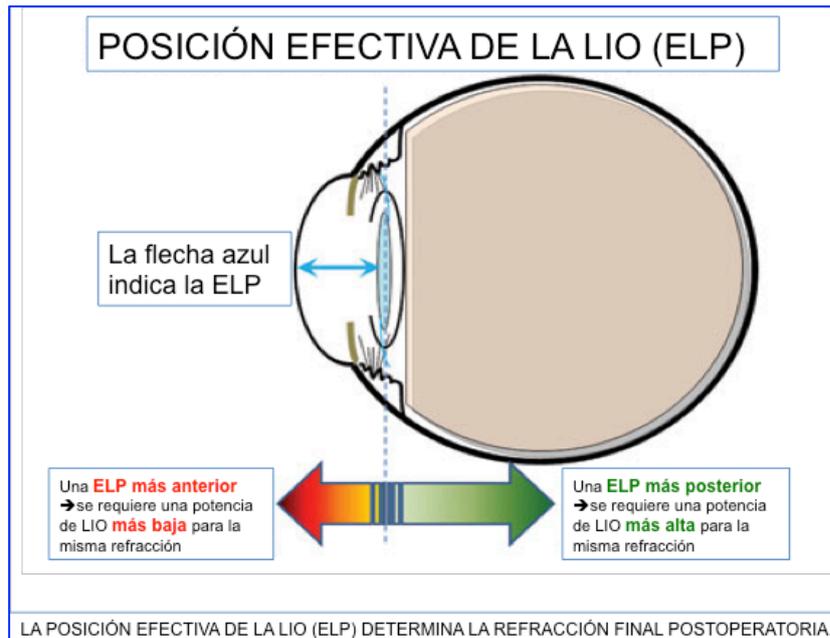


Figura 1.72. Posición Efectiva de la LIO (ELP) y relación con la refracción final Postoperatoria.

Según Olsen, la ELP está condicionada de forma significativa por otras seis variables preoperatorias en combinación, que en orden decreciente son: LA, ACD preoperatoria, espesor corneal, radio corneal, refracción y edad²³³.

1.6.4.2. Predicción de la ELP (ACD postoperatoria)

En los inicios del desarrollo de las fórmulas de cálculo, se conocía muy poco sobre la posición real del implante intraocular tras la cirugía. El progreso posterior en las fórmulas refleja claramente los avances en los métodos de predecir la posición del implante intraocular basados en medidas preoperatorias.

La exactitud de las fórmulas está muy influida por la precisión con la que predicen la ELP. Es interesante conocer este comportamiento predictivo porque podremos anticipar su precisión en el cálculo de la LIO¹⁵⁷.

Actualmente, hay una fuerte evidencia de que la ACD postoperatoria se correlaciona positivamente con la LA. Sin embargo, los modelos con ACD fija predecían ACDs que eran muy cortas en ojos largos (lo que ocasiona un error hipermetrópico), y ACDs profundas en ojos cortos (que ocasiona un error miópico)^{118,157}. Para evitar esto, la predicción de la ACD postoperatoria debería ser

corregida de alguna manera por la LA. Binkhorst en su segunda fórmula aplicaba la siguiente corrección¹¹⁸:

$$ACD_{post} = ACD_{media} \times LA/23,45$$

Donde ACD_{media} es una constante dada para cada tipo de LIO, y $LA < 26\text{mm}$

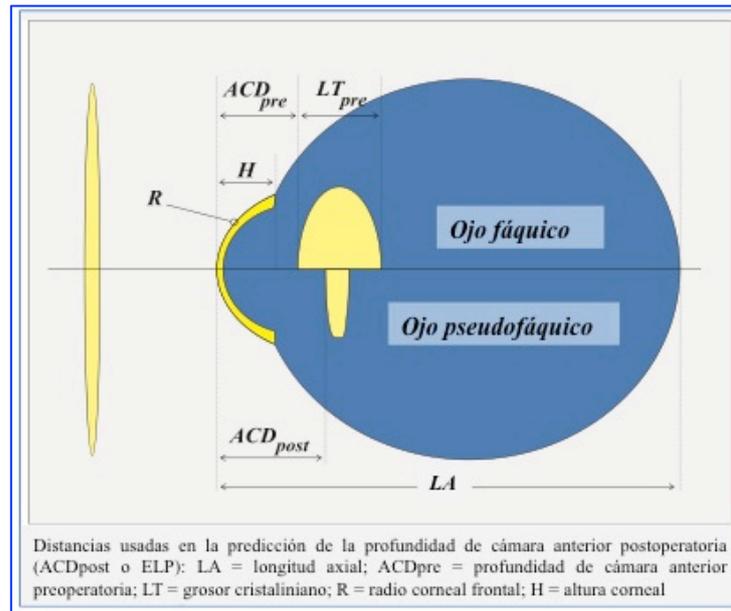


Figura 1.73. Esquema del ojo fáquico y pseudofáquico, con las distancias usadas en la predicción de la ACD postoperatoria, o ELP. (Modificado de Olsen¹¹⁸)

La estimación de la ELP por parte de las diferentes fórmulas de cálculo, se basa en la observación de la asociación estadística de varias medidas preoperatorias del ojo con dicha ELP. Esta estimación de la ELP constituye el verdadero contenido empírico de cada fórmula de cálculo, y el que condiciona la diferente eficacia en la precisión de la potencia óptica de la LIO.

Mucho más complejo es definir cuál es el límite posterior de la ACD. Las fórmulas de uso más frecuentes utilizan el plano efectivo de la lente (ELP), definido como la distancia desde la superficie anterior de la córnea al plano de la lente, considerada ésta como “infinitamente fina”.

El error en la refracción que provoca un error en ELP está fuertemente relacionado con la LA, de tal forma que entre un ojo con LA de 30 mm y otro de 20 mm, este error se multiplica por 5. Por tanto, la predicción de ELP es mucho más crítica en los ojos cortos.

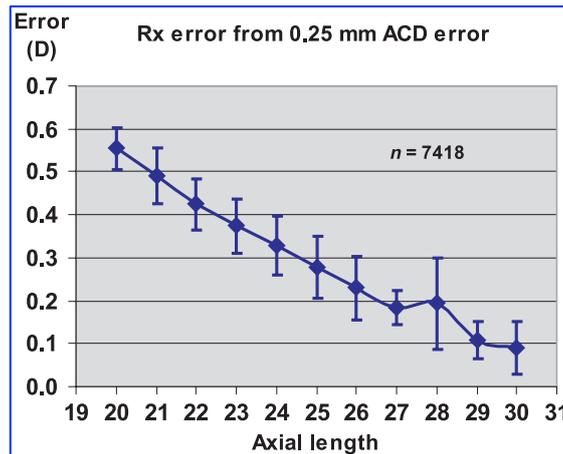


Figura 1.74. Gráfico que muestra el error en la refracción final, por cada 0,25 mm de error en la medición de la ACD. (Tomado de Olsen¹¹⁸)

Cualquier factor que altere las variables predictoras que intervienen en el algoritmo de predicción de ELP inducirá un error. El ejemplo más frecuente es el de una córnea operada de cirugía queratorrefractiva¹⁵⁷, o la LA que ha sido alterada como resultado de un procedimiento de cerclaje escleral¹¹⁸.

1.6.5. CONSTANTE DE LA LIO

Todas las fórmulas de cálculo de la potencia de la lente intraocular necesitan un valor de referencia para cada modelo de LIO, ya que la potencia efectiva de la lente intraocular dentro del ojo depende de factores tales como el posicionamiento de la misma, el perfil de su superficie óptica y su índice de refracción, entre otros. A efectos prácticos, se denomina “constante de LIO”, y es un dato que posteriormente utilizará la fórmula para calcular la potencia final que se va a implantar.

Los diferentes autores al ir publicando sus respectivos datos empíricos, fueron describiendo diferentes constantes, aunque realmente son equivalentes, y existen ecuaciones que permiten la conversión entre las mismas, facilitando el uso indistinto de una u otra fórmula. Las tres constantes de LIO más importantes empleadas en las fórmulas de cálculo son la constante A, el SF y la ACD.

- La **constante A**, introducida con las fórmulas SRK, es proporcionada por el fabricante y no representa ninguna distancia dentro del ojo, siendo un factor sumatorio empírico completamente dependiente de la LIO y proporcionada por el modelo de la patente, en función de parámetros tales como el material de la

lente, su índice de refracción o su geometría óptica, entre otros.

Estas diferencias en los diseños de las LIOs se pueden entender si suponemos una LIO etiquetada con una potencia dióptrica. Aunque se utilice en ojos idénticos, no proporcionará el mismo resultado refractivo postoperatorio. La razón es que mientras que la potencia de la lente puede ser en realidad de una magnitud determinada cuando se mide fuera del ojo, existen factores diversos que pueden influir en el resultado refractivo, como la posición de la lente en el ojo, la geometría de la lente y el índice de refracción del material. Estos factores se representan en la constante A que es individualizada para cada LIO.

La constante A cambia 1:1 con la potencia de la LIO, de tal forma que si variamos la constante A +0.5 puntos (de 118.4 a 118.9), entonces debemos cambiar la potencia de la LIO +0.5 D (de 21,0 a 21,5 D) para obtener el mismo resultado postoperatorio deseado.

- La **constante SF** (Surgeon Factor) o Factor Cirujano es la que propuso Holladay en su primera fórmula, y comprende la distancia entre el plano anterior del iris y el plano anterior de la LIO. Esta distancia es constante para cada tipo de LIO y cirujano en función de la técnica utilizada, dado que los elementos de sostén del saco capsular (sulcus ciliar, inserción zonular en los procesos ciliares y ángulo camerular) están a una distancia constante de la raíz del iris. Así, esta constante nos proporcionaría una información prequirúrgica respecto a la posible ubicación de la lente que se va a implantar, de la ELP.
- La fórmula SRK/T introduce un parámetro denominado **Offset**, que al igual que el SF de Holladay, corresponde a la distancia del plano del iris al plano principal de la lente, siendo esta distancia una constante para cada tipo de lente, pero sin diferenciar entre cirujano y técnica utilizada, siendo sencillamente aportado mediante la siguiente ecuación:

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

La **ACD** corresponde a una constante de LIO aportada por el fabricante.

La **pACD** es la constante de la fórmula Hoffer Q.

La **constante a₀** de la fórmula de Haigis es similar al resto de constantes de LIO (constante A, ACD constante o SF)

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

Tabla 1.9. Constantes de las LIOs para las diferentes fórmulas de cálculo, y fórmulas de conversión entre las diferentes constantes. (Modificado de Gómez Lara¹⁵⁵)

◇ **Personalización de la constante**

La predicción de la ELP implica una constante (A, ACD o SF) que es específica del modelo de LIO. Los fabricantes etiquetan sus LIOs con unos valores recomendados para estas constantes. Sin embargo, deberían ser modificadas o personalizadas por cada cirujano mediante un estudio retrospectivo de sus casos clínicos¹²², y así minimizar la desviación entre el resultado refractivo postoperatorio obtenido y el esperado.

Hoy en día, las expectativas para los pacientes de catarata son casi tan altas como las de los pacientes de cirugía refractiva. Desgraciadamente, debido a la complejidad del proceso de cálculo de la potencia de la LIO, un cirujano de catarata, puede hacer todo perfectamente y encontrarse con una sorpresa refractiva tras la cirugía. Personalizar las constantes puede representar una mejora adicional importante en la precisión final²⁹⁶.

La necesidad de personalización surge por las diferencias en los equipos de biometría, más que por el modelo de LIO en sí misma²⁹⁷, y elimina errores sistemáticos en general, aunque no en los casos de ojos largos y cortos²⁹⁸.

	SRK II	SRK/T	HOFFER Q	HOLLADAY 1	HOLLADAY 2	HAIGIS	OLSEN
K	X	X	X	X	X	X	X
LA	X	X	X	X	X	X	X
ACD					X	X	X
LT					X		X
B-B					X		X
Edad					X		
Refr. preo					X		

Tabla 1.10. Diferencias entre las principales fórmulas de cálculo, variables requeridas para cada fórmula. (K: potencia corneal, LA: longitud axial, ACD: profundidad de cámara anterior, LT: grosor del cristalino, B-B: distancia blanco-blanco, Refr. Preo: refracción preoperatoria)

1.7. JUSTIFICACIÓN

La intervención quirúrgica de la catarata mediante facoemulsificación con implante de LIO se ha convertido en los últimos años en la cirugía ocular realizada con más frecuencia. En España, la cifra de intervenciones quirúrgicas de cataratas alcanza cada año las 350-400.000 operaciones³³. Esta cifra tan elevada se debe, en parte, al aumento en la esperanza de vida y también a los buenos resultados visuales que se consiguen, gracias a los avances tecnológicos a los que hemos asistido en los últimos años^{28,31}.

La cirugía de la catarata ha experimentado en los últimos años un cambio significativo. A los objetivos principales de restituir la visión del paciente mediante la extracción del cristalino cataratoso y la sustitución del mismo con el implante de una lente, se ha ido añadiendo la creciente exigencia de un óptimo resultado refractivo final. Esta cirugía se ha convertido ya en una verdadera cirugía refractiva, en la que no sólo el cirujano pone todos los medios a su alcance para este fin, sino que el propio paciente exige abiertamente este resultado y se muestra insatisfecho cuando no se consigue, aún cuando la técnica quirúrgica haya sido impecable.

Hemos asistido en estos últimos años al desarrollo de dos aspectos básicos de la cirugía; en primer lugar uno de carácter **técnico**, con la evolución de las técnicas de facoemulsificación ultrasónica del cristalino, y paralelamente el desarrollo de las LIOs; y en segundo lugar uno **teórico**, con el perfeccionamiento en el cálculo de la potencia de la LIO, al que contribuyen a su vez:

- Innovaciones tecnológicas para la realización de la biometría
- Fórmulas y algoritmos de cálculo que, cada vez con mayor precisión, se aproximan al resultado postquirúrgico pretendido.

Entendemos por biometría la integración de todas las técnicas que aportan datos medibles del ojo para el cálculo correcto de la LIO que se va a implantar²⁷². La biometría y el cálculo de la LIO deben ser lo más precisos y predecibles posible, añadiendo todos los parámetros de ajuste que estén a nuestro alcance, con el fin último de conseguir la mayor y mejor rehabilitación visual, y la satisfacción de nuestros pacientes en el postoperatorio.

Desde hace años, se han ido desarrollando diferentes fórmulas matemáticas para calcular la potencia de la LIO deseada. Inicialmente, las variables principales usadas fueron la longitud axial (LA) y la potencia corneal (K), dando lugar a las denominadas **fórmulas teóricas de “lente fina”**, basadas en óptica geométrica paraaxial¹⁵⁷.

A finales de los años 80 del siglo pasado, se desarrollaron las fórmulas teóricas **de tercera generación** (Hoffer Q, Holladay 1 y SRK/T), que han sido y son las más ampliamente utilizadas^{119,310}, y actualmente se consideran el gold-standard. Todas ellas obtienen unos excelentes resultados en los pacientes con LA normal (entre 22 y 24,5 mm de longitud axial), pero se encuentran sorpresas refractivas también en los ojos cortos y largos^{118,274}. Esto sucede por la manera en la que estas fórmulas de cálculo predicen la POSICIÓN DE LA LENTE tras la cirugía, ya que sólo utilizan la longitud axial y la curvatura corneal para estimar dicha posición y la potencia de la misma^{118,280,290}.

La precisión en el cálculo está limitada por varios factores, como las mediciones biométricas, la refracción subjetiva, el diámetro pupilar, la determinación de la posición final de la LIO, el descentramiento de la LIO, la asfericidad corneal, la fabricación y etiquetado de las LIOs, etc^{121,122,308}.

La **posición efectiva de la lente intraocular** o “*effective lens position*” (ELP) es la distancia que existe entre el vértice corneal (cara anterior) y el plano principal donde se sitúa teóricamente la lente intraocular, y actualmente es la principal causa de los errores refractivos en el cálculo de la potencia de la lente¹²².

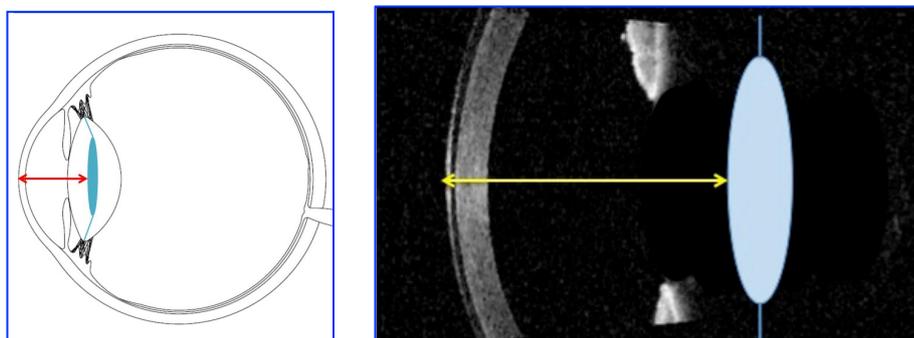


Figura 1.75. Ilustraciones que reflejan el concepto de posición efectiva de la LIO (ELP), que es la distancia desde el epitelio corneal central hasta el plano en el que se sitúa finalmente la lente dentro del ojo.

En todos los casos en los que la anatomía difiere de lo normal, el riesgo de error aumenta. La variación en los resultados se debe a la diferencia existente entre la ELP final comparada con la ELP calculada¹¹⁹. Las fórmulas de tercera generación presuponen que la distancia desde la córnea a la LIO es proporcional a la longitud axial, es decir, que ojos pequeños tienen una profundidad de cámara anterior estrecha y ojos largos tienen una profundidad de cámara anterior más larga, condición que no es necesariamente cierta^{121,155,157,290,309}. Se han descrito nuevas fórmulas que añadían más factores para el cálculo de la ELP, las denominadas de **cuarta generación**: la fórmula de Olsen, que utiliza cuatro variables, ya que añade la profundidad de la cámara anterior (ACD) y el grosor del cristalino (LT) a la LA y la K; la fórmula de Holladay, que incorpora otras tres variables más, el diámetro corneal horizontal (distancia blanco-blanco, B-B), la refracción preoperatoria y la edad; y la fórmula de Haigis, que utiliza tres constantes, eliminando la K del cálculo de la LIO e incorporando la ACD al mismo¹¹⁸.

Se han desarrollado nuevos métodos de cálculo basados en **trazado de rayos**, y se han tenido en cuenta factores como las superficies anterior y posterior de la córnea y de la lente para predecir la potencia de la LIO. Por último, se han introducido nuevas constantes y se contemplan nuevas variables para ajustar los cálculos y mejorar la precisión de los resultados^{285,287}. A pesar de todas estas mejoras, los resultados finales siguen siendo variables en algunas ocasiones³¹⁰.

La aparición de la interferometría de coherencia parcial (PCI) supuso un gran avance para la medida de la longitud axial, ya que, a diferencia del método de ultrasonografía A-scan, se trata de un biómetro óptico de no contacto¹²⁴. Los sistemas basados en la PCI han supuesto un avance hacia medidas que son más fiables¹²⁴ y hasta diez veces más precisas que la longitud axial medida con ultrasonidos. Las principales ventajas de la biometría óptica son la comodidad para el paciente, es técnico-independiente, y en un solo aparato se realizan todas las medidas necesarias para el cálculo de la lente (LA, K, ACD) y su elevada precisión^{105,120,309}.

El biómetro óptico **LENSTAR LS 900** (Haag- Streit AG, Koeniz, Switzerland) es actualmente uno de los pocos dispositivos que permite realizar la medición de

todos los parámetros que requieren estas fórmulas de última generación. Es el primer biómetro en utilizar el sistema de Reflectometría de Baja Coherencia Óptica (OLCR) en todas sus medidas, incluyendo ACD y grosor cristalino. La OLCR es una tecnología avanzada similar a la tomografía de coherencia óptica (OCT) de dominio temporal³¹¹, que nos permite valorar las longitudes axiales de todo el ojo desde el epitelio corneal hasta la retina¹⁹⁵.

Es muy preciso en la medida de la longitud axial, además de medir axialmente el espesor corneal, la profundidad de la cámara anterior, el grosor cristalino, el espesor retiniano, y determinar la potencia corneal, la distancia blanco-blanco, el diámetro pupilar y la excentricidad del eje visual.

Dado que la elección de la potencia de la LIO continúa siendo uno de los retos más frecuentes con el que nos enfrentamos los oftalmólogos en nuestra práctica habitual, existe un interés creciente en mejorar cualquiera de los aspectos relacionados con dicho cálculo. Últimamente se están desarrollando estrategias que incorporan mediciones intraoperatorias de los parámetros oculares, como la biometría refractiva óptica intraoperatoria³¹² y la aberrometría por frente de ondas^{313,314}. Previamente, Hirnschall³¹⁵ describió el uso de OCT de dominio temporal de segmento anterior para medir la ELP.

Todos estos avances son potencialmente importantes para conseguir resultados más consistentes y precisos.

El principal inconveniente de las fórmulas SRK/T, Hoffer y Holladay es que no tienen en cuenta la profundidad del segmento anterior (SA), se dice que son “ciegas” al SA. Ante un SA profundo y uno estrecho, estas fórmulas calculan idéntica LIO cuando las variables utilizadas por la fórmula (LA y K) son las mismas, y la “lógica” y la experiencia nos enseñan que existirá una diferencia en la ELP en estos casos^{118,157}.

Por todo lo expuesto anteriormente, uno de los aspectos más interesantes en el ajuste refractivo del cálculo de la potencia de la LIO, sigue siendo el de estudiar qué parámetros oculares preoperatorios, especialmente del SA, están influyendo en la posición real de la lente una vez implantada.

2 *HIPÓTESIS*

2. HIPÓTESIS

La medida de la longitud de las estructuras del segmento anterior del ojo (córnea, cámara anterior y cristalino), mediante el reflectómetro de coherencia óptica parcial LENSTAR LS900, permite ajustar la elección de la potencia de la LIO calculada por el biómetro óptico.

3 *OBJETIVOS*

3. OBJETIVOS

1. Determinar el error refractivo residual de cada ojo operado y analizar su relación con los parámetros preoperatorios del segmento anterior y la longitud axial ocular.

2. Determinar la posición final de la lente intraocular tras la cirugía de catarata, y analizar su relación con los parámetros biométricos preoperatorios del segmento anterior y con la longitud axial del ojo.

3. Valorar la diferencia entre la “posición efectiva de la lente” estimada por la fórmula SRK/T y la “posición final de la lente” determinada mediante biometría óptica (“error de posición”), y analizar su relación con otros parámetros oculares.

4. Buscar nuevos parámetros en el ecograma que nos ofrece el biómetro óptico Lenstar, para comprobar si existe algún hallazgo que nos permita cuantificar un ajuste en la potencia de la LIO.

5. Valorar si existen diferencias en los parámetros biométricos obtenidos, según las características epidemiológicas de la muestra estudiada (edad, sexo y ojo).

6. Comparar los resultados de las variables principales, según el tipo de lente intraocular estudiada (SN60WF, MX60 y CT Asphina 409).

4 PACIENTES, MATERIAL Y MÉTODO

4. PACIENTES, MATERIAL Y MÉTODO

4.1. DISEÑO

Estudio clínico descriptivo, no intervencionista, sobre el valor de las medidas biométricas realizadas con el biómetro óptico de no contacto **LENSTAR LS900** (Hagg-Streit AG, Koeniz, Switzerland), mediante reflectometría de baja coherencia óptica, en pacientes que iban a ser intervenidos de catarata mediante facoemulsificación e implante de LIO monofocal.

El estudio ha sido diseñado siguiendo las directrices de la declaración de Helsinki y ha sido aceptado por el Comité Ético de Investigación de la Comunidad Autónoma de Aragón (CEICA).

Este trabajo de investigación comprende la recogida de datos de forma **retrospectiva**, mediante la consulta en la Historia Clínica de los parámetros preoperatorios, quirúrgicos y postoperatorios necesarios para el análisis. Se ha garantizado que no se recogerá información que permita la identificación de las personas a las que se refiere el trabajo.

4.2. SUJETOS A ESTUDIO

El presente estudio ha sido realizado en el **Servicio de Oftalmología del Hospital de Alcañiz** (Teruel, Comunidad Autónoma de Aragón).

Todos los individuos del estudio fueron seleccionados entre los pacientes programados para intervención de cataratas mediante facoemulsificación con implante de LIO monofocal, y que cumplían los requisitos establecidos previamente (criterios de inclusión y exclusión).

El periodo de reclutamiento abarca desde Octubre de 2013 hasta Enero de 2015.

4.2.1. Cálculo del tamaño muestral

El cálculo se basa en la estimación de una proporción para poblaciones finitas. Durante el periodo de estudio fueron operados 305 pacientes por el mismo oftalmólogo (FJCA). Se estima que el 30% de esos pacientes pueden tener segmentos anteriores del ojo diferentes al estimado por las fórmulas de uso habitual en el cálculo de las LIOs^{296,299}.

Con una precisión del 5% y un nivel de confianza del 95% se necesitan 158 pacientes.

4.2.2. Grupos de Estudio

La población del estudio está constituida por pacientes que presentan un diagnóstico de catarata tributarios de una actuación quirúrgica mediante facoemulsificación con implante de lente intraocular (LIO) en cámara posterior, y que se ajustaban al protocolo de inclusión en Lista de Espera Quirúrgica del hospital.

Se han establecido tres subgrupos de estudio en dependencia de la LIO implantada:

- **Grupo I:** Implante de una LIO de cámara posterior, monofocal esférica acrílica, diseño en C-loop modificado (Acrysof® IQ aspheric SN60WF, Alcon Laboratories, Inc.).

La SN60WF es un copolímero de metacrilato/acrilato, monobloque, plegable, que no presenta angulación entre los hápticos y la óptica, y con una geometría biconvexa anterior asimétrica con la superficie esférica en la cara posterior. La superficie esférica está diseñada con aberración esférica negativa para compensar la aberración esférica positiva de la córnea.

El diámetro de la zona óptica es de 6 mm, y el diámetro total de 13 mm. El índice de refracción es 1.55.

Presenta un filtro estándar de luz ultravioleta (UV) y otro filtro cromóforo para la longitud de onda de luz azul (400-475 nm), similar al que presenta el cristalino humano³⁰⁰.

La constante A recomendada por el fabricante para la fórmula de cálculo SRK/T es 118,7. La constante optimizada por el “ULIB, User Group for Laser Interference Biometry”³⁰¹ era de 119.0 en el momento del periodo de estudio, que es la que hemos utilizado en este grupo de ojos.

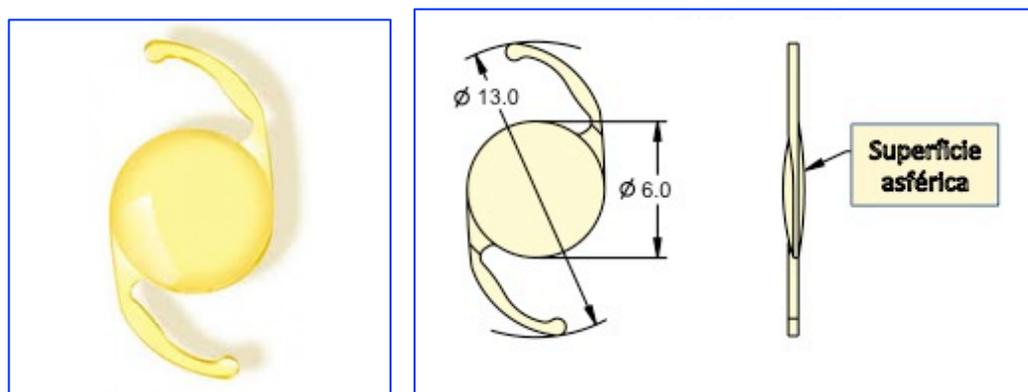


Figura 4.1. Imagen y dibujo esquemático de la LIO SN60 WF (Acrysof IQ), Alcon Laboratories, Inc.

- **Grupo II:** Implante de una LIO de cámara posterior, monofocal esférica acrílica hidrofóbica, diseño en C modificado (enVista MX60, Bausch&Lomb).

La MX60 es una LIO monobloque, plegable, que no presenta angulación entre los hápticos y la óptica, y con una geometría biconvexa simétrica, con hápticos fenestrados, y borde cuadrado en los 360°. La superficie esférica está diseñada con aberración esférica neutra.

El diámetro de la zona óptica es de 6 mm, y el diámetro total de 12,5 mm. El índice refractivo es 1.54 a 35°, y el grosor medio de la lente según indicación del fabricante es 0,579 mm.

La constante A recomendada por el fabricante para la fórmula de cálculo SRK/T es 118.7 para biometría US, y 119.1 para biometría óptica, que ha sido la utilizada en el cálculo de la LIO de todos los ojos de este grupo.

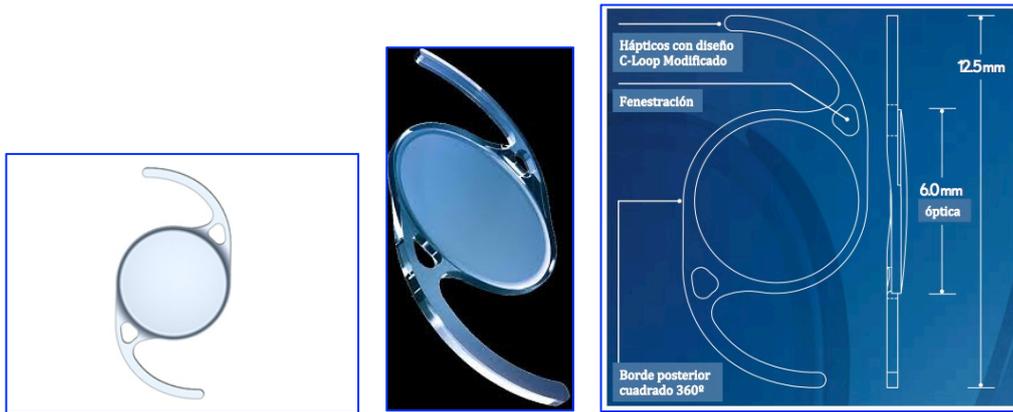


Figura 4.2. Imagen y dibujo esquemático de la LIO enVista MX60, Bausch&Lomb.

- **Grupo III:** Implante de una LIO de cámara posterior, monofocal esférica acrílica hidrofílica (25%) con superficie hidrofóbica y tipo plato (CT Asphina 409 M/MP, Carl Zeiss Meditec)

La CT Asphina 409 (nos referiremos a ella como CT Asphina) es una LIO monobloque, plegable, que no presenta angulación entre los hápticos y la óptica, con una geometría biconvexa asimétrica, y borde cuadrado en los 360°. La superficie esférica está diseñada con aberración neutra.

El diámetro de la zona óptica es de 6 mm, y el diámetro total de 11 mm.

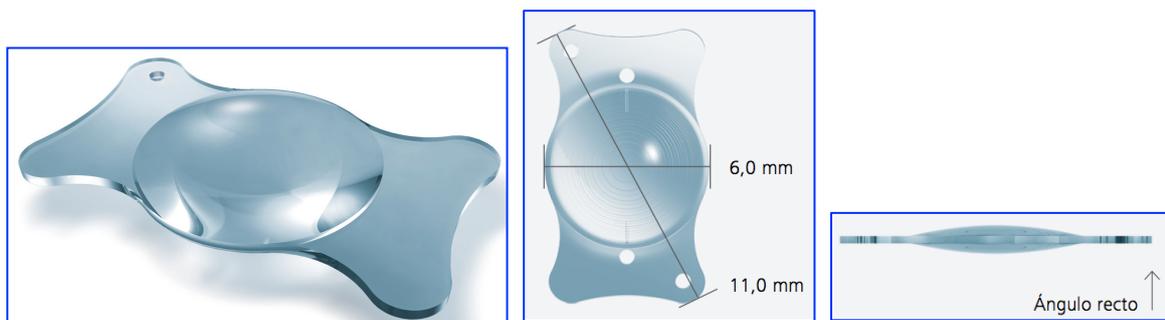


Figura 4.3. Imagen de la LIO CT Asphina 409 M/MP, Carl Zeiss Meditec.

La constante A recomendada por el fabricante para la fórmula de cálculo SRK/T es 118.0. La constante optimizada por el "ULIB, User Group for Laser Interference Biometry"³⁰¹ es de 118.3, que ha sido la utilizada en todos los ojos de este grupo.



Figura 4.4. Constantes optimizadas por el “User Group for Laser Interference Biometry”³⁰¹, utilizadas en todos los cálculos del presente estudio. * Actualmente ha habido una nueva optimización de las constantes, y la referencia en estos momentos para la SRK/T es de 119.2, tanto para la SN60WF como para la MX60.

4.2.3. Criterios de Inclusión y Exclusión

Cada sujeto, con independencia de presentar un diagnóstico de catarata para operar según el protocolo (ANEXO 1), debe cumplir una serie de **criterios de inclusión**, que son:

- Biometría óptica correcta, tanto pre como postoperatoria (ver criterios de calidad en el apartado 4.4.4), con todos los parámetros requeridos para el estudio.
- Facoemulsificación sin complicaciones, realizada en todos los casos por el mismo cirujano.
- Implante de la LIO en saco capsular.

Se aceptarán como **criterios de exclusión**:

- Imposibilidad de realizar la biometría mediante el biómetro Lenstar.
- Patología ocular activa.

- Ambliopía que pudiera dificultar la fijación durante las mediciones biométricas.
- Patología macular que pudiera interferir en la correcta valoración de la biometría.
- Cirugía ocular previa, como trabeculectomía, vitrectomía, cirugía corneal.
- Cicatrices corneales y astigmatismos irregulares. Enfermedades sistémicas que pueden afectar a la córnea.
- Astigmatismos superiores a 2 D.
- Facoemulsificación con hallazgos intraoperatorios que pudieran alterar la estabilidad de la LIO en el saco capsular (p ej. capsulorrexis más grande que la óptica de la LIO)
- Cirugía de catarata complicada (desinserción zonular, rotura capsular, implante de LIO fuera del saco capsular, u otros menos frecuentes)
- Imposibilidad de seguir el calendario de revisiones del estudio.
- Incumplir algún criterio de inclusión.

4.3. PROTOCOLO EXPLORATORIO:

4.3.1. Historia Clínica y Protocolo Exploratorio Preoperatorio

A todos los sujetos se les ha realizado una historia clínica y anamnesis en la que se hace constar todos los datos epidemiológicos (edad, sexo, antecedentes generales previos, antecedentes oculares...) así como los diferentes datos resultantes de una exploración oftalmológica completa en la que se incluyen: agudeza visual preoperatoria, refracción objetiva y subjetiva, queratometría, motilidad ocular extrínseca e intrínseca, biomicroscopía de polo anterior con lámpara de hendidura, evaluación del estado del cristalino, determinación de la presión intraocular mediante tonometría de aplanación, exploración funduscópica mediante oftalmoscopía indirecta y con lente Volk de +78D en lámpara de hendidura, topografía corneal (ORBSCAN II), recuento endotelial mediante microscopía especular y biometría ocular.

Para la biometría se utilizaba en todos los casos el biómetro óptico LENSTAR LS900, y ésta era la primera exploración complementaria realizada, para evitar alteraciones corneales o en la película lagrimal que pudieran dificultar las mediciones, y siempre antes de aplicar gotas oftálmicas (como fluoresceína, tropicamida,

ciclopléjico o fenilefrina). Aunque existen estudios con resultados diferentes en cuanto a la modificación en algunas medidas biométricas con la aplicación de agentes midriáticos o ciclopléjicos, algunos de ellos afirman que la ACD aumenta tras la dilatación pupilar³⁰², debido a la parálisis del músculo ciliar y el consecuente aplanamiento del cristalino al tensarse las fibras de la zónula³⁰³. En el trabajo de Arriola-Villalobos, compararon parámetros del segmento anterior antes y después de la instilación de tropicamida 1%, utilizando el biómetro óptico Lenstar LS 900 (Haag-Streit, Koeniz, Switzerland). Aunque esta variación en la CA demostró ser significativa, no hizo variar la potencia de la LIO formulada.



Figura 4.5. Imágenes del Lenstar LS900.

Las medidas siempre se tomaron de la forma más rápida posible, sin que los pacientes retirasen la cabeza de la mentonera, siendo únicamente animados a parpadear entre ellas, para reponer la película lagrimal. Tras cada medición, el paciente se desplazaba hacia atrás y se realineaba de nuevo el dispositivo, para evitar la interdependencia entre las capturas sucesivas. Se ha descrito que el tiempo de adquisición de las medidas con el sistema Lenstar LS 900 es más largo que con otros dispositivos, debido a la metodología de alineamiento y enfoque del aparato, y la toma de 5 medidas consecutivas para el cálculo del valor medio, lo que requiere una mayor fijación por parte del sujeto examinado²¹⁵.

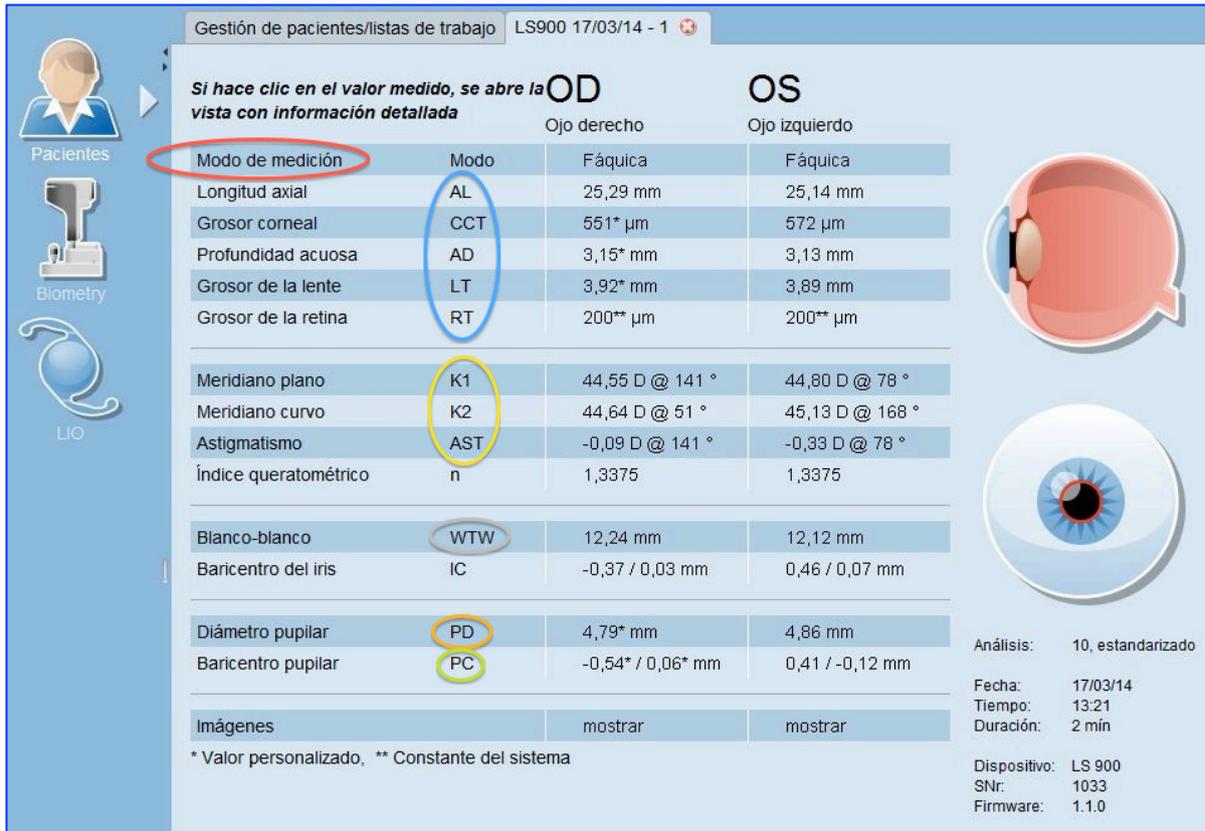


Figura 4.6. Pantalla con los datos completos de captura de los dos ojos de un paciente, donde se pueden valorar el modo de medición, las medidas axiales del ojo, las medidas queratómétricas, astigmatismo y eje, W-W, DP y excentricidad del eje visual.

Tras dicha prueba, se calculaba el poder dióptrico de la LIO a implantar mediante el software del propio biómetro (software Eyesuite), que incorpora las fórmulas más habituales de tercera generación necesarias para el cálculo de la potencia de la LIO, así como las fórmulas de Haigis y Barret, que tienen en cuenta la ACD preoperatoria, y la fórmula de Olsen, para algunos tipos de LIOs, que además de la ACD utiliza el grosor cristalino en la estimación de la potencia de la LIO. El Lenstar LS900 dispone además, aunque no han sido utilizadas en este estudio, de tres fórmulas para el cálculo de LIO en casos de pacientes con cirugía refractiva previa, como son la de Shammas, la de Masket y la de Masket Modificada.

En todos los pacientes se programó el cálculo de la LIO mediante las fórmulas SRK/T, Hoffer Q, Holladay, Haigis, Barrett y Olsen (esta última sólo en las LIOs SN60WF y MX60, ya que la fórmula aún no está desarrollada para la LIO CT Asphina 409). Para el estudio se consideró sólo el cálculo mediante la fórmula **SRK/T**.

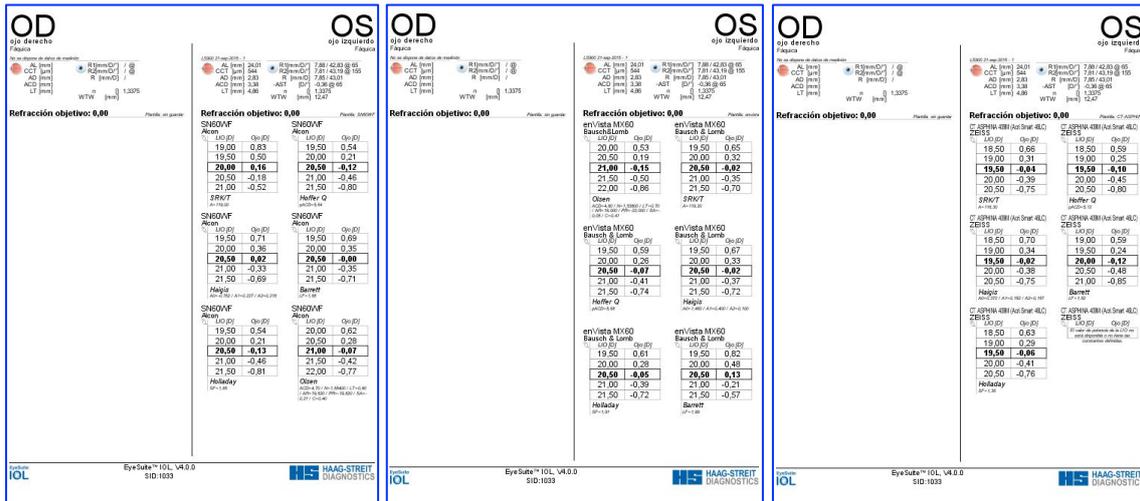


Figura 4.7. Hojas de datos del Lenstar, con la información de la LIO estimada para diferentes fórmulas, y los principales datos biométricos. Incluye información de CCT, AD, ACD y LT, entre otros.

4.3.2. Protocolo quirúrgico

Todos los pacientes fueron programados para intervención de catarata mediante facoemulsificación con anestesia tópica y el facoemulsificador INFINITI® Vision System con el sistema microcoaxial Intrepid® (Alcon Laboratorios, Dallas, Texas, USA)).



Figura 4.8. Pantalla de inicio de la cirugía en el monitor del facoemulsificador INFINITI®, con los parámetros de trabajo programados para realizar técnica de cirugía MCCS por 2,2 mm.

La cirugía fue practicada en todos los casos por el mismo oftalmólogo (FJCA), realizando siempre la misma técnica consistente en paracentesis, incisión de **2,2 mm** autosellada por córnea clara, capsulotomía circular continua (CCC) de aproximadamente 4,5-5,5 mm, facoemulsificación en modo de energía torsional y técnica **micro-coaxial (MCCS)**, irrigación/aspiración del material cortical e implante de **LIO monofocal** (IQ aspheric SN60WF, enVista MX60 o CT Asphina 409M).

Se muestran diferentes pasos de la técnica quirúrgica descrita:

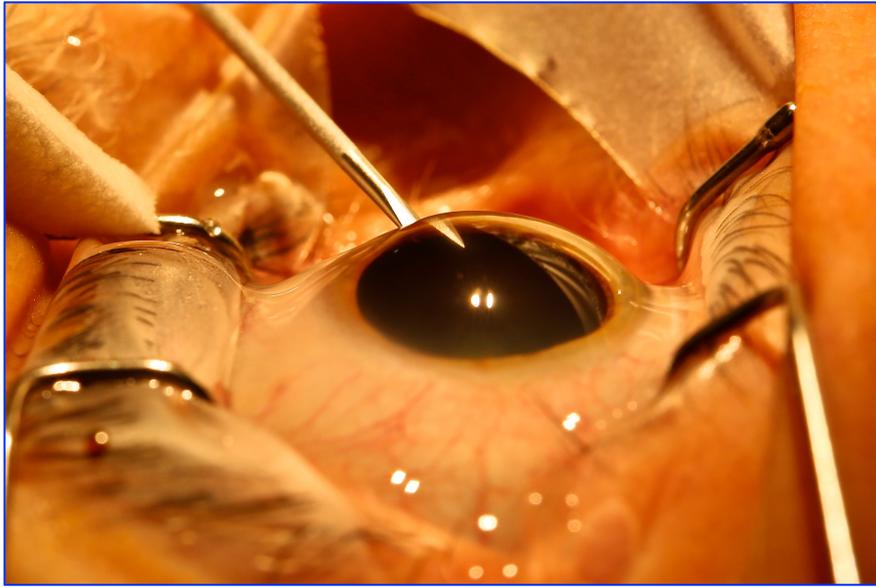


Figura 4. 9. Paracentesis

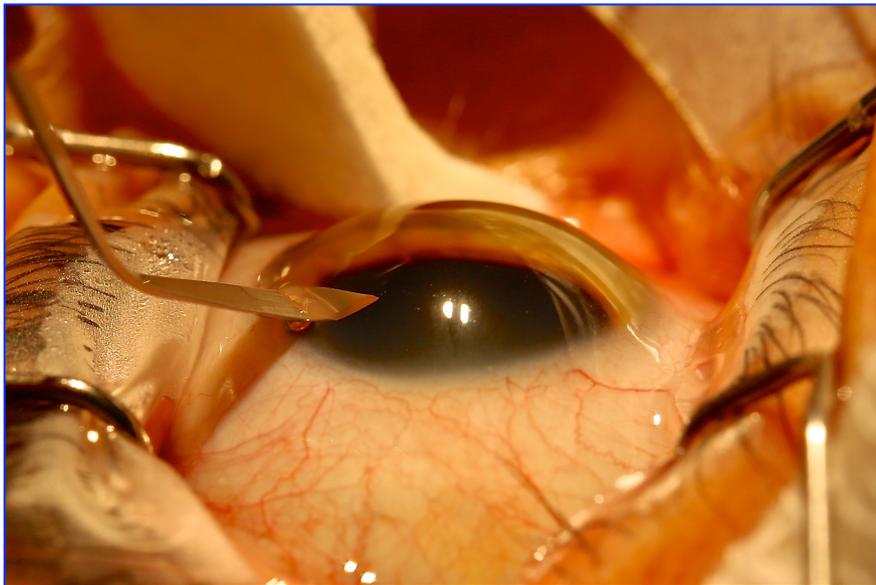
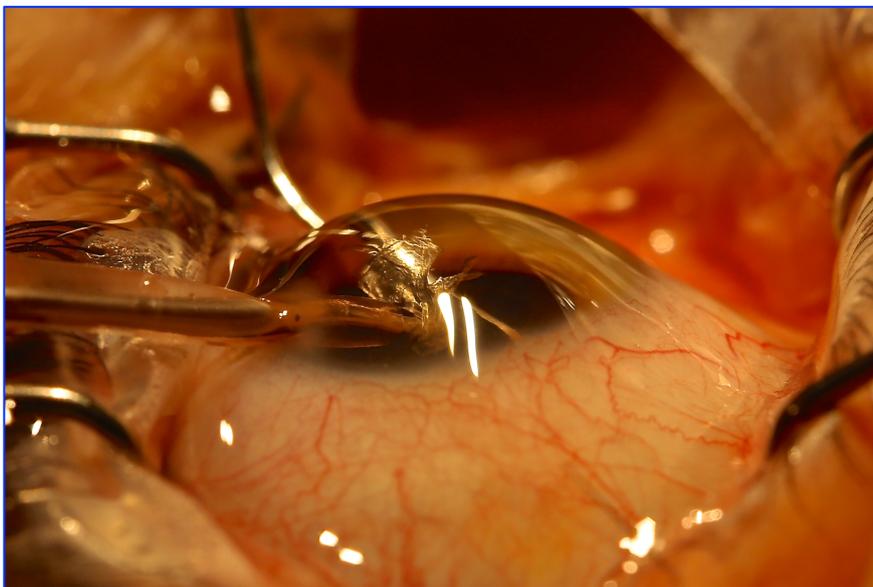
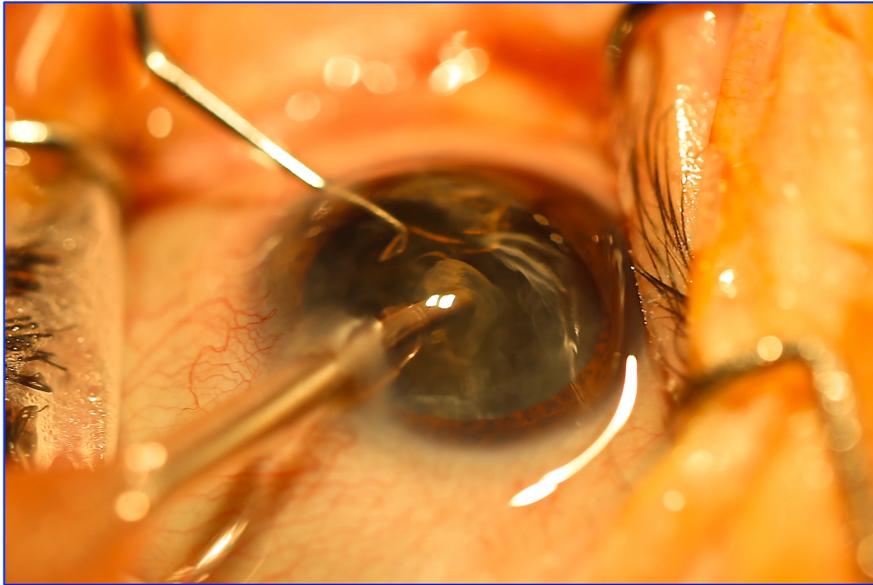


Figura 4.10. Incisión principal 2,2 mm.



Figuras 4.11 y 4.12. Detalles del atrapamiento de la cápsula anterior en la maniobra de CCC.



Figuras 4.13. y 4.14. Diferentes momentos de la emulsificación cristaliniána.

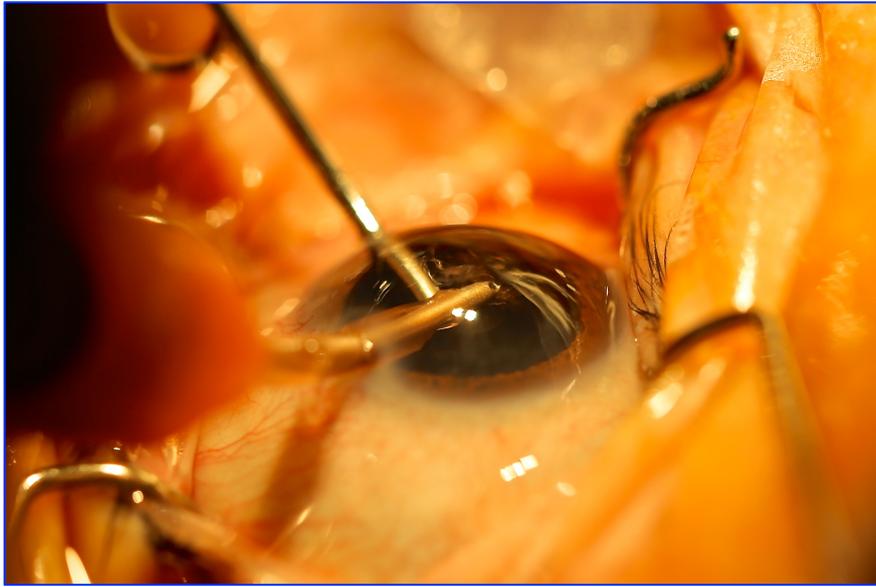


Fig 4.15. Aspiración de masas corticales mediante técnica bimanual.

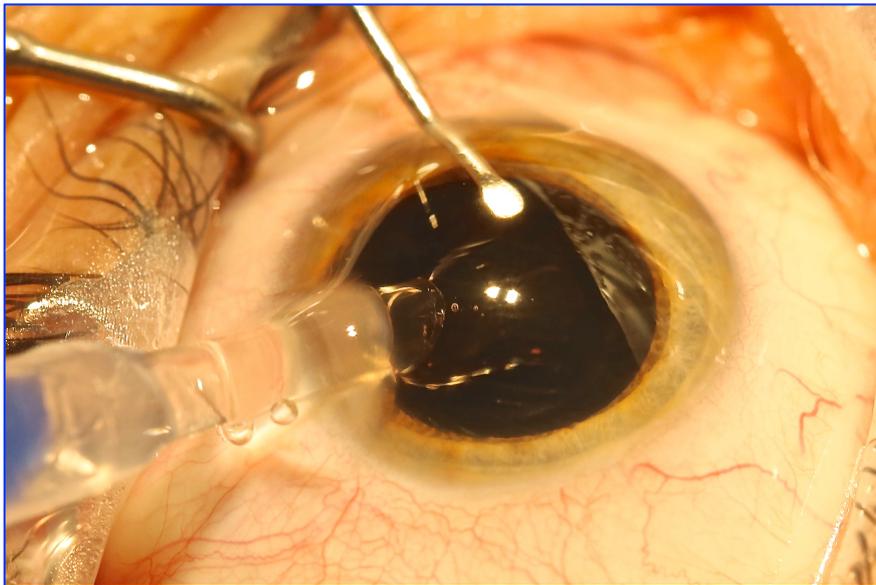


Fig 4.16. Implante de LIO precargada, mediante inyector.

4.3.3. Protocolo Exploratorio postoperatorio

Se realizaron visitas programadas en todos los casos a las 24h (visita 1), 3-4 días (visita 2), 2 semanas (visita 3) y 4-5 semanas tras la intervención (visita 4).

En la primera visita se realizaba una exploración en lámpara de hendidura, para comprobar la evolución favorable de la cirugía y la ausencia de complicaciones postoperatorias precoces, y se determinaba la presión intraocular.

En las visitas 2 y 3 se valoraba además la agudeza visual y refracción mediante autorefracto-queratómetro automático (KR/RM-800 Topcon) y refracción subjetiva realizada siempre por el mismo oftalmólogo.

En la visita 4 además de lo anterior se dilataba la pupila para comprobar el centrado de la LIO y que la óptica de la lente estaba correctamente cubierta por la capsulorrexia en toda su circunferencia (360°), y se valoraba la ausencia de hallazgos que pudieran alterar la medición de los parámetros a estudiar (descompensaciones o edemas corneales, edemas maculares, inclinaciones evidentes de la LIO, fimosis capsular). En esta última exploración, se realizaba una nueva biometría óptica en modo pseudofáquico, para la determinación de todos los parámetros precisos para el estudio, que están descritos en el apartado de variables del estudio.

4.3.4. Biometría Óptica

El biómetro óptico Lenstar LS900 es un biómetro de no contacto que está basado en el principio de la reflectometría óptica de baja coherencia. Realiza 9 mediciones diferentes en un mismo disparo, útiles en pacientes candidatos tanto a cirugía de catarata como a cirugía refractiva. La precisión, repetibilidad y reproducibilidad de este instrumento han sido suficientemente testados con otros biómetros tanto ópticos (IOL Master) como ultrasónicos, así como con otros sistemas de medición de la queratometría^{179-185,196-200}.

El equipo Lenstar utiliza un diodo superluminiscente (SLD) con una longitud de onda (820 nm), como fuente de luz, lo que permite una adecuada penetración en cristalinicos de dureza moderada. Por tratarse de un método óptico, depende de la

facilidad de propagación de la luz en el ojo, por tanto patologías que perjudiquen o impidan la propagación de la luz, igualmente impedirán la medida de la LA.

- **4.3.4.1 Parámetros medidos por el Lenstar**

El Lenstar mide mediante interferometría todas las interfaces del ojo. Las mediciones obtenidas son:

- Paquimetría.

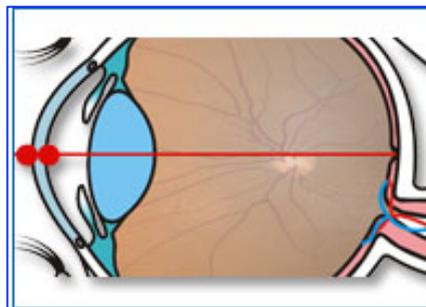


Figura 4.17

- Cámara anterior (desde endotelio corneal y desde epitelio corneal).

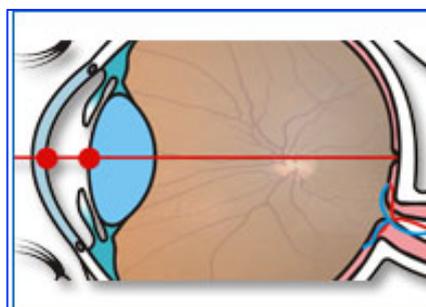


Figura 4.18

- Espesor del cristalino.

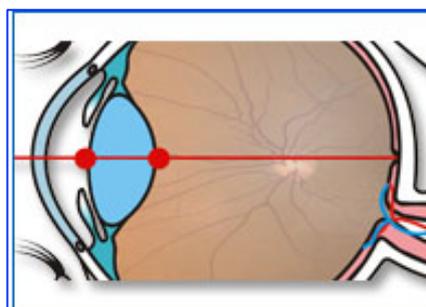


Figura 4.19

- Longitud axial completa.

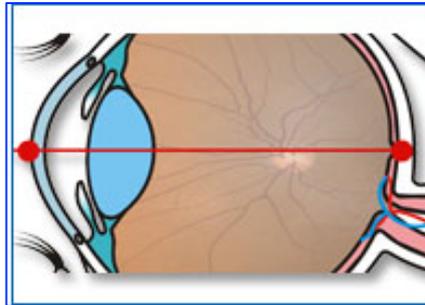


Figura 4.20

- Espesor retiniano.

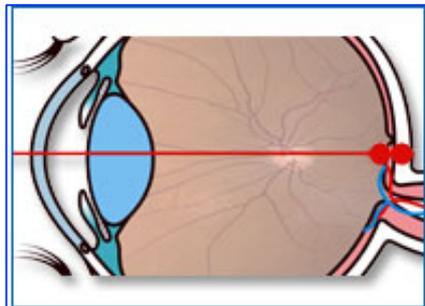


Figura 4.21

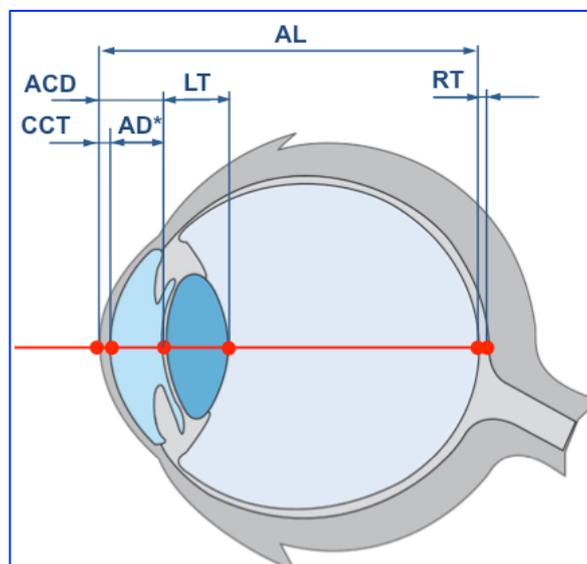


Figura 4.22. Parámetros axiales evaluados por Lenstar LS 900. AL (axial length, longitud axial); ACD (anterior chamber depth, profundidad cámara anterior); AD (anatomical anterior chamber depth, profundidad de la cámara anterior anatómica); LT (lens thickness, grosor del cristalino); CCT (central corneal thickness, espesor corneal central); RT (retinal thickness, espesor retiniano).

- La Queratometría se mide en dos anillos de 16 puntos cada uno (32 LEDs en total).

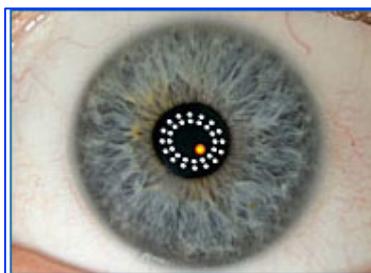


Figura 4.23. Reflejo corneal de los puntos de medida queratométricos del Lenstar.
16 puntos el anillo interno (1,6 mm) y 16 puntos el anillo externo (2,4 mm).

El primer anillo de diámetro 1,6 mm y el segundo de 2,4 mm. Al ser una medida muy central respecto al eje visual permite ser más preciso en la elección de lentes Premium y mejora los resultados con las fórmulas de nueva creación.

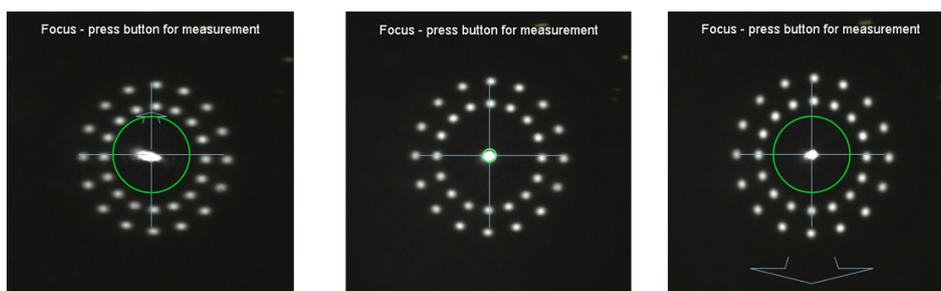


Figura 4.24. Imagen de la visualización de los 32 diodos emisores de luz (LEDs) proyectados sobre la córnea, y su enfoque, en el dispositivo Lenstar LS 900.

- La medición del Blanco/Blanco (WTW). Es editable, por lo que se pueden comprobar y ajustar las medidas.

- Diámetro pupilar
- Excentricidad del eje visual.

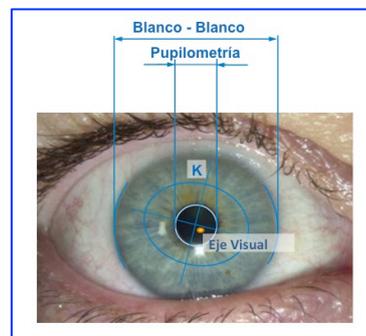


Figura 4.25. Simulación de las medidas B-B, diámetro pupilar y eje visual.

Las mediciones previas a la cirugía se realizan en *modo fáquico* (ver figura) y las realizadas en el postoperatorio en *modo pseudofáquico* (ver figura).

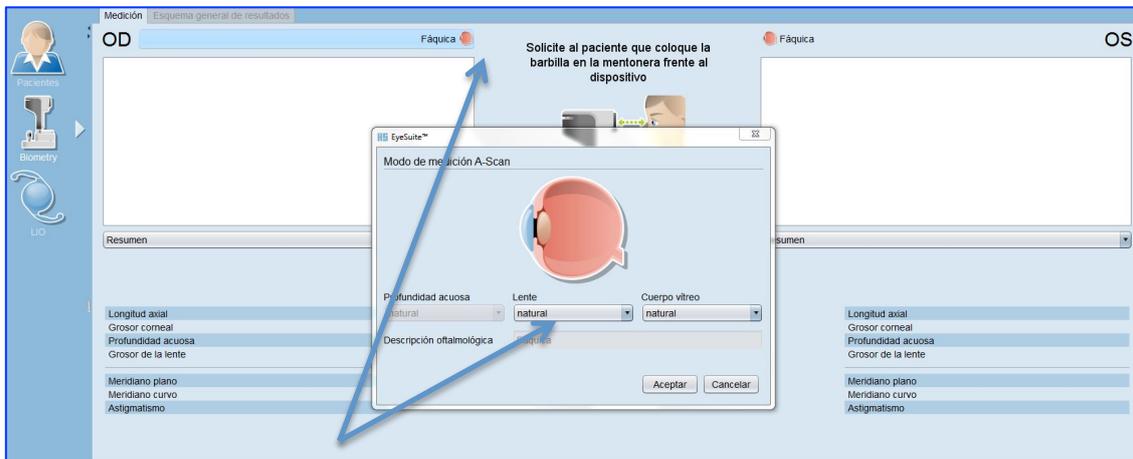


Figura 4.26. Pantalla para medición en modo fáquico.

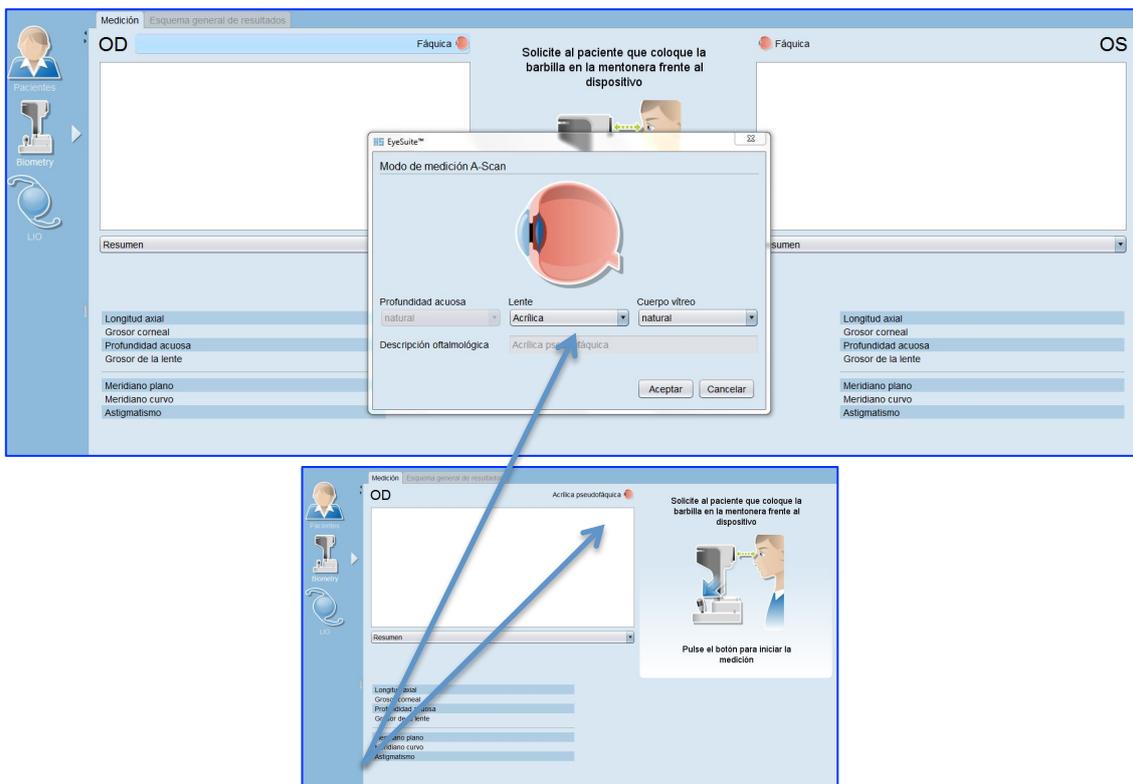


Figura 4.27. Pantalla para medición en modo pseudofáquico.

Las medidas son representadas en un gráfico que refleja el promedio de las mediciones realizadas (cinco en total) y la desviación estándar (DE) de cada una. El gráfico obtenido recuerda la imagen del ultrasonido modo A, y los 6 picos que se detectan corresponden a la superficie anterior y posterior de la córnea, cápsula anterior y posterior del cristalino y los dos picos retinianos.



Figura 4.28. Ecograma del biómetro LENSTAR, con los 6 picos de referencia.

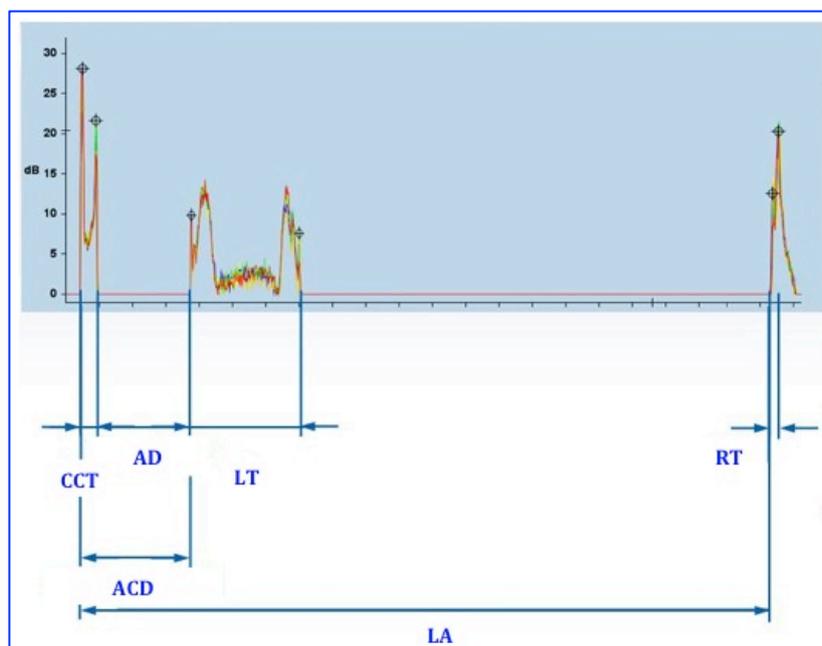


Figura 4.29. Correspondencia del ecograma con las diferentes medidas axiales del ojo.

- **4.3.4.2 Módulo de Catarata Densa (DCM, Dense Cataract Measurement Mode)**

Las cataratas densas (cataratas maduras) absorben y dispersan ampliamente el destello de medición, por lo que es imposible, a veces, medir la LA del ojo y el LT.

- Se trata de un modo especial de medida para pacientes con cataratas muy densas, que se activa automáticamente al detectar una diferencia sustancial entre medidas.
- Consiste en la realización de al menos 5 medidas, cuyo valor es a su vez el promedio de otras 16, por lo que se realizan un mínimo de 80 medidas, que son evaluadas mediante un algoritmo interno del aparato. Si existen suficientes valores consistentes, se obtiene un ecograma final con la LA estimada.
- El DCM contempla todas estas medidas con el objetivo de minimizar el ruido en la señal producido por la catarata.
- Más del 50% de los pacientes que no se miden con el algoritmo estándar se pueden medir con el módulo DCM. Consigue así mejorar significativamente la penetración en las cataratas duras.

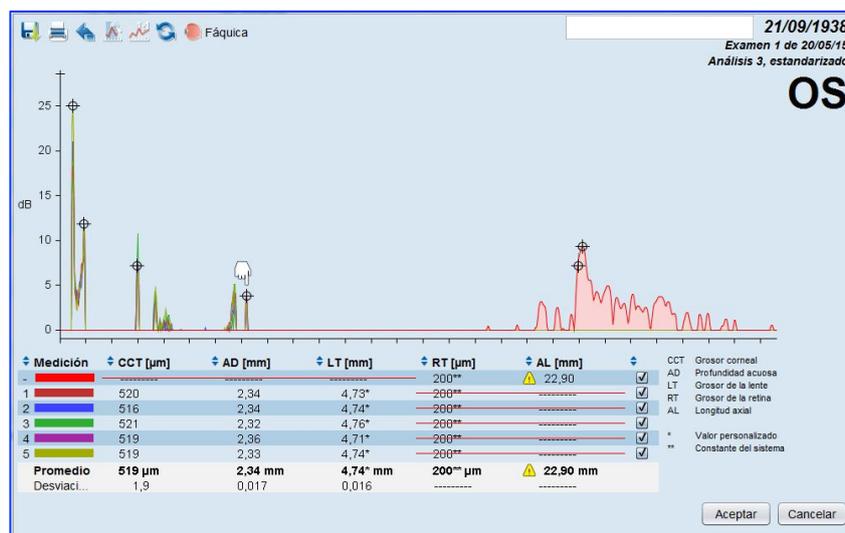


Figura 4.30. Tras aplicar el algoritmo, el DCM estima una LA de 22,90 mm.

Existen estudios que concluyen que el DCM es tan seguro como el modo estándar en la medición de la LA²⁰³.

- **4.3.4.3. Criterios de calidad de la biometría.**

El equipo Lenstar era calibrado semanalmente, como recomienda el fabricante.

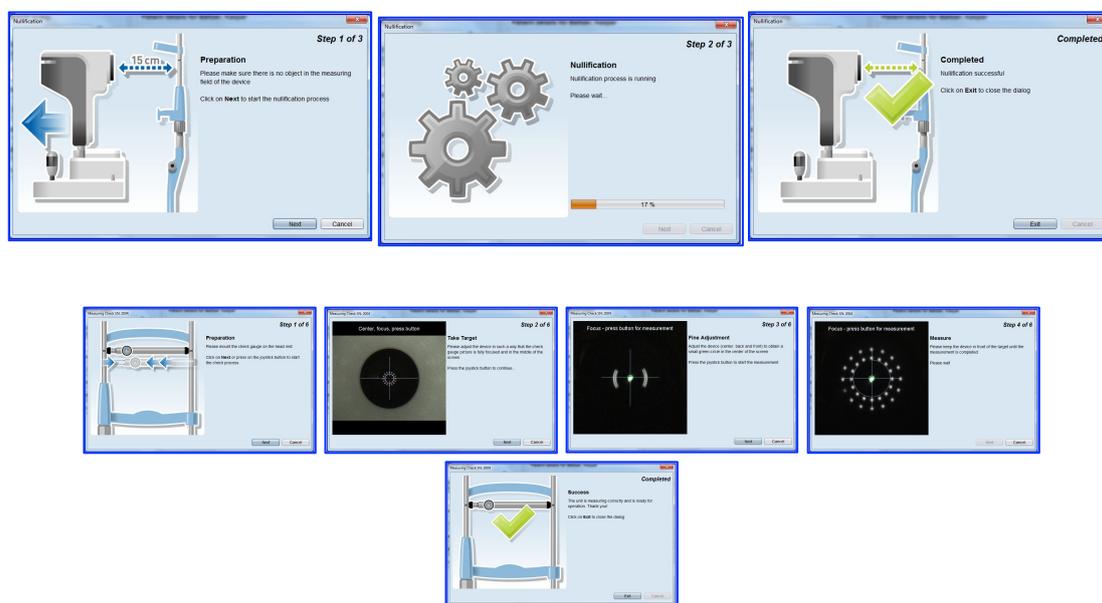


Figura 4.31. Imágenes que reflejan el proceso completo de calibración del biómetro.

La biometría se realizaba siempre sin dilatación pupilar, y en las mismas condiciones de luz. Se requería al paciente que mantuviera fija la mirada al punto de referencia, y tras observar bien enfocada la imagen en el monitor se obtenía la captura.

Todas las mediciones eran repetidas 5 veces de forma consecutiva, desechando las que no eran correctas, y posteriormente era analizado, por el mismo oftalmólogo, el ecograma (scan-A) que proporciona este aparato, para revisar todos los picos y ajustar aquellos que lo precisaban.

Se han revisado tanto las medidas y picos del ecograma, como las medidas del B-B y las determinaciones queratométricas, aplicando los mismos criterios de ajuste en todos los casos (ver más adelante).



Figura 4.32. Ejemplo de un ecograma “tipo”.

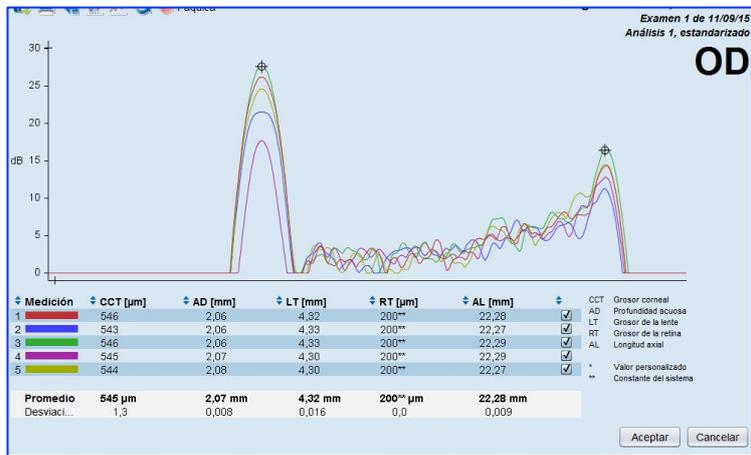


Figura 4.33. Detalle de los picos corneales.

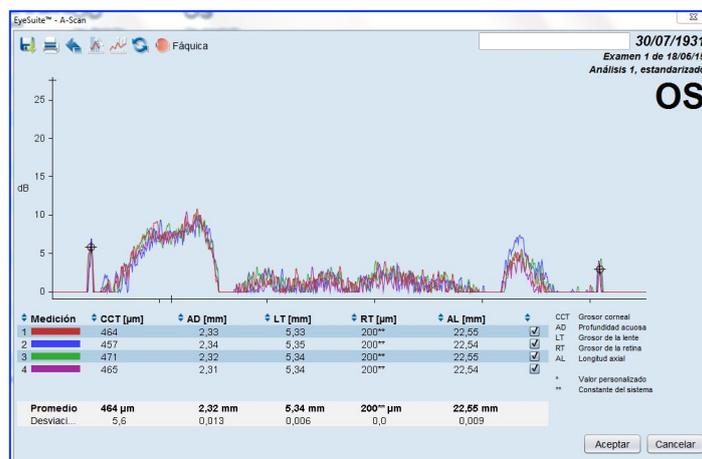


Figura 4.34. Detalle de los picos del cristalino.

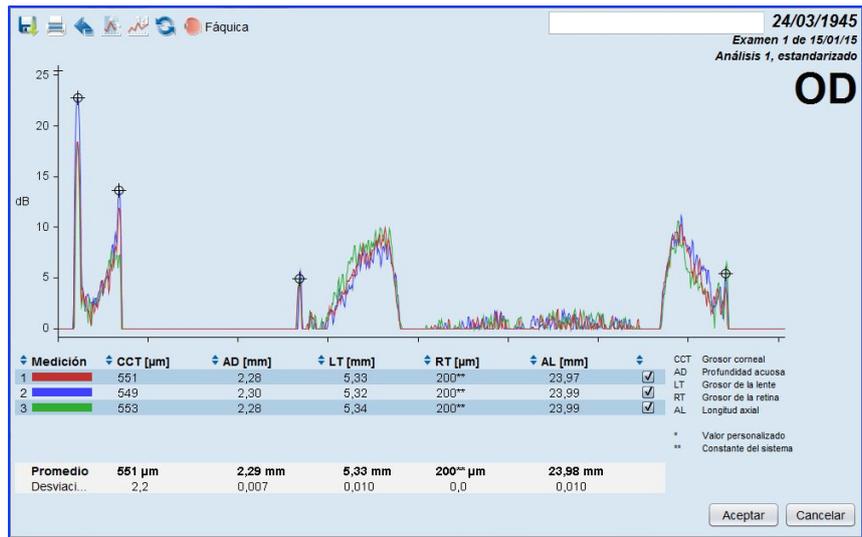


Figura 4.35. Detalle del Segmento Anterior. Corresponde a la suma de CCT + AD + LT.

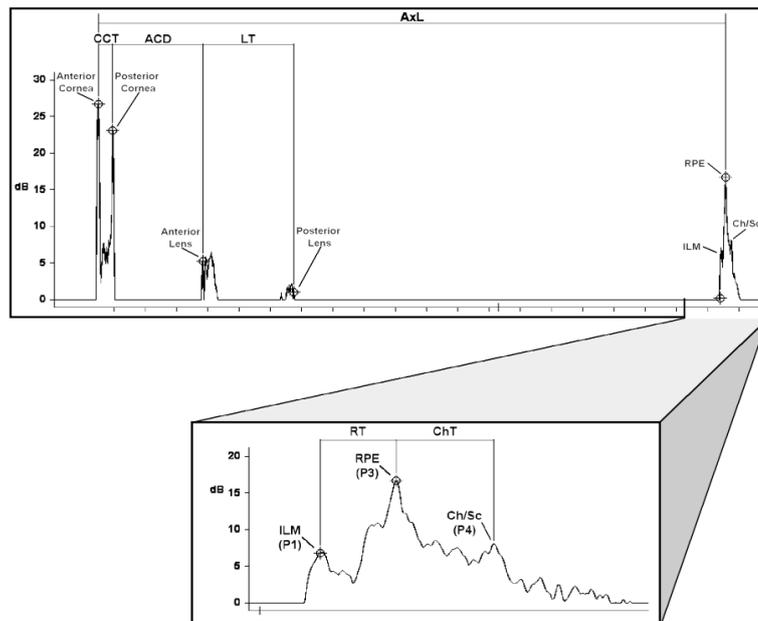


Figura 4.36. Detalle de los picos retinianos y coroides (Imagen tomada de Read SA³⁰⁴).

- **4.3.4.4. Metodología de ajuste en las mediciones del Lenstar**

El lenstar permite realizar una “inspección”, “validación” y “corrección” de las medidas biométricas.

Todos los ecogramas han sido revisados por el mismo oftalmólogo, para comprobar que las mediciones y los picos asignados por el biómetro eran correctos. Cuando no era así, se ajustaba cada pico correctamente, antes de realizar el cálculo de la LIO.

➤ **Ajuste en el “MODO FÁQUICO”.**

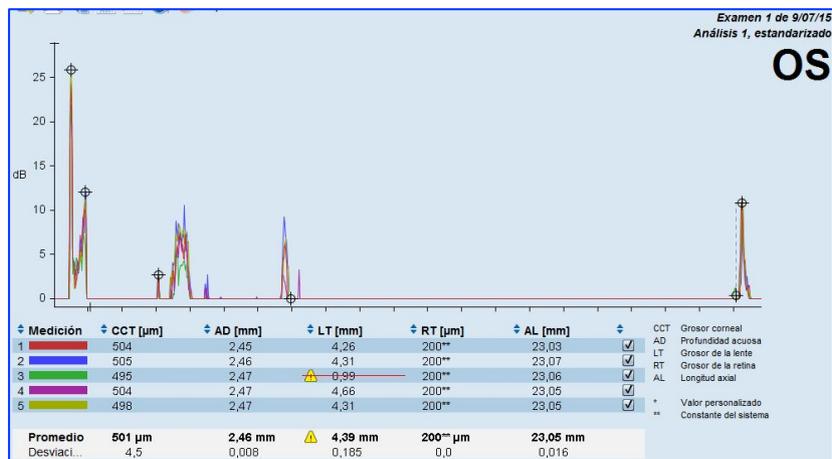


Figura 4.37. Ecograma completo en el que se observan picos mal estimados, y mediciones dispares tanto en el cristalino (LT), como en la córnea (CCT).

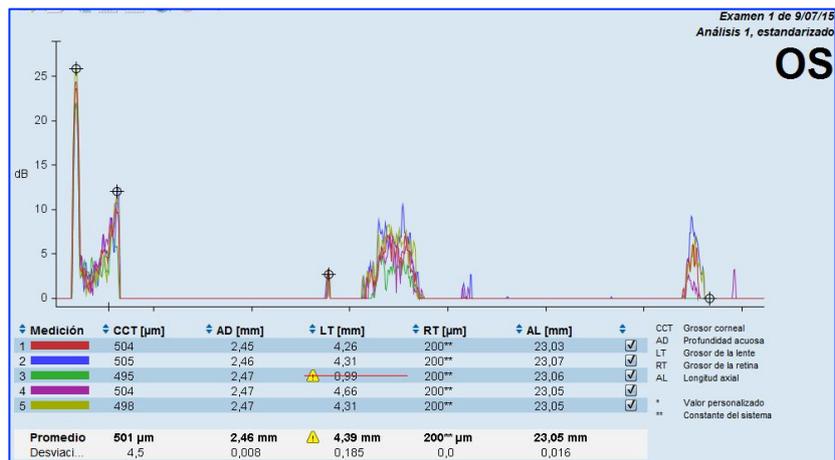


Figura 4.38. Detalle del segmento anterior, previo al ajuste correcto de los picos.

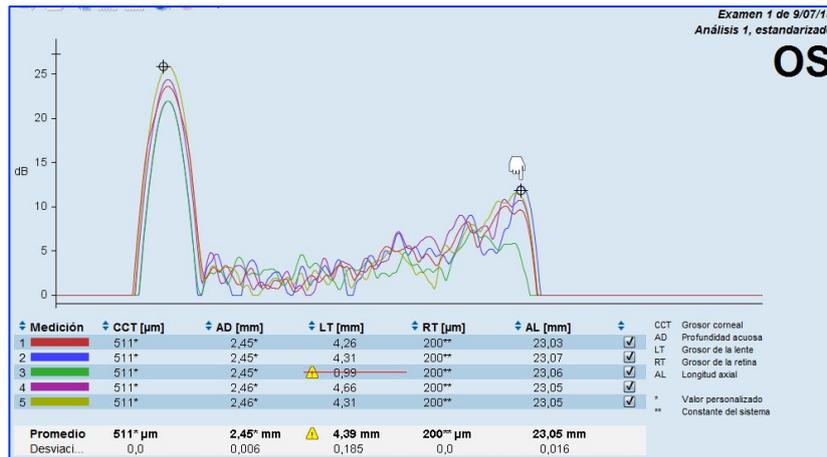


Figura 4.39. Ajuste de la cara posterior de la córnea.

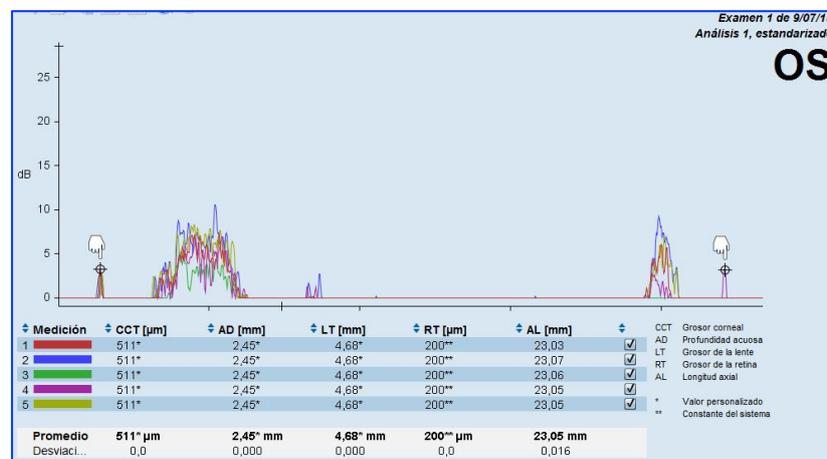


Figura 4.40. Ajuste de cara la anterior y posterior del cristalino. Se observa cómo la medición previa cambia de 4,39 mm (DE 0,185) a un valor final, correctamente ajustado, de 4,68 (DE 0,000).

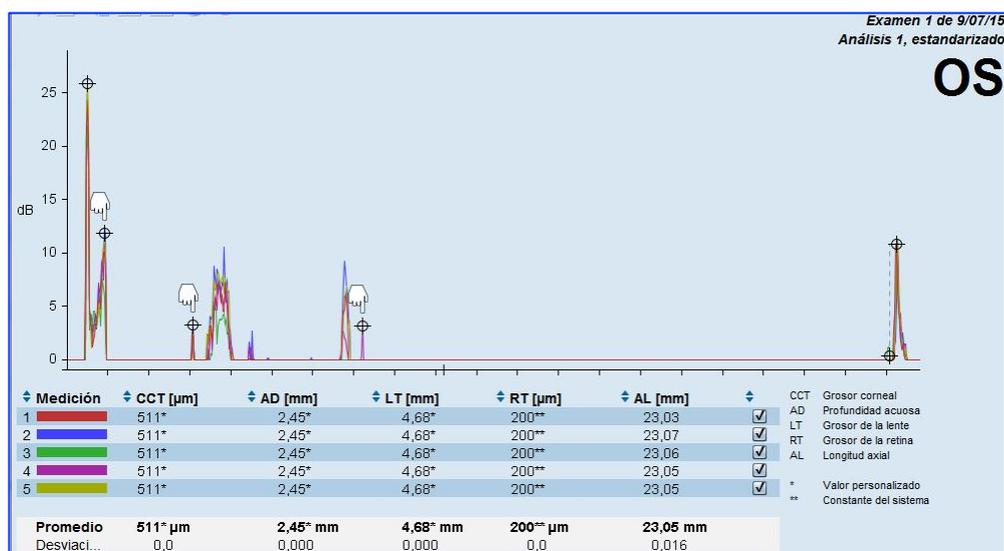


Figura 4.41. Ecograma completo tras los ajustes necesarios. Mejora los datos correspondientes al segmento anterior, sin modificar la LA.

➤ Ajuste en el Módulo de Catarata Densa (DCM).

No difiere del que se realiza en el modo fáquico, visto más arriba. Vemos un ejemplo en el que se realiza el ajuste correcto del segundo pico cristaliniano.

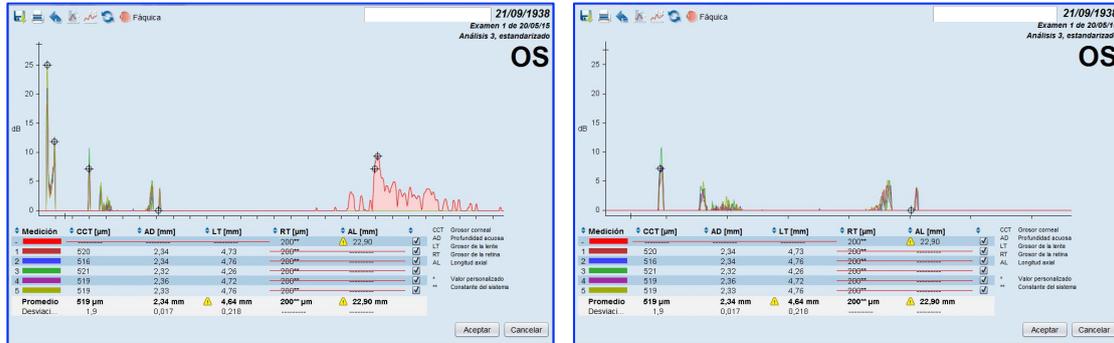


Figura 4.42. Ecograma previo, y detalle de los picos cristalinianos.



Figura 4.43. Segundo pico cristaliniano ajustado.

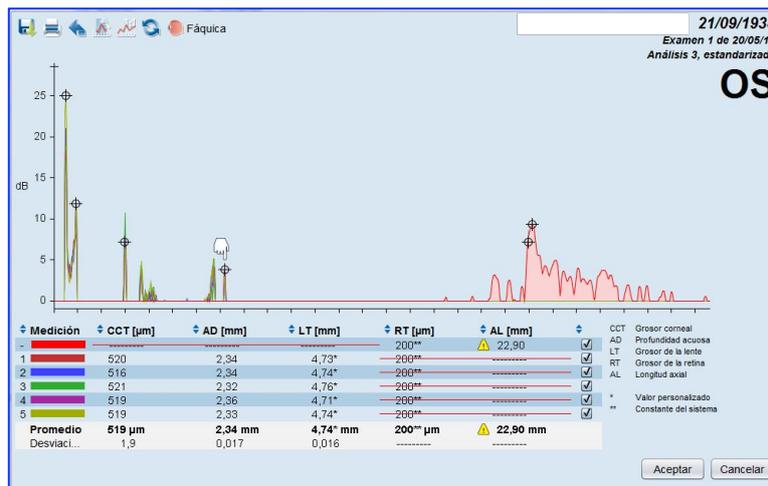


Figura 4.44. Ecograma final.

➤ Ajuste en el “MODO PSEUDOFÁQUICO”.

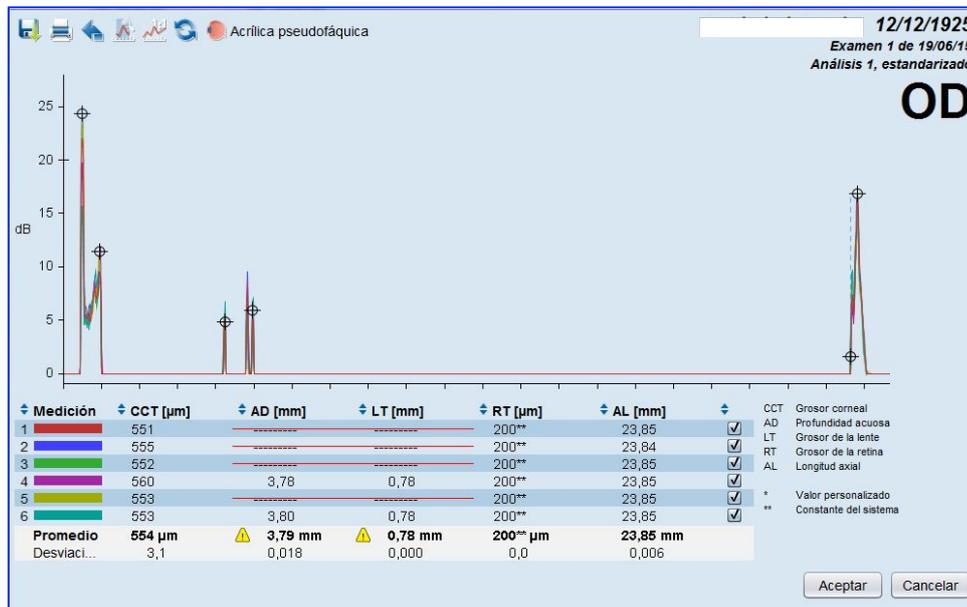


Figura 4.45. Se aprecia claramente un error en el pico correspondiente a la cara posterior de la LIO, y varias mediciones incompletas.

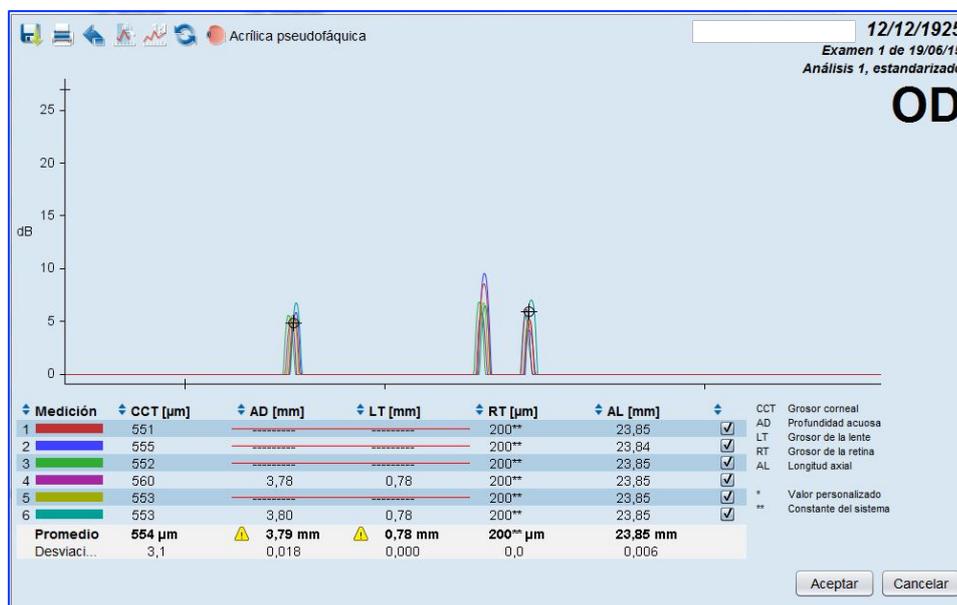


Figura 4.46. Detalle del ecograma anterior, centrado sólo en la LIO. El software del aparato ha interpretado el 2º pico de la LIO a nivel del que corresponde a la cápsula posterior.

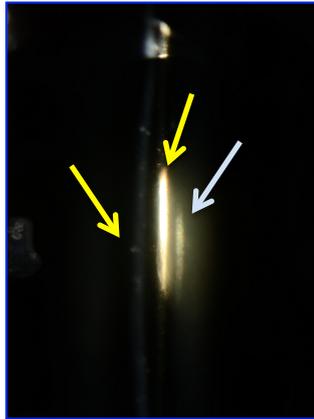


Figura 4.47. Imagen real de lámpara de hendidura, en la que se observan las tres interfases que detecta el biómetro Lenstar, y que se ven representadas en el ecograma: cara anterior de la LIO (líneas amarillas), y cara posterior de la LIO (líneas amarillas), y cápsula posterior del cristalino (línea azul).

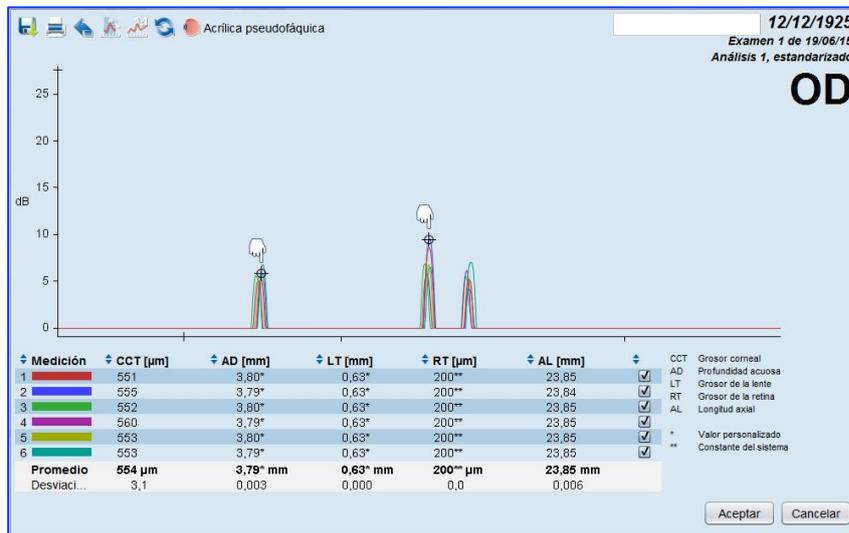


Figura 4.48. Ajuste correcto de la cara anterior y posterior de la LIO.

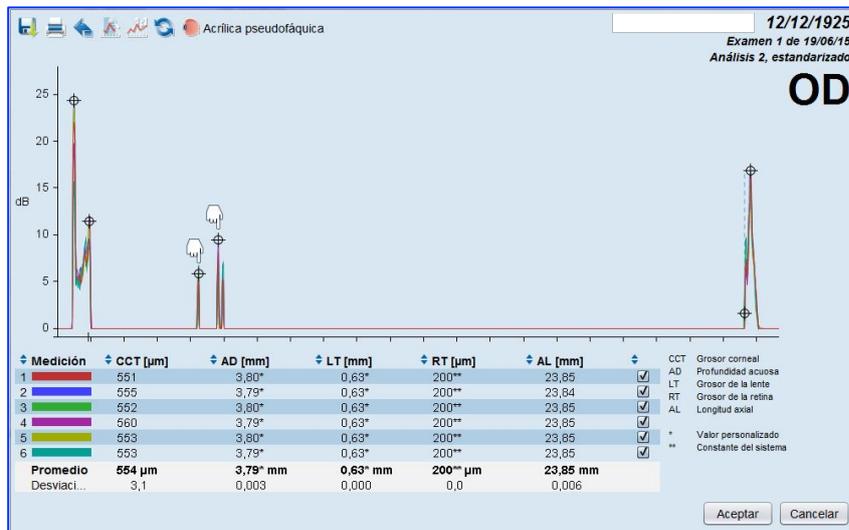


Figura 4.49. Ecograma completo tras los ajustes previos.

➤ **Ajuste de la medida de la distancia blanco-blanco (B-B).**

Se revisaron todas las mediciones del B-B, ajustando todas aquellas medidas en las que la biometría preoperatoria y postoperatoria diferían en 0,1 mm o más. El valor final considerado para el estudio es la media del B-B de ambas biometrías, pre y postoperatoria, es decir, la media de 10 o más medidas revisadas.

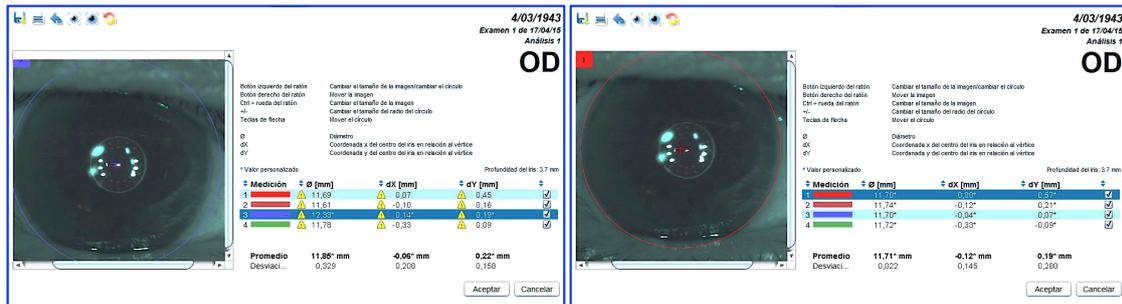


Figura 4.50. Ajuste de la medida B-B. Antes: promedio 11,85 mm (DE 0,329), y después: promedio 11,71 (DE 0,022).

4.4. VARIABLES DE ESTUDIO:

En todos los pacientes se han determinado **variables demográficas**, como edad y sexo, y se ha especificado el ojo en el que se realiza la cirugía e implante de LIO.

◇ Las **variables principales** del estudio son:

➤ El **Error Refractivo Residual (ERR o ER)**, que se mide en Dioptrias (D), y es la diferencia, en valor bruto, entre el error refractivo tras la cirugía (expresado como el equivalente esférico, EE, de la refracción tras la cirugía) y el EE estimado preoperatoriamente por la fórmula de cálculo. En todos los ojos se determina el ER respecto a la fórmula SRK/T, y se calcula el Error Refractivo Medio (**ERM**) del global de la muestra y de cada uno de los grupos de LIOs estudiadas (ver más adelante).

El ERR también se denomina "Error de Predicción" o "Error Predictivo", será negativo (ER negativo) cuando el resultado es un defecto más miópico que el deseado, y positivo (ER positivo) cuando el defecto residual es más hipermetrópico que el esperado.

Asímismo se ha calculado el **Error Refractivo Absoluto (ERA o EA)**, que se mide en D, y es el valor absoluto (sin signo) del ERR. Se ha determinado en el global de la muestra y en cada grupo de LIOs el Error Absoluto Medio (**EAM**).

En el análisis estadístico de los resultados, y en la discusión y comentarios de los mismos, nos referiremos, salvo que se especifique lo contrario o se indique el signo, al EA.

La distribución del EA se ha categorizado de 2 maneras:

1. Inicialmente, para intentar valorar con más rigor los análisis estadísticos de las variables estudiadas, se establecieron 4 categorías, según los criterios de:

- Éxito si el error es $\leq 0,25$ D.
- Error bajo si estaba entre 0,25 y 0,50 D.
- Error moderado si estaba entre 0,50 y 1 D.
- Error alto si > 1 D.

2. Posteriormente se hizo una nueva categorización de la muestra, estableciendo sólo dos rangos:

- $< 0,5$ D, éxito.
- $\geq 0,5$ D, error.

▪ **DEFINICIONES.-**

- **Error Refractivo Medio (ERM):**

Es la media aritmética de los ERR en una cohorte de pacientes.

$$ERM = 1/N \sum_{i=1}^N ERR_i$$

Indica lo próximo que ha sido el resultado refractivo de la refracción deseada. Un valor negativo indica una tendencia miópica en la muestra, y un valor positivo indica la tendencia hipermetrópica.

- **Error Absoluto Medio (EAM):**

Es la media de los ERR en valor absoluto.

$$EAM = 1/N \sum_{i=1}^N |ERR_i|$$

El EAM se usa a menudo como indicador de la difusión o dispersión de los resultados refractivos. Si el ERM de los datos es cero y los errores de predicción se distribuyen normalmente, entonces el EAM es aproximadamente el 80% de la desviación estándar³⁰⁵. Si el ERM no es cero, esta relación no se sostiene y es difícil inferir en este caso la dispersión de los resultados de EAM. A pesar de sus deficiencias el EAM se ha consolidado en la literatura y puede ser una figura útil para comparar conjuntos de datos, siempre que se entiendan sus limitaciones.

Por tanto, antes de comparar los resultados de diferentes fórmulas, el ERM de cada grupo de estudio para cada fórmula debe ser igual a cero. Esto se consigue mediante la optimización o ajuste de la constante o factor de la LIO individualmente para cada fórmula. Con esto se elimina el sesgo de la constante de LIO elegida y es la única forma correcta de igualar las fórmulas. Una vez hecho este ajuste, lo más apropiado es comparar la mediana del error absoluto de cada fórmula (MedEA). La comparación de ERM no dice nada sobre la exactitud de la fórmula, sino sobre los factores de la lente utilizados por los autores; es decir, si el ERM es diferente de cero, se utilizó un factor de la lente demasiado alto o demasiado bajo para ese grupo de pacientes.

Como hemos explicado anteriormente, hemos utilizado las constantes optimizadas facilitadas por la ULIB³⁰¹, diferentes a las recomendadas por los fabricantes, y que son constantes recomendadas por muchos autores, y suficientemente contrastadas en la literatura científica^{105,306,307}.

➤ La **Posición Final o Real de la LIO (PFL)**, corresponde a la situación en la que queda la LIO una vez implantada en el saco capsular al final del periodo de seguimiento. Se determina mediante el biómetro Lenstar en modo “pseudofáquico”, y es la distancia en mm desde el epitelio corneal a la cara anterior de la lente. (Fig 4.51)

Se cuantifica también una segunda PFL (llamada **PFL 2**), que es la distancia en mm desde el epitelio corneal hasta el plano central de la LIO, es decir la suma de PFL más la mitad del grosor de la LIO determinada por el biómetro ($PFL + LIO/2$). (Fig 4.51)

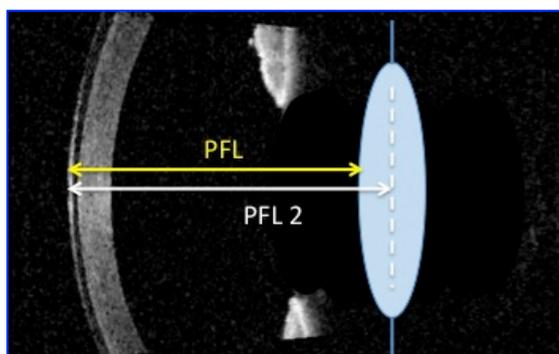


Figura 4.51

➤ El **Error de Posición (EPos)**. Hemos denominado así a la diferencia matemática entre la ELP determinada por la fórmula (SRK/T) y la PFL. Por ejemplo, si la ELP de un paciente es 5,38 y la PFL es 4,75, el EPos es 0,63.

Se ha calculado un **EPos 2**, que es la diferencia entre la ELP y la PFL 2.

◇ Las **variables** que **se determinan directamente** con el Biómetro LENSTAR LS900 y que se relacionarán con las variables principales son:

- **LA**: Longitud Axial. Distancia desde epitelio corneal hasta el epitelio pigmentario retiniano, se mide en mm. (Fig 4.52). Se ha estudiado de dos formas, cuantitativamente y agrupada en intervalos (ojo corto, medio y largo).

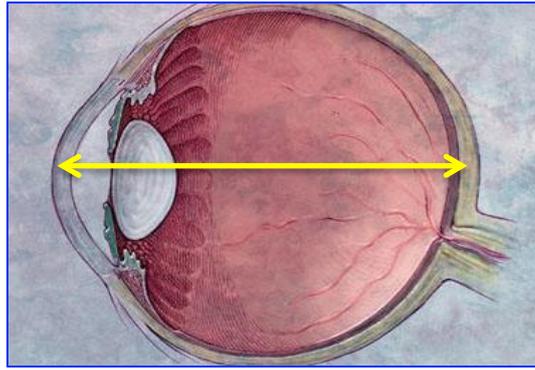


Figura 4.52

- **CCT:** Espesor Corneal Central (Corneal Central Thickness). Es la paquimetría en el centro de la córnea, medida en micras. Se convierte en mm para poder relacionarla con otras medidas axiales del ojo. (Fig 4.53)

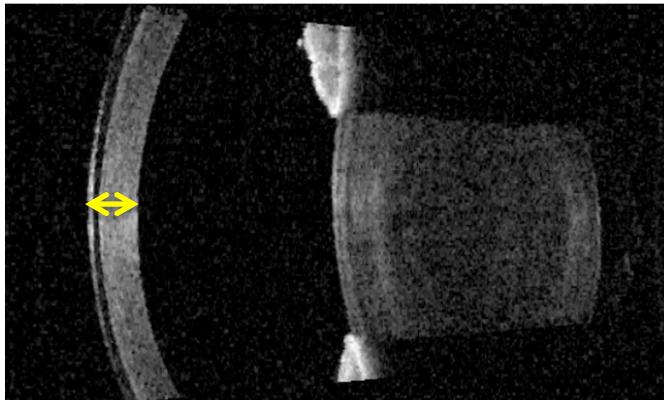


Figura 4.53

- **AD:** Profundidad del Acuoso (Aqueous Depth), o cámara anterior desde endotelio corneal hasta cara anterior del cristalino, medida en mm. (Fig 4.54)

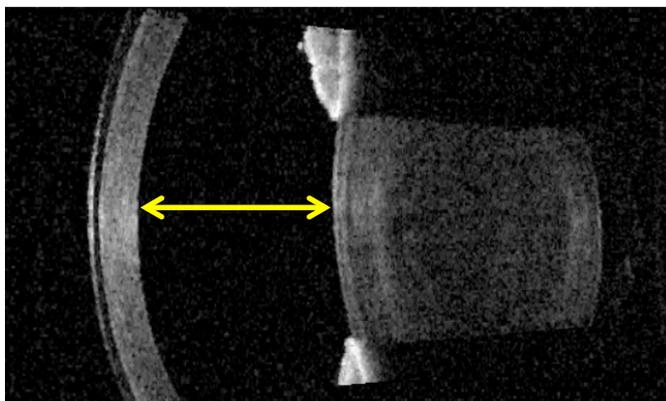


Figura 4.54

- **LT:** Espesor o grosor cristalino (Lens Thickness), medido en mm. (Fig 4.55)

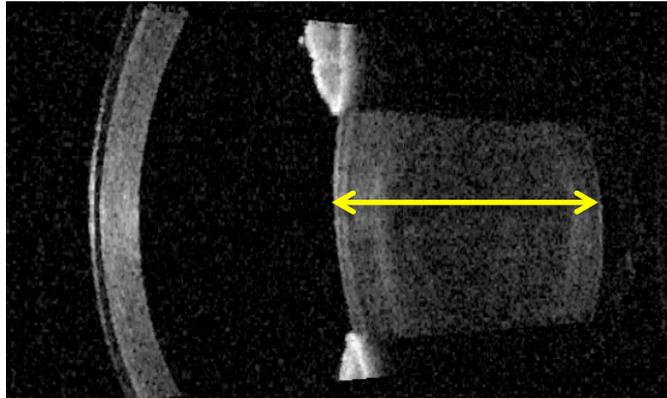


Figura 4.55

- **WTW:** Distancia blanco-blanco (White To White), o distancia entre limbo esclero-corneal nasal y temporal en el eje horizontal (diámetro horizontal de la córnea), medida en mm.
- **PD:** Diámetro Pupilar (Pupil Diameter), medido en mm.
- **K-FLAT:** Potencia corneal en el meridiano más plano, medido en dioptrías.
- **K-STEEP:** Potencia corneal en el meridiano más curvo, medido en dioptrías.
- **Cyl:** valor en dioptrías del astigmatismo o cilindro corneal.
- **Eje:** eje del astigmatismo, medido en grados (de 0 a 180°).

Estas mismas variables **se determinan directamente** también en modo pseudofáquico (ver más adelante), excepto la **AD pseudofáquica**, que es la distancia desde el endotelio corneal hasta la cara anterior de la LIO, una vez sustituido el cristalino tras la intervención de catarata. En el estudio utilizaremos el valor de CCTpost+ADpost, que se ha definido más arriba como PFL.

Todas estas variables se miden tanto preoperatoriamente (con el biómetro LENSTAR en modo "fáquico") como postoperatoriamente (con el biómetro LENSTAR en modo "pseudofáquico" y eligiendo LIO "acrílica")

◇ **Otros parámetros** determinados o **calculados** son:

- **K-Media:** Potencia corneal media, medida en dioptrías.

- **LIO formulada** mediante las fórmulas SRK-T, Hoffer-Q, Haigis, Barrett y Olsen (esta última en dos de los modelos de las LIOs estudiadas, SN60WF y envista MX60 (ver más adelante). El valor se mide en potencia dióptrica.

- **LIO implantada**, en potencia dióptrica. Es la LIO que ha sido implantada finalmente en la cirugía.

- **EE** previsto por las fórmulas citadas previamente. Escala decimal.

- **EE** residual tras la cirugía. Escala decimal.

- **ACD**, o profundidad de cámara anterior, desde epitelio corneal en el ápex hasta la cápsula anterior cristalina. Equivale a la suma de CCT y AD. (Fig 4.56)

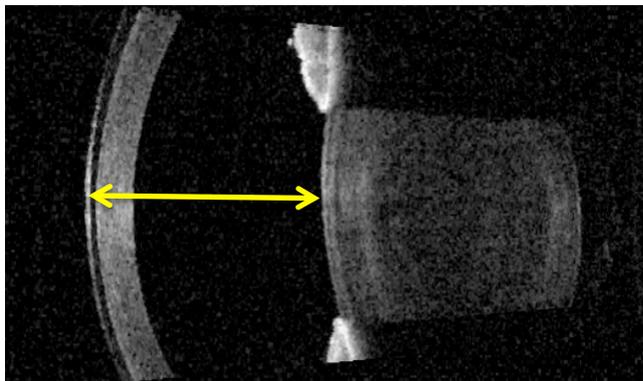


Figura 4.56

- **SEGMENTO ANTERIOR (SA)**, o longitud axial medida desde el ápice corneal (epitelio) hasta la cápsula posterior del cristalino. Equivale a la suma de las medidas axiales CCT+AD+LT. (Fig 4.57) Se ha estudiado de dos formas, cuantitativamente y agrupado en intervalos (SA corto, normal y largo).

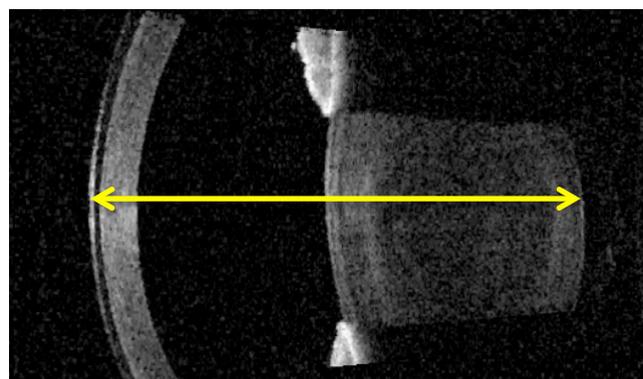


Figura 4.57

- **Grosor de la LIO**, o distancia en mm (o en micras) desde el ápice de la cara anterior de la LIO a la cara posterior de la misma, medida en el centro. (Fig 4.58)

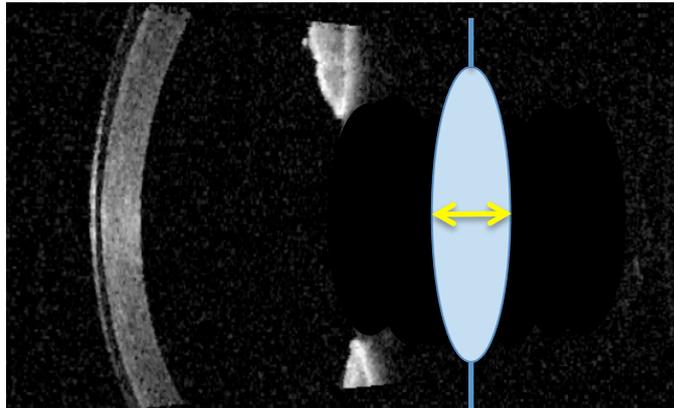


Figura 4.58

- **Punto de corte** en el ecograma de la interfase cortical-epinúcleo del cristalino. Lo hemos denominado punto de la interfase intracristaliniana (**PIC**). (Fig 4.59)

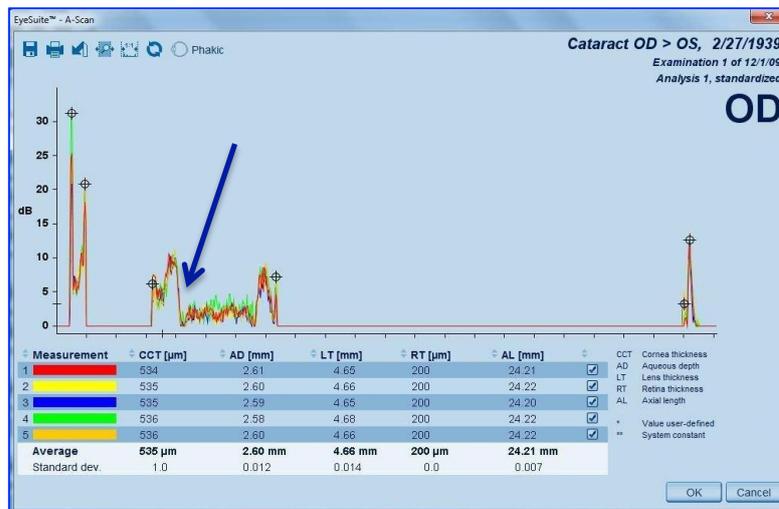


Figura 4.59. Punto de la interfase intracristaliniana.

Estudiamos este PIC, porque es un parámetro que se reconoce en casi la totalidad de los ecogramas de pacientes con cataratas, y que podría tener una correlación con la posición final de la LIO.

4.5. RECOGIDA DE DATOS Y ANÁLISIS ESTADÍSTICO.

Todos los datos del estudio se recogen en una hoja Excel, y los cálculos y test estadísticos adecuados para cada tipo de variable se han realizado mediante el paquete estadístico SPSS versión 23.

4.5.1. Plan de Análisis estadístico

4.5.1.1. Estadística descriptiva

Las variables cualitativas (tipo de LIO, sexo etc) se describieron mediante las frecuencias absolutas (n) y las frecuencias relativas, expresadas como porcentajes (%) sobre el total de casos válidos.

Las variables cuantitativas se describieron mediante indicadores de tendencia central y de dispersión, como medias y desviaciones estándar, y medianas y cuartiles 1 y 3.

4.5.1.2. Estadística inferencial

Se comprobó la normalidad de las variables cuantitativas mediante con el test de Kolmogorov - Smirnov.

La asociación entre las variables se investigó mediante pruebas de contraste de hipótesis, con comparación de proporciones cuando ambas variables eran cualitativas (chi cuadrado, prueba exacta de Fisher) y comparaciones de medias cuando una de ellas era cuantitativa (t de Student, ANOVA, y si no seguían distribución normal el test de la U de Mann-Whitney o el de Kruskal-Wallis).

Cuando las variables eran cuantitativas se utilizó la correlación lineal de Pearson y se establecieron modelos de regresión lineal simple tomando como variable dependiente las posiciones, errores de posición y error refractivo.

En la descripción gráfica de los datos entre variables se utilizaron diagramas de cajas y diagramas de dispersión.

La comparación de los ER y EA se realizaron de las siguientes tres formas:

1 - Mediante test ANOVA de 2 factores, test paramétrico para muestras pareadas y sus correspondientes análisis posthoc en caso de ser estadísticamente

significativas las diferencias encontradas. Comprobándose previamente normalidad de los datos.

2 - Aunque los datos seguían una distribución normal, se transformó la variable mediante raíz cúbica tal como realizaron en el artículo (indicar cuál) y se aplicaron el test ANOVA de 2 factores pareadas y sus correspondientes análisis posthoc en caso de ser estadísticamente significativas las diferencias encontradas. Se aplicaron test no paramétricos para muestras pareadas (Test Friedman) y en caso de existir diferencias, prueba Wilcoxon para muestras dos muestras pareadas.

Se completó el análisis con modelo de regresión multivariante. Tomando como variable dependiente la posición final de la LIO y como variables independientes, LA Km, ACD y tipo de LIO.

Los análisis se realizaron tomando como nivel de significación $p < 0,05$.

5 *RESULTADOS*

5. RESULTADOS

5.1. DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA DE ESTUDIO.

5.1.1. Distribución de la muestra por grupos

Se han estudiado un total de 203 ojos, de 182 pacientes, que estaban programados para cirugía de catarata, y que fueron intervenidos por el mismo cirujano (FJCA), mediante facoemulsificación del cristalino, a través de incisión de 2,2 mm, e implante de una LIO de cámara posterior monofocal esférica.

Se han distribuido los pacientes en tres grupos según el tipo de LIO implantada:

- Grupo I: 81 ojos, implante de una LIO Acrysof® IQ aspheric SN60WF, Alcon Laboratories, Inc.
- Grupo II: 75 ojos, implante de una LIO enVista MX60, Bausch&Lomb.
- Grupo III: 47 ojos, implante de una LIO CT Asphina 409, Carl Zeiss Meditec.

En la figura podemos ver la distribución, en número y porcentajes, de las 203 LIOs implantadas.

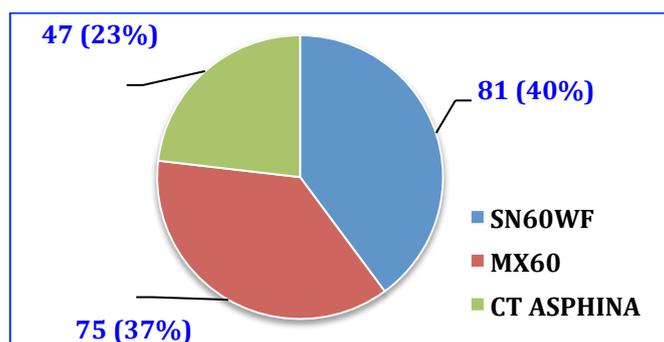


Figura 5.1.1. Gráfico con la distribución de los 3 grupos de LIOs estudiadas.

5.1.2. Edad

La edad media ha sido de **76,4 ± 7,7 años** (rango 39-91 años).

Descriptivos		SN60WF (81)	MX60 (75)	CT Asphina 409 (47)	p
Edad	Media	74,9	77,2	77,7	ns
	Desv. tip	8,4	7,2	6,5	
	Mínimo	39,0	52,0	62,0	
	Máximo	91,0	89,0	89,0	
	Q1	70,0	73,0	74,0	
	Mediana	77,0	79,0	78,0	
	Q3	80,0	82,0	84,0	

Tabla 5.1.2. Estadísticos descriptivos de la población total de ojos estudiados, distribuidos en los tres grupos de LIO según la edad.

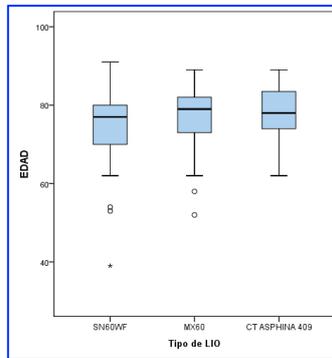


Figura 5.1.2. Diagrama de cajas que representa la distribución de la edad en los tres tipos de LIO.

5.1.3. Sexo

La distribución por sexo de los 203 ojos estudiados fue la siguiente: 125 ojos, 61,6% del total, fueron intervenidos en mujeres (110 pacientes), y 78 ojos, 38,4%, lo fueron en hombres (72 pacientes).

Sexo	Población total (ojos)	
	n	%
Mujer	125	61,6
Hombre	78	38,4
Total	203	

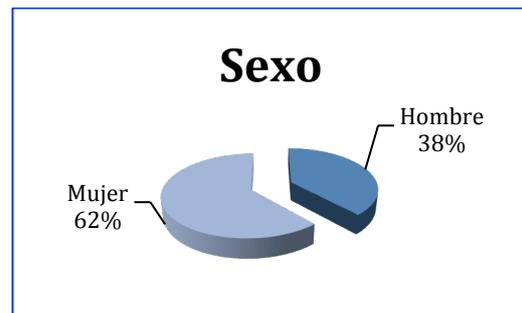


Tabla 5.1.3.1. Distribución de los ojos por sexo.

Figura 5.1.3.1. Distribución de los ojos por sexo.

LIO	Población total		Mujer		Hombre		p-valor
	n	%	n	%	n	%	
SN60WF	81	39,9%	51	40,8%	30	38,5%	ns
MX60	75	36,9%	42	33,6%	33	42,3%	
CT ASPHINA 409	47	23,2%	32	25,6%	15	19,2%	
	203		125		78		

Tabla 5.1.3.2. Distribución de los ojos operados por grupos de LIOs, según sexo.

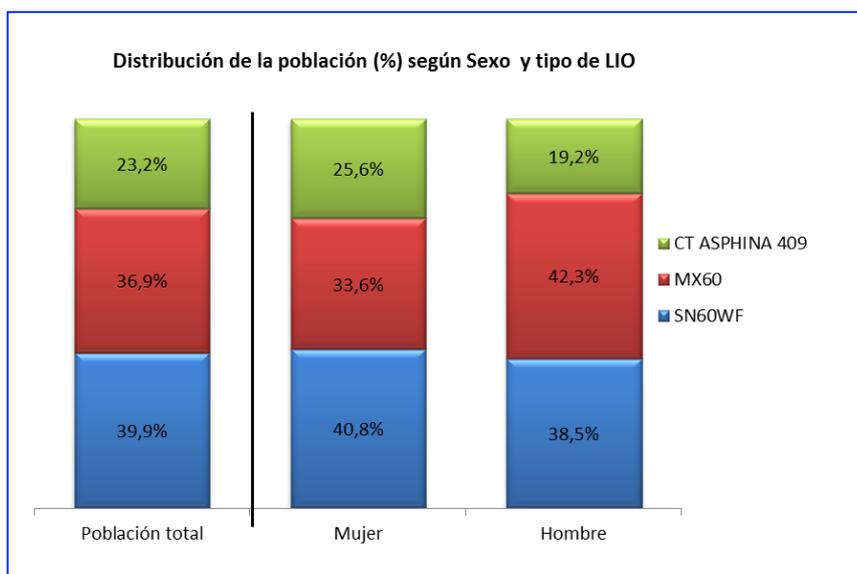


Figura 5.1.3.2. Gráfico de distribución de los ojos operados por grupos de LIOs y sexo.

5.1.4. Ojo operado

La distribución de las LIOs según el ojo operado se muestra en la siguiente tabla:

LIO	Población total		Ojo Izquierdo		Ojo Derecho		p-valor
	n	%	n	%	n	%	
SN60WF	81	39,9%	32	31,7%	49	48,0%	0,039
MX60	75	36,9%	40	39,6%	35	34,3%	
CT ASPHINA 409	47	23,2%	29	28,7%	18	17,6%	
	203		101		102		

Tabla 5.1.4. Distribución de los ojos operados por grupos de LIOs, según lateralidad del ojo. Se observa mayor proporción de ojos derechos en la LIO SN60WF ($p=0,039$).

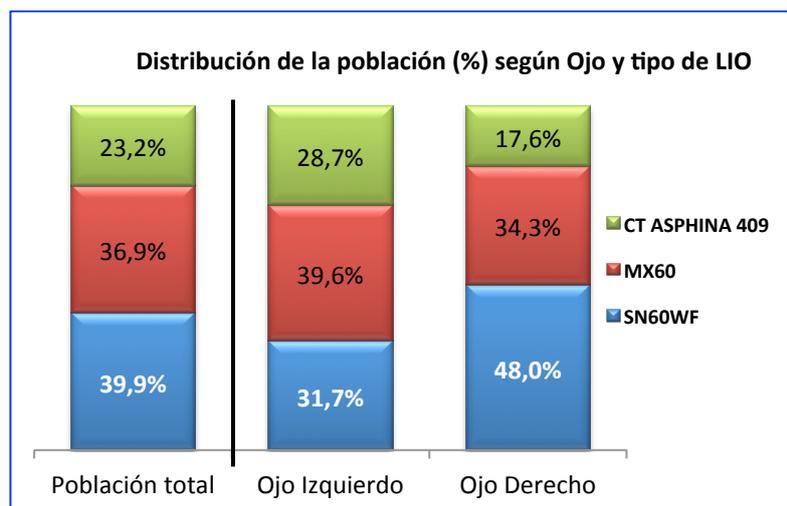


Figura 5.1.4. Gráfico de distribución de los ojos operados por grupos de LIOs. Se observa mayor proporción de ojos derechos en la LIO SN60WF.

5.1.5. Variables biométricas

Todos los pacientes presentaban una biometría óptica preoperatoria correcta (ver “Metodología”), con la determinación de todos los parámetros necesarios para el cálculo de la potencia de la LIO y el análisis de las variables del segmento anterior ocular que se quieren relacionar con las variables principales del estudio.

En el presente trabajo de investigación, las variables preoperatorias medidas directamente con el biómetro Lenstar se pueden ver en la siguiente tabla:

Estadísticos	LA	AD	LT	CCT(mm)	SA	ACD	Km	PD	WTW
Media	23,22	2,53	4,64	0,54	7,71	3,07	44,29	4,10	11,84
Desv tip	1,04	0,41	0,40	0,04	0,38	0,42	1,47	0,79	0,42
Min	20,48	1,56	3,57	0,46	6,79	2,12	40,90	2,35	10,78
Max	27,45	3,90	5,68	0,63	8,69	4,44	48,45	6,46	12,79

Tabla 5.1.5.1. Estadísticos descriptivos de las mediciones biométricas, total de la muestra.

Estadísticos	LIO Implantada	EE post	AV pre	AV post sc	AV post cc	Astig pre	Astig post
Media	21,39	- 0,13	0,24	0,82	0,89	0,78	0,8
Desv tip	2,90	0,26	0,14	0,22	0,19	0,43	0,43
Min	10	-1,25	0,01	0,05	0,12	0	0
Max	30	0,63	0,7	1	1	2	2

Tabla 5.1.5.2. Estadísticos descriptivos de otras variables de interés, total de la muestra.

(LA = longitud axial, AD = profundidad cámara anterior desde endotelio, LT = espesor corneal, CCT = espesor corneal central, SA = segmento anterior, ACD = profundidad de cámara anterior, Km = potencia corneal media, PD = diámetro pupilar, WTW = distancia blanco - blanco, LIO = lente intraocular, EE = equivalente esférico postoperatorio).

5.1.6. Segmentación de la muestra por longitud axial (LA) y segmento anterior (SA)

Para algunos de los análisis descriptivos y comparativos del estudio, se han determinado tanto la LA como el SA como variables cualitativas.

➤ Hemos establecido los siguientes grupos para la LA:

OJO CORTO → ≤ 22 mm

OJO NORMAL O MEDIO → 22 - 24,50 mm

OJO MODERADAMENTE LARGO Y MUY LARGO → $> 24,5$ mm

Este último grupo lo hemos unificado (3 ojos de la muestra tenían una LA > 26 mm).

LA pre operatoria	Población total	
	n	%
Ojo corto ≤ 22 mm	24	11,8%
Ojo medio (22 - 24,50) mm	162	79,8%
Ojo Moderadamente largo o muy largo $> 24,50$ mm	17	8,4%
Total	203	

Tabla 5.1.6.1. Distribución del total de los ojos según 3 estratos de LA.

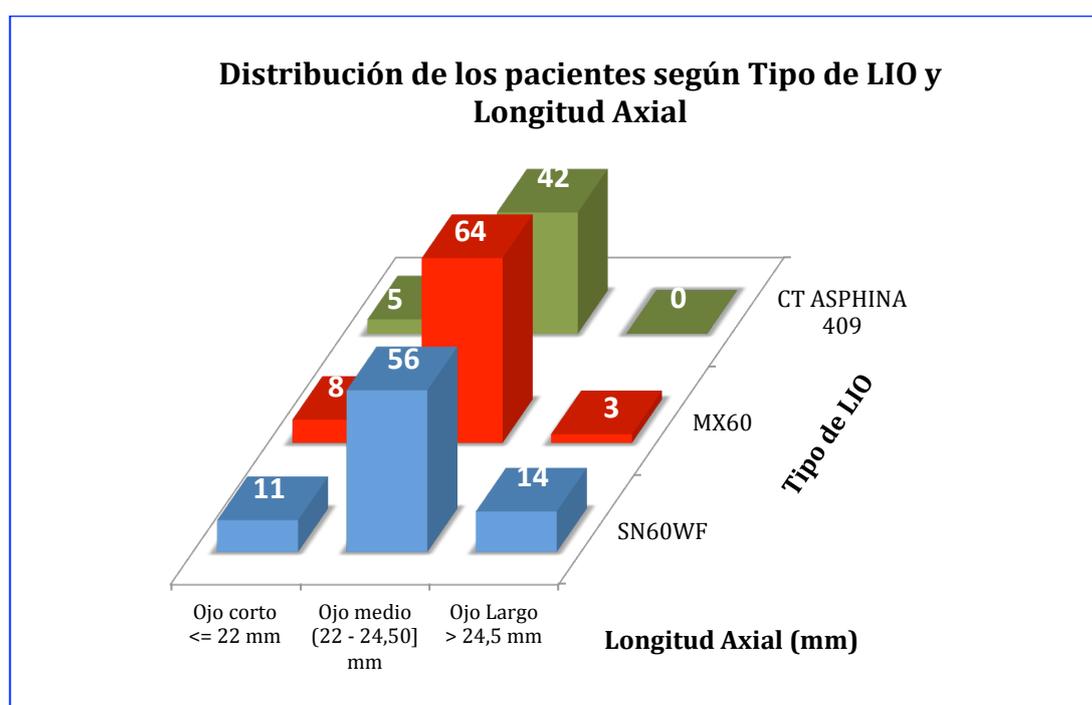


Figura 5.1.6.1. Gráfico de distribución de los estratos de LA según tipo de LIO.

➤ Hemos establecido los siguientes grupos para el SA:

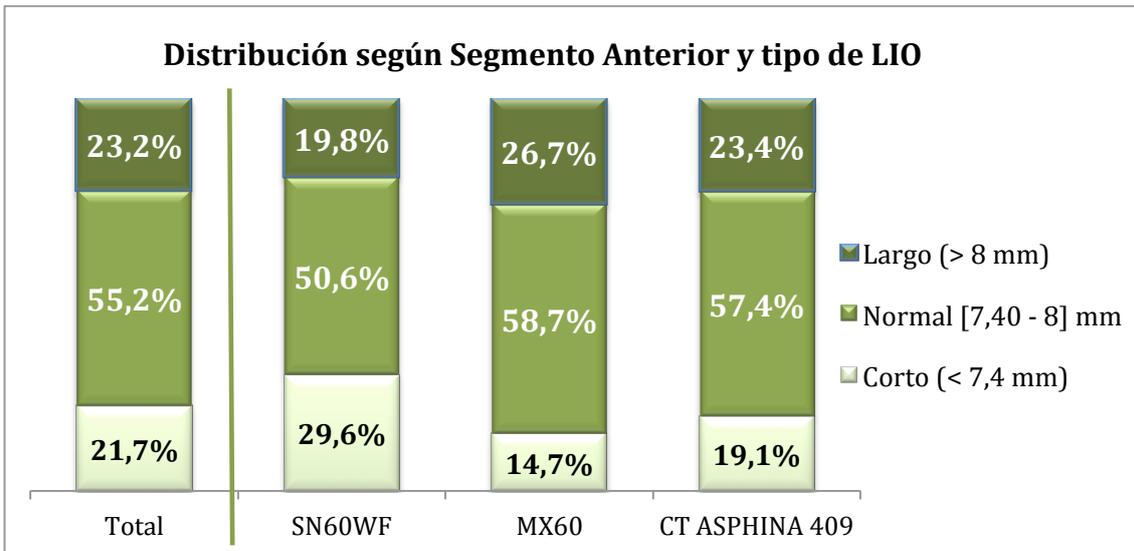


Figura 5.1.6.2. Distribución de los estratos de SA según tipo de LIO.

		TIPO LIO				
		Total	SN60WF	MX60	CT Asphina	
Segmento Anterior (mm)	Corto (< 7,4 mm)	n	44	24	11	9
		% dentro de TIPO LIO	21,7%	29,6%	14,7%	19,1%
	Normal (7,40-8)	n	112	41	44	27
		% dentro de TIPO LIO	55,2%	50,6%	58,7%	57,4%
	Largo (> 8 mm)	n	47	16	20	11
		% dentro de TIPO LIO	23,2%	19,8%	26,7%	23,4%
Total		203	81	75	47	

Tabla 5.1.6.2. Distribución por estratos de SA.

SA (mm)	TIPO LIO			p
	SN60WF	MX60	CT Asphina	
Media	7,66	7,76	7,74	ns
Desv. tip	0,41	0,36	0,35	
Mínimo	6,88	6,79	7,07	
Máximo	8,46	8,69	8,46	
Q ₁	7,35	7,50	7,50	
Mediana	7,68	7,74	7,73	
Q ₃	7,97	8,02	7,93	

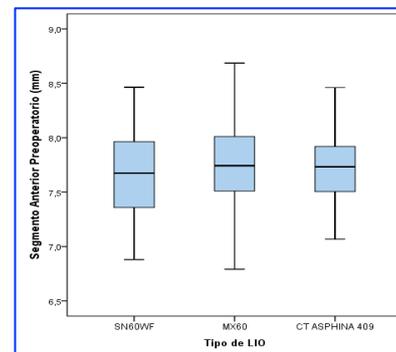


Tabla 5.1.6.3. Estadísticos descriptivos del Segmento Anterior (SA) por tipo de LIO.

Figura 5.1.6.3. Diagrama de cajas con la distribución del SA en los tres tipos de LIO.

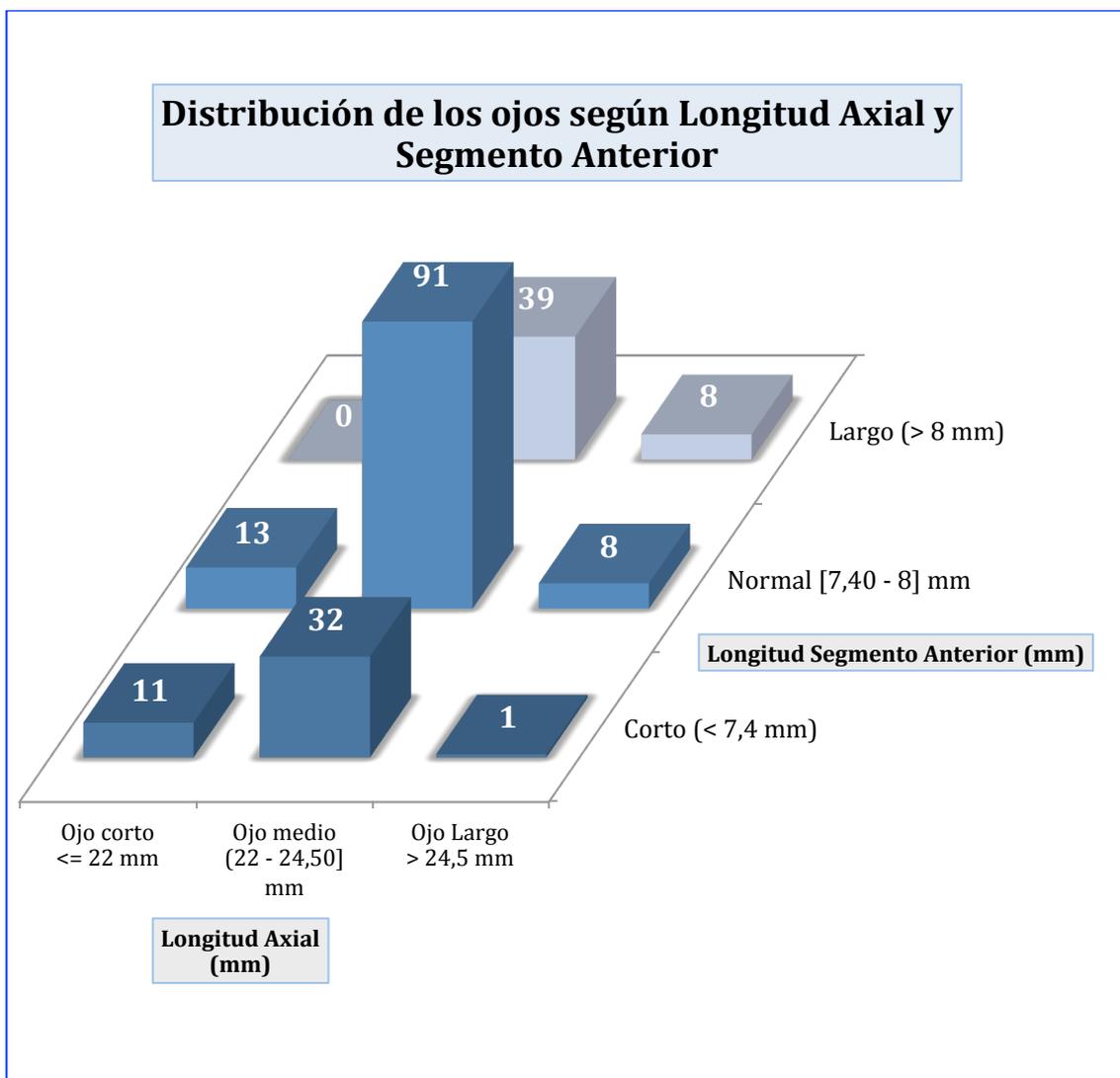


Figura 5.1.6.4. Distribución del total de los ojos según longitud axial y segmento anterior.

Longitud Axial Preoperatoria (mm)						
	Ojo corto ≤ 22 mm		Ojo medio (22-24,50) mm		Ojo Largo > 24,5 mm	
	Corto		Medio		Largo	
Segmento Anterior (mm)	n	%	n	%	n	%
Corto (< 7,4 mm)	11	45,8%	32	19,8%	1	5,9%
Normal [7,40-8] mm	13	54,2%	91	56,2%	8	47,1%
Largo (> 8 mm)	0	0,0%	39	24,1%	8	47,1%
Población Total	24		162		17	

Tabla 5.1.6.4. Distribución (número y %) del total de los ojos según longitud axial y segmento anterior.

5.2. VARIABLES PRINCIPALES DEL ESTUDIO

5.2.1. Error Refractivo (Error Predictivo)

Se ha determinado el Error Refractivo (ER) en valor numérico para cada uno de los pacientes, y el ER Medio (ERM) de toda la población estudiada, que fue de $-0,061 \pm 0,325$ D, así como el Error Absoluto (EA), que es el valor del ER sin signo, y el EA medio (EAM), que fue de $0,253 \pm 0,211$ D.

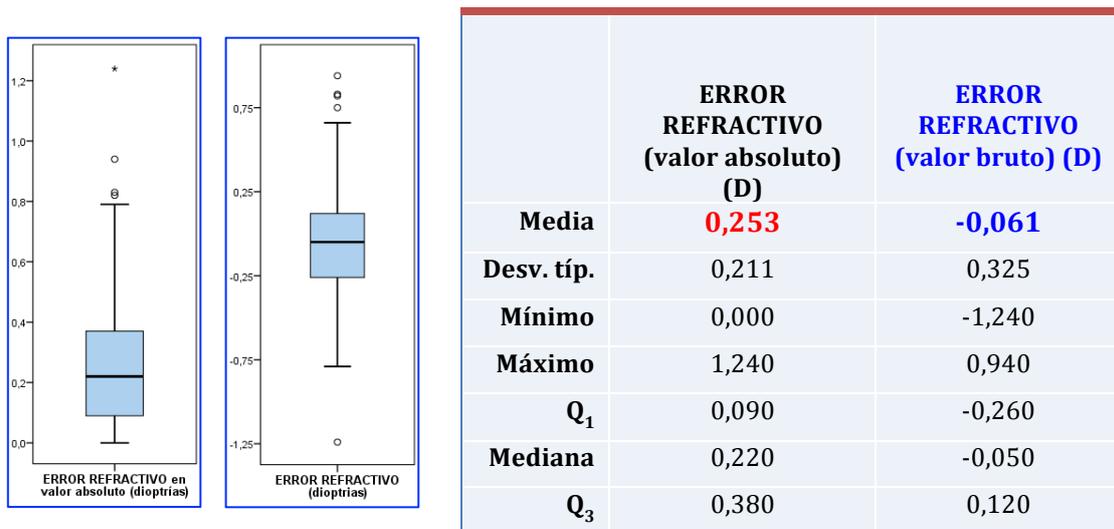


Figura 5.2.1.1 Diagrama de cajas con la distribución del ER y EA en el total de los ojos.

Tabla 5.2.1.1. Estadísticos descriptivos en el total de la muestra de los errores refractivos (ER y EA).

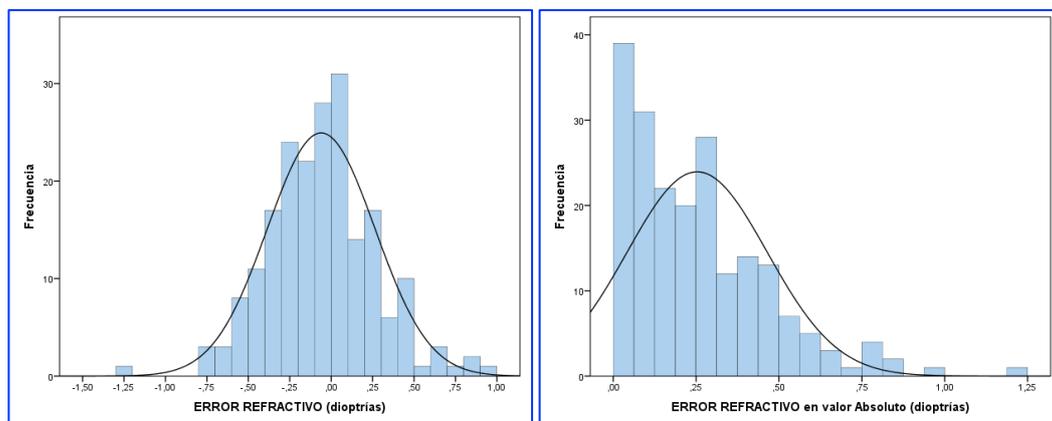


Figura 5.2.1.2. Distribución de frecuencias del ER en valor bruto y en valor absoluto.

Inicialmente se establecieron 4 categorías para el EA (figura 5.2.1.3.), según los criterios de:

- Éxito si el error es $\leq 0,25$ D, se observó en 119 ojos.
- Error bajo si estaba entre 0,25 y 0,50 D, en 60 ojos.
- Error moderado si estaba entre 0,50 y 1 D, en 23 ojos.
- Error alto si > 1 D, en 1 ojo.

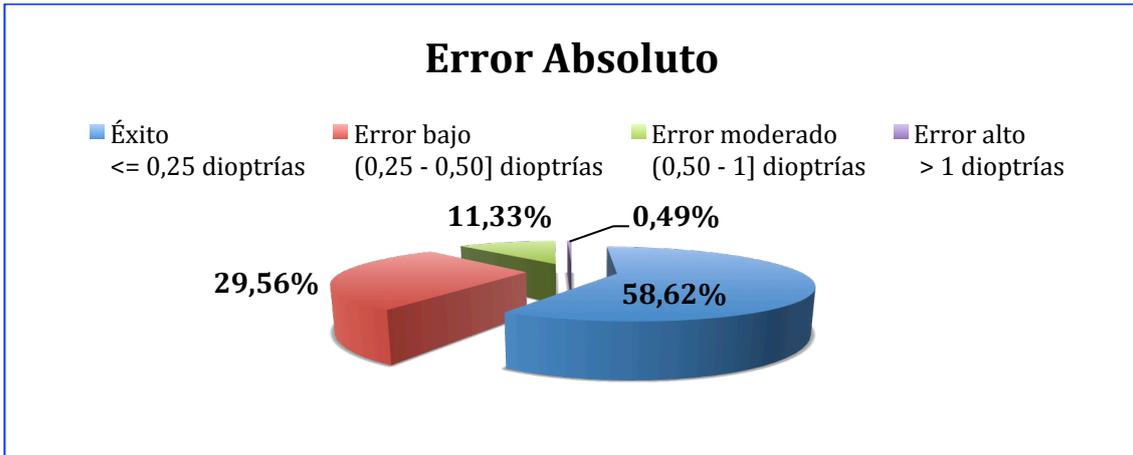


Figura 5.2.1.3. Distribución de frecuencias del Error Absoluto, estratificado en cuatro grupos.

Posteriormente se han establecido sólo 2 categorías para el EA:

- $< 0,5$ D. En esta categoría se encuentran 179 ojos.
- $\geq 0,5$ D. Con 24 ojos.

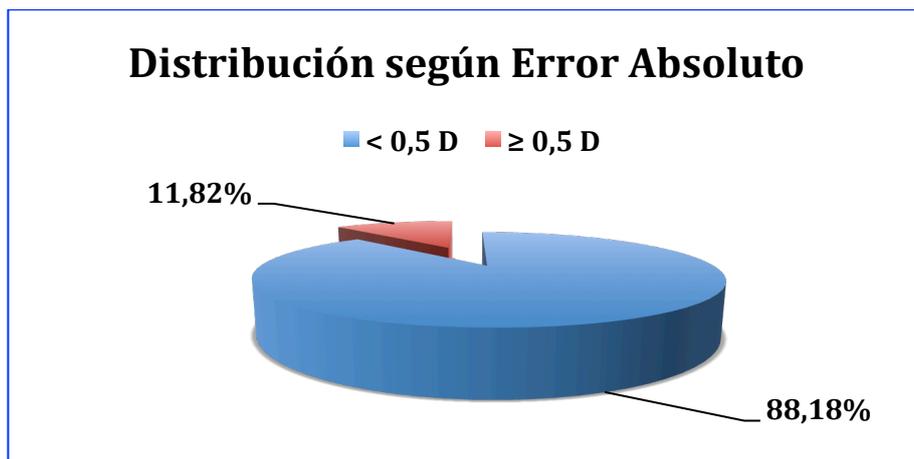


Figura 5.2.1.4. Distribución de frecuencias del Error Absoluto, estratificado en dos grupos.

➤ ER según los diferentes tipos de LIOs analizadas.

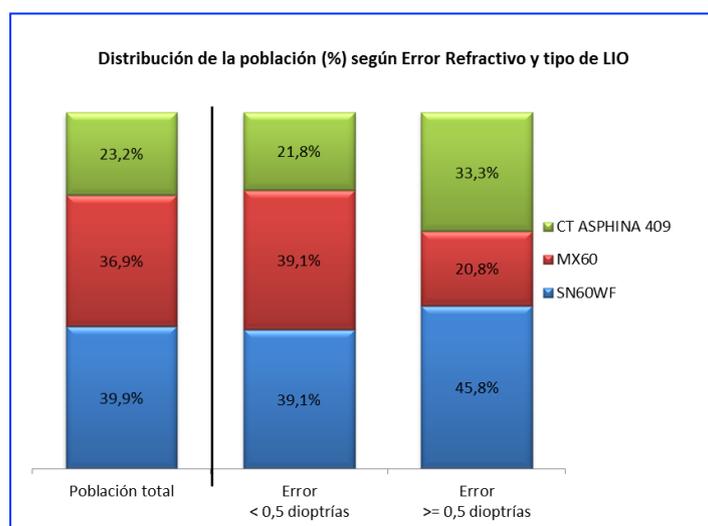


Figura 5.2.1.5. Distribución de frecuencias del ER, según tipos de LIO. 2 Variables de error.

LIO	Población total		Error < 0,5 dioptrías		Error ≥ 0,5 dioptrías	
	n	%	n	%	n	%
SN60WF	81	39,9	70	39,1	11	45,8
MX60	75	36,9	70	39,1	5	20,8
CT ASPHINA 409	47	23,2	39	21,8	8	33,3
Total	203		179		24	

Tabla 5.2.1.2. Distribución de frecuencias del ER, según tipos de LIO. 2 Variables de error.

A pesar de encontrar menor porcentaje de LIO MX60 en el grupo de error no se encuentran diferencias estadísticamente significativas.

Para valorar con más rigor esta tendencia, se realiza la misma comparación con tres variables de error.

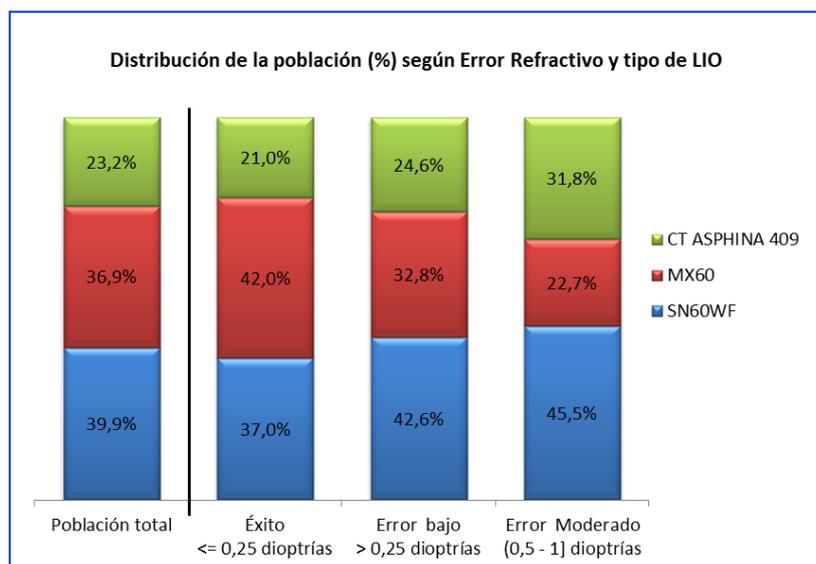


Figura 5.2.1.6. Distribución de frecuencias del ER, según tipos de LIO. 3 Variables de error.

LIO	Población total		Éxito ≤ 0,25 dioptrías		Error bajo (0,25 - 0,5] dioptrías		Error Moderado (0,5 - 1] dioptrías		Error alto > 1 dioptrías	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
SN60WF	81	39,9	44	37,0	26	42,6	10	45,5	1	100
MX60	75	36,9	50	42,0	20	32,8	5	22,7	0	0
CT ASPHINA 409	47	23,2	25	21,0	15	24,6	7	31,8	0	0
Total	203		119		61		22		1	

Tabla 5.2.1.3. Distribución de frecuencias del ER, según tipos de LIO. 3 Variables de error.

Aunque existe un menor porcentaje en la LIO MX60, estas diferencias no muestran significación estadística. (Prueba Chi-cuadrado, comparación de proporciones múltiples, con corrección Bonferroni).

Variable	Descriptivos	Población Total	SN60WF	MX60	CT Asphina 409	p
ER (D)	Media	-0,061	-0,045	-0,073	-0,069	ns
	Desv tip	0,325	0,359	0,263	0,356	
	Mínimo	-1,240	-1,240	-0,770	-0,690	
	Máximo	0,940	0,820	0,600	0,940	
	Q1	-0,260	-0,255	-0,250	-0,350	
	Mediana	-0,050	-0,050	-0,050	-0,090	
	Q3	0,120	0,190	0,080	0,170	

Tabla 5.2.1.4. Error Refractivo según tipo de LIO.

Aunque el ER es ligeramente menor para la LIO SN60WF, las diferencias no son estadísticamente significativas.

Variable	Descriptivos	Población Total	SN60WF	MX60	CT Asphina 409	p
EA (D)	Media	0,25	0,28	0,20	0,29	ns
	Desv tip	0,21	0,23	0,18	0,21	
	Mínimo	0,00	0,00	0,00	0,01	
	Máximo	1,24	1,24	0,77	0,94	
	Q1	0,09	0,10	0,05	0,12	
	Mediana	0,22	0,23	0,14	0,25	
	Q3	0,38	0,40	0,33	0,40	

Tabla 5.2.1.5. Error Absoluto según tipo de LIO.

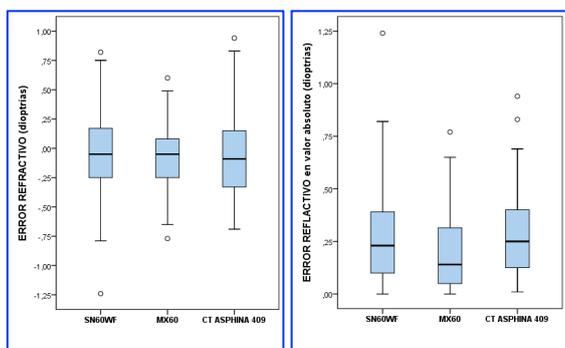


Figura 5.2.1.7. Diagramas de cajas que representan el ER y el EA en los tres tipos de LIO.

Descriptivos	SN60WF	MX60	CT Asphina 409
ERM	-0,045	-0,073	-0,069
Desv tip	0,359	0,263	0,356
EAM	0,277	0,205	0,290
% EAM respecto Desv tip del ERM	77,2	78,3	81,3

Tabla 5.2.1.6. Relación entre el Error Refractivo Medio (ERM), la Desv Tip del ERM y el Error Absoluto Medio (EAM).

Se ha estudiado el ER como tendencia miópica (ER más negativo del esperado) o como tendencia hipermetrópica (ER más positivo del esperado). Se han obtenido los siguientes resultados:

LIO	Población total		Sin error		Tendencia Miopía		Tendencia Hipermetropía	
	n	%	n	%	n	%	n	%
SN60WF	81	39,9	2	25,0	45	38,5	34	43,6
MX60	75	36,9	6	75,0	43	36,8	26	33,3
CT ASPHINA 409	47	23,2	0	0,0	29	24,8	18	23,1
Total	203		8		117		78	

Tabla 5.2.1.7. Distribución del ER como tendencia miópica e hipermetrópica en los tres tipos de LIO.

No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas.

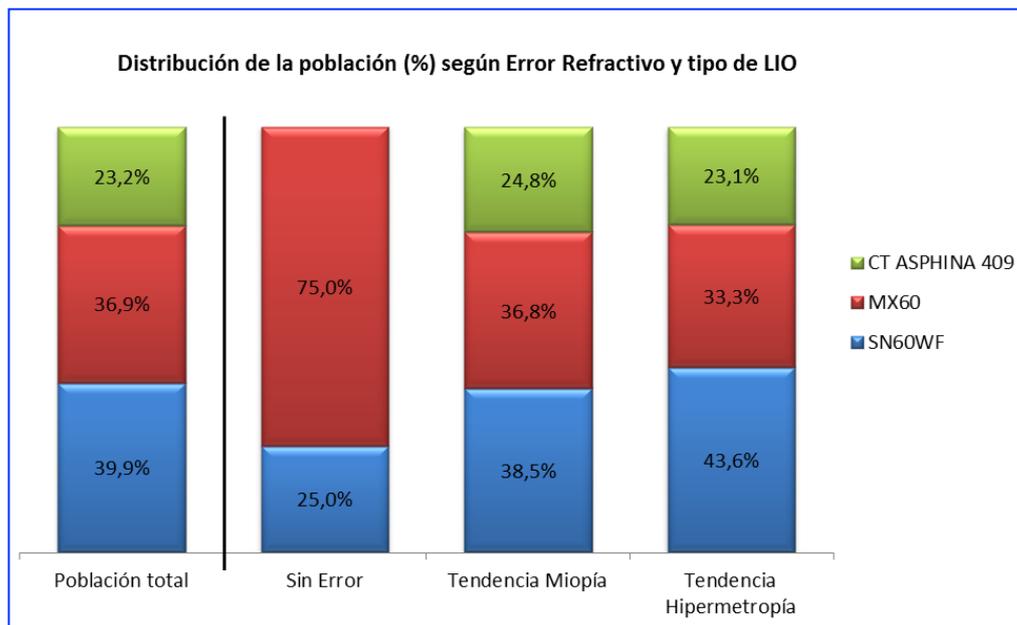


Figura 5.2.1.8. Gráfico que representa la distribución porcentual de los tipos de LIO según ER, expresado como tendencia miópica (ER más negativo del esperado) o como tendencia hipermetrópica (ER más positivo del esperado).

➤ **Distribución del ER según edad.**

Estadísticos	Población total Edad (años)	Error Refractivo	
		Éxito	Error
		< 0,5 dioptrías	≥ 0,5 dioptrías
Media	76,4	76,2	78,3
Desv. típ.	7,7	7,8	6,1
Mínimo	39	39	62
Máximo	91	91	86
Q₁	72	71,0	75,0
Mediana	78	77,0	79,0
Q₃	82	82,0	83,8

Tabla 5.2.1.8. Estadísticos descriptivos de la distribución de la edad en los grupos según ER < 0,5 D o ≥ 0,5.

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas (U de Mann Whitney).

➤ **Distribución del ER según sexo.**

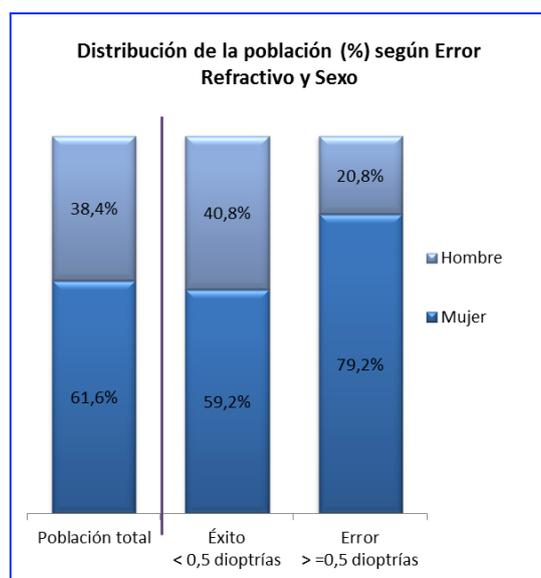


Figura 5.2.1.9. Gráfico de distribución del ER según sexo. 2 variables de error.

Sexo	Población total		Éxito < 0,5 dioptrías		Error ≥ 0,5 dioptrías		p-valor
	n	%	n	%	n	%	
Mujer	125	61,6	106	59,2	19	79,2	ns
Hombre	78	38,4	73	40,8	5	20,8	
Total	203		179		24		

Tabla 5.2.1.9. Distribución de frecuencias del ER, según sexo. 2 Variables de error.

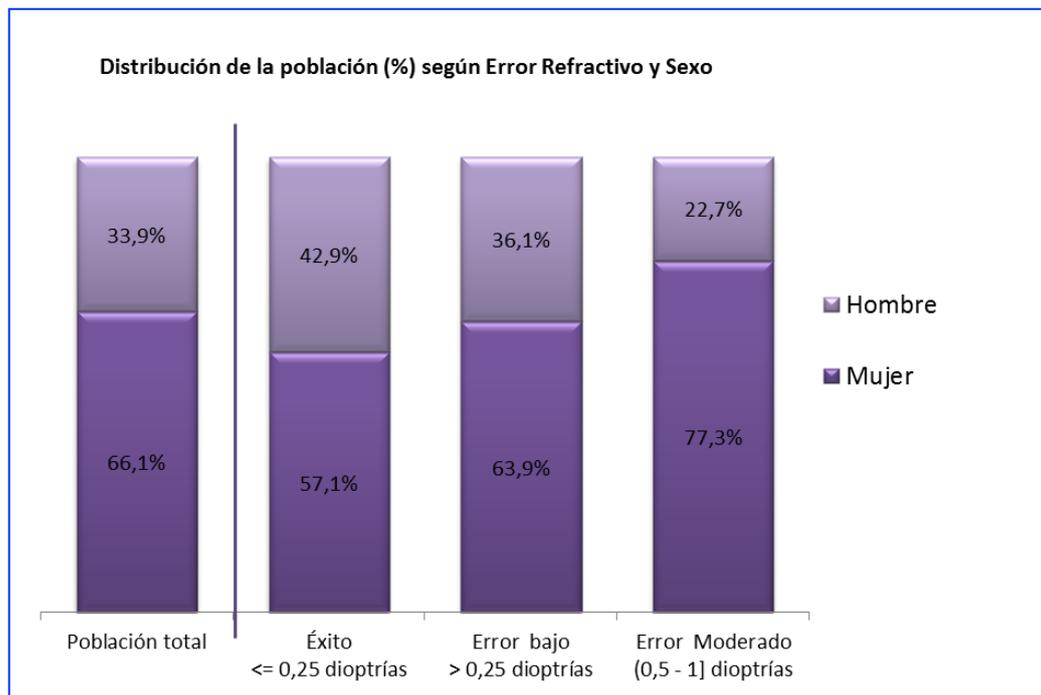


Figura 5.2.1.10. Gráfico de distribución del ER según sexo. 3 variables de error.

Sexo	Población total		Éxito ≤ 0,25 dioptrías		Error bajo (0,25 - 0,5] dioptrías		Error Moderado (0,5 - 1] dioptrías		Error alto > 1 dioptrías	
	n	%	n	%	n	%	n	%	n	%
Mujer	125	61,6	68	57,1	39	63,9	17	77,3	1	100
Hombre	78	38,4	51	42,9	22	36,1	5	22,7	0	0
Total	203		119		61		22		1	

Tabla 5.2.1.10. Distribución de frecuencias del ER, según sexo. 3 Variables de error.

Aunque se aprecia mayor proporción de mujeres conforme el error es mayor, las diferencias no son estadísticamente significativas.

Error Refractivo			
	Población Total	Hombres	Mujeres
Media	-0,06	0,03	-0,12
Desv. típ.	0,32	0,29	0,34
Mínimo	-1,24	-0,59	-1,24
Máximo	0,94	0,94	0,83
Q ₁	-0,26	-0,19	-0,35
Mediana	-0,05	0,01	-0,10
Q ₃	0,12	0,17	0,08
p-valor	0,002		

Tabla 5.2.1.11. Estadísticos comparativos del ERM distribuidos por sexo.

Existen diferencias estadísticamente significativas en el ERM entre hombres y mujeres (Prueba T- Student para dos muestras independientes). Prueba Paramétrica al distribuirse la variable Error Refractivo de forma normal en los hombres y en las mujeres.

Error Refractivo en valor absoluto			
	Población Total	Hombres	Mujeres
Media	0,25	0,22	0,27
Desv. típ.	0,21	0,18	0,23
Mínimo	0,00	0,00	0,00
Máximo	1,24	0,94	1,24
Q ₁	0,09	0,08	0,09
Mediana	0,22	0,16	0,23
Q ₃	0,38	0,30	0,40
p-valor	ns		

Tabla 5.2.1.12. Estadísticos comparativos del EAM distribuidos por sexo.

No existen diferencias estadísticamente significativas en la distribución del ERA entre hombres y mujeres (Prueba U de Mann Whitney para dos muestras independientes). Prueba no Paramétrica al distribuirse la variable Error Refractivo en valor absoluto de forma no normal en los hombres y en las mujeres.

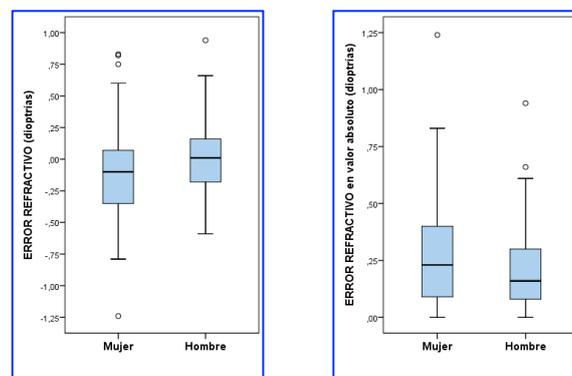


Figura 5.2.1.11. Diagramas de cajas que representan la distribución del ER según sexo.

➤ **Distribución del ER según ojo.**

Error Refractivo			
	Población Total	Ojo Izquierdo	Ojo Derecho
Media	-0,06	-0,07	-0,05
Desv. típ.	0,32	0,33	0,32
Mínimo	-1,24	-0,77	-1,24
Máximo	0,94	0,94	0,82
Q₁	-0,26	-0,32	-0,24
Mediana	-0,05	-0,05	-0,04
Q₃	0,12	0,13	0,12
p-valor	ns		

Tabla 5.2.1.13. Estadísticos comparativos del ER distribuidos por ojo.

Error Refractivo en valor absoluto			
	Población Total	Ojo Izquierdo	Ojo Derecho
Media	0,25	0,27	0,24
Desv. típ.	0,21	0,21	0,21
Mínimo	0,00	0,00	0,00
Máximo	1,24	0,94	1,24
Q₁	0,09	0,09	0,08
Mediana	0,22	0,23	0,19
Q₃	0,38	0,40	0,34
p-valor	ns		

Tabla 5.2.1.14. Estadísticos comparativos del EA distribuidos por ojo.

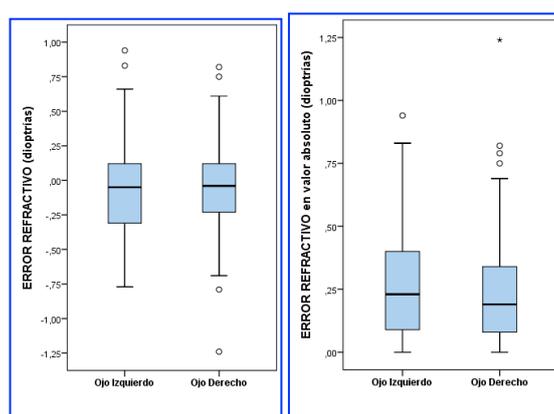


Figura 5.2.1.12. Diagramas de cajas que representan la distribución del ER según ojo.

No existen diferencias estadísticamente significativas en la distribución del ER ni del EA entre OD y OI.

5.2.2. Posición Final de la LIO (PFL)

Es la determinación mediante el biómetro óptico (Reflectometría de baja coherencia óptica, OLCR) de la distancia que va desde el epitelio corneal central hasta la cara anterior de la LIO, es la suma de CCT postoperatorio + AD postoperatoria. Esta PFL ofrece los siguientes resultados:

Variable	Descriptivos	Población Total	SN60WF	MX60	CT ASPHINA 409
PFL (mm)	Media	4,543	4,489	4,703	4,380
	Desv. tip	0,324	0,327	0,259	0,306
	Mínimo	3,770	3,850	4,100	3,770
	Máximo	5,300	5,150	5,200	5,300
	Q1	4,291	4,215	4,497	4,127
	Mediana	4,578	4,459	4,728	4,459
	Q3	4,772	4,752	4,855	4,608
SN60WF vs MX60		MX60 vs CT Asphina		SN60WF vs CT Asphina	
p<0,001		p<0,001		p ns	

Tabla 5.2.2.1. Estadísticos descriptivos de la Posición Final de la LIO (PFL) en mm, del total de ojos estudiados, y comparativas de los tres tipos de LIO analizadas.

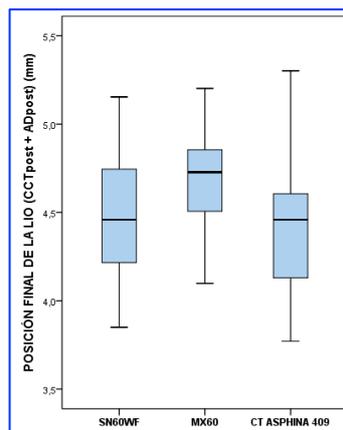


Figura 5.2.2.1. Diagrama de cajas que representa la Posición Final de la LIO (CCTpost+ADpost) en mm, de los tres tipos de LIO analizadas.

La PFL 2 es la distancia medida con el biómetro óptico, en modo pseudofáquico, desde el epitelio corneal central hasta el plano central de la LIO (grosor de LIO / 2). Esta PFL 2 ofrece los siguientes resultados:

Variable	Descriptivos	Población Total	SN60WF	MX60	CT ASPHINA 409
PFL 2 (mm)	Media	4,895	4,806	4,993	4,892
	Desv tip	0,298	0,306	0,262	0,294
	Mínimo	4,245	4,245	4,383	4,301
	Máximo	5,792	5,419	5,506	5,792
	Q1	4,666	4,545	4,810	4,647
	Mediana	4,921	4,778	5,012	4,949
	Q3	5,113	5,053	5,149	5,124
SN60WF vs MX60		MX60 vs CT Asphina		SN60WF vs CT Asphina	
p<0,001		p ns		p ns	

Tabla 5.2.2.2. Estadísticos descriptivos de la Posición Final de la LIO 2 (PFL 2), en mm, del total de ojos estudiados, y comparativas de los tres tipos de LIO analizadas.

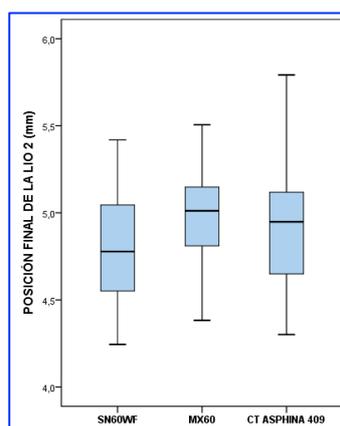


Figura 5.2.2.2. Diagrama de cajas que representa la Posición Final de la LIO 2 (PFL 2), en mm, de los tres tipos de LIO analizadas.

	Descriptivos	Pobl Total	Mujer	Hombre
PFL	Media	4,543	4,477	4,649
	Desv tip	0,324	0,309	0,322
	Mínimo	3,770	3,771	3,784
	Máximo	5,300	5,202	5,302
	Q1	4,291	4,220	4,478
	Mediana	4,578	4,461	4,689
	Q3	4,772	4,693	4,844
p < 0,001				

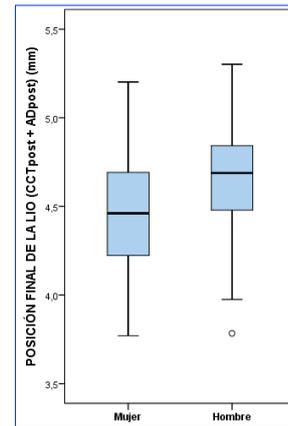
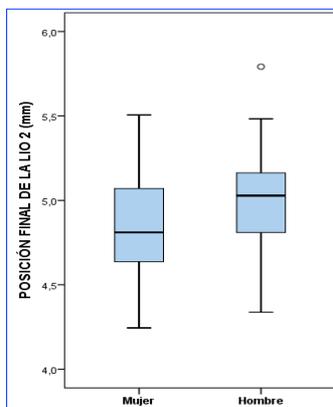


Tabla 5.2.2.3. Estadísticos comparativos de la PFL distribuidos por sexo.

Figura 5.2.2.3. Diagrama de cajas con la distribución de la PFL por sexo.

Existen diferencias estadísticamente significativas en la distribución de la PFL entre hombres y mujeres.



Variable	Descriptivos	Pobl Total	Mujer	Hombre
PFL 2	Media	4,895	4,836	4,989
	Desv tip	0,298	0,285	0,296
	Mínimo	4,245	4,245	4,338
	Máximo	5,792	5,506	5,792
	Q1	4,666	4,634	4,802
	Mediana	4,921	4,811	5,029
	Q3	5,113	5,073	5,163
p < 0,001				

Figura 5.2.2.4. Diagrama de cajas con la distribución de la PFL 2 por sexo.

Tabla 5.2.2.4. Estadísticos comparativos de la PFL 2 distribuidos por sexo.

Existen diferencias estadísticamente significativas en la distribución de la PFL 2 entre hombres y mujeres.

5.2.3. Error de Posición (EPos)

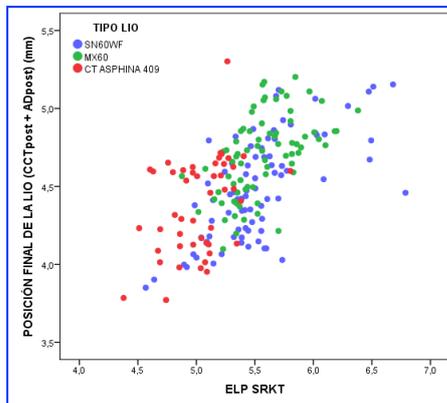
Corresponde a la diferencia entre la ELP estimada por la fórmula SRK/T y la PFL.

El EPos 2 corresponde a la diferencia entre la ELP estimada por la fórmula SRK/T y la PFL 2 .

En la siguiente tabla podemos observar la ELP media estimada por la fórmula SRK/T para cada una de las LIOs estudiadas.

	ELP prevista fórmula		
	SN60WF	MX60	CT Asphina
Media	5,533	5,567	5,020
Desv. típ.	0,427	0,294	0,269
Mínimo	4,567	4,876	4,378
Máximo	6,787	6,381	5,804
Q₁	5,312	5,345	4,854
Mediana	5,477	5,532	5,043
Q₃	5,691	5,805	5,209

Tabla 5.2.3.1. ELP media prevista por la fórmula SRK/T para cada una de las LIOs.



PFL	ELP SRKT		
	SN60WF	MX60	CT Asphina
Corr (r)	0,67	0,53	0,41
p-valor	< 0,001	< 0,001	0,004

Figura 5.2.3.1. Gráfico de correlación entre la PFL y la ELP prevista por la SRK/T.

Tabla 5.2.3.2. Correlación entre PFL y ELP determinada por la fórmula SRK/T, estratificado por LIO.

Se observa una fuerte correlación entre la PFL y la ELP prevista por la fórmula SRK/T, más moderada en el grupo de la LIO CT Asphina. Significación estadística para los tres tipos de LIO.

Se ha determinado el EPos para cada uno de los 3 tipos de LIO implantadas, y se han obtenido los siguientes resultados:

Variable	Descriptivos	Pobl Total	SN60WF	MX60	CT ASPHINA 409
EPos (mm)	Media	0,884	1,044	0,863	0,640
	Desv. tip	0,338	0,321	0,269	0,313
	Mínimo	-0,040	0,310	0,310	-0,040
	Máximo	2,330	2,330	1,490	1,210
	Q1	0,649	0,842	0,649	0,466
	Mediana	0,890	0,963	0,849	0,639
	Q3	1,121	1,210	1,086	0,875
SN60WF vs MX60		MX60 vs CT Asphina		SN60WF vs CT Asphina	
p < 0,001		p < 0,001		p < 0,001	

Tabla 5.2.3.3. Estadísticos descriptivos del Error de Posición (EPos), del total de ojos estudiados, y comparativas de los tres tipos de LIO analizadas.

Se observan diferencias estadísticamente significativas al comparar el EPos de cada una de las LIOs con las demás.

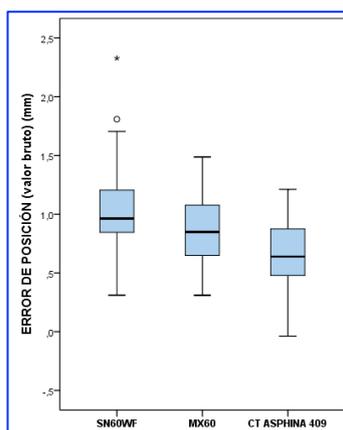


Figura 5.2.3.2. Diagrama de cajas que representa el EPos para los tres tipos de LIO analizadas.

Variable	Descriptivos	Pobl Total	SN60WF	MX60	CT ASPHINA 409
EPos 2 (mm)	Media	0,532	0,728	0,573	0,128
	Desv. tip	0,392	0,344	0,279	0,324
	Mínimo	-0,560	0,040	0,030	-0,560
	Máximo	2,110	2,110	1,190	0,770
	Q1	0,278	0,521	0,355	-0,064
	Mediana	0,545	0,665	0,574	0,132
	Q3	0,796	0,895	0,821	0,364
SN60WF vs MX60		MX60 vs CT Asphina		SN60WF vs CT Asphina	
p 0,008		p < 0,001		p < 0,001	

Tabla 5.2.3.4. Estadísticos descriptivos del Error de Posición 2 (EPos 2), del total de ojos estudiados, y comparativas de los tres tipos de LIO analizadas.

Se observan diferencias estadísticamente significativas al comparar el EPos 2 de cada una de las LIOs con las demás.

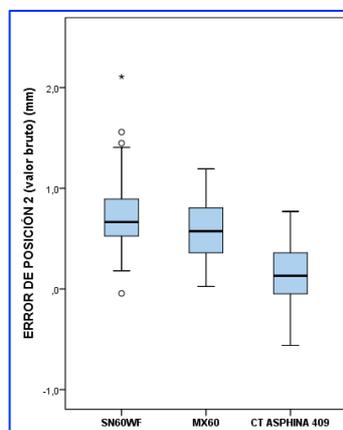


Figura 5.2.3.3. Diagrama de cajas que representa el EPos 2 para los tres tipos de LIO analizadas.

Variable	Descriptivos	Población Total	Mujer	Hombre
EPos (mm)	Media	0,884	0,928	0,814
	Desv. tip	0,337	0,356	0,293
	Mínimo	0,000	0,035	0,004
	Máximo	2,330	2,328	1,372
	Q1	0,649	0,652	0,614
	Mediana	0,890	0,939	0,842
	Q3	1,121	1,152	1,017
p < 0,019				

Tabla 5.2.3.5. Estadísticos comparativos del EPos distribuidos por sexo.

Existen diferencias estadísticamente significativas en la distribución del EPos entre hombres y mujeres (Prueba t-Student para dos muestras independientes).

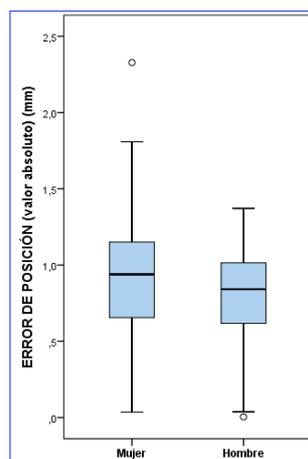


Figura 5.2.3.4. Diagrama de cajas que representa el EPos, distribuido por sexo.

Variable	Descriptivos	Población Total	Mujer	Hombre
EPos 2 (mm)	Media	0,532	0,568	0,473
	Desv. tip	0,392	0,410	0,358
	Mínimo	-0,560	-0,535	-0,559
	Máximo	2,110	2,108	1,132
	Q1	0,278	0,290	0,277
	Mediana	0,545	0,572	0,530
	Q3	0,796	0,846	0,689

Tabla 5.2.3.6. Estadísticos comparativos del EPos 2 distribuidos por sexo. **p = ns**

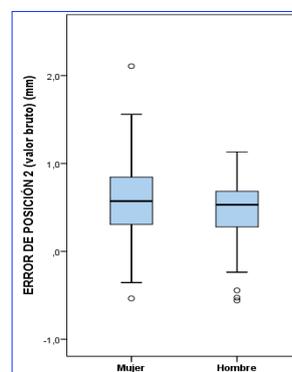


Figura 5.2.3.5. Diagrama de cajas del EPos 2, distribuido por sexo.

5.3. ANÁLISIS COMPARATIVO ENTRE LAS VARIABLES PRINCIPALES DEL ESTUDIO.

5.3.1. Relación entre ER y EPos estratificado por tipo de LIO.

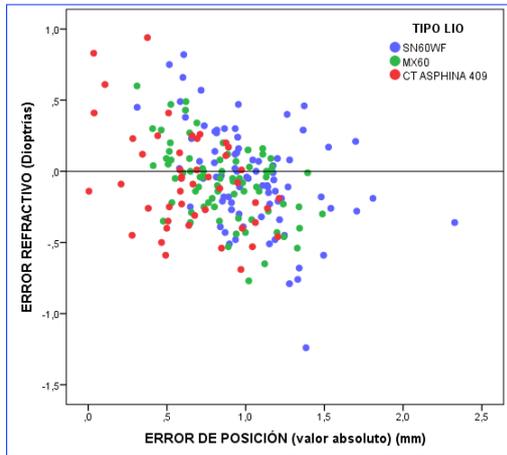


Figura 5.3.1.1 Gráfico de correlación entre ER y EPos para los tres tipos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación ER y EPos	p
SN60WF	- 0,45	< 0,001
MX60	- 0,48	< 0,001
CT Asphina	- 0,44	0,002

Tabla 5.3.1.1. Correlación (r) entre ER y EPos, en los 3 tipos de LIO.

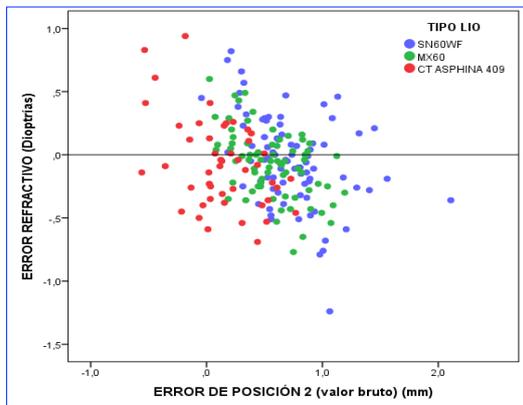


Figura 5.3.1.2 Gráfico de correlación entre ER y EPos 2 para los tres tipos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación ER y EPos 2	p
SN60WF	- 0,41	< 0,001
MX60	- 0,48	< 0,001
CT Asphina	- 0,44	0,002

Tabla 5.3.1.2. Correlación (r) entre ER y EPos 2 en los 3 tipos de LIO.

Se observan correlaciones negativas entre el ER y los EPos en las tres LIOs analizadas, mostrando que a mayor EPOs (a mayor diferencia entre la ELP y la PFL) la tendencia del ER es más miópica.

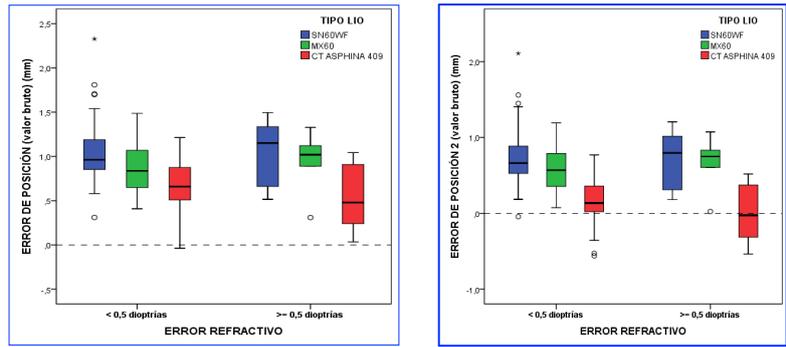


Figura 5.3.1.3. Diagrama de cajas de la distribución del EPos y EPos 2 según ER < 0,5 D y \geq 0,5 D, estratificado por tipo de LIOs.

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas en el EPos ni en el EPos 2 relacionados con la presencia o no de ER, en ninguno de los tipos de LIO.

EPos / LIO	Estadístico	< 0,5 D	\geq 0,5 D	p
SN60WF	Media (Desv tip)	1,05 (0,32)	1,03 (0,37)	ns
MX60	Media (Desv tip)	0,86 (0,26)	0,93 (0,38)	ns
CT Asphina	Media (Desv tip)	0,66 (0,30)	0,54 (0,38)	ns

EPos 2/ LIO	Estadístico	< 0,5 D	\geq 0,5 D	p
SN60WF	Media (Desv tip)	0,73 (0,34)	0,70 (0,39)	ns
MX60	Media (Desv tip)	0,57 (0,27)	0,66 (0,39)	ns
CT Asphina	Media (Desv tip)	0,15 (0,31)	0,01 (0,39)	ns

Tabla 5.3.1.3. Estadísticos comparativos del EPos distribuidos según ER < 0,5 D y \geq 0,5 D, estratificado por LIOs.

5.3.2. Relación entre ER y PFL estratificado por tipo de LIO.

Tipo de LIO	Correlación ER y PFL	p
SN60WF	0,54	< 0,001
MX60	0,39	< 0,001
CT Asphina	0,43	< 0,001

Tabla 5.3.2.1. Correlación (r) entre ER y PFL en los 3 tipos de LIO.

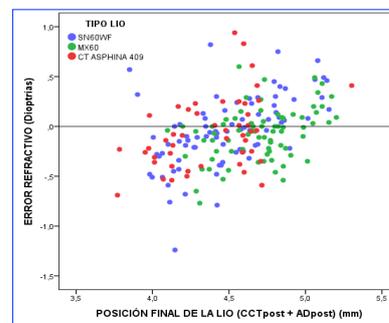


Figura 5.3.2.1. Gráfico de correlación entre ER y PFL para los tres tipos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación ER y PFL 2	p
SN60WF	0,57	< 0,001
MX60	0,41	< 0,001
CT Asphina	0,47	< 0,001

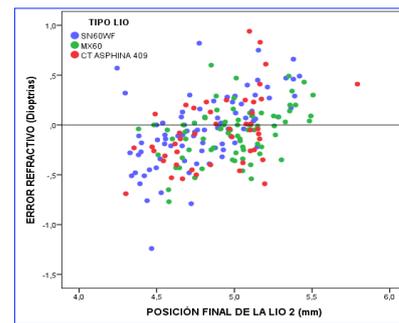


Tabla 5.3.2.2. Correlación (r) entre ER y PFL 2 en los 3 tipos de LIO.

Figura 5.3.2.2. Gráfico de correlación entre ER y PFL para los tres tipos de LIOs.

En las 3 LIOs se observa una relación positiva, estadísticamente significativa, entre la PFL y el ERR, de forma que las posiciones más anteriores ocasionan defectos más miópicos y las más posteriores defectos más hipermetrópicos del esperado.

PFL	Estadíst	< 0,5 D	≥ 0,5 D	p
SN60WF	Media	4,52	4,29	0,029
	Desv. típ.	0,31	0,37	
	Mínimo	3,90	3,85	
	Máximo	5,15	5,08	
	Q ₁	4,28	4,07	
	Mediana	4,50	4,15	
	Q ₃	4,77	4,42	

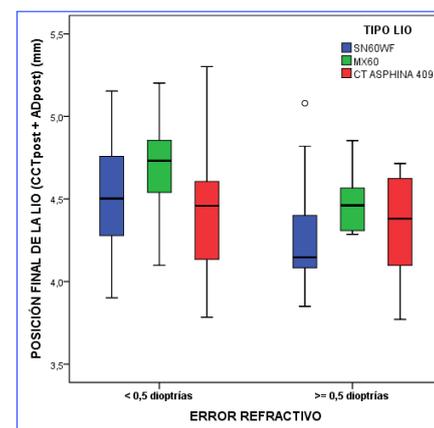


Tabla 5.3.2.3. Estadísticos comparativos de la PFL distribuidos según ER < 0,5 D y ≥ 0,5 D.

Figura 5.3.2.3. Diagrama de cajas de la distribución de PFL según ER < 0,5 D y ≥ 0,5 D.

PFL / LIO	Estadístico	< 0,5 D	≥ 0,5 D	p
MX60	Media (Desv tip)	4,72 (0,26)	4,50 (0,23)	ns
CT Asphina	Media (Desv tip)	4,39 (0,30)	4,34 (0,34)	ns

Se observa que hay más defecto refractivo en las posiciones finales más anteriores de las lentes, tanto en PFL como PFL 2, resultando estos datos estadísticamente significativos con la LIO SN60WF.

PFL 2	Estadíst	< 0,5 D	≥ 0,5 D	p
SN60WF	Media	4,83	4,62	0,031
	Desv. tít.	0,29	0,36	
	Mínimo	4,30	4,25	
	Máximo	5,42	5,38	
	Q ₁	4,63	4,39	
	Mediana	4,82	4,47	
	Q ₃	5,06	4,77	

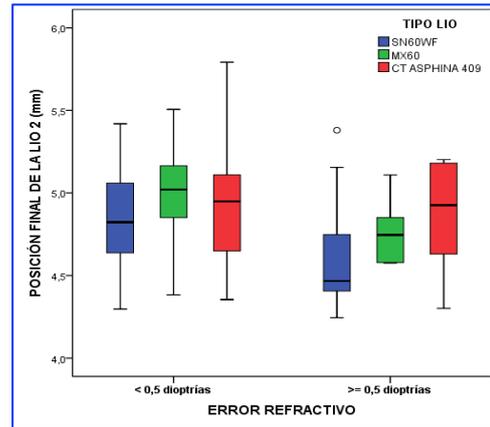


Tabla 5.3.2.4. Estadísticos comparativos de la PFL 2 distribuidos según ER < 0,5 y ≥ 0,5 D.

Figura 5.3.2.4. Diagrama de cajas de la distribución de PFL 2 según ER < 0,5 y ≥ 0,5D.

PFL 2 / LIO	Estadístico	< 0,5 D	≥ 0,5 D	p
MX60	Media (Desv tip)	5,01 (0,26)	4,77 (0,22)	ns
CT Asphina	Media (Desv tip)	4,90 (0,29)	4,87 (0,34)	ns

5.4. Análisis comparativo entre las variables principales del estudio y la longitud axial del ojo (LA).

5.4.1. Análisis de la PFL en relación a LA, estratificado por LIO.

■ Gráficos de correlación

Tipo de LIO	Correlación PFL y LA	p
SN60WF	0,68	< 0,001
MX60	0,44	< 0,001
CT Asphina	0,39	0,0063

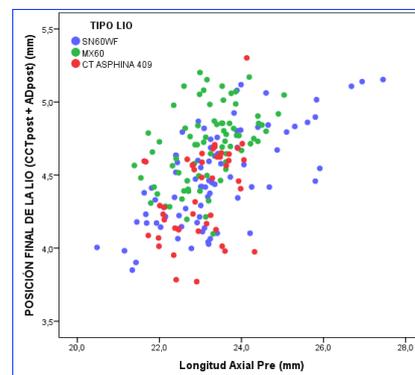


Tabla 5.4.1.1. Correlación (r) entre PFL y LA en los 3 tipos de LIO.

Figura 5.4.1.1. Gráfico de correlación entre LA y PFL para los tres tipos de LIOS.

Tipo de LIO	Correlación	p
PFL 2 y LA		
SN60WF	0,62	< 0,001
MX60	0,43	< 0,001
CT Asphina	0,34	0,02

Tabla 5.4.1.2. Correlación (r) entre PFL 2 y LA en los 3 tipos de LIO.

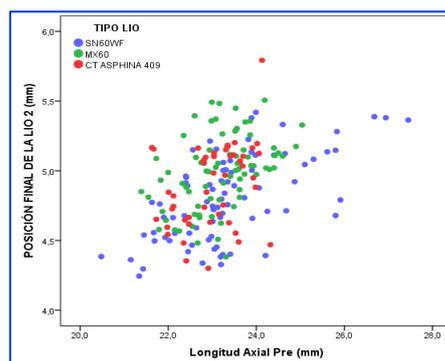


Figura 5.4.1.2. Gráfico de correlación entre LA y PFL 2 para los tres tipos de LIOs.

Existe correlación positiva, en los 3 grupos de LIO, entre la longitud axial y las posiciones finales de la lente, PFL y PFL 2.

▪ **Gráficos de análisis tomando LA como variable cualitativa**

PFL	Estadíst	Ojo corto	Ojo normal	Ojo largo
		≤ 22 mm	(22 - 24,50] mm	> 24,5 mm
SN60WF	Media	4,15	4,47	4,84
	Desv. típ.	0,19	0,28	0,25
	Mínimo	3,85	4,00	4,42
	Máximo	4,41	5,12	5,15
	Q ₁	3,98	4,22	4,64
	Mediana	4,17	4,46	4,85
	Q ₃	4,33	4,68	5,07
Corto vs Normal		Corto vs Largo	Normal vs Largo	
p = 0,001		p < 0,001	p < 0,001	

PFL	Estadíst	Ojo corto	Ojo normal	Ojo largo	p
		≤ 22 mm	(22 - 24,50] mm	> 24,5 mm	
MX60	Media (Desv tip)	4,54 (0,17)	4,71 (0,26)	4,92 (0,12)	ns
CT Asphina	Media (Desv tip)	4,27 (0,30)	4,39 (0,31)		ns

Tabla 5.4.1.3. Estadísticos comparativos de la PFL distribuidos según LA como variable cualitativa, estratificada en ojo corto, normal y largo.

Hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas de aproximadamente 0,3 mm en la PFL de la LIO SN60 WF según se trate de un ojo corto, normal o largo. En el caso de la LIO MX60 la diferencia entre cada uno de estos grupos de ojos es de aproximadamente 0,2 mm, aunque no ha mostrado significación estadística. Esta misma relación se demuestra en la PFL 2.

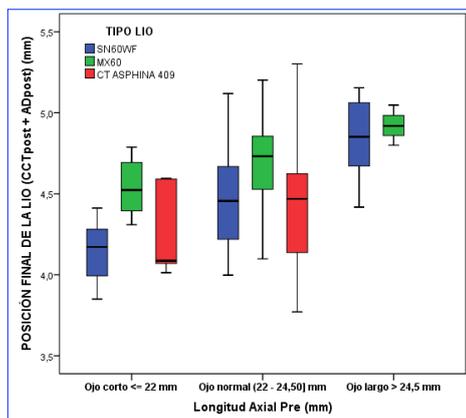


Figura 5.4.1.3. Diagrama de cajas de la distribución de PFL según LA (3 estratos).

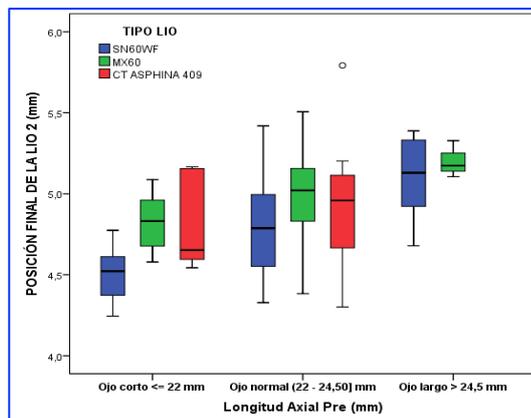


Figura 5.4.1.4. Diagrama de cajas de la distribución de PFL 2 según LA (3 estratos).

PFL 2	Estadíst	Ojo corto ≤ 22 mm	Ojo normal (22 - 24,50] mm	Ojo largo > 24,5 mm
SN60WF	Media	4,51	4,79	5,10
	Desv. típ.	0,18	0,28	0,24
	Mínimo	4,25	4,33	4,68
	Máximo	4,77	5,42	5,39
	Q ₁	4,36	4,55	4,89
	Mediana	4,52	4,79	5,13
Q ₃	4,67	5,00	5,34	
Corto vs Normal		Corto vs Largo		Normal vs Largo
p = 0,005		p = 0,005		p < 0,001

PFL 2	Estadíst	Ojo corto ≤ 22 mm	Ojo normal (22 - 24,50] mm	Ojo largo > 24,5 mm	p
MX60	Media (Desv tip)	4,83 (0,18)	5 (0,27)	5,20 (0,11)	ns
CT Asphina	Media (Desv tip)	4,82 (0,31)	4,90 (0,29)		ns

Tabla 5.4.1.4. Estadísticos comparativos de la PFL 2, distribuidos según LA como variable cualitativa, estratificada en ojo corto, normal y largo.

Aunque la PFL de los 3 tipos de LIO está relacionada con la LA, al segmentar ésta en ojo corto, normal y largo, la LIO que mejor se correlaciona es la SN60WF.

5.4.2. Análisis del EPos en relación a LA, estratificado por LIO.

Gráficos de correlación

Tipo de LIO	Correlación EPos y LA	p
SN60WF	0,41	< 0,001
MX60	0,16	ns
CT Asphina	-0,01	ns

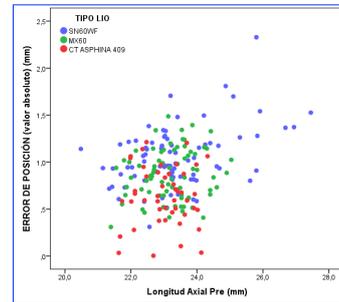


Tabla 5.4.2.1. Correlación (r) entre EPos y LA en los 3 tipos de LIO.

Figura 5.4.2.1. Gráfico de correlación entre LA y EPos para los tres tipos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación EPos 2 y LA	p
SN60WF	0,48	< 0,001
MX60	0,16	ns
CT Asphina	0,05	ns

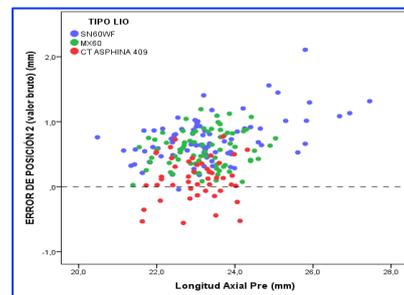


Tabla 5.4.2.2. Correlación (r) entre EPos 2 y LA en los 3 tipos de LIO.

Figura 5.4.2.2. Gráfico de correlación entre LA y EPos 2 para los tres tipos de LIOs.

Gráficos de análisis tomando LA como variable cualitativa

EPos	Estadíst	Ojo corto ≤ 22 mm	Ojo normal (22 - 24,5] mm	Ojo largo > 24,5 mm	
SN60WF	Media	0,91	0,99	1,35	
	Desv. típ.	0,20	0,27	0,41	
	Mínimo	0,61	0,31	0,80	
	Máximo	1,22	1,71	2,33	
	Q ₁	0,73	0,82	0,95	
	Mediana	0,93	0,96	1,32	
	Q ₃	1,14	1,18	1,58	
Corto vs Normal	ns	Corto vs Largo	p = 0,001	Normal vs Largo	p < 0,001

Tabla 5.4.2.3. Estadísticos comparativos del EPos distribuidos según LA como variable cualitativa (ojo corto, normal y largo) .

EPos	Estadíst	Ojo corto ≤ 22 mm	Ojo normal (22 - 24,5] mm	Ojo largo > 24,5 mm	p
MX60	Media (Desv tip)	0,75 (0,24)	0,88 (0,28)	0,88 (0,15)	ns
CT Asphina	Media (Desv tip)	0,59 (0,47)	0,65 (0,29)		ns

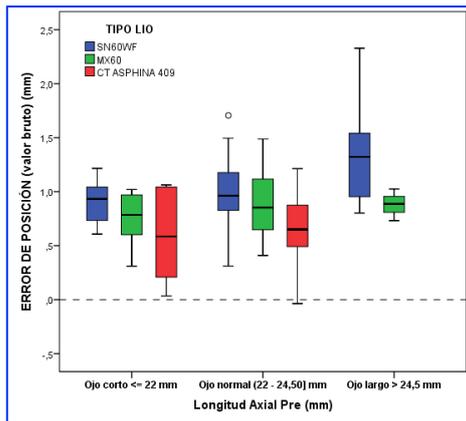


Figura 5.4.2.3. Diagrama de cajas de la distribución de EPos según LA (ojo corto, normal y largo).

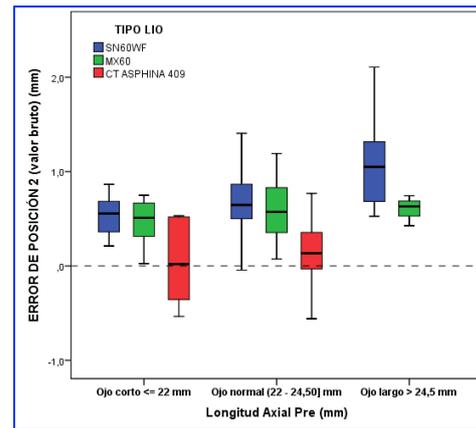


Figura 5.4.2.4. Diagrama de cajas de la distribución del EPos 2 según LA (ojo corto, normal y largo).

Existen diferencias estadísticamente significativas en el caso de la LIO SN60WF, en el EPos y EPos 2 al comparar ojo corto, normal y largo.

EPos 2	Estadíst	Ojo corto ≤ 22 mm	Ojo normal (22 - 24,50] mm	Ojo largo > 24,5 mm
SN60WF	Media	0,55	0,67	1,10
	Desv. típ.	0,22	0,28	0,43
	Mínimo	0,21	-0,04	0,53
	Máximo	0,87	1,41	2,11
	Q ₁	0,34	0,50	0,68
	Mediana	0,56	0,65	1,05
	Q ₃	0,76	0,87	1,35
Corto vs Normal	Corto vs Largo		Normal vs Largo	
ns	p = 0,001		p < 0,001	

EPos 2	Estadíst	Ojo corto ≤ 22 mm	Ojo normal (22 - 24,50] mm	Ojo largo > 24,5 mm	p
MX60	Media (Desv tip)	0,47 (0,25)	0,59 (0,29)	0,60 (0,16)	ns
CT Asphina	Media (Desv tip)	0,04 (0,49)	0,14 (0,31)		ns

Tabla 5.4.2.4. Estadísticos comparativos del EPos 2 distribuidos según LA como variable cualitativa (ojo corto, normal y largo) .

5.4.3. Análisis del ER en relación a la Longitud Axial (LA).

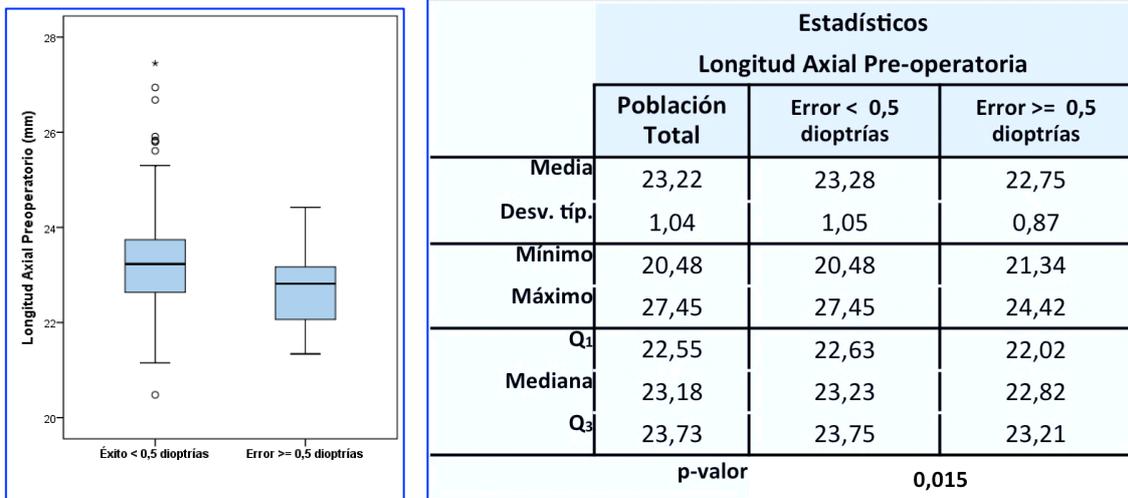


Figura 5.4.3.1. Diagrama de cajas de la distribución de los grupos de ER según la LA.

Tabla 5.4.3.1. Estadísticos comparativos de la LA según los grupos de ER < 0,5 D y \geq 0,5 D.

Se encuentran diferencias estadísticamente significativas (p 0,015) entre la LA de los ojos con error < 0,5 D y \geq 0,5 D, 23,28 mm vs 22,75 mm, respectivamente.

LA pre	Población total		Error < 0,5 dioptrías		Error \geq 0,5 dioptrías		p-valor
	n	%	n	%	n	%	
Ojo corto \leq 22 mm	24	11,8%	18	10,1%	6	25,0%	0,042
Ojo medio (22 - 24,50] mm	162	79,8%	144	80,4%	18	75,0%	
Ojo Moderadamente largo o muy largo > 24,5 mm	17	8,4%	17	9,5%	0	0,0%	
Total	203		179		24		

Tabla 5.4.3.2. Estadísticos comparativos de los grupos de ER < 0,5 D y \geq 0,5 D, según LA estratificada como variable cualitativa en ojo corto, medio y largo.

Observamos más proporción de pacientes con ojo corto y error \geq 0,5 D. Dicho de otra forma, se observan menos pacientes con ojo corto y error < 0,5 D de lo esperado. Diferencias estadísticamente significativas.

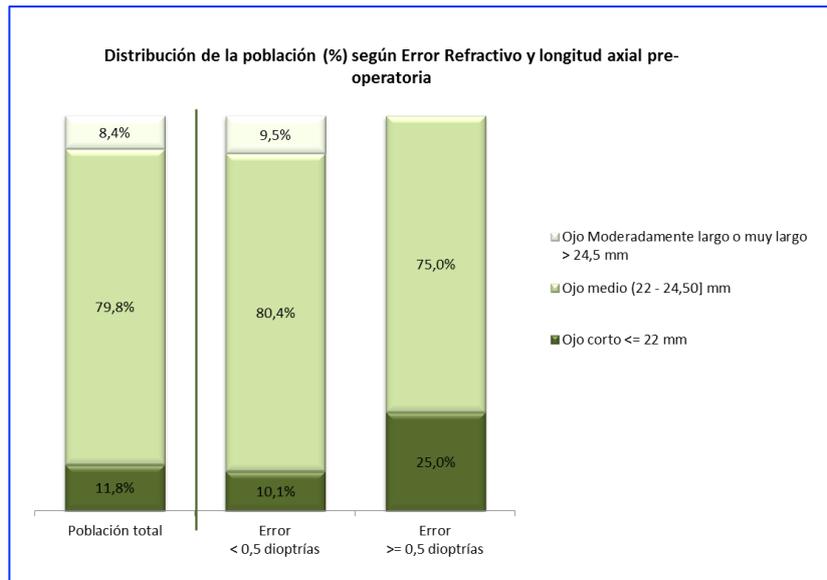


Figura 5.4.3.2. Distribución de los ojos según ER < 0,5 D y ≥ 0,5 D y LA como variable cualitativa en ojo corto, medio y largo.

5.4.3.1. Análisis del ER en relación a LA, estratificado por LIO.

■ Gráficos de correlación

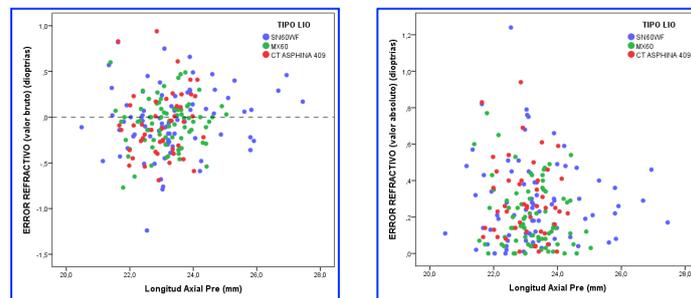


Figura 5.4.3.1.1. Gráficos de correlación entre ER y EA con LA, para los tres tipos de LIOs.

No hemos encontrado correlación entre ER y EA con LA en ninguna de las LIOs.

Tipo de LIO	Correlación ER y LA	p
SN60WF	0,15	ns
MX60	-0,19	ns
CT ASPHINA	0,1	ns

Tabla 5.4.3.1.1. Correlación (r) entre ER y LA en los 3 tipos de LIO.

Tipo de LIO	Correlación EA y LA	p
SN60WF	-0,04	ns
MX60	0,07	ns
CT ASPHINA	-0,12	ns

Tabla 5.4.3.1.2. Correlación (r) entre EA y LA en los 3 tipos de LIO.

▪ **Gráficos de análisis tomando LA como variable cualitativa**

ER	Estadísticos	Ojo corto	Ojo normal	Ojo largo	p
		≤ 22 mm	(22 - 24,50] mm	> 24,5 mm	
SN60WF	Media (Desv tip)	0,03 (0,41)	-0,10 (0,36)	0,10 (0,27)	ns
MX60	Media (Desv tip)	-0,15 (0,41)	-0,07 (0,25)	0,05 (0,06)	ns
CT Asphina	Media (Desv tip)	-0,06 (0,53)	-0,07 (0,34)		ns

Tabla 5.4.3.1.3. Estadísticos comparativos del ER distribuidos según LA como variable cualitativa (ojo corto, normal y largo) .

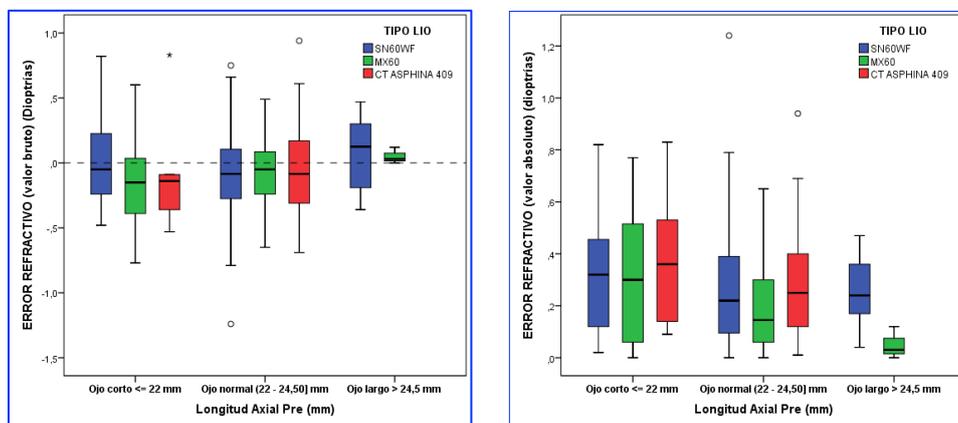


Figura 5.4.3.1.2. Diagramas de cajas de la distribución del ER y EA según LA (3 estratos).

EA	Estadísticos	Ojo corto	Ojo normal	Ojo largo	p
		≤ 22 mm	(22 - 24,50] mm	> 24,5 mm	
SN60WF	Media (Desv tip)	0,31 (0,25)	0,28 (0,25)	0,25 (0,14)	ns
MX60	Media (Desv tip)	0,32 (0,28)	0,20 (0,16)	0,05 (0,06)	ns
CT Asphina	Media (Desv tip)	0,39 (0,30)	0,28 (0,20)		ns

Tabla 5.4.3.1.4. Estadísticos comparativos del EA distribuidos según LA como variable cualitativa (ojo corto, normal y largo) .

No se han obtenido diferencias estadísticamente significativas en el ER ni en el EA en ninguna de las LIOs, al estratificar la LA en ojo corto, normal y largo.

5.5. Análisis comparativo entre LA y otros parámetros del Segmento Anterior

5.5.1. LA y profundidad de cámara anterior (ACD).

■ Gráficos de correlación

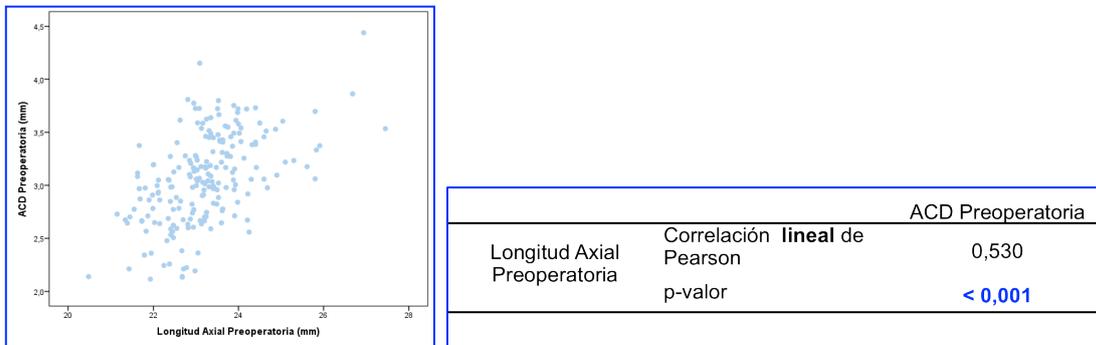


Figura 5.5.1.1. Gráfico de correlación entre LA y ACD.

Tabla 5.5.1.1. Correlación (r) entre LA y ACD.

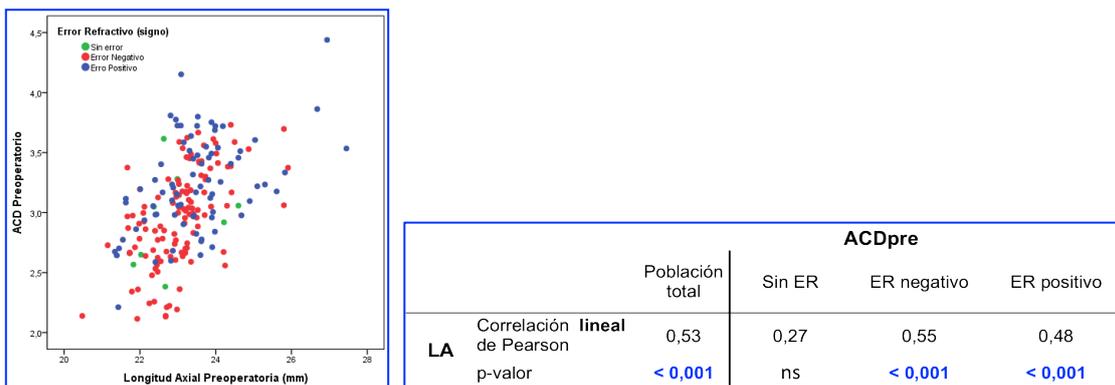


Figura 5.5.1.2. Gráfico de correlación entre LA y ACD, en los grupos de No ER, ER (-) y ER (+).

Tabla 5.5.1.2. Correlación (r) entre LA y ACD, por grupos de ER (-) y ER (+), y ausencia de ER.

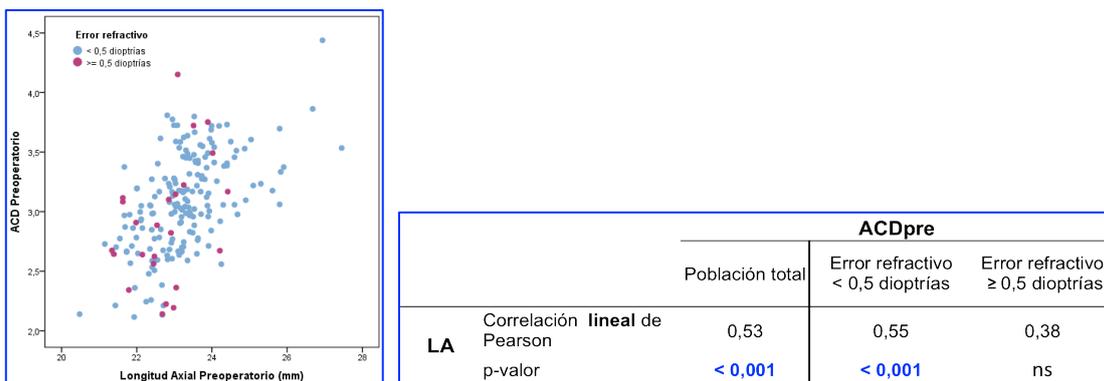


Figura 5.5.1.3. Gráfico de correlación entre LA y ACD, en los grupos de ER < 0,5 D y ≥ 0,5 D.

Tabla 5.5.1.3. Correlación (r) entre LA y ACD, por grupos de ER < 0,5 D y ≥ 0,5 D.

Se observa una correlación positiva y estadísticamente significativa entre ACD y LA en el total de la población estudiada, que se mantiene en los estratos ER negativo y ER positivo, así como en el grupo de éxito refractivo. En el grupo de $ER \geq 0,5 D$ no se encuentran diferencias estadísticamente significativas.

▪ **Gráficos de análisis tomando LA como variable cualitativa**

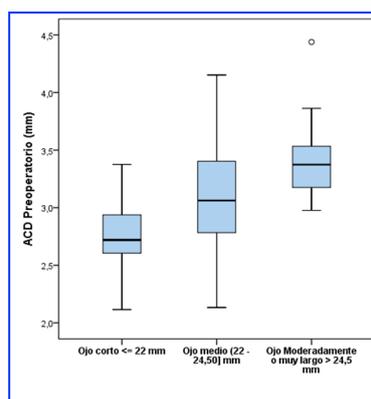


Figura 5.5.1.4. Diagrama de cajas con la distribución de la ACD, en tres categorías de ojo según LA.

	ACDpre (mm)			
	Población total	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo
Media	3,067	2,726	3,080	3,421
Desv. típ.	0,417	0,325	0,400	0,361
Mínimo	2,115	2,115	2,133	2,977
Máximo	4,439	3,375	4,152	4,439
Q₁	2,770	2,586	2,782	3,136
Mediana	3,058	2,720	3,063	3,374
Q₃	3,383	2,953	3,404	3,570
Pruebas post hoc	CORTO vs MEDIO p -valor < 0,001 CORTO vs LARGO p -valor < 0,001 MEDIO vs LARGO p-valor = 0,002			

Tabla 5.5.1.4. Estadísticos comparativos de la ACD en las tres categorías de ojo según LA.

Existen diferencias estadísticamente significativas en las variaciones medias de la ACD en los grupos según LA. Hemos encontrado una diferencia de aproximadamente 0,3 mm en la ACD entre cada uno de los grupos clasificados según LA.

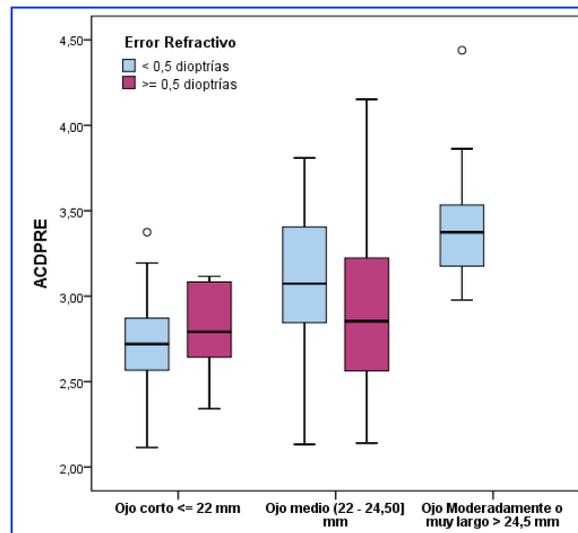


Figura 5.5.1.5. Diagrama de cajas con la distribución de la ACD según grupos de ER < 0,5 D y \geq 0,5 D, en las tres categorías de ojo según LA.

	Error Refractivo < 0,5 dioptrías			Error Refractivo \geq 0,5 dioptrías		
	ACDpre (mm)			ACDpre (mm)		
	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo
N válido	18	144	17	6	18	0
Media	2,70	3,10	3,42	2,79	2,94	
Desv. tip.	0,34	0,37	0,36	0,30	0,58	
Mínimo	2,12	2,13	2,98	2,34	2,14	
Máximo	3,38	3,81	4,44	3,12	4,15	-
Q ₁	2,52	2,84	3,14	2,57	2,51	
Mediana	2,72	3,07	3,37	2,79	2,85	
Q ₃	2,90	3,41	3,57	3,09	3,29	
Pruebas post hoc	CORTO vs MEDIO p-valor < 0,001 CORTO vs LARGO p-valor < 0,001 MEDIO vs LARGO p-valor = 0,006			Prueba t-Student No existen Diferencias estadísticamente significativas		

Tabla 5.5.1.5. Estadísticos comparativos de la ACD según grupos de ER < 0,5 D y \geq 0,5 D, en las tres categorías de ojo según LA.

Existen diferencias estadísticamente significativas en las variaciones medias de ACD entre los ojos corto, medio y largo, en el grupo de pacientes con error refractivo < 0,5 D.

Esas diferencias no son significativas en el grupo de error \geq 0,5 D.

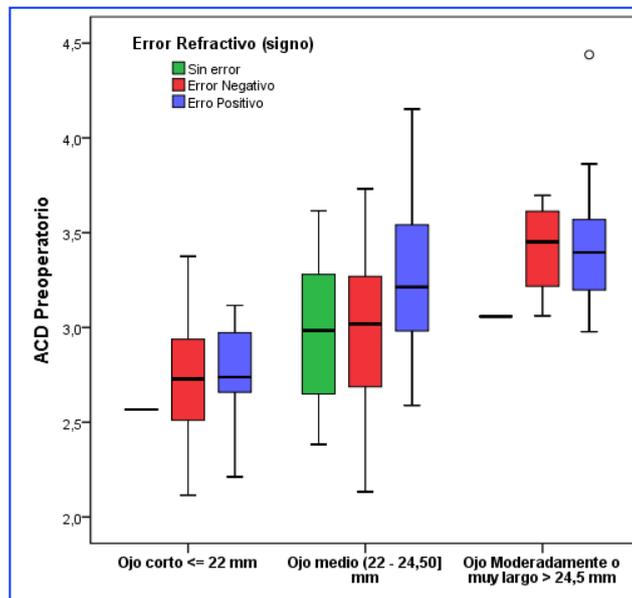


Figura 5.5.1.6. Diagrama de cajas con la distribución de la ACD según los grupos de ER negativo, positivo, y ausencia de ER. Estratificado en las tres categorías de ojo según LA.

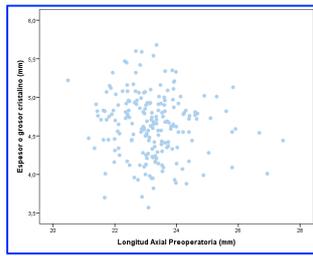
	Sin ER			ER negativo			ER positivo		
	ACDpre (mm)			ACDpre (mm)			ACDpre (mm)		
	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo
N válido	1	6	1	15	98	0	8	58	12
Media		2,98		2,72	2,98	3,42	2,76	3,25	3,45
Desv. tip.		0,44		0,36	0,39	0,27	0,28	0,37	0,40
Mínimo		2,38		2,12	2,13	3,06	2,21	2,59	2,98
Máximo	2,57	3,62	3,06	3,38	3,73	3,70	3,12	4,15	4,44
Q ₁		2,58		2,36	2,68	3,14	2,65	2,98	3,19
Mediana		2,98		2,73	3,02	3,45	2,74	3,21	3,40
Q ₃		3,36		2,97	3,27	3,66	3,03	3,54	3,59
Análisis Post hoc				< 0,001 CORTO vs MEDIO p-valor = 0,002 CORTO vs LARGO p-valor < 0,001			0,003 CORTO vs MEDIO p-valor = 0,036 CORTO vs LARGO p-valor = 0,004		

Tabla 5.5.1.6. Estadísticos comparativos de la ACD según los grupos de ER negativo, positivo, y ausencia de ER. Estratificado en las tres categorías de ojo según LA.

Existen diferencias estadísticamente significativas en las variaciones medias de ACD, en los estratos de errores positivo y negativo, al comparar ojo corto con el resto, pero no entre los ojos medios y los largos.

5.5.2. LA y grosor del cristalino (LT).

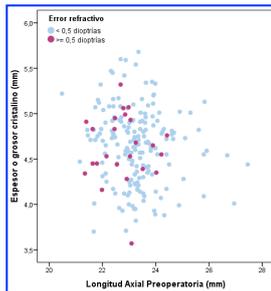
■ Gráficos de correlación



		LT
Longitud Axial Preoperatoria	Correlación lineal de Pearson	-0,113
	p-valor	ns

Figura 5.5.2.1. Gráfico de correlación entre LA y LT.

Tabla 5.5.2.1. Correlación (r) entre LA y LT.

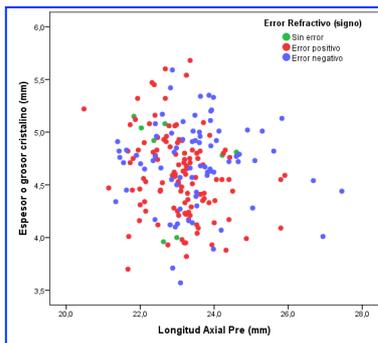


		Espesor Cristalino (mm)		
		Población total	Error refractivo < 0,5 dioptrías	Error refractivo $\geq 0,5$ dioptrías
Longitud Axial Preoperatoria	Correlación lineal de Pearson	-0,11	-0,13	-0,02
	p-valor	ns	ns	ns

Figura 5.5.2.2. Gráfico de correlación entre LA y LT, en los grupos de ER <math>< 0,5</math> D y

Tabla 5.5.2.2. Correlación (r) entre LA y LT, por grupos de ER <math>< 0,5</math> D y

No hemos encontrado correlación entre el grosor cristaliniano y la LA del ojo, ni tampoco existe correlación en los grupos de presencia o ausencia de error.



		Población total	Espesor Cristalino		
			Sin ER	Error refractivo negativo	Error Refractivo positivo
LA pre	Correlación lineal de Pearson	-0,11	-0,17	-0,25	-0,02
	p-valor	ns	ns	0,007	ns

Figura 5.5.2.3. Gráfico de correlación entre LA y LT, en los grupos de No ER, ER (-) y ER (+).

Tabla 5.5.2.3. Correlación (r) entre LA y LT, por grupos de ER negativo y positivo, y ausencia de ER.

Sí hemos observado una correlación negativa, estadísticamente significativa, en las variaciones de LT según LA en el grupo de pacientes con error refractivo negativo ($r = -0,25$, $p 0,007$).

▪ **Gráficos de análisis tomando LA como variable cualitativa**

	Espesor Grosor Cristalino (mm)			
	Población total	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo
Media	4,643	4,673	4,642	4,605
Desv. típ.	0,403	0,393	0,412	0,347
Mínimo	3,570	3,700	3,570	3,990
Máximo	5,680	5,320	5,680	5,130
Q ₁	4,350	4,450	4,348	4,360
Mediana	4,680	4,755	4,655	4,720
Q ₃	4,920	4,890	4,920	4,815
Pruebas post hoc	ns			

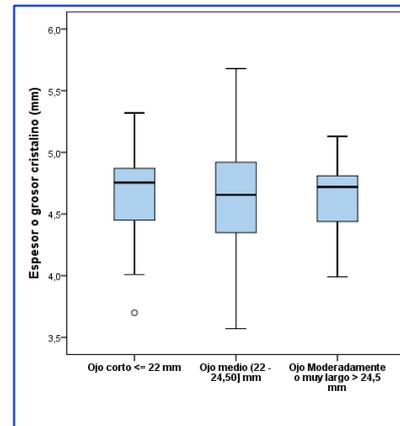


Tabla 5.5.2.4. Estadísticos comparativos del grosor de LT, en las tres categorías de ojo según LA.

Figura 5.5.2.4. Diagrama de cajas con la distribución del LT en las tres categorías de ojo según LA.

No se observan diferencias significativas en el LT en los grupos de ojos corto, medio y largo. Tampoco se observan diferencias estadísticamente significativas en las variaciones medias de LT entre los grupos según LA en los pacientes con ER < 0,5 D, ni en el grupo de error $\geq 0,5$ D, así como tampoco en los pacientes con ER negativo o positivo.

	Espesor Cristalino (mm)					
	Error Refractivo < 0,5 dioptrías			Error Refractivo $\geq 0,5$ dioptrías		
	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo
N válido	18	144	17	6	18	0
Media	4,72	4,64	4,61	4,52	4,66	
Desv. típ.	0,42	0,42	0,35	0,29	0,40	
Mínimo	3,70	3,71	3,99	4,16	3,57	
Máximo	5,32	5,68	5,13	4,91	5,32	
Q ₁	4,47	4,33	4,36	4,30	4,43	
Mediana	4,77	4,66	4,72	4,45	4,67	
Q ₃	5,08	4,92	4,82	4,85	4,96	

Tabla 5.5.2.5. Estadísticos comparativos de LT según grupos de ER < 0,5 D y $\geq 0,5$ D, en las tres categorías de ojo según LA. (**p = ns**)

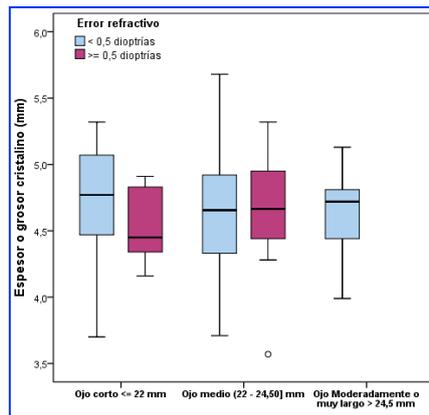


Figura 5.5.2.5. Diagrama de cajas con la distribución de LT según grupos de ER < 0,5 D y ≥ 0,5 D, en las tres categorías de ojo según LA.

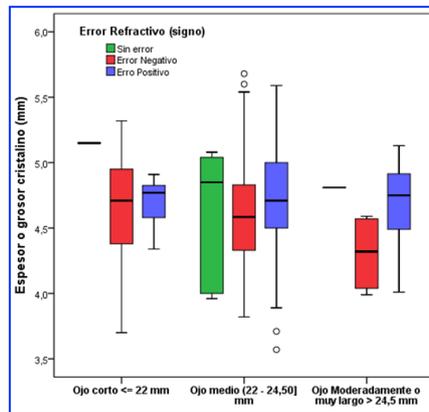


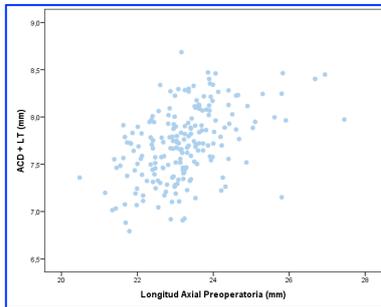
Figura 5.5.2.6. Diagrama de cajas con la distribución de LT según los grupos de ER negativo, positivo, y ausencia de ER. Estratificado en las tres categorías de ojo según LA.

	Espesor Cristalino (mm)								
	Sin Error Refractivo			Error Refractivo Positivo			Error Refractivo Negativo		
	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo
N válido	1	6	1	8	58	12	8	58	12
Media		4,63		4,70	4,71	4,69	4,63	4,60	4,31
Desv. típ.		0,51		0,20	0,43	0,32	0,46	0,39	0,31
Mínimo		3,96		4,34	3,57	4,01	3,70	3,82	3,99
Máximo	5,15	5,08	4,81	4,91	5,59	5,13	5,32	5,68	4,59
Q ₁		3,99		4,52	4,48	4,47	4,31	4,33	4,02
Mediana		4,85		4,77	4,71	4,75	4,71	4,59	4,32
Q ₃		5,05		4,83	5,00	4,96	5,07	4,83	4,58
				ns			ns		

Tabla 5.5.2.6. Estadísticos comparativos de la ACD según los grupos de ER negativo, positivo, y ausencia de ER. Estratificado en las tres categorías de ojo según LA.

5.5.3. LA y segmento anterior (SA).

■ Gráficos de correlación

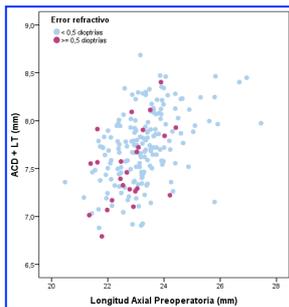


		ACD + LT
Longitud Axial Preoperatoria	Correlación lineal de Pearson	0,465
	p-valor	< 0,001

Figura 5.5.3.1. Gráfico de correlación entre LA y SA (ACD+LT).

Tabla 5.5.3.1. Correlación (r) entre LA y SA.

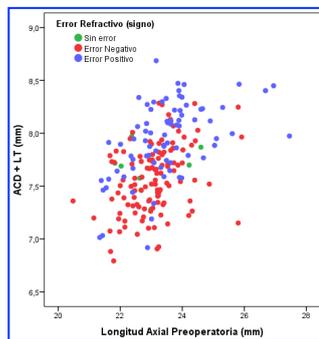
Existen diferencias estadísticamente significativas en las variaciones medias del SA según LA, y estas diferencias se mantienen tanto en el grupo de ER como en el de éxito, así como en los estratos ER (-) y ER (+).



		ACD + LT (mm)		
		Población total	Error refractivo < 0,5 dioptrías	Error refractivo ≥ 0,5 dioptrías
Longitud Axial Preoperatoria	Correlación lineal de Pearson	0,465	0,45	0,47
	p-valor	< 0,001	< 0,001	0,021

Figura 5.5.3.2. Gráfico de correlación entre LA y SA (ACD+LT), en los grupos de ER < 0,5 D y ≥ 0,5 D.

Tabla 5.5.3.2. Correlación (r) entre LA y SA, por grupos de ER < 0,5 D y ≥ 0,5 D.



		ACD + LT (mm)			
LA		Total	Sin ER	ER negativo	ER positivo
Correlación		0,465	0,12	0,38	0,51
p		< 0,001	ns	< 0,001	< 0,001

Figura 5.5.3.3. Gráfico de correlación entre LA y SA, en los grupos de No ER, ER (-) y ER (+).

Tabla 5.5.3.3. Correlación (r) entre LA y SA, por grupos de ER negativo y positivo, y ausencia de ER.

- **Gráficos de análisis tomando LA como variable cualitativa**

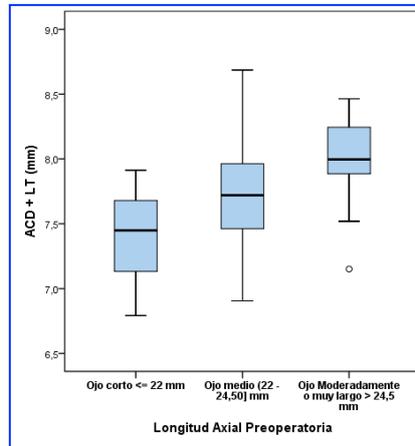


Figura 5.5.3.4. Diagrama de cajas con la distribución del Segmento Anterior, SA (ACD+LT), en las tres categorías de ojo según LA (corto, medio y largo).

	ACD + LT (mm)			
	Población total	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo
Media	7,710	7,399	7,722	8,027
Desv. típ.	0,378	0,316	0,358	0,340
Mínimo	6,792	6,792	6,906	7,151
Máximo	8,686	7,913	8,686	8,464
Q₁	7,444	7,104	7,462	7,877
Mediana	7,719	7,449	7,720	7,996
Q₃	7,964	7,698	7,965	8,246
Pruebas post hoc	CORTO vs MEDIO p -valor < 0,001 CORTO vs LARGO p -valor < 0,001 MEDIO vs LARGO p -valor = 0,002			

Tabla 5.5.3.4. Estadísticos comparativos del SA (ACD+LT), en las tres categorías de ojo según LA.

Existen diferencias estadísticamente significativas en las variaciones medias del segmento anterior (SA) según ojo clasificado por longitud axial ($p < 0,001$). Hemos encontrado una diferencia de aproximadamente 0,3 mm en el SA entre cada uno de los grupos estratificados según LA.

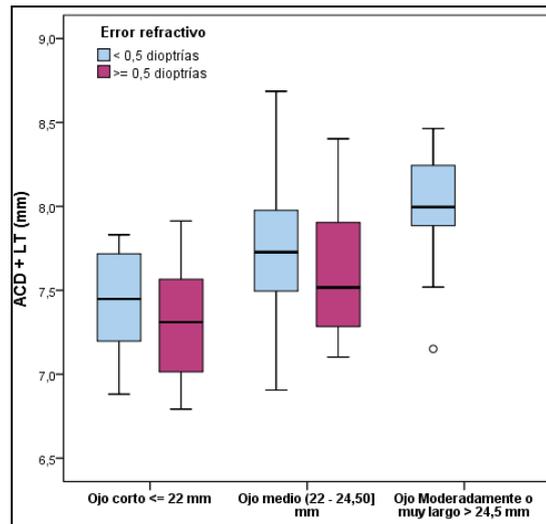


Figura 5.5.3.5. Diagrama de cajas con la distribución del Segmento Anterior, SA (ACD+LT), en las tres categorías de ojo según LA (corto, medio y largo), en los grupos de ER < 0,5 D y \geq 0,5 D.

	ACD + LT (mm)					
	Error Refractivo < 0,5 dioptrías			Error Refractivo \geq 0,5 dioptrías		
	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo
N válido	18	144	17	6	18	0
Media	7,43	7,74	8,03	7,32	7,60	-
Desv. típ.	0,28	0,35	0,34	0,42	0,38	
Mínimo	6,88	6,91	7,15	6,79	7,10	
Máximo	7,83	8,69	8,46	7,91	8,40	
Q₁	7,20	7,49	7,88	6,96	7,28	
Mediana	7,45	7,73	8,00	7,31	7,52	
Q₃	7,72	7,98	8,25	7,65	7,91	
Pruebas post hoc	CORTO vs MEDIO p -valor = 0,001			Prueba t-Student No diferencias estadísticamente significativas		
	CORTO vs LARGO p -valor < 0,001					
	MEDIO vs LARGO p -valor = 0,004					

Tabla 5.5.3.5. Estadísticos comparativos del Segmento Anterior (ACD+LT) según grupos de ER < 0,5 D y \geq 0,5 D, en las tres categorías de ojo según LA.

Existen diferencias estadísticamente significativas en las variaciones medias entre los grupos según LA en el grupo de pacientes con error refractivo < 0,5 D. (ANOVA 1 factor, p-valor < 0,001). Esas diferencias no son significativas en el grupo de error \geq 0,5 D.

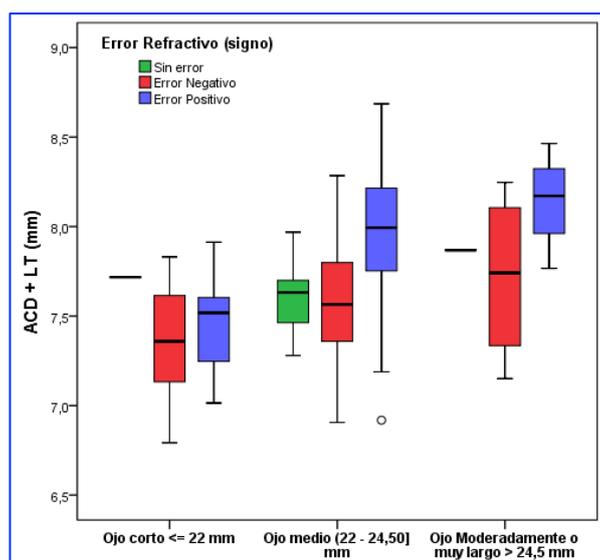


Figura 5.5.3.6. Diagrama de cajas con la distribución del Segmento Anterior (ACD+LT) según los grupos de ER negativo, positivo, y ausencia de ER. Estratificado en tres categorías de ojo según LA.

	ACD + LT (mm)								
	Sin ER			ER Positivo			ER Negativo		
	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo	Ojo corto	Ojo medio	Ojo largo
N válido	1	6	1	8	58	12	15	98	4
Media	7,72	7,61	7,87	7,46	7,96	8,14	7,35	7,59	7,72
Desv. típ.		0,23		0,30	0,33	0,23	0,33	0,30	0,48
Mínimo		7,28		7,01	6,92	7,77	6,79	6,91	7,15
Máximo		7,97		7,91	8,69	8,46	7,83	8,29	8,25
Q₁		7,42		7,14	7,75	7,96	7,08	7,36	7,24
Mediana		7,63		7,52	7,99	8,17	7,36	7,57	7,74
Q₃		7,77		7,62	8,22	8,36	7,73	7,80	8,18
				P-valor < 0,001			p-valor = 0,014		
				CORTO vs MEDIO p < 0,001			CORTO vs MEDIO p = 0,017		
	Análisis Post hoc			CORTO vs LARGO p < 0,001					

Tabla 5.5.3.6. Estadísticos comparativos del Segmento Anterior (ACD+LT) según los grupos de ER negativo, positivo, y ausencia de ER. Estratificado en las tres categorías de ojo según LA.

Existen diferencias estadísticamente significativas en las variaciones medias del segmento anterior, según ojos corto, medio y largo, en los estratos de errores positivo (ANOVA 1 factor $p < 0,001$) y negativo (ANOVA 1 factor $p = 0,014$).

5.6. ESTUDIO DE LA VARIABLE POSICIÓN FINAL DE LA LIO (PFL Y PFL 2)

5.6.1. Relación entre la PFL y los parámetros del SA estratificado por LIO:

Cámara anterior desde endotelio corneal (AD), grosor del cristalino (LT), AD+LT, espesor corneal central (CCT), cámara anterior desde epitelio corneal (ACD).

○ Correlación entre PFL y AD.

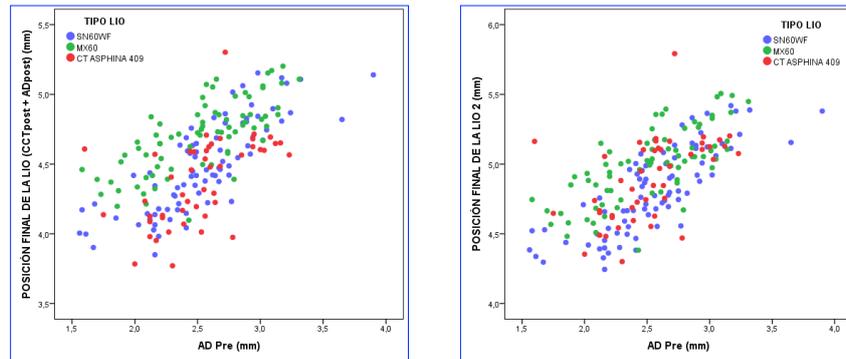


Figura 5.6.1.1. Correlación entre las variables PFLs con AD, en los 3 grupos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación PFL y AD	p
SN60WF	0,81	< 0,001
MX60	0,73	< 0,001
CT Asphina	0,54	< 0,001

Tipo de LIO	Correlación PFL 2 y AD	p
SN60WF	0,81	< 0,001
MX60	0,72	< 0,001
CT Asphina	0,52	< 0,001

Tabla 5.6.1.1. Correlación entre las variables PFLs con AD, en los 3 grupos de LIOs.

○ Correlación entre PFL y LT.

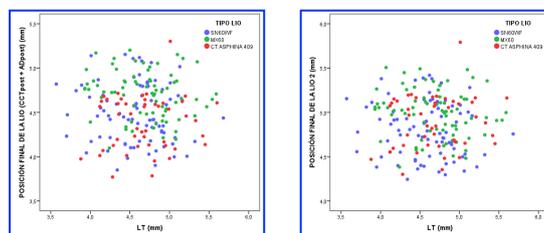


Figura 5.6.1.2. Correlación entre las variables PFLs y LT, en los 3 grupos de LIOs.

No existe correlación entre la PFL ni PFL 2 con el grosor cristalino (SN60WF - 0,10 y -0,09, MX60 -0,16 y -0,16, CT Asphina 0,10 y 0,12, respectivamente para las dos posiciones).

○ **Correlación entre PFL y AD+LT.**

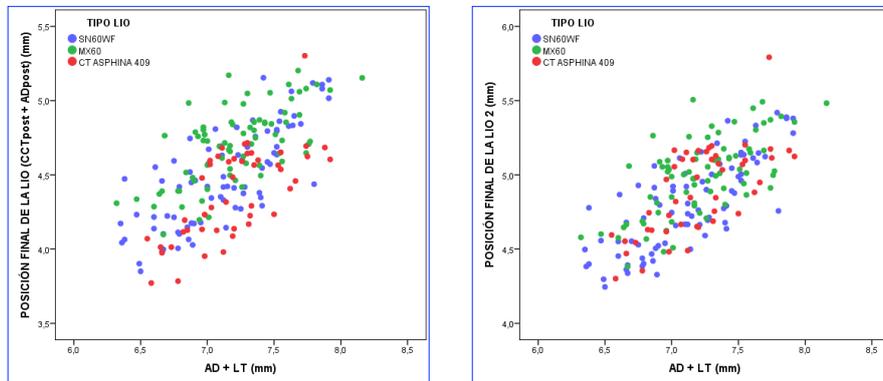


Figura 5.6.1.3. Correlación entre las variables PFLs con AD+LT, en los 3 grupos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación PFL y AD+LT	p
SN60WF	0,77	< 0,001
MX60	0,66	< 0,001
CT Asphina	0,69	< 0,001

Tipo de LIO	Correlación PFL 2 y AD+LT	p
SN60WF	0,78	< 0,001
MX60	0,67	< 0,001
CT Asphina	0,68	< 0,001

Tabla 5.6.1.2. Correlación entre las variables PFLs y AD+LT, en los 3 grupos de LIOs.

○ **Correlación entre PFL y CCT.**

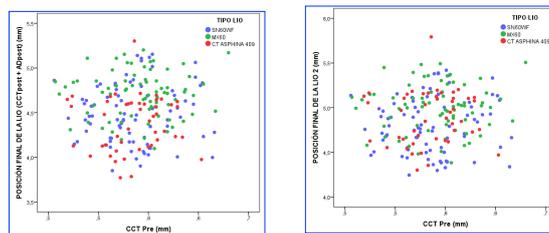


Figura 5.6.1.4. Correlación entre las variables PFLs y CCT, en los 3 grupos de LIOs.

No existe correlación entre la PFL ni PFL 2 con el espesor corneal (SN60WF 0,06 y 0,07, MX60 0,02 y 0,04, CT Asphina 0,03 y 0,05, respectivamente para las dos posiciones).

○ **Correlación entre PFL y ACD.**

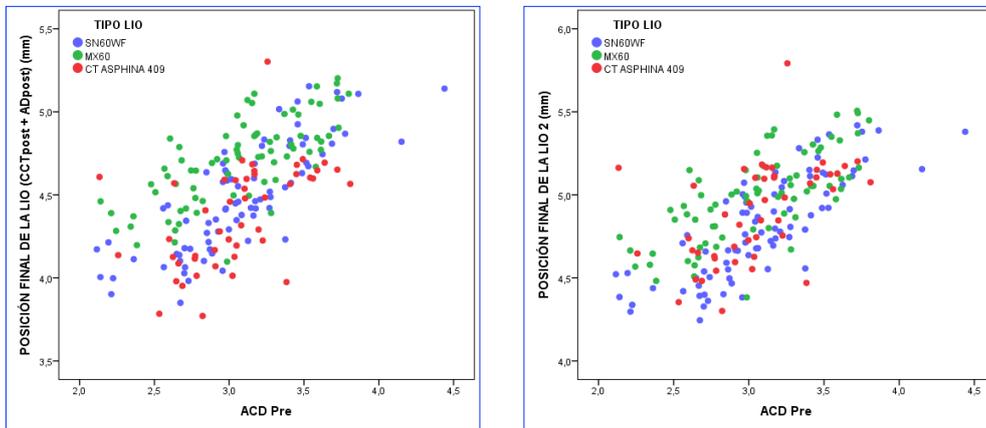


Figura 5.6.1.5. Correlación entre las variables PFLs y CCT, en los 3 grupos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación PFL y ACD	p	Tipo de LIO	Correlación PFL 2 y ACD	p
SN60WF	0,81	< 0,001	SN60WF	0,81	< 0,001
MX60	0,73	< 0,001	MX60	0,72	< 0,001
CT Asphina	0,53	< 0,001	CT Asphina	0,51	< 0,001

Tabla 5.6.1.3. Correlación entre las variables PFLs y ACD, en los 3 grupos de LIOs.

En el análisis de la relación entre la PFL y los parámetros del SA estratificado por LIO, se observa la importante correlación, más potente en el caso de la LIO SN60WF, entre la PFL y la cámara anterior del ojo, pero no con el cristalino o el espesor corneal de forma aislada.

A continuación valoramos el segmento anterior en su conjunto. Analizamos la correlación entre la PFL y el SA, y comparamos la PFL en los diferentes estratos de SA al considerarlo como variable cualitativa (SA corto, normal y largo).

- **Correlación entre PFL y segmento anterior (SA).**
- **Gráficos de correlación**

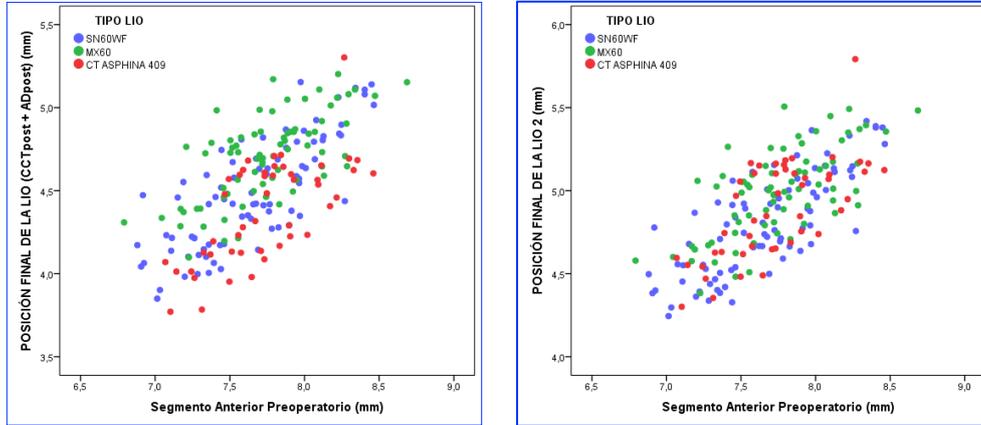


Figura 5.6.1.6. Correlación entre las variables PFLs y SA, en los 3 grupos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación PFL y SA	p
SN60WF	0,78	< 0,001
MX60	0,67	< 0,001
CT ASPHINA	0,68	< 0,001

Tipo de LIO	Correlación PFL 2 y SA	p
SN60WF	0,79	< 0,001
MX60	0,67	< 0,001
CT ASPHINA	0,68	< 0,001

Tabla 5.6.1.4. Correlación entre las variables PFLs y SA, en los 3 grupos de LIOs.

Existe una correlación positiva entre la PFL y el SA, de forma que a mayor profundidad del SA, la posición en la que queda la LIO es más posterior.

En las siguientes gráficas cuantificamos el valor de la PFL para cada uno de los rangos de SA (corto, normal y largo), y se obtienen diferencias estadísticamente significativas al comparar cada uno de ellos con el resto, con diferencias de 0,2-0,4 mm.

Los resultados al analizar la PFL 2 han sido muy similares a los descritos para PFL.

▪ Gráficos de análisis tomando SA como variable cualitativa

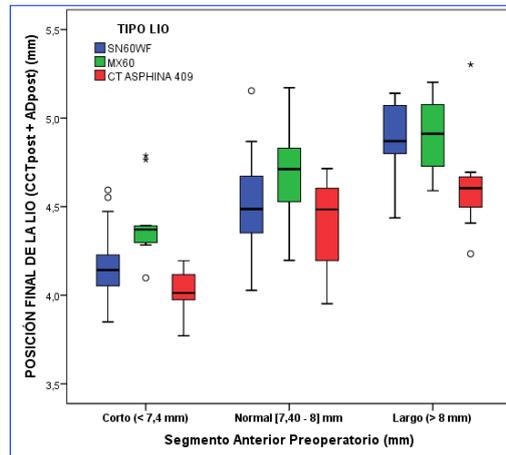


Figura 5.6.1.7. Diagrama de cajas con la distribución de la PFL en los tres tipos de LIOs. Estratificado en las tres categorías de segmento anterior.

PFL	Estadísticos	SA CORTO < 7,4 mm	SA NORMAL 7,4 - 8 mm	SA LARGO > 8mm	p
SN60WF	Media	4,18	4,52	4,89	CORTO vs NORMAL, CORTO vs LARGO, NORMAL vs LARGO p-valores < 0,001
	Desv. típ.	0,20	0,23	0,20	
	Mínimo	3,85	4,03	4,44	
	Máximo	4,59	5,15	5,14	
	Q ₁	4,05	4,35	4,80	
	Mediana	4,14	4,49	4,87	
	Q ₃	4,23	4,68	5,08	
MX60	Media	4,40	4,69	4,91	CORTO vs NORMAL, CORTO vs LARGO, NORMAL vs LARGO p-valores < 0,001
	Desv. típ.	0,20	0,21	0,19	
	Mínimo	4,10	4,20	4,59	
	Máximo	4,79	5,17	5,20	
	Q ₁	4,29	4,52	4,73	
	Mediana	4,37	4,71	4,91	
	Q ₃	4,39	4,83	5,08	
CT Asphina	Media	4,01	4,41	4,61	CORTO vs NORMAL, CORTO vs LARGO p-valores < 0,001 NORMAL vs LARGO p-valor = 0,046
	Desv. típ.	0,15	0,24	0,27	
	Mínimo	3,77	3,95	4,23	
	Máximo	4,20	4,72	5,30	
	Q ₁	3,88	4,17	4,46	
	Mediana	4,01	4,48	4,60	
	Q ₃	4,122	4,608	4,684	

Tabla 5.6.1.5. Estadísticos descriptivos de la variable PFL en los tres tipos de LIOs. Segmento anterior como variable cualitativa (corto, normal, largo).

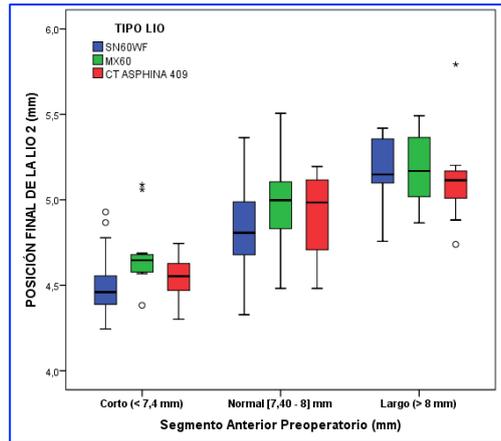


Figura 5.6.1.8. Diagrama de cajas con la distribución de la PFL 2 en los tres tipos de LIOs. Estratificado en las tres categorías de segmento anterior.

PFL 2	Estadísticos	SA CORTO <	SA NORMAL	SA LARGO	p
		7,4 mm	7,4 - 8 mm	> 8mm	
SN60WF	Media	4,51	4,84	5,18	CORTO vs NORMAL, CORTO vs LARGO, NORMAL vs LARGO p-valores < 0,001
	Desv. tít.	0,17	0,21	0,18	
	Mínimo	4,25	4,33	4,76	
	Máximo	4,93	5,36	5,42	
	Q ₁	4,39	4,67	5,09	
	Mediana	4,46	4,81	5,15	
	Q ₃	4,56	5,00	5,37	
MX60	Media	4,68	4,98	5,20	CORTO vs NORMAL, CORTO vs LARGO, NORMAL vs LARGO p-valores < 0,001
	Desv. tít.	0,21	0,21	0,20	
	Mínimo	4,38	4,48	4,87	
	Máximo	5,09	5,51	5,49	
	Q ₁	4,58	4,82	5,02	
	Mediana	4,65	5,00	5,17	
	Q ₃	4,69	5,11	5,37	
CT Asphina	Media	4,54	4,92	5,12	CORTO vs NORMAL, CORTO vs LARGO p- valores < 0,001 NORMAL vs LARGO p- valor = 0,046
	Desv. tít.	0,14	0,23	0,26	
	Mínimo	4,30	4,48	4,74	
	Máximo	4,75	5,20	5,79	
	Q ₁	4,41	4,69	4,95	
	Mediana	4,55	4,98	5,11	
	Q ₃	4,63	5,13	5,17	

Tabla 5.6.1.6. Estadísticos descriptivos de la variable PFL 2 en los tres tipos de LIOs. Segmento anterior como variable cualitativa (corto, normal, largo).

5.6.2. Relación entre la PFL y otras variables del estudio

No hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la PFL, al analizar las variables AV, Astigmatismo ni Potencia corneal en los tres tipos de LIO.

Sí existen diferencias estadísticamente significativas en las correlaciones con el B-B, Grosor de LIO y Punto de la Interfase Intracristaliniana (PIC), como podemos valorar en los siguientes gráficos.

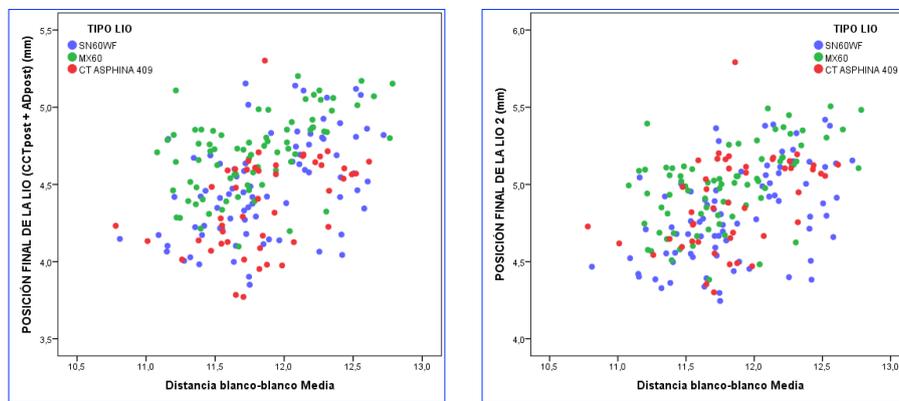


Figura 5.6.2.1. Correlación entre las variables PFLs y B-B, en los 3 grupos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación PFL y B-B	p
SN60WF	0,48	< 0,001
MX60	0,52	< 0,001
CT Asphina	0,43	0,003

Tipo de LIO	Correlación PFL 2 y B-B	p
SN60WF	0,50	< 0,001
MX60	0,53	< 0,001
CT Asphina	0,43	0,003

Tabla 5.6.2.1. Correlación entre las variables PFLs y B-B, en los 3 grupos de LIOs.

Para las correlaciones de la PFL con el grosor de la lente y el PIC, ver apartados 5.11.1 y 5.12.1 de los resultados.

5.7. ESTUDIO DE LA VARIABLE ERROR DE POSICIÓN (EPOS Y EPOS 2)

5.7.1. Relación entre el EPos y los parámetros del SA estratificado por tipo de LIO.

○ **Correlación entre EPos y AD.**

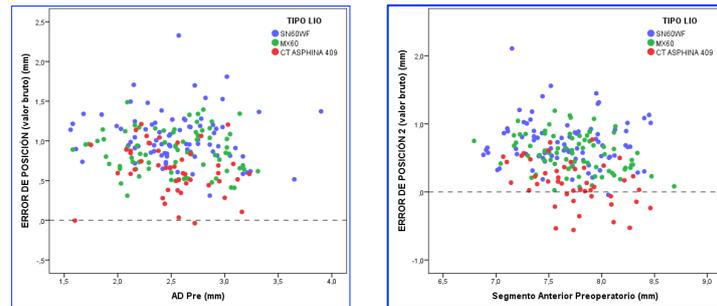


Figura 5.7.1.1. Correlación entre las variables EPos y EPos 2 con AD, en los 3 grupos de LIOS.

No existe correlación entre el EPos ni EPos 2 con la AD (SN60WF -0,1 y -0,04, MX60 -0,05 y -0,05, CT Asphina -0,20 y -0,16, respectivamente para los dos errores).

○ **Correlación entre EPos y LT.**

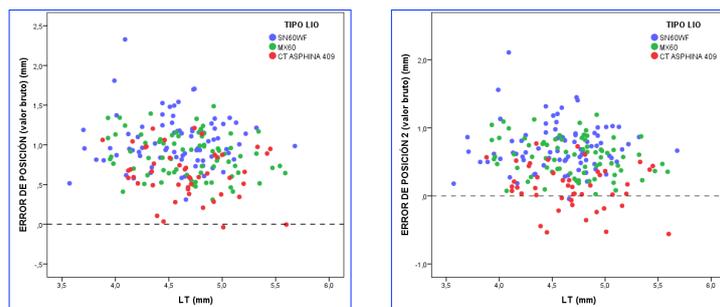


Figura 5.7.1.2. Correlación entre las variables EPos y EPos 2 con LT, en los 3 grupos de LIOS.

No existe correlación entre el EPos ni EPos 2 con el grosor cristalino (SN60WF 0,01 y 0,0, MX60 -0,22 y -0,22, CT Asphina -0,19 y -0,19, respectivamente para los dos errores).

○ **Correlación entre EPos y AD+LT.**

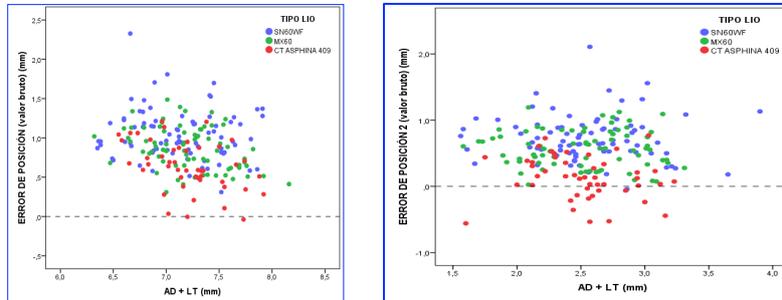


Figura 5.7.1.3. Correlación entre las variables EPos y EPos 2 con AD+LT, en los 3 grupos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación EPos y AD+LT	p
SN60WF	-0,1	ns
MX60	-0,36	0,0016
CT Asphina	-0,43	0,0026

Tipo de LIO	Correlación EPos 2 y AD+LT	p
SN60WF	-0,04	ns
MX60	-0,36	0,0017
CT Asphina	-0,39	0,0072

Tabla 5.7.1.1. Correlación entre las variables EPos y EPos 2 con AD+LT, en los 3 grupos de LIOs.

Encontramos correlación negativa para las LIOs MX60 y CT Asphina, pero no en el caso de la LIO SN60WF.

○ **Correlación entre EPos y CCT.**

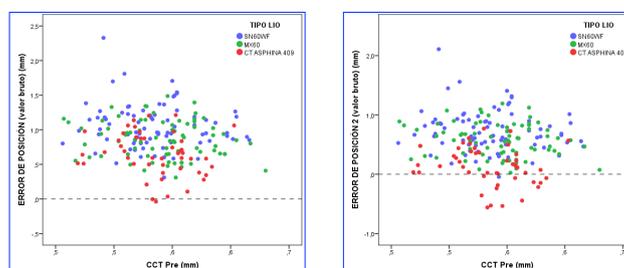


Figura 5.7.1.4. Correlación entre las variables EPos y EPos 2 con CCT, en los 3 grupos de LIOs.

No existe correlación entre el EPos ni EPos 2 con el espesor corneal (SN60WF - 0,14 y -0,13, MX60 -0,15 y -0,15, CT Asphina -0,20 y -0,20, respectivamente para los dos errores).

○ **Correlación entre EPos y ACD.**

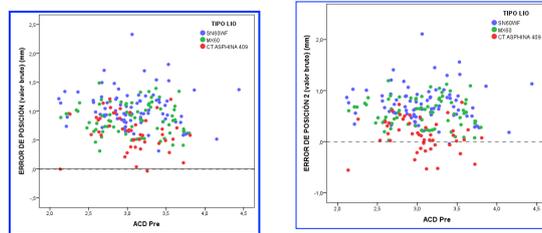


Figura 5.7.1.5. Correlación entre las variables EPos y EPos 2 con CCT, en los 3 grupos de LIOs.

No existe correlación entre el EPos ni EPos 2 con la ACD (SN60WF -0,11 y -0,05, MX60 -0,06 y -0,07, CT Asphina -0,22 y -0,17, respectivamente para los dos errores).

○ **Correlación entre EPos y segmento anterior (SA).**

• **Gráficos de correlación**

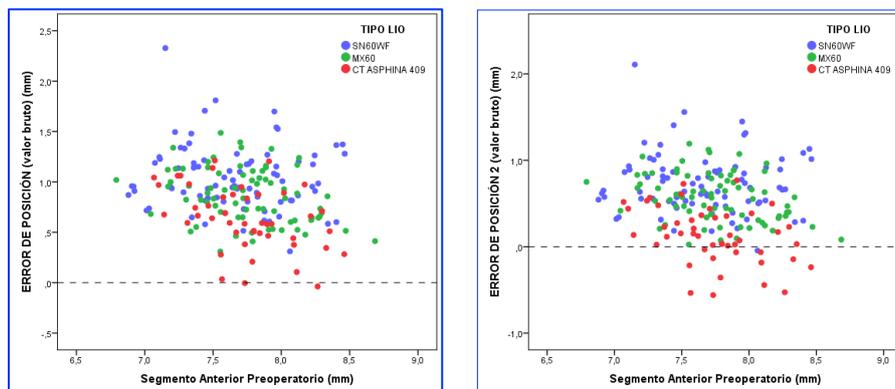


Figura 5.7.1.6. Correlación entre las variables EPos y EPos 2 con el SA, en los 3 grupos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación EPos y SA	p
SN60WF	-0,11	ns
MX60	-0,33	0,0041
CT ASPHINA	-0,44	0,0020

Tipo de LIO	Correlación EPos 2 y SA	p
SN60WF	-0,06	ns
MX60	-0,33	0,0042
CT ASPHINA	-0,40	0,0055

Tabla 5.7.1.2. Correlación entre las variables EPos y EPos 2 con el SA, en los 3 grupos de LIOs.

▪ **Gráficos de análisis tomando SA como variable cualitativa**

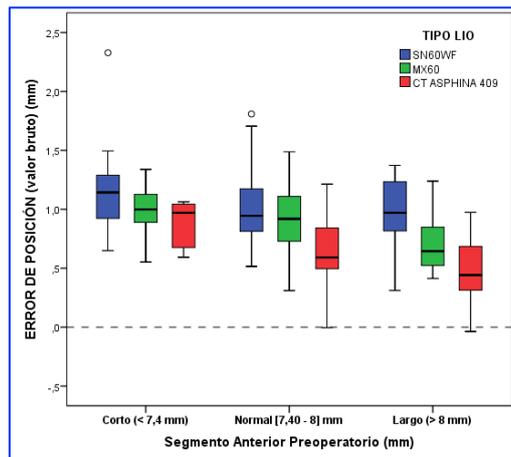


Figura 5.7.1.7. Diagramas de cajas con la distribución del EPos en los tres tipos de LIOs Estratificado en las tres categorías de segmento anterior.

EPos	Estadíst	SA CORTO <	SA NORMAL	SA LARGO	p
		7,4 mm	7,4 – 8 mm	> 8mm	
MX60	Media	0,97	0,91	0,70	CORTO vs NORMAL ns CORTO vs LARGO =0,016 NORMAL vsLARGO =0,011
	Desv. típ.	0,22	0,27	0,22	
	Mínimo	0,55	0,31	0,41	
	Máximo	1,34	1,49	1,24	
	Q ₁	0,82	0,73	0,52	
	Mediana	1,00	0,92	0,64	
	Q ₃	1,13	1,11	0,85	
CT ASPHINA	Media	0,87	0,63	0,48	CORTO vs NORMAL ns CORTO vs LARGO =0,014 NORMAL vsLARGO ns
	Desv. típ.	0,19	0,31	0,31	
	Mínimo	0,59	0,00	-0,04	
	Máximo	1,06	1,21	0,97	
	Q ₁	0,67	0,49	0,28	
	Mediana	0,97	0,59	0,44	
	Q ₃	1,05	0,85	0,71	

EPos	Estadíst	SA CORTO < 7,4 mm	SA NORMAL 7,4 – 8 mm	SA LARGO > 8mm	p
SN60WF	Media (Desv tip)	1,14 (0,34)	1,02 (0,31)	0,97 (0,30)	ns

Tabla 5.7.1.3. Estadísticos descriptivos de la variable EPos en los tres tipos de LIOs. SA como variable cualitativa (corto, normal, largo).

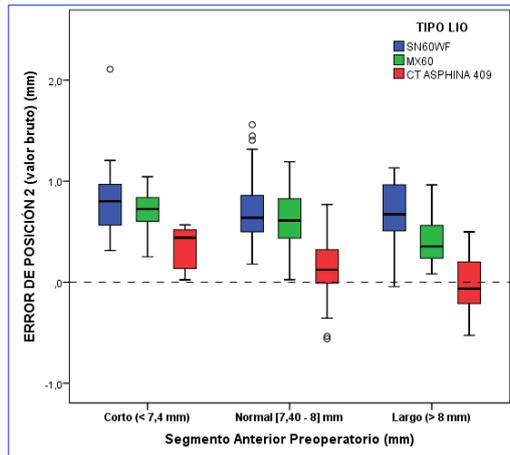


Figura 5.7.1.8. Diagramas de cajas con la distribución del EPos 2 en los tres tipos de LIOs Estratificado en las tres categorías de segmento anterior.

EPos 2	Estadíst	SA CORTO < 7,4 mm	SA NORMAL 7,4 - 8 mm	SA LARGO > 8mm	p
	MX60	Media	0,69	0,62	
	Desv. típ.	0,22	0,29	0,23	
	Mínimo	0,25	0,03	0,08	
	Máximo	1,04	1,19	0,96	
	Q ₁	0,53	0,43	0,23	
	Mediana	0,72	0,61	0,35	
	Q ₃	0,85	0,83	0,57	
CT ASPHINA	Media	0,34	0,12	-0,03	CORTO vs NORMAL ns CORTO vs LARGO = 0,031 NORMAL vsLARGO ns
	Desv. típ.	0,21	0,33	0,33	
	Mínimo	0,02	-0,56	-0,53	
	Máximo	0,57	0,77	0,50	
	Q ₁	0,13	-0,03	-0,24	
	Mediana	0,44	0,12	-0,06	
	Q ₃	0,52	0,34	0,23	

EPos 2	Estadíst	SA CORTO < 7,4 mm	SA NORMAL 7,4 - 8 mm	SA LARGO > 8mm	p
SN60WF	Media (Desv tip)	0,81 (0,37)	0,70 (0,34)	0,68 (0,33)	ns

Tabla 5.7.1.4. Estadísticos descriptivos de la variable EPos 2 en los tres tipos de LIOs. SA como variable cualitativa (corto, normal, largo).

5.7.2. Relación entre el EPos y otras variables del estudio

No hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas al analizar las variables AV ni Astigmatismo en los tres tipos de LIO.

Sí existen diferencias estadísticamente significativas en las correlaciones con el B-B, Grosor de LIO, PIC y Potencia corneal.

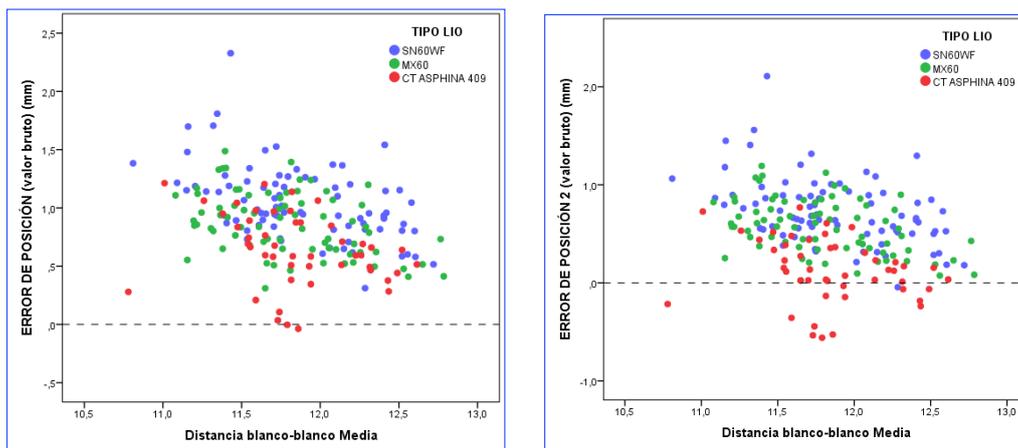


Figura 5.7.2.1. Correlación entre las variables EPos y EPos 2 con el B-B, en los 3 grupos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación	p
EPos y B-B		
SN60WF	- 0,49	< 0,001
MX60	- 0,43	< 0,001
CT Asphina	- 0,28	0,06

Tipo de LIO	Correlación	p
EPos 2 y B-B		
SN60WF	- 0,45	< 0,001
MX60	- 0,43	< 0,001
CT Asphina	- 0,25	0,09

Tabla 5.7.2.1. Correlación entre las variables EPos y EPos 2 con el B-B, en los 3 grupos de LIOs.

Para las correlaciones del EPos con la potencia corneal media, el grosor de la lente y el PIC, ver apartados 5.10.1, 5.11.1 y 5.12.1 de los resultados.

5.8. ESTUDIO DE LA VARIABLE ERROR REFRACTIVO (ER Y EA)

5.8.1. Relación entre el ER y los parámetros del SA estratificado por LIOs.

○ Correlación entre ER y AD.

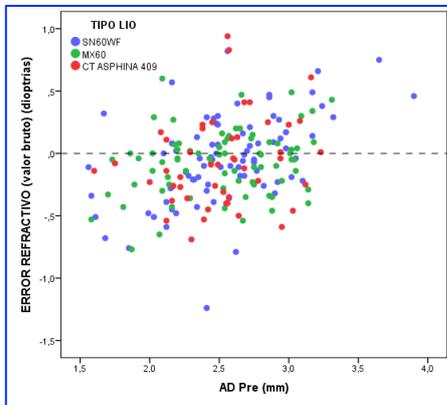


Figura 5.8.1.1. Gráfico de correlación entre ER y AD para los tres tipos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación ER y AD	p
SN60WF	0,5	< 0,001
MX60	0,26	0,026
CT Asphina	0,21	ns

Tabla 5.8.1.1. Correlación (r) entre ER y AD en los 3 tipos de LIO.

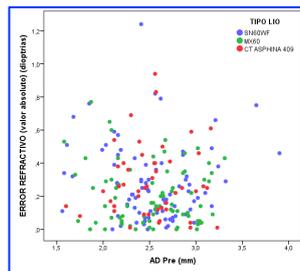


Figura 5.8.1.2. Gráfico de correlación entre EA y AD para los tres tipos de LIOs.

No existe correlación entre el EA y la AD (SN60WF -0,07, MX60 -0,10 y CT Asphina 0,06).

○ Correlación entre ER y LT.

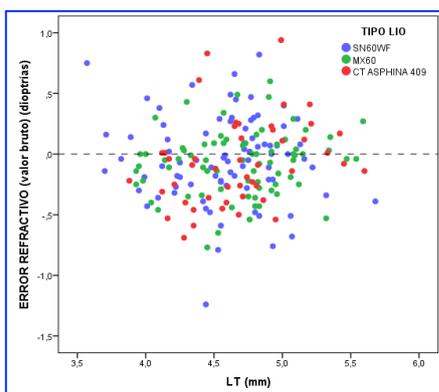
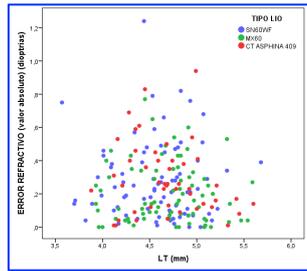


Figura 5.8.1.3. Gráfico de correlación entre ER y LT para los tres tipos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación ER y LT	p
SN60WF	-0,07	ns
MX60	0,13	ns
CT Asphina	0,30	0,0389

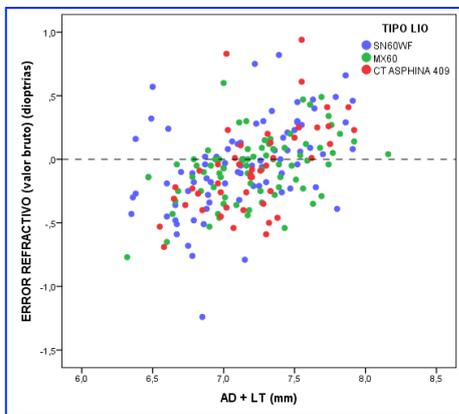
Tabla 5.8.1.2. Correlación (r) entre ER y LT en los 3 tipos de LIO.



No existe correlación entre el EA y el LT (SN60WF -0,02, MX60 -0,04 y CT Asphina -0,17).

Figura 5.8.1.4. Gráfico de correlación entre EA y LT para los tres tipos de LIOs.

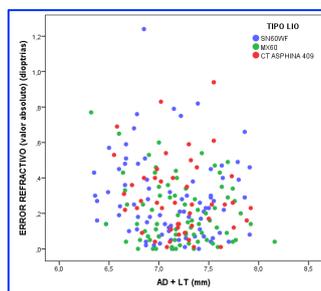
○ **Correlación entre ER y AD+LT.**



Tipo de LIO	Correlación	p
SN60WF	0,47	< 0,001
MX60	0,46	< 0,001
CT Asphina	0,58	< 0,001

Figura 5.8.1.5. Gráfico de correlación entre ER y AD+LT para los tres tipos de LIOs.

Tabla 5.8.1.3. Correlación (r) entre ER y AD+LT en los 3 tipos de LIO.



No existe correlación entre el EA y AD+LT (SN60WF -0,10, MX60 -0,19 y CT Asphina -0,13).

Figura 5.8.1.6. Gráfico de correlación entre EA y AD+LT para los tres tipos de LIOs.

○ **Correlación entre ER y CCT.**

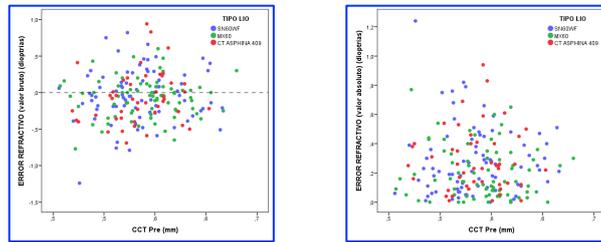
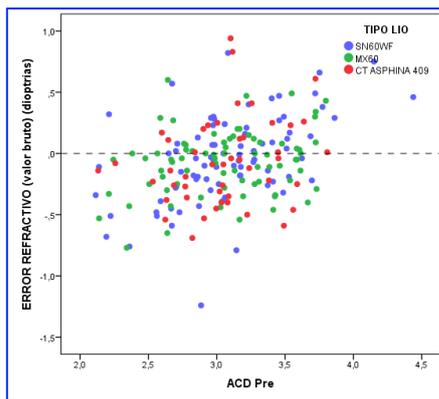


Figura 5.8.1.7. Correlación entre el ER y el EA con CCT, en los 3 grupos de LIOs.

No existe correlación entre el ER ni el EA con la CCT (SN60WF 0,06 y -0,03, MX60 0,04 y -0,10 y CT Asphina 0,18 y -0,02, respectivamente).

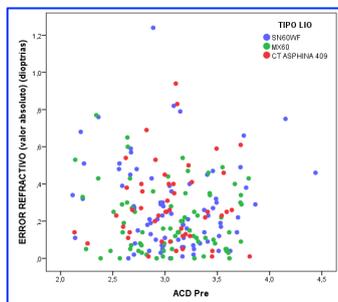
○ **Correlación entre ER y ACD.**



Tipo de LIO	Correlación ER y ACD	p
SN60WF	0,51	< 0,001
MX60	0,26	0,026
CT Asphina	0,23	ns

Figura 5.8.1.8. Gráfico de correlación entre ER y ACD para los tres tipos de LIOs.

Tabla 5.8.1.4. Correlación (r) entre ER y ACD en los 3 tipos de LIO.



No existe correlación entre el EA y ACD (SN60WF -0,07, MX60 -0,11 y CT Asphina 0,06).

Figura 5.8.1.9. Gráfico de correlación entre EA y ACD para los tres tipos de LIOs.

5.8.2. Análisis de la variable ER en relación al Segmento Anterior.

Estadísticos	ACD + LT (mm)		
	Población total	Error < 0,5 dioptrías	Error ≥ 0,5 dioptrías
Media	7,710	7,734	7,528
Desv. típ.	0,378	0,369	0,402
Mínimo	6,792	6,881	6,792
Máximo	8,686	8,686	8,403
Q₁	7,444	7,464	7,232
Mediana	7,719	7,731	7,507
Q₃	7,964	7,984	7,889
p-valor		0,012	

Tabla 5.8.2.1. Estadísticos comparativos de la profundidad del segmento anterior (ACD+LT) en los grupos de ER < 0,5 D y ≥ 0,5 D.

Existen diferencias estadísticamente significativas en las variaciones medias del segmento anterior según tipo de error < 0,5 D y ≥ 0,5 D, $p = 0,012$.

La media de la profundidad del SA en el grupo de éxito es aproximadamente 0,20 mm más elevada que en el de error ≥ 0,5 D. Dicho de otra manera, existe mayor ER en aquellos ojos que tienen SA más cortos.

➤ **Análisis de la variable ER en relación al Segmento Anterior y variables del SA. Estratificado por LIO.**

	ACD + LT (mm)					
	SN60WF		MX60		CT ASPHINA 409	
	Error Refractivo < 0,5 dioptrías	Error Refractivo ≥0,5 dioptrías	Error Refractivo < 0,5 dioptrías	Error Refractivo ≥0,5 dioptrías	Error Refractivo < 0,5 dioptrías	Error Refractivo ≥0,5 dioptrías
Media	7,684	7,501	7,788	7,380	7,752	7,658
Desv. típ.	0,406	0,396	0,344	0,426	0,339	0,408
Mínimo	6,881	7,014	7,044	6,792	7,142	7,068
Máximo	8,464	8,403	8,686	7,928	8,461	8,113
Q ₁	7,393	7,263	7,514	6,981	7,497	7,218
Mediana	7,693	7,326	7,764	7,460	7,733	7,708
Q ₃	7,977	7,722	8,022	7,741	7,929	8,045
Pruebas T - Student	ns		p-valor = 0,014		ns	

Tabla 5.8.2.2. Estadísticos comparativos de la profundidad del segmento anterior (ACD+LT) en los grupos de ER < 0,5 D y ≥ 0,5 D, estratificado en los tres tipos de LIOs.

Existen diferencias estadísticamente significativas en las variaciones medias del SA según tipo de ER en el grupo de **LIO MX60** ($p = 0,014$). Con esta misma LIO se han encontrado diferencias estadísticamente significativas según tipo de ER en:

- ◆ **LA** (23,25 mm en grupo de ER < 0,5 vs 22,49 en grupo de ER ≥ 0,5, $p 0,04$),
- ◆ **AD** (2,55 mm en grupo de ER < 0,5 vs 2,06 en grupo de ER ≥ 0,5, $p 0,01$),
- ◆ **AD+LT** (7,25 mm en grupo de ER < 0,5 vs 6,85 en grupo de ER ≥ 0,5, $p 0,017$)
- ◆ **ACD** (3,09 mm en grupo de ER < 0,5 vs 2,59 en grupo de ER ≥ 0,5, $p 0,009$).

No se encuentran diferencias estadísticamente significativas en la variable SA ni en las variables LA, CCT, AD, LT, AD+LT ni ACD con respecto al ER, en los otros dos tipos de LIO (**SN60WF** y **CT Asphina**).

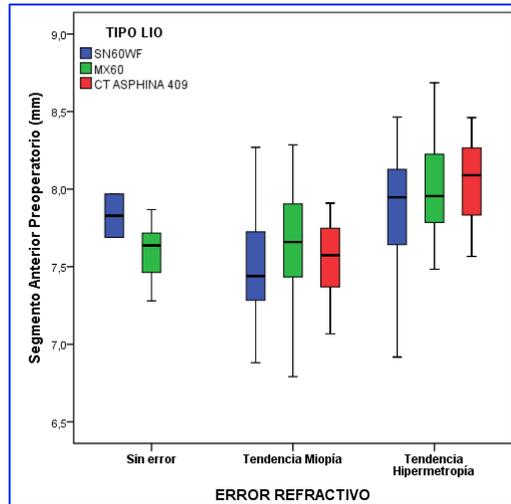


Figura 5.8.2.1. Diagrama de cajas que representa la distribución del ER según tendencia miópica e hipermetrópica, en los tres tipos de LIOs.

Segmento Anterior (mm)		Tendencia miópica	Tendencia Hipermetrópica	p-valor
SN60WF	Media	7,49	7,87	< 0,001
	Desv. típ.	0,33	0,41	
	Mínimo	6,88	6,92	
	Máximo	8,27	8,46	
	Q ₁	7,28	7,64	
	Mediana	7,44	7,95	
	Q ₃	7,73	8,13	
MX60	Media	7,64	8,01	< 0,001
	Desv. típ.	0,34	0,30	
	Mínimo	6,79	7,48	
	Máximo	8,29	8,69	
	Q ₁	7,43	7,79	
	Mediana	7,66	7,96	
	Q ₃	7,90	8,23	
CT Asphina	Media	7,56	8,03	< 0,001
	Desv. típ.	0,25	0,29	
	Mínimo	7,07	7,57	
	Máximo	7,91	8,46	
	Q ₁	7,37	7,83	
	Mediana	7,57	8,09	
	Q ₃	7,75	8,27	

Tabla 5.8.2.3. Estadísticos comparativos de los tres tipos de LIOs en cuanto a la tendencia miópica o hipermetrópica del ER, según la profundidad del segmento anterior.

- **Gráficos de correlación**

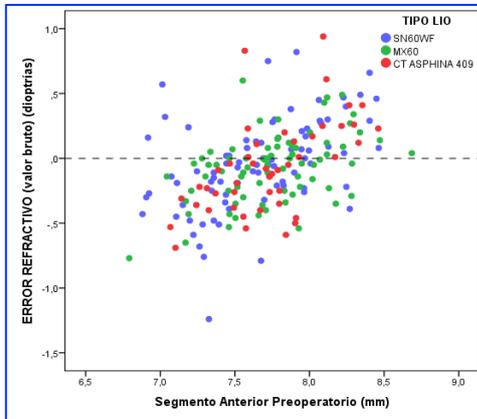


Figura 5.8.2.2. Gráfico de correlación entre ER y SA para los tres tipos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación ER y SA	p
SN60WF	0,48	< 0,001
MX60	0,45	<0,001
CT Asphina	0,58	<0,001

Tabla 5.8.2.4. Correlación (r) entre ER y ACD en los 3 tipos de LIO.

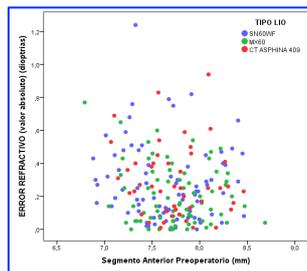


Figura 5.8.2.3. Gráfico de correlación entre EA y SA para los tres tipos de LIOs.

No existe correlación entre el EA y el SA (SN60WF -0,10, MX60 -0,17 y CT Asphina -0,13).

Existe una correlación positiva entre el ER y la profundidad del SA. A mayor profundidad del SA, el ER es más hipermetrópico del esperado, y a menor profundidad del SA el ER es más miópico.

En la tabla 5.8.2.5. podemos ver los estadísticos descriptivos de la variable ER, en los tres estratos de SA (corto, normal y largo), para los tres tipos de LIOs.

En las LIOs SN60WF y CT Asphina, se han encontrado diferencias superiores a 0,50 D entre ojos con SA corto y largo. En la MX60 este cambio es de 0,35 D. Todas muestran significación estadística.

▪ **Gráficos de análisis tomando SA como variable cualitativa**

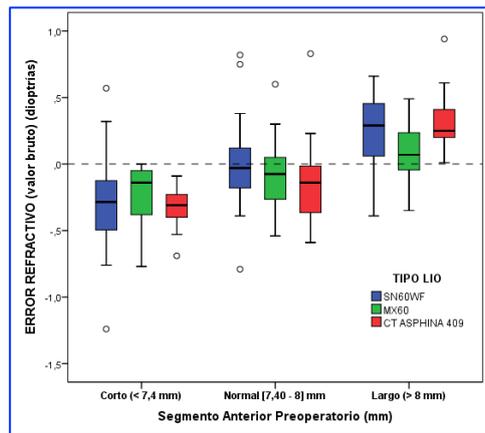


Figura 5.8.2.4. Diagrama de cajas con la distribución del ER en los tres tipos de LIOs. Estratificado para las tres categorías de segmento anterior.

ER	Estadíst	SA CORTO < 7,4 mm	SA NORMAL 7,4 - 8 mm	SA LARGO > 8mm	p
SN60WF	Media	-0,29	-0,01	0,23	CORTO vs NORMAL =0,003
	Desv. típ.	0,38	0,28	0,28	
	Mínimo	-1,24	-0,79	-0,39	CORTO vs LARGO <0,001
	Máximo	0,57	0,82	0,66	NORMAL vsLARGO 0,033
	Q ₁	-0,50	-0,19	0,05	
	Mediana	-0,29	-0,03	0,29	
	Q ₃	-0,12	0,13	0,46	
MX60	Media	-0,26	-0,10	0,09	CORTO vs NORMAL ns CORTO vs LARGO =0,016
	Desv. típ.	0,26	0,24	0,24	
	Mínimo	-0,77	-0,54	-0,35	NORMAL vsLARGO =0,016
	Máximo	0,00	0,60	0,49	
	Q ₁	-0,43	-0,27	-0,05	
	Mediana	-0,14	-0,08	0,07	
	Q ₃	-0,05	0,06	0,25	
CT Asphina	Media	-0,34	-0,14	0,33	CORTO vs NORMAL ns CORTO vs LARGO < 0,001
	Desv. típ.	0,18	0,30	0,26	
	Mínimo	-0,69	-0,59	0,01	NORMAL vsLARGO < 0,001
	Máximo	-0,09	0,83	0,94	
	Q ₁	-0,47	-0,38	0,17	
	Mediana	-0,31	-0,14	0,25	
	Q ₃	-0,23	0,01	0,41	

Tabla 5.8.2.5. Estadísticos descriptivos de la variable ER en los tres tipos de LIOs. Segmento anterior como variable cualitativa (corto, normal, largo).

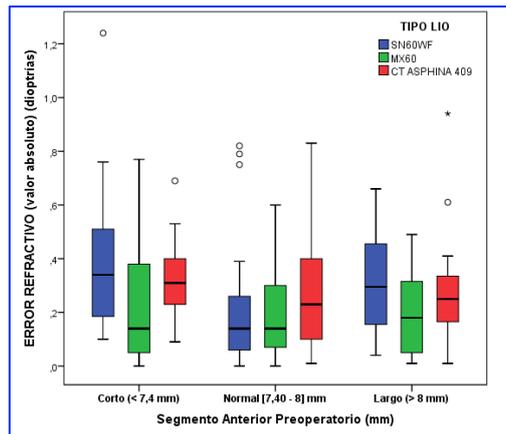


Figura 5.8.2.5. Diagrama de cajas con la distribución del EA en los tres tipos de LIOs Estratificado para las tres categorías de Segmento Anterior.

EA	Estadíst	SA CORTO < 7,4 mm	SA NORMAL 7,4 - 8 mm	SA LARGO > 8mm	p
SN60WF	Media	0,39	0,20	0,31	CORTO vs NORMAL < 0,001 CORTO vs LARGO ns NORMAL vsLARGO 0,014
	Desv. típ.	0,26	0,20	0,18	
	Mínimo	0,10	0,00	0,04	
	Máximo	1,24	0,82	0,66	
	Q ₁	0,18	0,06	0,12	
	Mediana	0,34	0,14	0,30	
	Q ₃	0,51	0,27	0,46	

EA	Estadíst	SA CORTO < 7,4 mm	SA NORMAL 7,4 - 8 mm	SA LARGO > 8mm	p
MX60	Media (Desv tip)	0,26 (0,26)	0,19 (0,17)	0,20 (0,15)	ns
CT Asphina	Media (Desv tip)	0,34 (0,18)	0,26 (0,21)	0,31 (0,26)	ns

Tabla 5.8.2.6. Estadísticos descriptivos de la variable EA en los tres tipos de LIOs. Segmento anterior como variable cualitativa (corto, normal, largo).

Se obtienen diferencias con significación estadística en la LIO SN60 WF, entre el EA medio en ojos con SA normal y los ojos con SA corto y largo. La magnitud del EA entre ojos cortos y largos no muestra significación estadística, aunque es mayor en los segmentos cortos.

5.8.3. Relación entre el ER y otras variables del estudio

No hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas al analizar las variables AV, Astigmatismo ni Potencia corneal en los tres tipos de LIO.

Sí existen diferencias estadísticamente significativas en las correlaciones con el B-B, Grosor de LIO y PIC.

Tipo de LIO	Correlación ER y B-B	p
SN60WF	0,50	< 0,001
MX60	0,27	0,02
CT Asphina	0,22	0,14

Tabla 5.8.3.1. Correlación entre la variable ER y B-B, en los 3 grupos de LIOs.

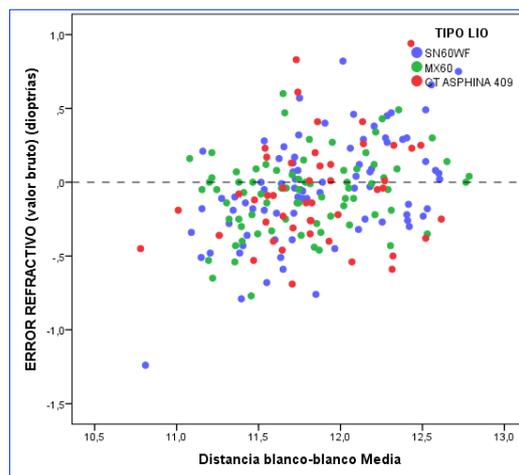
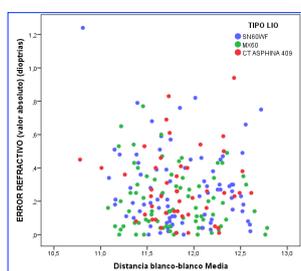


Figura 5.8.3.1. Gráfico de correlación entre la variable ER y el B-B, en los 3 grupos de LIOs.

Existe una correlación positiva entre la distancia B-B y la presencia de error, con significación estadística en las LIOs SN60WF y MX60. A mayor distancia B-B, la tendencia del ER es más hipermetrópica.



No existe correlación entre el EA y el B-B (SN60WF -0,135, MX60 -0,101 y CT Asphina 0,011).

Figura 5.8.3.2. Gráfico de correlación entre EA y B-B para los tres tipos de LIOs.

Para las correlaciones del ER con el grosor de la lente y el PIC, ver apartados 5.11.1 y 5.12.1 de los resultados.

5.9. ANÁLISIS DE LAS VARIABLES DEL SA, LA Y K RESPECTO AL SEXO

Variable	Descriptivos	Mujer	Hombre
LA	Media	22,983	23,597
	Desv tip	1,036	0,945
	Mínimo	20,480	21,670
	Máximo	27,450	26,940
	Q1	22,350	22,935
	Mediana	22,990	23,515
	Q3	23,420	23,950
p < 0,001			

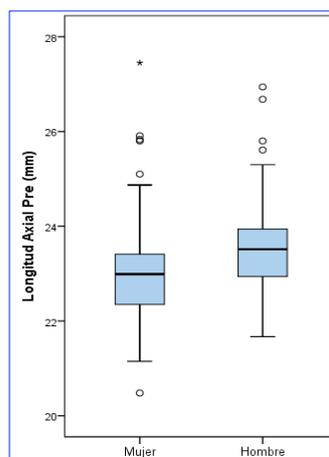


Tabla 5.9.1. Diferencia entre sexos de la variable longitud axial (LA), en mm.

Figura 5.9.1. Diagrama de cajas con la distribución de LA en función del sexo.

Variable	Descriptivos	Mujer	Hombre
AD	Media	2,463	2,637
	Desv tip	0,401	0,414
	Mínimo	1,560	1,600
	Máximo	3,650	3,900
	Q1	2,165	2,418
	Mediana	2,470	2,665
	Q3	2,735	2,923
p 0,003			

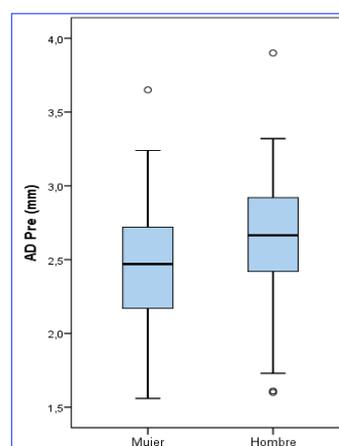


Tabla 5.9.2. Diferencia entre sexos de la variable cámara anterior (desde endotelio corneal), en mm.

Figura 5.9.2. Diagrama de cajas con la distribución de AD en función del sexo.

Hemos observado diferencias entre hombres y mujeres en las variables axiales: LA, AD, AD+LT, ACD, SA. Además se encuentran diferencias por sexo en el B-B, Kmedia y PIC (punto de la interfase intracristaliniana). Todas estas diferencias muestran significación estadística. (Ver tablas y diagramas de la sección).

Las variables CCT y LT no muestran diferencias estadísticamente significativas entre hombres y mujeres (CCT 0,541 mm hombres vs 0,535 mm mujeres, LT 4,631 mm hombres vs 4,650 mujeres).

Variable	Descriptivos	Mujer	Hombre
AD + LT	Media	7,121	7,267
	Desv tip	0,342	0,418
	Mínimo	6,320	6,360
	Máximo	7,910	8,160
	Q1	6,880	6,970
	Mediana	7,130	7,300
	Q3	7,370	7,560
p 0,01			

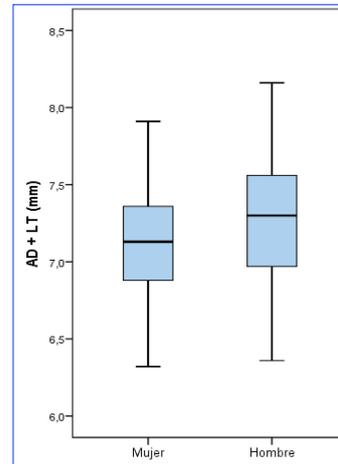


Tabla 5.9.3. Diferencia entre sexos de la variable AD + Grosor del Cristalino (LT), en mm.

Figura 5.9.3. Diagrama de cajas con la distribución de AD + LT en función del sexo.

Variable	Descriptivos	Mujer	Hombre
ACD	Media	2,998	3,178
	Desv tip	0,403	0,418
	Mínimo	2,115	2,133
	Máximo	4,152	4,439
	Q1	2,685	2,959
	Mediana	2,992	3,182
	Q3	3,254	3,488
p 0,003			

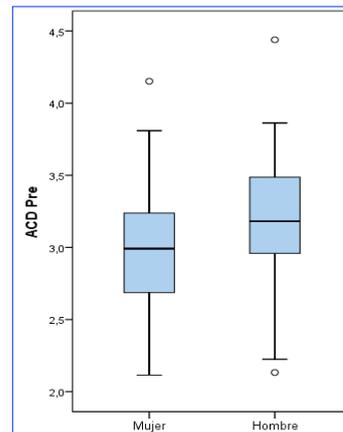


Tabla 5.9.4. Diferencia entre sexos de la variable Profundidad de Cámara Anterior (ACD), en mm.

Figura 5.9.4. Diagrama de cajas con la distribución de ACD en función del sexo.

Variable	Descriptivos	Mujer	Hombre
SA	Media	7,656	7,808
	Desv tip	0,345	0,413
	Mínimo	6,792	6,906
	Máximo	8,464	8,686
	Q1	7,408	7,539
	Mediana	7,668	7,830
	Q3	7,907	8,117
p 0,005			

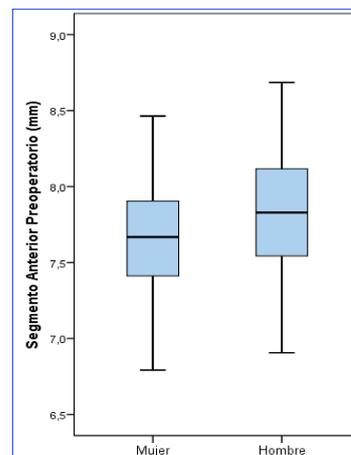


Tabla 5.9.5. Diferencia entre sexos de la variable Profundidad del Segmento Anterior (SA), en mm.

Figura 5.9.5. Diagrama de cajas con la distribución de SA en función del sexo.

Variable	Descriptivos	Mujer	Hombre
B-B	Media	11,76	11,97
	Desv tip	0,38	0,45
	Mínimo	10,81	10,78
	Máximo	12,72	12,79
	Q1	11,47	11,63
	Mediana	11,74	12,03
	Q3	11,99	12,30
p 0,001			

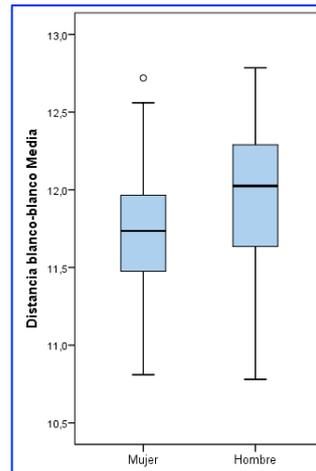


Tabla 5.9.6. Diferencia entre sexos de la variable Blanco-Blanco (B-B), en mm.

Figura 5.9.6. Diagrama de cajas con la distribución del B-B en función del sexo.

Variable	Descriptivos	Mujer	Hombre
K (media)	Media	44,70	43,62
	Desv tip	1,30	1,48
	Mínimo	41,98	40,90
	Máximo	48,45	47,62
	Q1	43,80	42,51
	Mediana	44,71	43,65
	Q3	45,64	44,60
p <0,001			

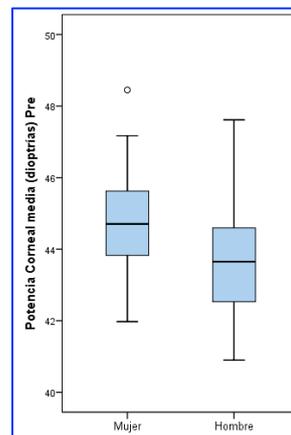


Tabla 5.9.7. Diferencia entre sexos de la variable Potencia Corneal Media (K media), en mm.

Figura 5.9.7. Diagrama de cajas con la distribución de la K media en función del sexo.

Variable	Descriptivos	Mujer	Hombre
PIC (mm)	Media	3,57	3,73
	Desv tip	0,33	0,35
	Mínimo	2,88	2,82
	Máximo	4,41	4,33
	Q1	3,32	3,49
	Mediana	3,57	3,82
	Q3	3,80	4,00
p <0,001			

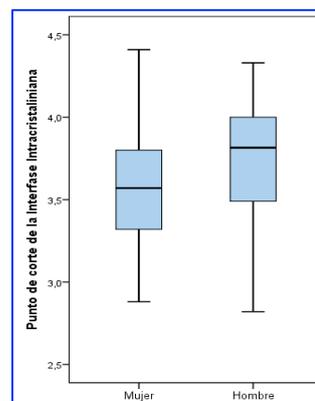
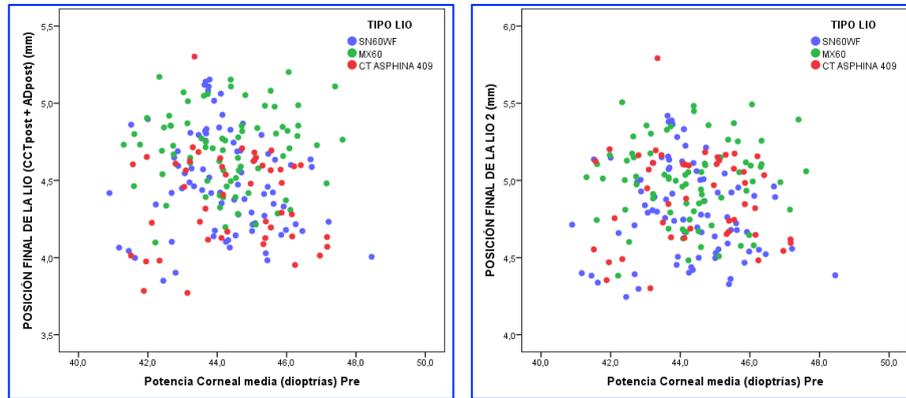


Tabla 5.9.8. Diferencia entre sexos del Punto de la Interfase Intracristaliniana (PIC), en mm.

Figura 5.9.8. Diagrama de cajas con la distribución del PIC en función del sexo.

5.10. ANÁLISIS DE LA VARIABLE POTENCIA CORNEAL MEDIA (K MEDIA)

5.10.1. Correlación de K media con las variables principales del estudio

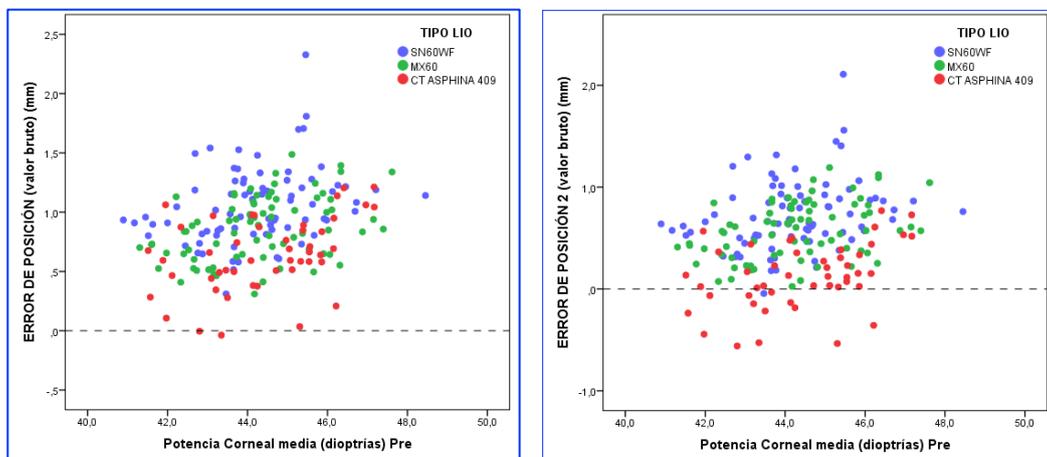


Figuras 5.10.1.1 y 5.10.1.2. Correlaciones entre la Potencia Corneal Media (K media) y las Posiciones Finales de las LIOs (PFL y PFL 2), en los tres tipos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación PFL y Km	p
SN60WF	-0,13	ns
MX60	0,04	ns
CT Asphina	-0,01	ns

Tipo de LIO	Correlación PFL 2 y Km	p
SN60WF	-0,13	ns
MX60	0,03	ns
CT Asphina	-0,02	ns

Tablas 5.10.1.1 y 5.10.1.2. Correlaciones entre la Potencia Corneal Media (K m) y las Posiciones Finales de las LIOs (PFL y PFL 2), en los tres tipos de LIOs.

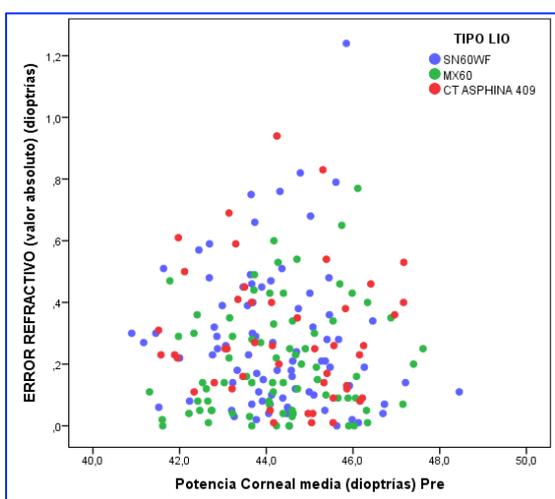
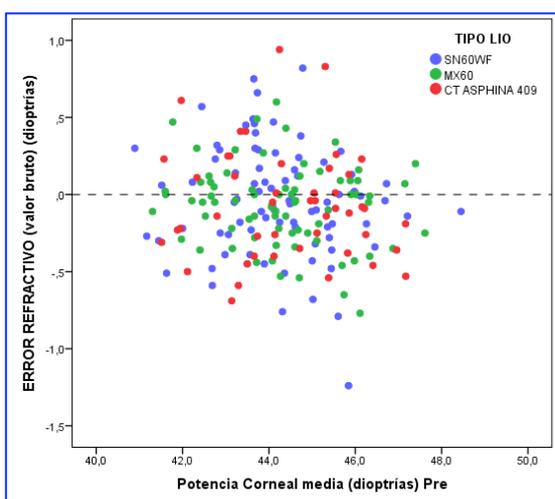


Figuras 5.10.1.3 y 5.10.1.4. Correlaciones entre la Potencia Corneal Media (K media) y los Errores de Posición (EPos y EPos 2), en los tres tipos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación EPos y Km	p
SN60WF	0,29	0,008
MX60	0,39	0,001
CT Asphina	0,42	0,004

Tipo de LIO	Correlación EPos 2 y Km	p
SN60WF	0,26	0,02
MX60	0,38	0,001
CT Asphina	0,41	0,004

Tablas 5.10.1.3 y 5.10.1.4. Correlaciones entre la Potencia Corneal Media (Km) y los Errores de Posición (EPos y EPos 2), en los tres tipos de LIOs.



Figuras 5.10.1.5 y 5.10.1.6. Correlaciones entre la Potencia Corneal Media (Km) y los Errores Refractivos (ER y EA), en los tres tipos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación ER y Km	p
SN60WF	-0,14	ns
MX60	-0,17	ns
CT Asphina	-0,11	ns

Tipo de LIO	Correlación EA y Km	p
SN60WF	-0,09	ns
MX60	0,15	ns
CT Asphina	-0,08	ns

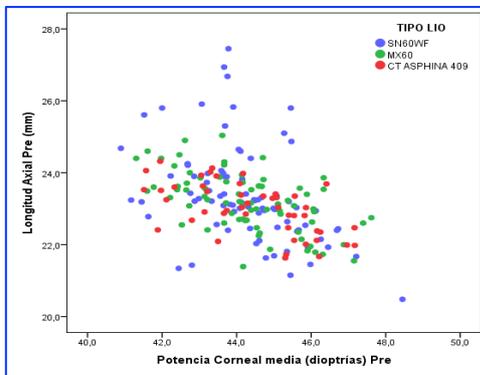
Tablas 5.10.1.5 y 5.10.1.6. Correlaciones entre la Potencia Corneal Media (Km) y los Errores Refractivos (ER y EA), en los tres tipos de LIOs.

La correlación ER y Km en el global de los ojos, sí muestra significación estadística (r -0,14, p 0,045).

5.10.2. Correlación de K media con otras variables del SA

		LA (mm)	AD	LT	AD + LT	CCT (mm)	ACD	Segmento Anterior (mm)
Potencia Corneal media (D)	Correlación lineal	-0,48	-,083	-,030	-,136	-0,18	-,097	-0,15
	p-valor	< 0,001	ns	ns	ns	0,01	ns	0,03

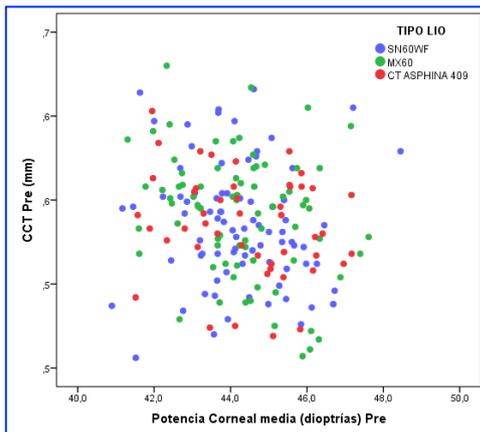
Tabla 5.10.2.1. Correlaciones de la Potencia Corneal Media (K media) con el segmento anterior (SA) y el resto de variables del SA. Total de los ojos estudiados.



Tipo de LIO	Correlación LA y Km	p
SN60WF	-0,43	< 0,001
MX60	-0,56	< 0,001
CT Asphina	-0,60	< 0,001

Figura 5.10.2.1. Gráfico de correlación entre la variable Km y LA, en los 3 grupos de LIOs.

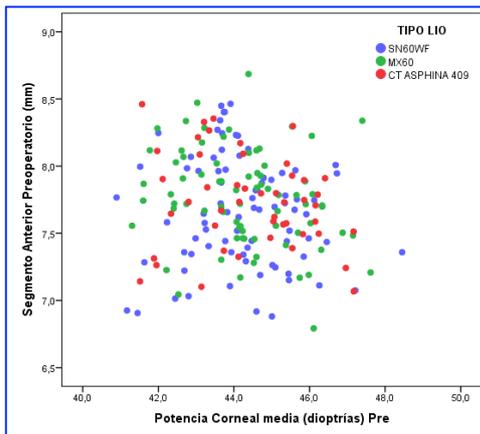
Tabla 5.10.2.2. Diferencias en la correlación (r) entre la LA y Km, según el tipo de LIO.



Tipo de LIO	Correlación CCT y Km	p
SN60WF	-0,08	ns
MX60	-0,28	0,02
CT Asphina	-0,21	ns

Figura 5.10.2.2. Gráfico de correlación entre la variable Km y CCT, en los 3 grupos de LIOs.

Tabla 5.10.2.3. Diferencias en la correlación (r) entre CCT y Km, según el tipo de LIO.



Tipo de LIO	Correlación SA y Km	p
SN60WF	-0,07	ns
MX60	-0,24	0,04
CT Asphina	-0,20	ns

Figura 5.10.2.3. Gráfico de correlación entre la variable Km y SA, en los 3 grupos de LIOs.

Tabla 5.10.2.4. Diferencias en la correlación (r) entre la SA y Km, según el tipo de LIO.

Hemos encontrado correlación negativa, en todos los grupos de LIOs, entre la Km y la LA. Se observa que a menor LA del ojo la Km es mayor. La significación estadística en los tres tipos de LIOs es $p < 0,001$.

En cuanto al espesor corneal central (CCT) y el segmento anterior (SA), se encuentra una correlación negativa, con significación estadística, en el global de la muestra estudiada. A mayor potencia corneal, el CCT es menor, y el SA menos profundo.

Al segmentar por grupo de LIOs, las correlaciones han mostrado significación estadística sólo en el grupo de la LIO MX60.

5.11. Análisis del Punto de corte de la Interfase Intracristaliniana (PIC).

		Población Total	SN60WF	MX60	CT Asphina
Punto de corte de la Interfase Intracristaliniana (PIC)	Media	3,63	3,60	3,65	3,64
	Desv. tít.	0,35	0,37	0,36	0,30
	Mínimo	2,82	2,82	2,88	3,11
	Máximo	4,41	4,33	4,41	4,24
	Q ₁	3,36	3,31	3,41	3,39
	Mediana	3,66	3,61	3,71	3,62
	Q ₃	3,89	3,90	3,89	3,84

Tabla 5.11.1. Descriptivos del Punto de corte de la Interfase Intracristaliniana (PIC).

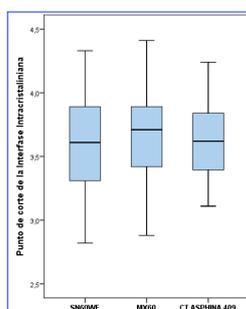


Figura 5.11.1. Diagrama de cajas con la distribución del PIC en los tres tipos de LIO.

(PIC)		< 0,5 dioptrías	≥ 0,5 dioptrías	p-valor
SN60WF	Media	3,64	3,37	0,026
	Desv. tít.	0,35	0,45	
	Mínimo	2,92	2,82	
	Máximo	4,33	4,15	
	Q ₁	3,33	3,09	
	Mediana	3,65	3,18	
	Q ₃	3,91	3,68	
MX60	Media	3,68	3,24	0,020
	Desv. tít.	0,34	0,38	
	Mínimo	2,88	2,90	
	Máximo	4,41	3,89	
	Q ₁	3,48	2,99	
	Mediana	3,72	3,16	
	Q ₃	3,91	3,54	
CTAsphina 409	Media	3,63	3,65	ns
	Desv. tít.	0,30	0,31	

Tabla 5.11.2. Análisis del Punto de corte de la Interfase Intracristaliniana (PIC) según ER.

Encontramos diferencias, estadísticamente significativas, en el PIC para la LIO SN60WF y MX60, entre los grupos de ER $< 0,5$ D y $\geq 0,5$ D.

Si analizamos este PIC con respecto a tendencias de error, observamos que las tres LIOs ofrecen diferencias en el PIC según tendencia miópica o hipermetrópica.

(PIC)		Tendencia miópica	Tendencia Hipermetrópica	p-valor
SN60WF	Media	3,45	3,82	< 0,001
	Desv. típ.	0,32	0,33	
	Mínimo	2,82	2,92	
	Máximo	4,01	4,33	
	Q ₁	3,20	3,61	
	Mediana	3,39	3,88	
	Q ₃	3,72	4,08	
MX60	Media	3,55	3,82	0,007
	Desv. típ.	0,34	0,35	
	Mínimo	2,88	3,17	
	Máximo	4,01	4,41	
	Q ₁	3,25	3,62	
	Mediana	3,66	3,79	
	Q ₃	3,83	4,08	
CTAsphina 409	Media	3,51	3,84	< 0,001
	Desv. típ.	0,25	0,27	
	Mínimo	3,11	3,38	
	Máximo	4,17	4,24	
	Q ₁	3,32	3,62	
	Mediana	3,44	3,86	
	Q ₃	3,72	4,10	

Tabla 5.11.3. Análisis del Punto de corte de la Interfase Intracristaliniana (PIC) según tendencia refractiva (miópica e hipermetrópica).

5.11.1. Correlación del Punto de corte de la Interfase Intracristaliniana (PIC) con las variables principales del estudio.

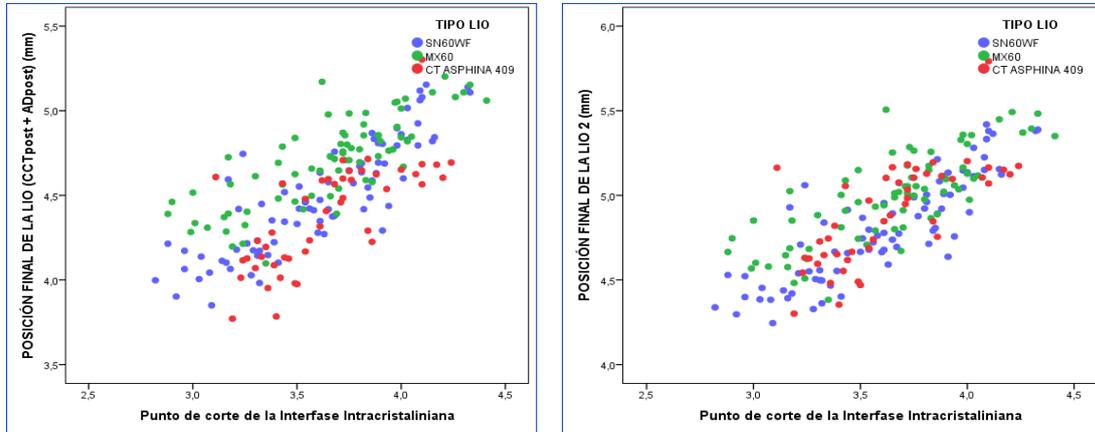


Figura 5.11.1.1. Correlaciones entre el punto de corte de la Interfase Intracristaliniana y las Posiciones Finales de las LIOs (PFL y PFL 2), en los tres tipos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación PFL y PIC	p
SN60WF	0,86	< 0,001
MX60	0,80	< 0,001
CT Asphina	0,72	< 0,001

Tipo de LIO	Correlación PFL 2 y PIC	p
SN60WF	0,86	< 0,001
MX60	0,78	< 0,001
CT Asphina	0,71	< 0,001

Tablas 5.11.1.1. Correlaciones lineales entre el punto de corte de la Interfase Intracristaliniana (PIC) y las Posiciones Finales de las LIOs (PFL y PFL 2), en los tres tipos de LIOs.

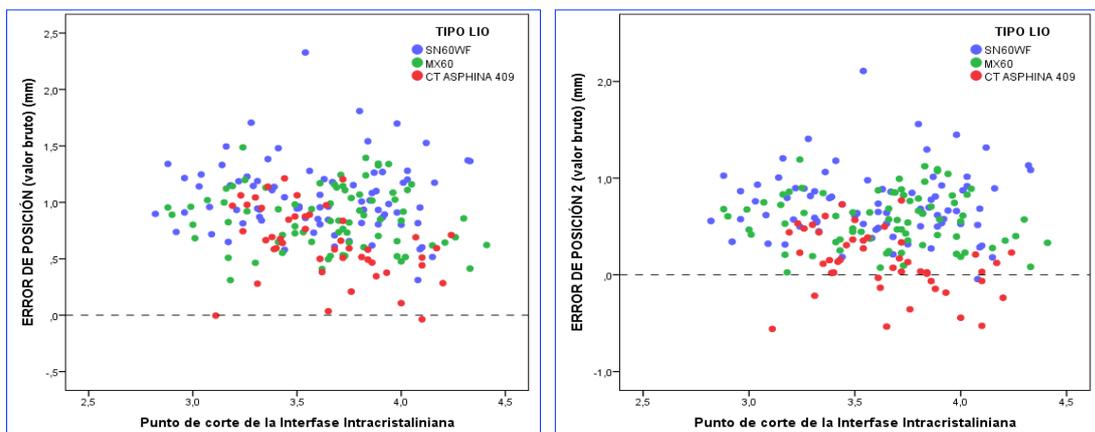


Figura 5.11.1.2. Correlaciones entre el punto de corte de la Interfase Intracristaliniana y los Errores de Posición (EPOs y EPos 2), en los tres tipos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación EPos y PIC	p
SN60WF	-0,06	ns
MX60	-0,08	ns
CT Asphina	-0,41	0,004

Tipo de LIO	Correlación EPos 2 y PIC	p
SN60WF	0,00	ns
MX60	-0,08	ns
CT Asphina	-0,37	0,01

Tablas 5.11.1.2. Correlaciones lineales entre el punto de corte de la Interfase Intracristaliniana (PIC) y los Errores de Posición (EPos y EPos 2), en los tres tipos de LIOs.

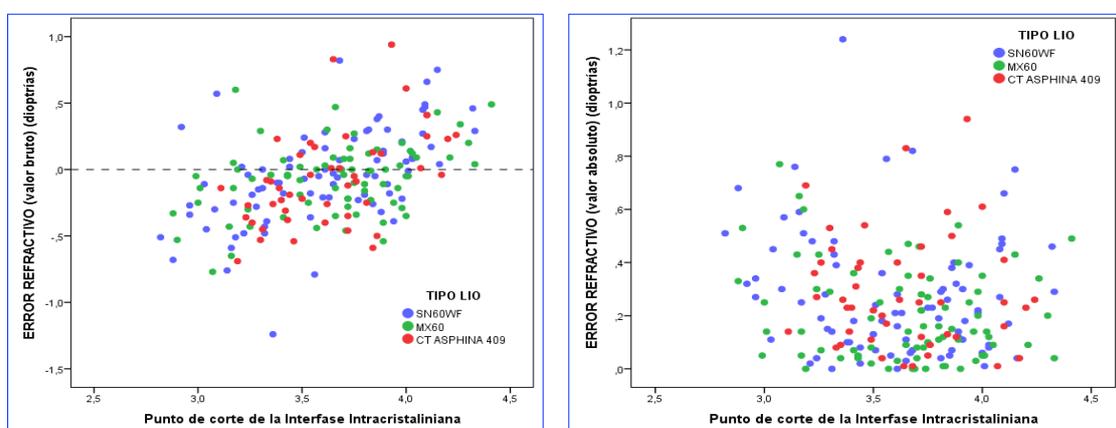


Figura 5.11.1.3. Correlaciones entre el punto de corte de la Interfase Intracristaliniana y los Errores Refractivos (ER y EA), en los tres tipos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación ER y PIC	p
SN60WF	0,54	< 0,001
MX60	0,37	0,001
CT Asphina	0,52	< 0,001

Tipo de LIO	Correlación EA y PIC	p
SN60WF	-0,15	ns
MX60	-0,18	ns
CT Asphina	-0,06	ns

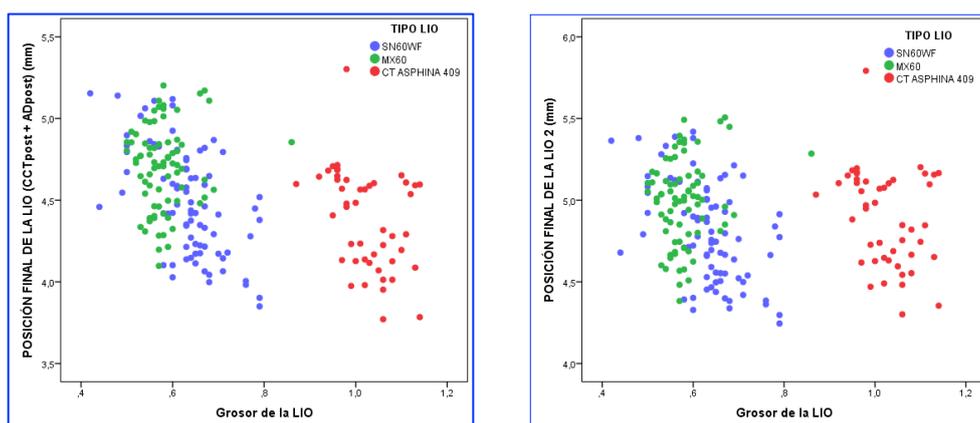
Tablas 5.11.1.3. Correlaciones lineales entre el punto de corte de la Interfase Intracristaliniana (PIC) y los Errores Refractivos (ER y EA), en los tres tipos de LIOs.

5.12. ANÁLISIS DEL GROSOR DE LIO.

		Población Total	SN60WF	MX60	CT Asphina	p-valor
Grosor LIO	Media	0,70	0,63	0,58	1,02	MX60 vs SN60WF <0,001
	Desv. tıp.	0,19	0,08	0,05	0,06	
	Mínimo	0,42	0,42	0,50	0,87	
	Máximo	1,14	0,79	0,86	1,14	MX60 vs CT ASPHINA <0,001
	Q ₁	0,57	0,60	0,55	0,97	SN60WF vs CT ASPHINA <0,001
	Mediana	0,63	0,64	0,57	1,02	
	Q ₃	0,79	0,67	0,60	1,08	

Tabla 5.12.1. Descriptivos de la variable grosor de la LIO.

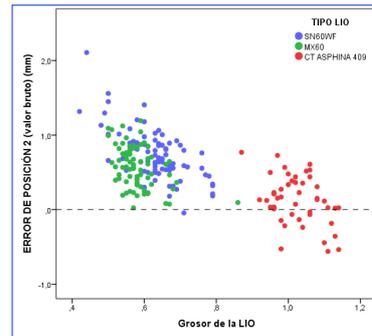
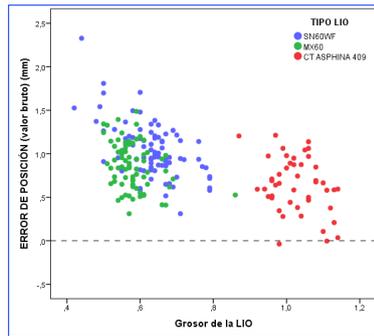
5.12.1. Correlaciones del Grosor de la LIO con las variables principales



Figuras 5.12.1.1. y 5.12.1.2. Gráficos de correlación entre el Grosor de la LIO y las Posiciones Finales de las LIOs (PFL y PFL 2), en los tres tipos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación PFL y Grosor LIO	p	Tipo de LIO	Correlación PFL 2 y Grosor LIO	p
SN60WF	-0,58	< 0,001	SN60WF	-0,49	< 0,001
MX60	0,08	ns	MX60	0,18	ns
CT Asphina	-0,40	0,005	CT Asphina	-0,31	0,036

Tablas 5.12.1.1. y 5.12.1.2. Correlaciones lineales entre el Grosor de la LIO y las Posiciones Finales de las LIOs (PFL y PFL 2), en los tres tipos de LIOs.

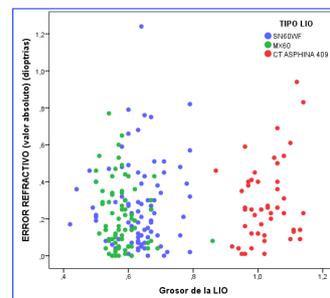
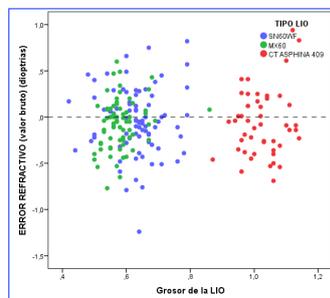


Figuras 5.12.1.3. y 5.12.1.4. Gráficos de correlación entre el Grosor de la LIO y los Errores de Posición (EPos y EPos 2), en los tres tipos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación EPos-Grosor LIO	p
SN60WF	-0,60	<0,001
MX60	-0,33	0,004
CT Asphina	-0,30	0,04

Tipo de LIO	Correlación EPos2-Grosor LIO	p
SN60WF	-0,67	<0,001
MX60	-0,42	<0,001
CT Asphina	-0,39	0,007

Tablas 5.12.1.3. y 5.12.1.4. Correlaciones lineales entre el Grosor de la LIO y los Errores de Posición (EPos y EPos 2), en los tres tipos de LIOs.



Figuras 5.12.1.5. y 5.12.1.6. Gráficos de correlación entre el Grosor de la LIO y los Errores Refractivos (ER y EA), en los tres tipos de LIOs.

Tipo de LIO	Correlación ER-Grosor LIO	p
SN60WF	-0,01	ns
MX60	0,23	0,05
CT Asphina	0,18	ns

Tipo de LIO	Correlación EA-Grosor LIO	p
SN60WF	0,06	ns
MX60	-0,17	ns
CT Asphina	0,25	ns

Tablas 5.12.1.5. y 5.12.1.6. Correlaciones lineales entre el Grosor de la LIO y los Errores Refractivos (ER y EA), en los tres tipos de LIOs.

➤ **Comparativas del Grosor de la LIO según ER y tipo de LIO.**

La única LIO que muestra resultados estadísticamente significativos en cuanto al grosor es la LIO CT Asphina. Se observan LIOs más gruesas ($1,07 \pm 0,05$ mm, rango 0,87 – 1,14 mm) en el grupo de $ER \geq 0,5$ D que en el de $ER < 0,5$ D ($1,02 \pm 0,06$ mm, rango 0,96 – 1,14 mm), $p 0,024$.

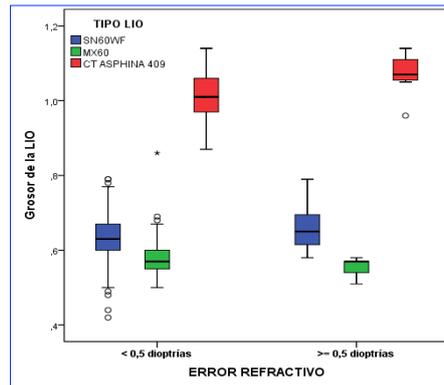
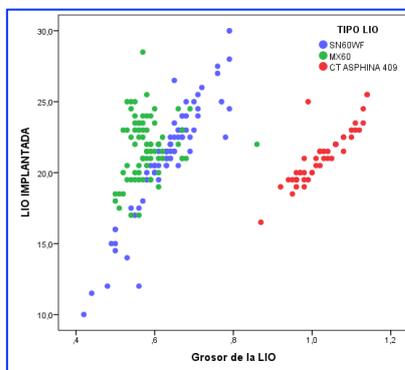


Figura 5.12.1.7. Diagrama de cajas que representa la distribución del grosor de LIO, según tipo de LIO, entre el grupo de $ER < 0,5$ D y $\geq 0,5$ D.

➤ **Grosor de la LIO vs Potencia de la LIO (D)**

Hemos encontrado una correlación positiva entre grosor y potencia de la LIO tanto en la LIO SN60WF como en la CT Asphina ($r = 0,93$ y $r = 0,88$, respectivamente). La lio MX60 no muestra correlación, pero sí mayor agrupación en torno a un valor de grosor de lente.

Destaca en el gráfico la mayor potencia de la LIO CT Asphina



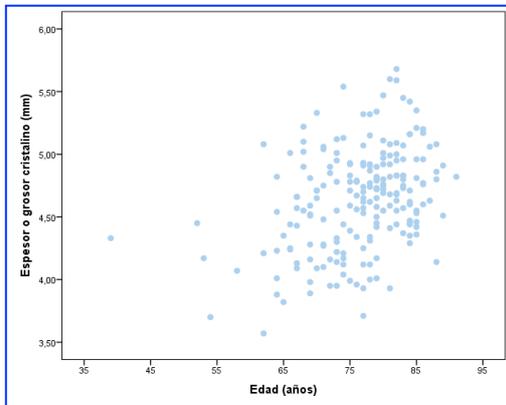
Grosor de LIO vs		Potencia de LIO	
TIPO LIO			
SN60WF	Correlación (r)	0,93	
	p-valor	< 0,001	
MX60	Correlación (r)	0,18	
	p-valor	ns	
CT Asphina	Correlación (r)	0,88	
	p-valor	< 0,001	

Figura 5.12.1.8. Gráfico de correlación entre grosor-LIO y potencia-LIO, en los tres tipos de LIOs.

Tabla 5.12.1.7. Correlación (r) entre grosor-LIO y potencia-LIO, para los tres tipos de LIOs.

5.13. OTRAS CORRELACIONES DE INTERÉS.

5.13.1. ANÁLISIS DE LA RELACIÓN ENTRE LT Y EDAD.



LT / Edad	Correlación lineal (r)	p
	0,365	< 0,001

Figura 5.13.1. Gráfico de correlación entre la variable LT y la edad.

Tabla 5.13.1. Correlación (r) entre grosor del cristalino y edad. Significación estadística $p < 0,001$.

Se observa como a medida que aumenta la edad, el grosor del cristalino es mayor.

5.13.2. Comparaciones PRE Y POST-operatorias.

	K media Pre	K media Post
Media	44,29	44,19
Desv. típ.	1,47	1,47
Mínimo	40,90	40,74
Máximo	48,45	48,36
Q₁	43,23	43,21
Mediana	44,24	44,08
Q₃	45,39	45,21
p-valor	< 0,001	

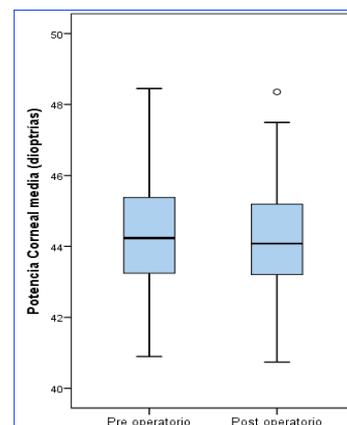


Tabla 5.13.2.1. Estadísticos comparativos entre la potencia corneal media (K media, dioptrías) pre y postoperatoria.

Figura 5.13.2.1. Diagrama de cajas con la distribución de la K media pre y postoperatoria.

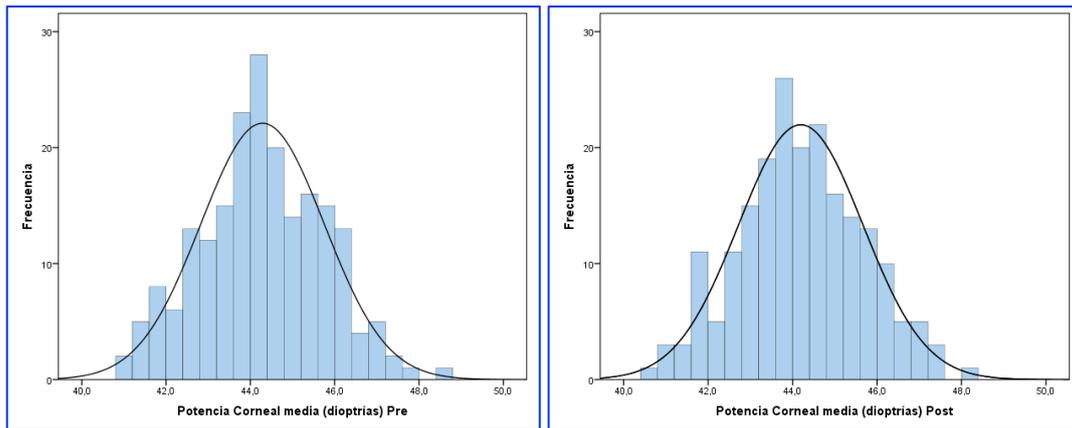


Figura 5.13.2.2. Distribución de frecuencias de la K media pre y postoperatoria.

	K PLANA Pre	K PLANA Post	K CURVA Pre	K CURVA Post
Media	43,90	43,79	44,68	44,60
Desv. típ.	1,50	1,50	1,46	1,48
Mínimo	40,59	40,18	41,20	41,24
Máximo	48,18	48,03	48,72	48,68
Q₁	42,88	42,88	43,76	43,63
Mediana	43,89	43,74	44,64	44,51
Q₃	45,01	44,89	45,79	45,64
p-valor t Student	< 0,001		0,004	

Tabla 5.13.2.2. Estadísticos comparativos entre la potencia corneal plana (K plana, dioptrías) y la potencia corneal curva (K curva, dioptrías) pre y postoperatoria.

Se encuentran diferencias entre los valores de K plana, K curva y K media preoperatorios respecto a los postoperatorios. Aunque estas diferencias muestran significación estadística, clínicamente son irrelevantes. La diferencia media entre Km pre y post es sólo de 0,1 D (0,09 D).

5.14. MODELOS DE REGRESIÓN LINEAL SIMPLE

El modelo de regresión lineal simple lo hemos utilizado para cuantificar la relación entre las variables principales del estudio, y el resto de factores.

Mediante el gráfico de dispersión y el coeficiente de correlación habíamos visto si existía una relación de tipo lineal entre esas variables.

Con la recta que obtenemos en la regresión, podemos valorar cuánto explican esos factores sobre las variables principales (R^2), y cuánto modifican la posición o el error por cada unidad que aumentan dichos factores.

Hemos ajustado mediante rectas de regresión la PFL y el ER, tomando como variables predictoras la LA, ACD, SA y PIC. En los siguientes gráficos podemos ver los resultados:

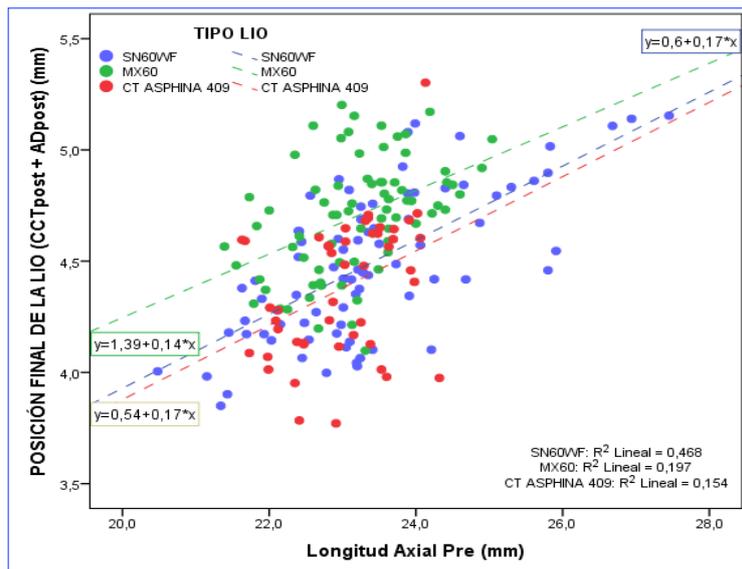


Figura 5.14.1. Regresión lineal simple entre longitud axial y posición final de la LIO. R^2 lineal 0,468 para la LIO SN60WF, 0,197 para MX60 y 0,154 para CT Asphina.

Se observa que la LA explica casi un 50% de la variabilidad de la PFL en la LIO SN60WF, un 20% en la MX60 y un 15% en la CT Asphina.

Un cambio de 1 mm en la LA supone una modificación de aproximadamente 0,15 mm en la PFL. Datos muy similares se obtienen para la PFL 2 (siguiente gráfico).

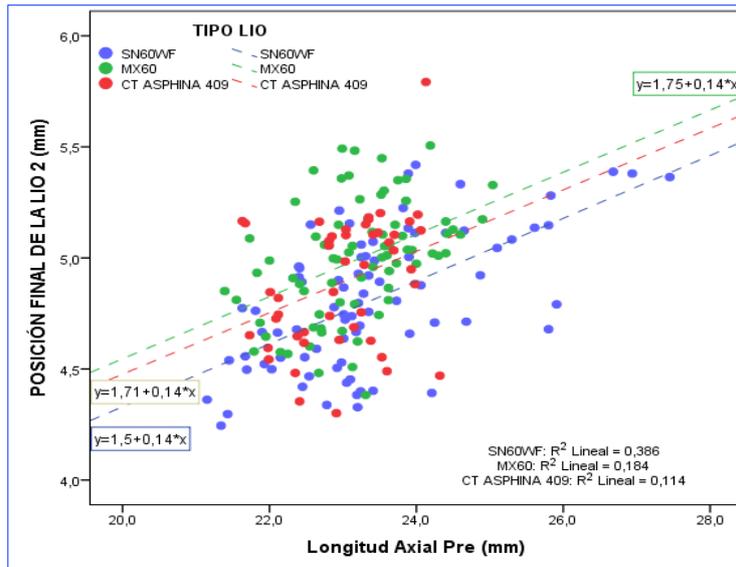


Figura 5.14.2. Regresión lineal simple entre longitud axial y posición final de la LIO 2 (PFL 2). R² lineal 0,386 para la LIO SN60WF, 0,184 para MX60 y 0,114 para CT Asphina.

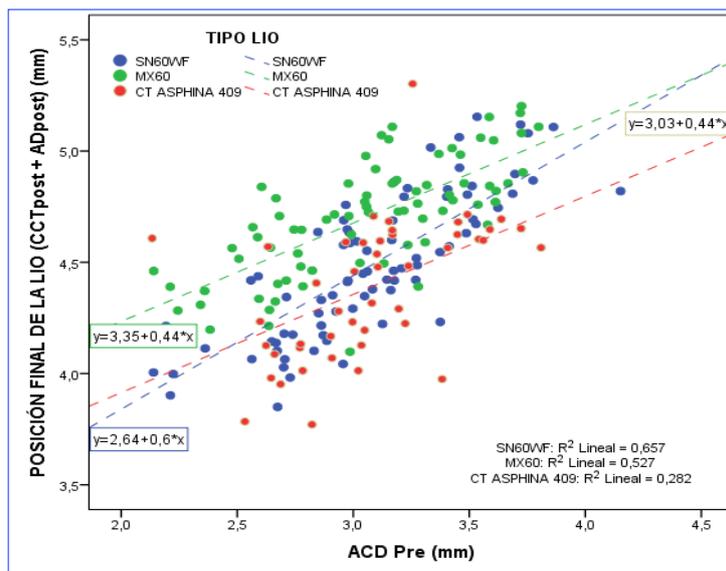


Figura 5.14.3. Regresión lineal simple entre ACD y posición final de la LIO. R² lineal 0,657 para la LIO SN60WF, 0,527 para MX60 y 0,282 para CT Asphina.

Se observa que la ACD explica más del 50% de la variabilidad de la PFL en las LIOs SN60WF (66%) y MX60 (52%), y un 28% en la CT Asphina.

Para la SN60WF, un cambio de 0,5 mm en la ACD supone una modificación de aproximadamente 0,30 mm en la PFL. En las LIOs MX60 y CT Asphina 0,22 mm. Datos ligeramente inferiores se obtienen para la PFL 2 (siguiente gráfico).

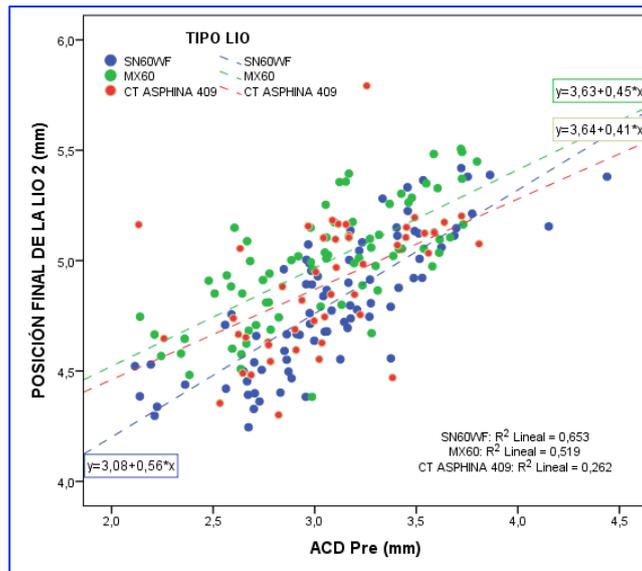


Figura 5.14.4. Regresión lineal simple entre ACD y posición final de la LIO 2 (PFL 2). R² lineal 0,653 para la LIO SN60WF, 0,519 para MX60 y 0,262 para CT Asphina.

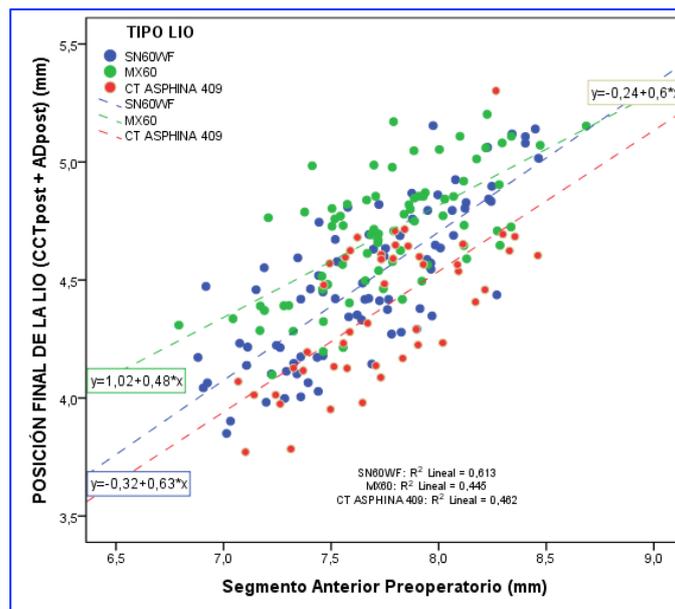


Figura 5.14.5. Regresión lineal simple entre segmento anterior y posición final de la LIO. R² lineal 0,613 para la LIO SN60WF, 0,445 para MX60 y 0,462 para CT Asphina.

Se observa que el SA explica más del 50% de la variabilidad de la PFL en la SN60WF (61%), y en torno al 45% en las otras dos LIOs.

Un cambio de 1 mm en el SA supone una modificación de aproximadamente 0,60 mm en la PFL para las LIOs SN60WF y MX60, y para la CT Asphina 0,50 mm. Datos muy similares se obtienen para la PFL 2 (siguiente gráfico).

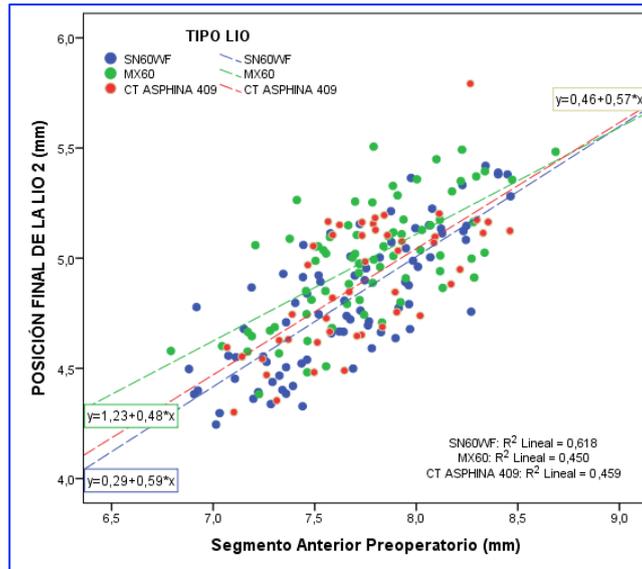


Figura 5.14.6. Regresión lineal simple entre segmento anterior y posición final de la LIO 2 (PFL 2). R² lineal 0,618 para la LIO SN60WF, 0,450 para MX60 y 0,459 para CT Asphina.

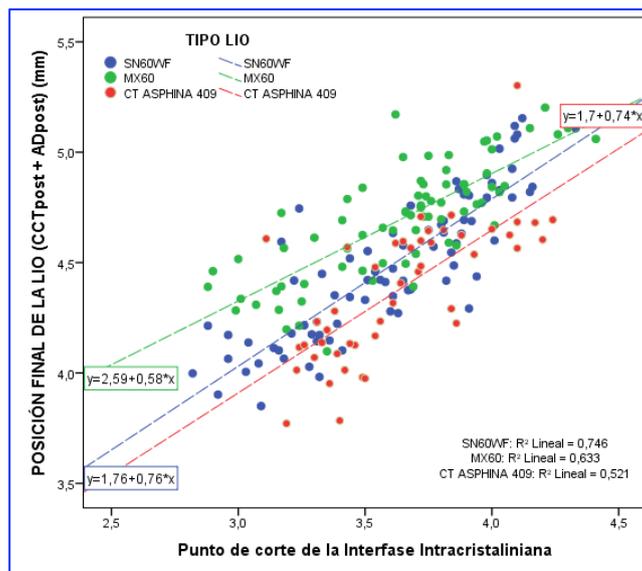


Figura 5.14.7. Regresión lineal simple entre PIC (punto de la interfase intracrystaliniana) y posición final de la LIO. R² lineal 0,746 para la LIO SN60WF, 0,633 para MX60 y 0,521 para CT Asphina.

Se observa que el PIC explica más del 50% de la variabilidad de la PFL en todas las LIOs; SN60WF (75%) y MX60 (63%), y CT Asphina (52%).

Un cambio de 1 mm en el PIC supone una modificación de aproximadamente 0,75 mm en la PFL para las LIOs SN60WF y MX60, y para la CT Asphina 0,60 mm. Datos muy similares se obtienen para la PFL 2 (siguiente gráfico).

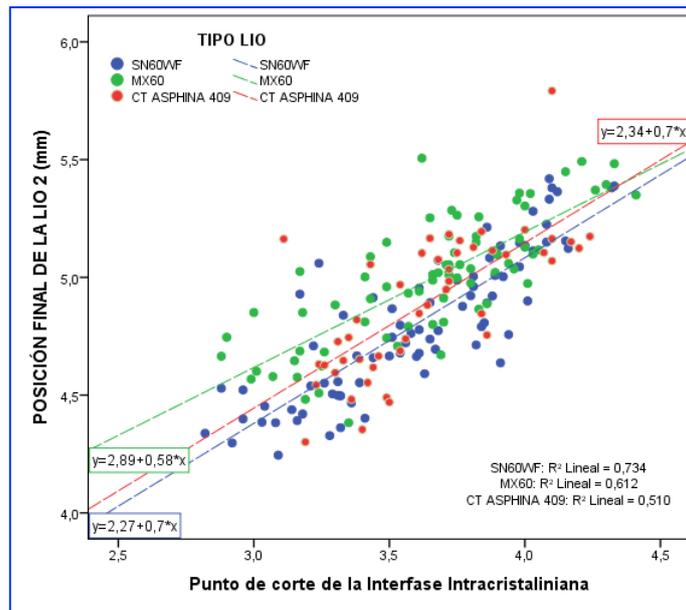


Figura 5.14.8. Regresión lineal simple entre PIC y posición final de la LIO 2 (PFL 2). R^2 lineal 0,734 para la LIO SN60WF, 0,612 para MX60 y 0,510 para CT Asphina.

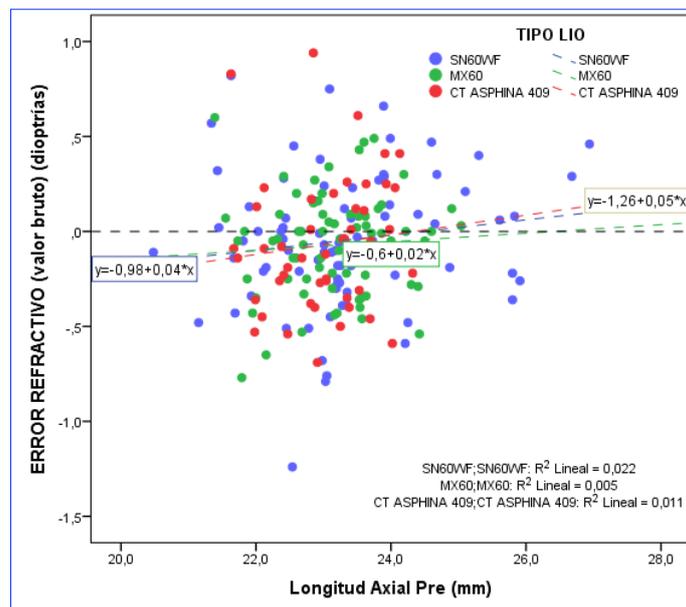


Figura 5.14.9. Regresión lineal simple entre LA y error refractivo (ER). R^2 lineal 0,022 para la LIO SN60WF, 0,005 para MX60 y 0,011 para CT Asphina.

No hemos encontrado significación en esta regresión lineal entre LA y ER, pero sí en el resto de variables analizadas.

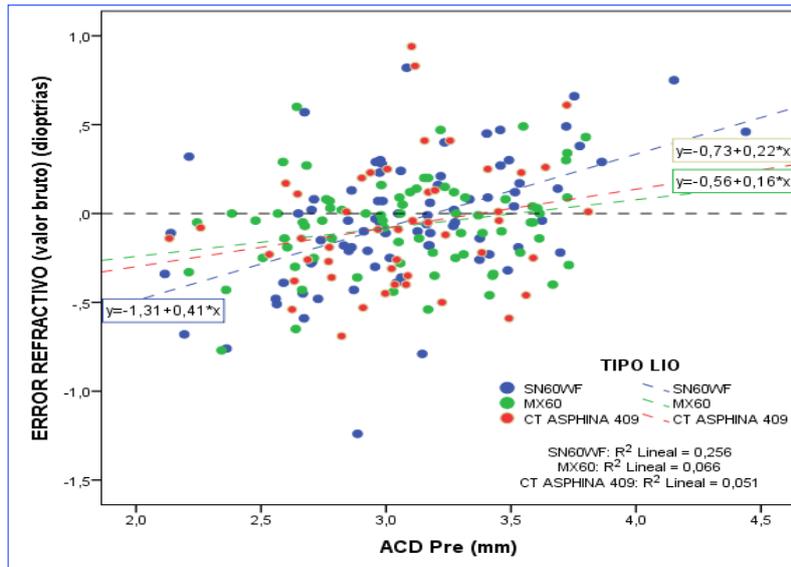


Figura 5.14.10. Regresión lineal simple entre ACD y error refractivo (ER). R^2 lineal 0,256 para la LIO SN60WF, 0,066 para MX60 y 0,051 para CT Asphina.

Se observa que la ACD explica más el 25% de la variabilidad del ER en la LIO SN60WF, pero no en las otras dos LIOs.

Sin embargo, la fórmula de regresión nos indica que para la LIO SN60WF, un cambio de 0,5 mm en la ACD supone una modificación de aproximadamente 0,20 D de ER. En las LIOs MX60 y CT Asphina, aproximadamente 0,1 D.

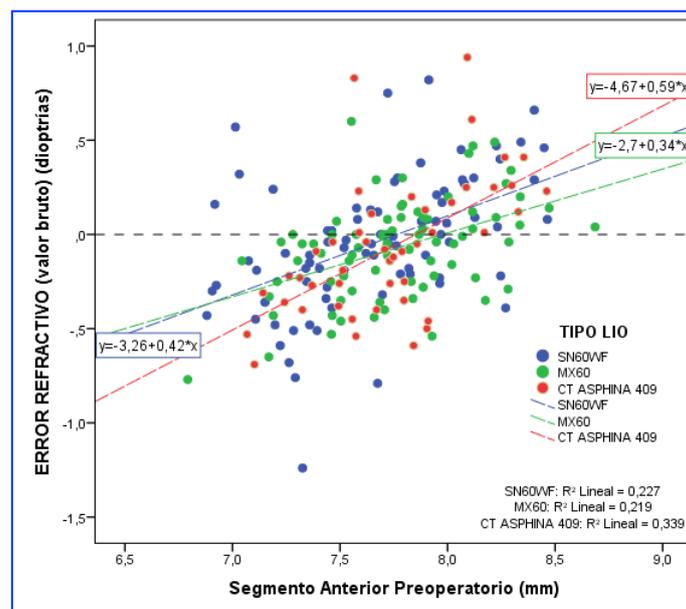


Figura 5.14.11. Regresión lineal simple entre segmento anterior y error refractivo (ER). R^2 lineal 0,227 para la LIO SN60WF, 0,219 para MX60 y 0,339 para CT Asphina.

Se observa que el SA explica un 34% de la variabilidad del ER en la LIO CT Asphina, y en torno al 20% en la SN60WF y la MX60.

Un cambio de 1 mm en el SA supone una modificación de aproximadamente 0,60 D en ER para la CT Asphina, 0,4 D para la SN60WF y 0,35 D para la MX60.

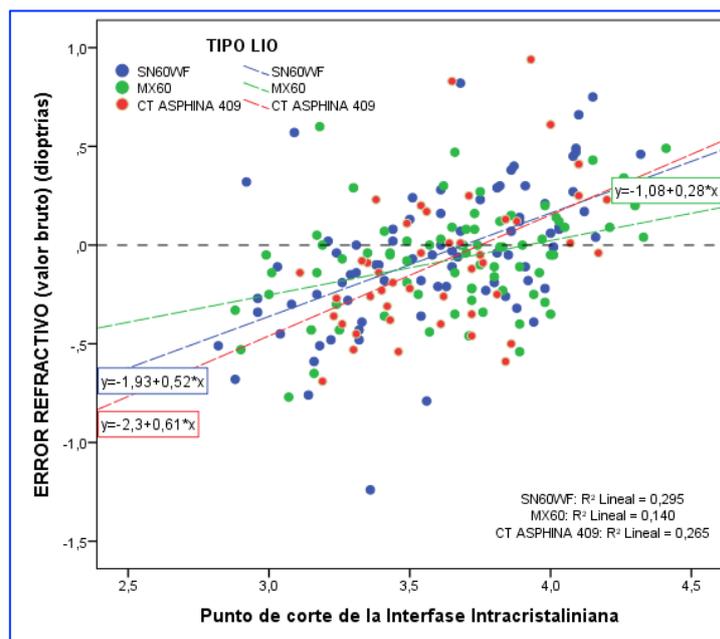


Figura 5.14.12. Regresión lineal simple entre PIC (punto de la interfase intracristaliniana) y error refractivo (ER). R^2 lineal 0,295 para la LIO SN60WF, 0,140 para MX60 y 0,265 para CT Asphina.

Se observa que el PIC explica un 30% de la variabilidad del ER en la LIO SN60WF, y en torno al 15% en la MX60 y un 27% en la CT Asphina.

Un cambio de 1 mm en el PIC supone una modificación de aproximadamente 0,60 D en ER para la CT Asphina, 0,50 D para la SN60WF y 0,30 D para la MX60.

Finalmente, hemos ajustado mediante rectas de regresión el ER, tomando como variables predictoras la PFL. En los siguientes gráficos podemos ver los resultados:

		ERROR ABSOLUTO (D)	ERROR REFRACTIVO (D)
POSICIÓN FINAL DE LA LIO (CCTpost + ADpost) (mm)	Correlación de Pearson	-0,154	0,425
	p- valor	0,028	0,000

Tabla 5.14.1. Correlación lineal entre los errores refractivos y la PFL, en el global de la muestra.

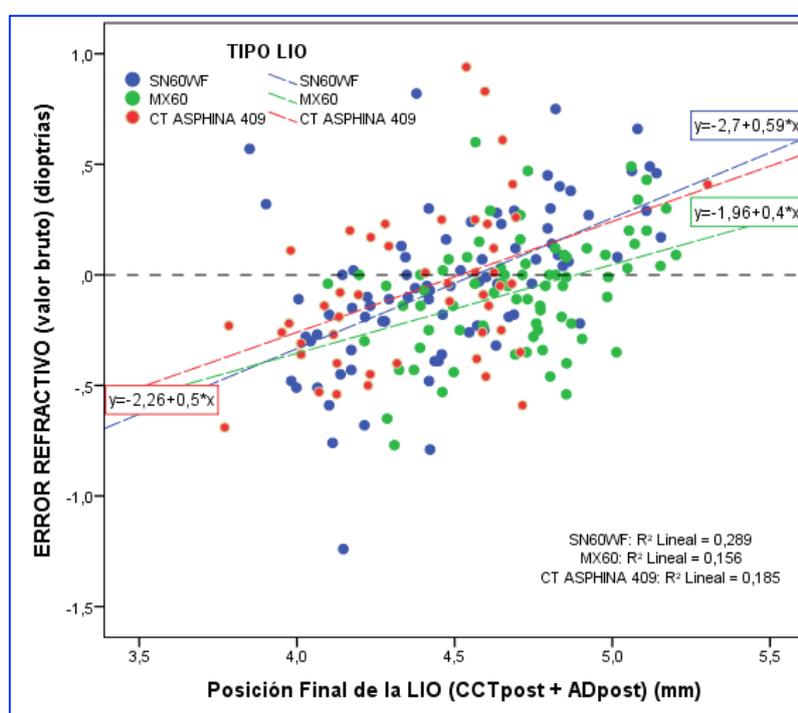


Figura 5.14.12. Regresión lineal simple entre la posición final de la LIO (PFL) y error refractivo (ER). R² lineal 0,289 para la LIO SN60WF, 0,156 para MX60 y 0,185 para CT Asphina.

Se observa que la PFL explica casi un 30% de la variabilidad del ER en la LIO SN60WF, y en torno al 16% en la MX60 y casi un 20% en la CT Asphina.

Un cambio de 1 mm en la PFL supone una modificación de aproximadamente 0,60 D en ER para la SN60WF, 0,50 D para la CT Asphina y 0,40 D para la MX60.

5.15. MODELO DE REGRESIÓN MÚLTIPLE

Una vez analizados los modelos de regresión lineal simple, se ha realizado una regresión múltiple para valorar las variables predictoras de la posición real de la LIO.

- **MODELO REGRESIÓN LINEAL MÚLTIPLE**
- Método: “Método introducir paso a paso”
- Variable dependiente:
 - **Posición final de la LIO (PFL)**, corresponde a la suma del espesor corneal central postoperatorio (CCT post) + distancia del endotelio corneal a la cara anterior de la LIO (AD post), en mm.
- Variables independientes o predictoras:
 - **Profundidad de la cámara anterior preoperatoria (ACD).**
 - **Longitud axial preoperatoria (LA).**
 - **Grosor del cristalino (LT).**
 - **Potencia corneal media preoperatoria(Km).**
- Modelo ajustado:

$$Y = -1,958 + 0,646 \cdot ACD + 0,062 \cdot LA + 0,031 \cdot Km + 0,371 \cdot LT$$

- Bondad del ajuste del modelo: $R^2 = 0,615$

- Coeficientes del modelo de regresión:

	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados	t	p-valor	IC 95 % para B	
	B	Error estándar	Beta			Límite inferior	Límite superior
(Constante)	-1,958	0,779		-2,514	0,013	-3,494	-,422
ACD	0,646	0,052	0,832	12,517	0,000	,544	,748
Grosor cristalino	0,371	0,045	0,462	8,288	0,000	,283	,459
Longitud Axial	0,062	0,019	0,199	3,211	0,002	,024	,099
Potencia Corneal media	0,031	0,011	0,140	2,743	0,007	,009	,053

Tabla 5.15.1. Estadísticos y coeficientes del modelo de regresión lineal múltiple.

Modelo	R	R cuadrado	R cuadrado ajustado	Error estándar de la estimación	Durbin-Watson
1	,657 ^a	,432	,429	,24483	
2	,774 ^b	,599	,595	,20610	
3	,780 ^c	,608	,602	,20438	
4	,789 ^d	,622	,615	,20111	,900

a. Predictores: (Constante), ACD Pre
b. Predictores: (Constante), ACD Pre, LT (mm)
c. Predictores: (Constante), ACD Pre, LT (mm), Longitud Axial Pre (mm)
d. Predictores: (Constante), ACD Pre, LT (mm), Longitud Axial Pre (mm), Potencia Corneal media (dioptrías) Pre

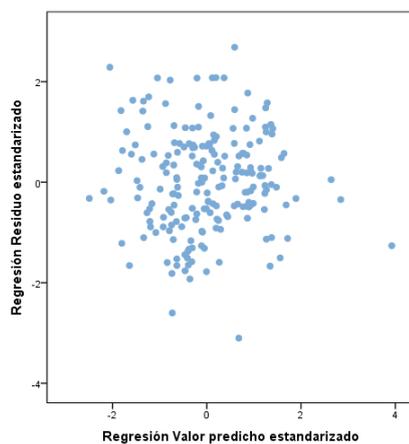
Tabla 5.15.2. Resumen del modelo final “paso a paso”, con el orden progresivo de inclusión de las variables según la importancia en la predecibilidad de la variable dependiente, PFL.

Se han construido modelos con las variables espesor corneal (CCT) y cámara anterior desde endotelio (AD) en lugar de la variable ACD, pero no suponen mejoría en el modelo. La variable tipo de LIO tampoco mejora el algoritmo.

Una vez ajustado el modelo se comprueban que se cumplen los supuestos del modelo de regresión (estudio de los residuos):

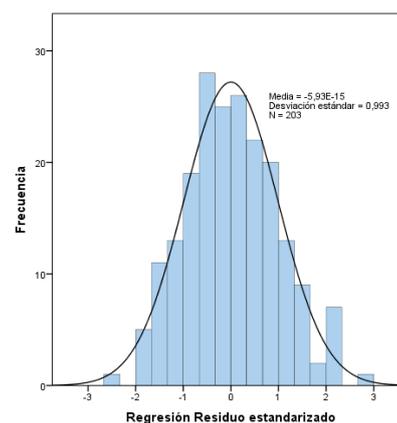
1) Homocedasticidad y normalidad de los residuos

Figura 5.15.1. Diagrama de dispersión de valores predichos tipificados y residuos tipificados



La dispersión de los datos sugiere que las varianzas son homogéneas (homocedasticidad). (Nube de puntos aleatoria, sin ningún tipo de patrón).

Figura 5.15.2. Histograma de los residuos tipificados



La distribución de los residuos parece seguir una distribución normal

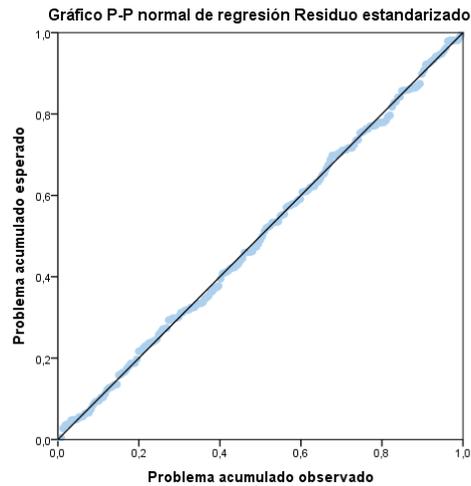


Figura 5.15.3

Los puntos se encuentran alineados en la recta, por tanto, podemos suponer que los residuos siguen una distribución Normal (p-valor del test Kolmogorov-Smirnov = 0,200)

2) Colinealidad

Variables del Modelo	Estadísticas de colinealidad	
	Tolerancia	VIF
ACD (mm)	0,432	2,316
Grosor del cristalino (mm)	0,614	1,628
Longitud Axial (mm)	0,499	2,004
Potencia Corneal media (D)	0,737	1,357

Tabla 5.15.3. Estadísticos de colinealidad del modelo de regresión lineal múltiple.

Valores de Tolerancia < 0,10 ó FAV > 10 indicaría colinealidad.

3) Independencia

Estadístico **Durbin-Watson** mide el grado de independencia de los residuos. Toma valores entre 0 y 4. Con valores igual a dos indicaría independencia de los residuos, que es lo que buscamos, próximo a 0 o a 4 indicaría lo contrario. En nuestro caso es igual a 0,9, próximo a 1. Asumimos independencia.

6 *DISCUSIÓN*

6. DISCUSIÓN

La cirugía de la catarata es la cirugía realizada con más frecuencia en el mundo³¹⁶. La evolución técnica experimentada en los últimos años nos ha llevado actualmente a unos resultados que se pueden considerar excelentes, pero que a la vez provocan una fuerte exigencia tanto a los profesionales, que persiguen conseguir unos óptimos resultados, como de los propios pacientes, que tienen unas expectativas muy elevadas tras la intervención.

Los resultados refractivos tras la cirugía de catarata han mejorado espectacularmente en pocos años. El porcentaje de ojos operados con una refracción postoperatoria de ± 1 D respecto a la refracción objetivo ha pasado del 65% al 95%, e incluso el 100% en algunas series³¹⁷.

En el presente trabajo de investigación, el porcentaje de ojos en el que se ha obtenido un resultado refractivo postoperatorio inferior a $\pm 0,5$ D ha sido del 88,18% (EA $> -0,5$ D y $< +0,5$ D), y por debajo de ± 1 D el 99,50% (EA $\leq -0,5$ D pero > -1 D y $\geq +0,5$ D pero $< +1$ D).

Si segmentamos el error en fracciones más pequeñas, resulta un 58,62% $\leq 0,25$ D, 29,56% entre 0,25 y 0,50 D, 11,33% $\geq 0,50$ D y 0,49% > 1 D.

Resultados refractivos publicados, con el uso de fórmulas de cálculo de 3ª y 4ª generación y con constantes de LIO optimizadas, están en el orden del 90-95% de ojos dentro de ± 1 D, 70% dentro de $\pm 0,5$ D y 40% dentro de $\pm 0,25$ D respecto a la refracción objetivo^{119,318-322}.

El "Royal College of Ophthalmologists" en Reino Unido, basándose en los estudios de Gale, ha establecido unos estándares del 55% dentro de ± 0.5 D, y 85% dentro de ± 1 D³⁴⁰.

Basados en los datos del Registro Europeo de la Calidad de los Resultados en Cirugía de Catarata y Refractiva (EUREQUO), el 91% de los resultados postoperatorios en el ER medio estaban por debajo de ± 1 D³²³. Unos resultados similares se publicaron en Suecia en un registro de más de 15000 ojos, con el 71% dentro de $\pm 0,5$ D y el 93% dentro de ± 1 D³²⁰.

Recientemente, R. Sheard concluye que en la actualidad se pueden conseguir porcentajes del 60% dentro de ± 0.5 D y del 90% dentro de ± 1 D, en el resultado refractivo postoperatorio¹⁰⁵.

Los resultados reflejados en nuestro estudio cumplen estos criterios, y están dentro de los estándares de calidad de los resultados refractivos en la cirugía de catarata.

La exactitud en el cálculo de la potencia de la LIO ha mejorado notablemente en los últimos años, principalmente por la evolución de las mediciones biométricas y de la técnica quirúrgica, la fabricación de lentes y las fórmulas de cálculo³⁰⁵. Sin embargo, incluso con la mejor biometría, siguen existiendo casos con errores refractivos no esperados.

La precisión en el resultado refractivo final depende, potencialmente, de los errores que pueden ocurrir en la determinación de múltiples factores implicados en el cálculo de la LIO, además de los aspectos quirúrgicos por sí mismos, y de los inherentes a la manufactura de la LIO. Estas variables incluyen entre otros: la LA, la potencia corneal, el índice refractivo corneal (índice queratométrico) asumido, la ACD, la posición del cristalino, y el uso de una fórmula de cálculo adecuada^{160,376}.

Inicialmente, las principales variables utilizadas por las fórmulas fueron la LA y la K, que dieron lugar a las primeras fórmulas teóricas o fórmulas de "lente fina". A finales de los 80, se desarrollan las fórmulas de 3ª generación (Hoffer Q, Holladay 1 y SRK/T), que consideran la ELP en sus cálculos, y que han sido y son las más ampliamente utilizadas^{119,275,310}. Sin embargo, sigue existiendo una variación en los resultados, debido a la diferencia existente entre la ELP final comparada con la ELP calculada²⁷⁵.

Fórmulas más recientes como las de Haigis, Holladay 2, Barret Universal II y Olsen incluyen la medida de la ACD del ojo, y además las tres últimas consideran el LT en el cálculo de la LIO³²⁴. Se han desarrollado nuevos métodos de cálculo basados en trazado de rayos, y se han tenido en cuenta factores como las superficies anterior y posterior de la córnea y el cristalino para predecir la potencia de la LIO. Por último, se han introducido nuevas constantes y se contemplan nuevas variables para ajustar los cálculos y mejorar la precisión de los resultados ("Plano de los hápticos" de Norrby²⁴³, "Constante C" de Olsen²⁸⁵,

fórmula H5 de Hoffer²⁸). A pesar de todas estas mejoras, los resultados finales siguen siendo variables en algunas ocasiones³¹⁰, e impredecibles en otras.

La fuente de error más importante procede del error de predicción realizado internamente por la fórmula cuando estima la posición individual postoperatoria de la LIO (ELP ó ACD postoperatoria). Tras la introducción de la interferometría láser y el desarrollo de los biómetros ópticos, el error de medición de la LA ha disminuido considerablemente, y la predicción de la ELP es actualmente la principal causa de error en el cálculo de la LIO^{118,122}.

6.1. DISEÑO DEL ESTUDIO

El presente trabajo de investigación ha sido realizado de forma retrospectiva, mediante la recogida de los datos en las historias clínicas de pacientes intervenidos de catarata, durante el periodo de estudio, que fue de 15 meses, a los que se les implantó una LIO monofocal, y que tenían todos los datos biométricos necesarios para el estudio, medidos mediante el mismo biómetro óptico Lenstar LS 900.

Se han establecido tres grupos según el tipo de LIO, y se ha analizado el diferente comportamiento de cada una de ellas en relación al resultado refractivo obtenido en cada ojo, y relacionándolo con los parámetros biométricos. Como establecen otros autores^{324,157,233}, la ELP está relacionada, por un lado, con factores dependientes de la LIO, y por otro, con factores dependientes del paciente, fundamentalmente con parámetros del segmento anterior ocular, especialmente la ACD y el LT. Por este motivo se decidió estudiar más de un tipo de LIO, e intentar correlacionar los resultados de cada una de ellas con variables oculares medibles por biometría óptica.

Una limitación del estudio es el carácter retrospectivo del mismo. La planificación de un estudio prospectivo, con la posibilidad de aleatorizar las LIOs implantadas, y establecer una distribución homogénea en el número y tipo de las mismas, entre hombres y mujeres, y distribuirlas adecuadamente entre ojos largos, medios y cortos, y a su vez segmentos anteriores largos, medios y cortos, permitiría dar una gran consistencia a los resultados. La práctica clínica habitual

en el sistema de salud en el que trabajamos, y los conflictos éticos que podrían surgir frecuentemente, hacen que, por un lado, utilicemos la tecnología y materiales disponibles en cada momento, y por otro, que prevalezca siempre el objetivo de conseguir el mejor resultado para cada paciente, anteponiendo criterios clínicos y subjetivos a la hora de seleccionar el tipo de LIO, y la potencia de la misma.

Un valor importante del presente trabajo es haber estudiado un total de 203 ojos de 182 pacientes, todos ellos operados y revisados por el mismo oftalmólogo, con un estudio biométrico supervisado pre y postoperatoriamente. No obstante, y aunque el volumen de ojos total es alto, y con una distribución normal de frecuencias, al establecer 3 grupos de LIOs diferentes, el número de ojos con parámetros menos frecuentes, como son las longitudes axiales cortas y largas, y los segmentos anteriores cortos y largos, es más bajo, restando probablemente potencia estadística a algunos resultados.

Un inconveniente referido en la literatura en estudios con diseños similares, en cuanto a la recogida muestral, es que en algunos pacientes se incluyen los dos ojos, concretamente en el presente trabajo fueron 15 mujeres, y 6 hombres. Por la posible correlación de resultados, se aconseja utilizar un ojo de cada sujeto estudiado. Hay métodos estadísticos denominados Ecuaciones Estimativas Generalizadas (GEE) que pueden utilizarse para validar resultados³⁰⁷.

6.2. METODOLOGÍA UTILIZADA

El biómetro utilizado en nuestro estudio ha sido el Lenstar LS900, un biómetro óptico con tecnología basada en reflectometría de baja coherencia óptica (OLCR), y que permite medir simultáneamente y en una sola medida la longitud axial (LA), el espesor corneal central (CCT), potencia corneal (K), profundidad de cámara anterior (ACD), distancia blanco-blanco (B-B), espesor del cristalino (LT), espesor retiniano (RT), diámetro pupilar y excentricidad del eje visual.

Existen múltiples estudios que han comparado las medidas del Lenstar con otros sistemas de mediciones biométricas, comprobando la validez de sus medidas, así como la reproducibilidad y repetibilidad de los resultados.

Cruysberg¹⁸⁵ encuentra una diferencia en la medida de LA de 0,03 mm entre el Lenstar y el IOL Master, lo que correspondería según la fórmula SRK-T a una diferencia entre 0,08 y 0,13 D en el cálculo de la potencia de la LIO, dependiendo de la LA del ojo.

Considerando diferencias en las mediciones de LA entre el IOL Master y el Lenstar, se han encontrado un excelente acuerdo en los diferentes estudios realizados, tanto en ojos cataratosos^{180,182-184}, como sanos^{181,182,185}.

En cuanto a la medición de la paquimetría (CCT), existen estudios previos que han determinado su buena exactitud al compararla con la paquimetría ultrasónica^{187,213,325,326,331}, así como su buena repetibilidad y reproducibilidad inter-observador²¹³. Se han publicado estudios determinando su buena exactitud en sujetos sanos²²⁵. De la misma manera, se ha estudiado la intercambiabilidad de sus medidas paquimétricas con aquellas ofrecidas por la técnica de fotografía rotacional de Scheimpflug (Pentacam)^{328,331}, por la tomografía de coherencia óptica de segmento anterior (Visante OCT)^{185,329}, con el biómetro ultrasónico de contacto Tomey AL 3000²²³, así como OLCR y OCT de dominio espectral¹⁸⁸, y concluyen que las medidas mediante reflectometría son intercambiables con los otros métodos.

Existen estudios que han demostrado una buena correlación entre Lenstar e IOL Master al comparar medidas queratométricas de la potencia corneal¹⁷⁹⁻¹⁸¹. Otros autores sí encuentran diferencias estadísticamente significativas^{184,330}, aunque no dan significación clínica a este hallazgo³³⁰. La diferencia media entre las fórmulas utilizadas en el cálculo de la LIO no fue estadísticamente significativa entre estos dos biómetros ópticos^{184,185}. Huerva²⁰⁸ no obtiene diferencias en las mediciones de K ni en el astigmatismo al comparar Lenstar LS 900 con Galilei G1, y concluye que dichas medidas pueden ser intercambiables.

En el estudio de Cruysberg¹⁸⁵, el Lenstar registra también medidas de ACD más bajas comparadas con Visante AS-OCT, con una diferencia media de 0,08 mm, y un rango de 0,32 mm. Al comparar el Lenstar con el IOL Master, las medidas con este último son más bajas, el rango es de 0,48 mm para un nivel de confianza del 95%. Por tanto, concluyen, las medidas de ACD entre el Lenstar y el Visante y entre el Lenstar y el IOL Master no son intercambiables¹⁸⁵.

Otros autores han demostrado también valores más elevados para la ACD con el Lenstar comparados con el IOL Master^{180-182,184,201,332}. En el estudio de Huerva, las medidas medias de la ACD con sistema Scheimpflug fueron ligeramente más elevadas que con OLCR. Aunque los resultados presentaban significación estadística, clínicamente no los consideraron relevantes²⁰⁸.

O'donnell et al. en 2012 comparan las medidas de ACD y CCT usando tres técnicas diferentes, Lenstar, Visante y Pentacam, concluyendo que dichos instrumentos no son intercambiables para estas mediciones³³³.

Existen estudios que no muestran diferencias en la medida B-B entre diferentes dispositivos, Lenstar vs IOL Master, Lenstar vs Pentacam²⁰⁸, Lenstar vs Sirius³³⁴. Sin embargo, otros estudios comparativos sí que muestran discrepancias³³².

Olsen destaca sobre el Lenstar que es un biómetro que permite comparar los ecogramas pre y postoperatorios y estudiar las relaciones con la anatomía del segmento anterior. Este ha sido uno de los principales objetivos de nuestro trabajo de investigación, ya que, como refiere Olsen, es lógico asumir que la anatomía del segmento anterior y las dimensiones y posición del saco capsular pueden ser predictivos de la posición postoperatoria de la lente²³³.

Hay que destacar que todas las mediciones biométricas han sido revisadas, como se describe en el apartado de metodología, tanto en el modo fáquico como pseudofáquico, ajustando todos aquellos parámetros que lo precisaban, fundamentalmente los picos en el ecograma (córnea, cristalino, LIO), potencia corneal y distancia blanco-blanco. Consideramos que esta revisión metódica de los datos aporta una gran validez a los resultados, ya que evita posibles sesgos de medición, y refuerza la consistencia del estudio.

La biometría era la primera exploración complementaria realizada durante el estudio preoperatorio, para evitar alteraciones corneales o en la película lagrimal que pudieran dificultar las mediciones, y siempre antes de aplicar gotas oftálmicas (como fluoresceína, tropicamida, ciclopléjico o fenilefrina). Aunque existen estudios con resultados diferentes en cuanto a la modificación en algunas medidas biométricas con la aplicación de agentes midriáticos o ciclopléjicos, algunos de

ellos afirman que la ACD aumenta tras la dilatación pupilar^{302,303}. En el trabajo de Arriola-Villalobos, compararon parámetros del segmento anterior antes y después de la instilación de tropicamida 1%, utilizando el biómetro óptico Lenstar LS 900. Aunque esta variación en la CA demostró ser significativa, no hizo variar la potencia de la LIO formulada³⁰³.

En el procedimiento quirúrgico, es importante destacar que siempre se procuró evitar un incremento del astigmatismo preoperatorio, bien realizando incisiones anastigmáticas, o compensando el astigmatismo previo mediante un abordaje por el meridiano más curvo. La variación en el cilindro refractivo pre y postoperatorio fue de 0,02 mm ($\pm 0,05$), y la diferencia entre la K media previa y la postquirúrgica fue de $-0,09 \pm 0,23$ D, estadísticamente significativa, pero consideramos que en el global de la muestra es clínicamente irrelevante. En valores absolutos, el cambio tras la cirugía en el cilindro fue de 0,24 (± 0) y en la Km 0,32 ($\pm 0,05$).

En otro paso crucial de la cirugía de cataratas, la capsulorrexis, se procuró que fuera de un tamaño aproximado entre 4,5-5,5 mm, de forma que cubriera adecuadamente los 360° de la óptica, hecho que se comprobaba, como se describe en la metodología, en las revisiones postoperatorias mediante la exploración en lámpara de hendidura. El descentramiento de la capsulorrexis puede provocar modificaciones en la posición final de la LIO⁴⁷. Cekiç y Batman³³⁵, demostraron que un diámetro de capsulorrexis de 4 mm provoca una mayor longitud en la ACD postoperatoria que otra de 6 mm. La capsulotomía ideal se estima que debe tener un diámetro de 5 mm o superior, y que cubra correctamente los 360° de la óptica⁴⁷.

En cuanto a las exploraciones postoperatorias, se debe comentar que la última se realizaba hacia las 4-5 semanas. Se desconoce realmente cuándo se estabiliza la lente en su posición definitiva dentro del saco capsular, pero diferentes trabajos concluyen que en este tiempo referido, la refracción ya no se modifica^{292,336,337,362}, y por tanto ya no serían esperables cambios en la PFL. Una magnitud de cambio de 0.5 D sucede tan sólo en el 1,2% de los ojos (de 500 estudiados), entre la semana y el mes postoperatorio³³⁶. Podría haber complicaciones secundarias, en situaciones como pseudoexfoliación capsular, debilidad zonular y fibrosis capsular, que

provocasen descentramientos o inclinaciones de la LIO. En los ojos incluidos en nuestro estudio no se han observado estas complicaciones.

La estimación del defecto refractivo residual postoperatorio también es un factor que contribuye al error total predictivo¹²¹. En el presente trabajo, siempre fue realizado por la misma persona, con experiencia en refracción, como refieren otros trabajos³⁶², aplicando el mismo criterio a todos los pacientes, y realizando una valoración tanto objetiva (mediante el autorefractómetro automatizado), como una valoración subjetiva de la refracción final. Este error depende de varias variables (como pueden ser la estabilidad de la película lagrimal o la pupila), pero incluso errores del orden de 0,4 D pueden ser asumidos¹²¹. Se valoró el equivalente esférico (EE) residual, para compararlo posteriormente con el EE previsto por la fórmula, y de esta forma calcular el Error Refractivo o Predictivo (ER), que ha sido una de las variables principales analizadas en este estudio.

Este aspecto metodológico, probablemente elimine un porcentaje del sesgo de medición, pero, indiscutiblemente, es uno de los principales inconvenientes de todos los estudios similares a este, en los que hay factores difíciles de determinar, como puede ser el componente del EE final en el que influye la modificación del astigmatismo en la cirugía¹²². A pesar de que, como hemos visto más arriba, la diferencia en la media del cilindro y en la potencia corneal pre y postoperatorios, son bajos en nuestro trabajo, es probable que haya pacientes en los que un astigmatismo inducido esté provocando un cambio final más miópico del esperado, sin que la fórmula haya errado en el cálculo.

En este trabajo de investigación se han establecido grupos atendiendo a los valores tomados de la mayor parte de los estudios sobre el tema, resultando las siguientes estratificaciones:

- Una en cuanto a la LA: ojo corto (<22 mm, 24 ojos), medio (22-24,5 mm, 162 ojos) y largo (>24,5 mm, 17 ojos). Esta estratificación de LA está basada en que la mayor parte de los estudios en la literatura establecen estos rangos^{116,280,317,336,338}. No hemos podido considerar la LA >26 mm, que se consideraría como ojo muy largo, por el bajo número de ojos en la muestra estudiada (3).

- Y otra en cuanto al segmento anterior (SA): corto (<7,4 mm, 44 ojos), medio (7,4-8 mm, 112 ojos) y largo (>8 mm, 47 ojos). Esta estratificación del SA está basada en la distribución de la muestra, y en los resultados obtenidos al comparar el SA de todos los ojos con respecto a la LA, donde pudimos observar que la dimensión axial del SA en ojos cortos ofrece una media de 7,4 mm, en ojos medios de 7,72 mm y en ojos largos de 8,03 mm, y en la población total estudiada la media ha sido 7,71 mm ($\pm 0,37$). Estos rangos son parecidos a los de otras estratificaciones establecidas por otros autores, que establecen la media del SA en 7,85 mm³³⁹.

La fórmula analizada en todo el trabajo ha sido la fórmula de 3ª generación SRK/T. La elección de esta fórmula obedece a que es una fórmula de uso general, la más frecuentemente utilizada por la mayor parte de los oftalmólogos¹⁶, con buenos resultados, y que ha demostrado buena precisión en la mayor parte de los ojos de longitudes axiales medias y altas^{341,342}. Sin embargo, en LA cortas, tienen mejor capacidad predictiva otras fórmulas, como la Hoffer Q^{342,343}. Aunque la LIO implantada en algunos de los pacientes del estudio con LA más cortas fuera calculada realmente con otra fórmula, hemos estudiado el EE estimado para esa potencia de LIO con la fórmula SRK/T. Así hemos realizado un estudio más homogéneo, y se ha descrito mejor el comportamiento de esta fórmula en nuestra población de estudio.

Hemos calculado el ER, mediante la diferencia entre el EE real y el EE estimado por la fórmula SRK/T. Y también nos ha servido para determinar el error de posición (EPos), calculando la diferencia entre la ELP estimada para cada ojo por la SRK/T y la posición final de la LIO en el ojo (PFL).

Tal y como recomiendan la mayor parte de los estudios sobre cálculo de LIOs³²¹, hemos utilizado, para cada grupo de LIO, constantes A optimizadas. Se han tomado como referencia las publicadas por el "ULIB" (User Group for Laser Interference Biometry)³⁰¹.

Es importante, antes de comparar datos de las fórmulas de cálculo que el ERM del grupo de estudio sea 0 ajustando la constante de la fórmula³⁰⁷. El ERM obtenido en nuestro estudio, prácticamente cero (-0,06), indica que las constantes utilizadas estaban bien optimizadas, y coinciden con las referenciadas en otros

trabajos^{344,345}. Según Olsen³⁰⁵, si el ERM de los datos es cero y los errores de predicción se distribuyen normalmente, entonces el EAM es aproximadamente el 80% de la desviación estándar. Si el ERM no es cero, esta relación no se sostiene y es difícil inferir en este caso la dispersión de los resultados de EAM. Basándonos en esta referencia hemos comprobado nuestros datos; se ha calculado el 80% de la desviación estándar del ERM para cada una de las LIOs, y el porcentaje obtenido ha sido del 77,2%, 78,3% y 81,3% para la SN60WF, MX60 y CT Asphina respectivamente. Por tanto, basándonos en este criterio, podemos decir que los ER de nuestra muestra se distribuyen con normalidad.

6.3. RESULTADOS

Los valores biométricos promedio del ojo humano varían en función de la edad, sexo y raza¹⁵⁷.

La **edad media** de la población de estudio (76,4 años) fue ligeramente superior a la de otros estudios similares; 75,42 en un estudio de 100 ojos de 100 pacientes³⁴⁶, 74,7 en un estudio de 6698 ojos sometidos a facoemulsificación²³³, 72,6 años en un estudio sobre 1235 pacientes³⁰⁵, 68,54 en un estudio sobre 171 ojos¹⁶⁶.

Ninguna de las variables principales del estudio ha mostrado diferencias significativas relacionadas con la **edad**, ni tampoco con la **lateralidad** del ojo intervenido. 102 ojos han sido derechos y 101 ojos izquierdos, y como es esperable, con la misma técnica, el mismo cirujano, y los mismos criterios de selección de la LIO, no reflejan diferencias en ninguna de las variables comparadas.

La longitud axial (**LA**) media de los ojos estudiados fue de $23,22 \pm 1,25$ mm, en concordancia con otros estudios que han determinado este parámetro ($23,08 \pm 1,13$ mm en Dinamarca²³³, $23,36 \pm 0,85$ mm en Reino Unido³⁴⁶, $23,61 \pm 1,38$ mm en Dinamarca³⁰⁵, $23,98 \pm 1,65$ mm en Italia³⁴⁷, $23,87 \pm 1,85$ mm, en Alemania $23,58 \pm 0,92$ mm¹⁸¹, este último en 200 ojos analizados con el biómetro Lenstar, en USA, $23,46 \pm 1,03$ mm sobre un total de 750 ojos con cataratas³⁴⁸, y en Turquía³⁴⁹, utilizando el biómetro Lenstar encuentran una LA de $23,14 \pm 1,15$ mm. Sin embargo, el trabajo de V. de Juan realizado en Valladolid (España, 2010) encuentra

una LA media de $24,22 \pm 2,60$ mm en 171 ojos sometidos a cirugía de catarata, en los que describe la influencia de la LA en el resultado refractivo tras la cirugía¹⁶⁶. Este último trabajo referencia una LA 1 mm más alta que la de nuestro estudio.

La profundidad de cámara anterior (**ACD**) media de nuestro estudio ha sido $3,07 \pm 0,88$ mm. El trabajo de V. De Juan describe una ACD media de $3,24 \pm 0,43$ mm, medida con PCI¹⁶⁶. Otros estudios obtienen cifras de $2,95 \pm 0,34$ mm³⁵⁰, $3,20 \pm 0,49$ mm³⁴⁹, y $2,96 \pm 0,45$ mm³⁴⁸, observando que la ACD tiende a ser más profunda en pacientes jóvenes y en los ojos más largos.

El espesor cristaliniano (**LT**) encontrado ha sido $4,64 \pm 0,52$ mm, otros autores con estudios similares obtienen resultados de $4,41 \pm 0,46$ mm³⁴⁹ y $4,93 \pm 0,56$ mm³⁴⁸. Este último observa además que los cristalinos tienden a ser más anchos en pacientes mayores y en los ojos más cortos.

Si analizamos las variables del estudio por **sexo**, encontramos diferencias significativas importantes. Hemos determinado una LA de 22,98 mm en las mujeres y 23,60 mm en los hombres.

Existen estudios que revelan diferencias significativas en los valores de LA y K al compararlos por sexo³⁵². Observan que las mujeres tienen ojos significativamente más cortos (22,85 mm vs 23,04 mm) y córneas más potentes que los hombres (44,46 vs 44,16). Jivrajka³⁴⁸ obtiene diferencias similares, aunque con LA algo más altas, 23,27 mm en mujeres y 23,76 en hombres.

Es conocido que existen factores étnicos y raciales que influyen en características anatómicas del ojo. Estudios realizados en países del Asia Central, como Paquistán³⁵¹, Nepal³⁵², Cachemira³⁵³, o India³⁵⁴, ponen de manifiesto que aquellas poblaciones tienen ojos más cortos (22,6-22,96 mm) que la raza caucásica (23,08-23,87 mm)^{233,347,355,356}, y que otras regiones asiáticas del Medio Este (23,14 mm)³⁵⁷ y de la zona del Pacífico (23,23-24,43 mm)^{358,359}.

En nuestro estudio hemos observado una diferencia estadísticamente significativa entre hombres y mujeres al comparar el ER (0,03 vs -0,12, p 0,002). Hay autores que han descrito ojos con LA más cortas (23,45 vs 24,01) y córneas más potentes (44,20 vs 43,46) en mujeres comparadas con los hombres, y han observado que la fórmula SRK/T genera un ER miópico³⁶⁰.

Este error podría estar relacionado con la diferencia en las medidas axiales medias de las estructuras oculares entre hombres y mujeres (ACD, SA y LA), tal y como observamos en los datos de nuestro trabajo (ACD 3 mm en mujeres vs 3,18 mm en hombres, y SA 7,66 mm en mujeres vs 7,81 mm en hombres). La distancia B-B también ha resultado más elevada en hombres (11,97 vs 11,76 mm).

Otros parámetros del SA analizados no han mostrado diferencias significativas por sexo, como LT y CCT.

En cuanto a la queratometría (K) hemos obtenido diferencias por sexo en la K plana, K curva y K media, con valores de 1 D más altos en mujeres (Hombres: K plana 43,22 D, K curva 44,02 D y K media $43,62 \pm 0,92$ D. Mujeres: K plana 44,32 D, K curva 45,09 D y K media $44,71 \pm 2,61$ D). Estos resultados son congruentes con otros estudios que han realizado comparaciones por sexo^{351,358-361}.

Según el sexo, la distribución final de las LIOs no ha mostrado diferencias estadísticamente significativas (SN60WF 81 LIOs, 49 hombres vs 32 mujeres, MX60 75 LIOs, 35 vs 40 y CT Asphina 409 47 LIOs, 18 vs 29), lo que permite realizar comparaciones entre hombres y mujeres para las diferentes variables, sin provocar un sesgo de distribución.

La potencia media de la LIO implantada en nuestro estudio fue de $21,39 \pm 3,54$. En el grupo de la LIO SN60WF fue de 21,20 (81 ojos); en el de la MX60 21,72 (75 ojos); en el de la CT Asphina 21,19 (47 ojos).

La potencia media de las LIOs implantadas en una revisión de 308 ojos operados de catarata fue $21,06 \pm 3,80$ D³⁶². De ellos, en 82 ojos implantó una LIO SN60WF. Olsen²⁸⁵, en un estudio en el que analiza 2043 casos, operados en dos centros, publica que la potencia media implantada fue $20,75 \pm 5,18$ en uno de ellos, y $21,33 \pm 3,45$ en el otro (568 ojos), muy similar a la descrita en nuestro estudio. Otro trabajo realizado con una muestra de ojos de LA entre 22,2 y 24,5 mm, describe una potencia media de la lente implantada de $21,7 \pm 1,30$ ³⁷⁷. No obstante, hay que tener en cuenta que la potencia elegida depende de características propias de la LIO, como la constante A, y lentes aparentemente diferentes por la potencia nominal etiquetada, pueden conseguir el mismo efecto óptico una vez implantadas.

6.3.1. VARIABLES PRINCIPALES DEL ESTUDIO

El **ERM** fue de $-0,06$ D ($\pm 0,33$ D) y el **EAM** de $0,25$ D ($\pm 0,21$ D). La mediana del EA (MedEA) del total de la muestra ha sido $0,22$ D. Para las diferentes LIOs el EAM y la MedEA han sido: SN60WF $0,28$ (MedEA $0,23$), MX60 $0,24$ (MedEA $0,19$) y CT Asphina 409 $0,29$ (MedEA $0,25$). El valor de prácticamente cero en la media del ER confirma que los cálculos son consistentes, y el resultado es la desviación estándar¹²¹.

En un trabajo reciente, Reitblat³⁶³ estudia la precisión en la refracción prevista de LIOs multifocales mediante el Lenstar. El ERM con la SRK/T fue $0,00 \pm 0,30$ D, y el EAM $0,2 \pm 0,19$ D (MedEA $0,17$ D), muy similar al obtenido por nosotros.

Lam²⁹⁹, en un estudio en el que compara los resultados refractivos obtenidos con la fórmula Holladay 2, incorporando la medición de LT mediante el Lenstar, respecto a los obtenidos con LT mediante un cálculo basado en la edad, describe un EAM de $0,14$ D y $0,25$ D, respectivamente, y un ERM de $-0,03 \pm 0,20$ D y $-0,15 \pm 0,27$ D. El ERM es muy parecido al obtenido por nosotros, pero el EAM inferior reflejado en su estudio puede estar motivado por la pequeña cohorte utilizada (93 ojos) y que la refracción postoperatoria fue realizada con la ayuda de un aberrómetro por frente de ondas, que tiene una tolerancia inferior a $0,12$ D.

Presussner¹²¹ describe unos ERM de $+0,13 \pm 0,59$ D en un grupo de 1121 ojos con 13 modelos de LIOs, y $-0,13 \pm 0,62$ D en otro grupo de 936 ojos, y unos EAM de $0,44$ D y $0,50$ D, respectivamente. Las medidas fueron realizadas con biometría ultrasónica, por lo que podría existir un componente de error debido a la metodología.

Narváez¹¹⁶, en un análisis comparativo retrospectivo en 643 ojos, cuya biometría estaba realizada mediante ultrasonidos por técnica de inmersión, describe un EAM de $0,52 \pm 0,43$ D en los ojos de 22-24,5 mm de LA, y $0,49 \pm 0,39$ D en el rango 24,5-26 mm. Nosotros hemos encontrado resultados sensiblemente inferiores en el rango de ojos normales (22-24,5 mm), en las tres LIOs (SN60WF $0,28 \pm 0,25$, MX60 $0,20 \pm 0,16$ y CT Asphina $0,28 \pm 0,20$), así como en los ojos cortos ($0,31 \pm 0,25$ mm, $0,32 \pm 0,28$ mm y $0,39 \pm 0,30$ mm, respectivamente para las tres LIOs). En estos resultados, podría influir el diferente método de biometría utilizado.

En el trabajo de Hoffmann sobre cálculo de LIO esféricas³⁶², estudian retrospectivamente 308 ojos de 185 pacientes, de los que en 82 ojos implantaron una LIO SN60WF (LA media 24.18 ± 1.64 mm). Con la optimización de la fórmula SRK/T encontraron un EAM de 0,34, y una mediana del error (MedEA) de 0,28, y eliminando 2 “outlier” con ER > 1 D, el EAM fue de 0,32 D, MedEA 0,26, ligeramente más elevados que los observados en nuestro estudio. El porcentaje de ojos dentro de los ER fue del 44,6% dentro de $\pm 0,25$ D, 78,8% dentro de $\pm 0,50$ D y 98,1 dentro de ± 1 D. Cabe destacar que en este trabajo, la constante A optimizada que utilizaron fue 119,2, 0,2 puntos más alta que la utilizada por nosotros. Eom³⁴⁵, sin embargo, sobre una muestra de 114 ojos con LIO SN60WF y la constante A 119, describe una MedEA de 0,29, en el mismo rango que nuestro resultado para esta misma LIO (0,28).

Otro estudio sobre 200 ojos (LA media $24,75 \pm 2,71$ mm) describen una MedEA de 0,43 D usando la SRK/T, y en el subgrupo con LA 22-26 mm (media $23,45 \pm 0,99$), más similar a la población de nuestro estudio, obtienen un EAM de 0,56 D, MedEA 0,43. El trabajo de Aristodemou¹¹⁹ sobre 8108 ojos, en el que compara diferentes fórmulas de elección según las longitudes axiales del ojo, en dos LIOs diferentes, una de tres piezas y otra monobloque en forma de plato, obtiene un ERM de aproximadamente 0,4 en el rango de LA estudiado por nosotros, y un ERM entre 0 y -0,09, similar al observado por nosotros. En este trabajo, y realizando una optimización de la constante de las LIOs estudiadas, el porcentaje de ojos que obtuvieron por debajo de $\pm 0,25$ D, $\pm 0,50$ D y ± 1 D, para la SRK/T, fue 40%, 70% y 92%, respectivamente. Eom³⁴⁵, obtiene un 43%, 73,7% y 96,5%, respectivamente. Estos datos son más similares, aunque ligeramente inferiores a los observados por nosotros (58,6%, 88% y 99,5%, respectivamente), que son muy congruentes con los porcentajes obtenidos por Rabsilber¹⁸⁴, en 100 ojos intervenidos de cataratas, utilizando el biómetro Lenstar, con un 68% en el rango de $\pm 0,20$ D, 91% dentro de $\pm 0,50$ D y 97% dentro de ± 1 D.

El trabajo de Olsen²⁸⁵, referenciado más arriba, con 2043 ojos operados, en el subgrupo más homogéneo con nuestra muestra (568 ojos con LA $23,62 \pm 1,28$ mm, ACD $3,16 \pm 0,40$ mm, LT $4,57 \pm 0,43$ mm), publica un ERM de $0,0 \pm 0,46$, un EAM de 0,35 D y una MedEA de 0,28, en la línea de nuestros resultados.

Los resultados, ligeramente inferiores en el EAM de nuestro estudio, con respecto a algunos de los referenciados previamente, podrían estar provocados, en primer lugar por el tamaño muestral, y en segundo lugar por el bajo porcentaje de pacientes con ojos cortos y largos de nuestra muestra, y el mayor peso de ojos con LA normal, en los que la predicción de la fórmula es más elevada. También los diferentes tipos de LIOs según los estudios, podrían hacer no comparables totalmente los resultados. Un factor adicional, que reforzaría la metodología utilizada en el estudio, es que pueden existir diferencias en los ER medidos, por la manera de calcular el EE final de cada paciente (subjetiva, realizada por diferentes personas o siempre por la misma), automatizada (variabilidad en los aparatos), con aberrometría²⁹⁹, etc.

Se ha analizado el ER como tendencia miópica e hipertrópica para los tres grupos de LIO. Aunque existe mayor número de casos con tendencia miópica (117 vs 78) en la distribución de LIOs por tendencias refractivas no hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas, la explicación de estos conceptos es la siguiente: Hemos denominado tendencia hipertrópica o ER (+) cuando la fórmula estimaba que el ojo iba a quedar más miope de lo que ha quedado, o dicho de otra manera, el ojo ha quedado más hipertrópe de lo estimado por la fórmula. Pero este dato no indica que haya quedado necesariamente hipertrópe. La situación inversa la encontramos al hablar de tendencia miópica.

Según hemos explicado en el apartado “Metodología”, la distribución del EA se ha categorizado de 2 maneras:

1. Inicialmente, para intentar valorar con más rigor los análisis estadísticos de las variables estudiadas, se establecieron 4 categorías, según los criterios de “Éxito”, “Error bajo”, “Error moderado” y “Error alto”.

2. Posteriormente se hizo una nueva categorización de la muestra, estableciendo sólo dos rangos:

- < 0,5 D, o éxito. En esta categoría se encuentran 179 pacientes.
- ≥ 0,5 D, o error . Con 24 pacientes.

Esta última distribución fue finalmente la utilizada en la mayor parte de los análisis de datos, por tres razones fundamentales: en primer lugar, el volumen de

la muestra, en segundo lugar, las referencias bibliográficas establecen fundamentalmente categorías con intervalos de 0,5 D, y en tercer lugar, las LIOs comercializadas en la actualidad se fabrican con saltos de 0,5 D, por lo que resulta más fácil poder extrapolar resultados.

Como se ha citado anteriormente, el EAM se usa a menudo como indicador de la difusión o dispersión de los resultados refractivos, y debe estar en torno al 80% de la desviación estándar del ERM, si los errores de predicción se distribuyen normalmente³⁰⁵. En el presente trabajo, esos porcentajes han sido del 77,2%, 78,3% y 81,3% para la SN60WF, MX60 y CT Asphina respectivamente, por lo que los datos son consistentes con este razonamiento.

En la distribución de los ojos según ER y tipo de LIO, Se observa una tendencia creciente en los porcentajes de las LIOs SN60WF y CT ASPHINA 409 a medida que aumenta el error, y una tendencia decreciente en la LIO MX60. Sin embargo, estas diferencias no han mostrado significación estadística.

En los modelos de regresión simple calculados en el estudio, observamos cómo la ACD ($R^2 = 0,256$, para la SN60WF), y el SA ($R^2 = 0,227$, para la SN60WF; $R^2 = 0,219$, para la MX60 y $R^2 = 0,339$, para la CT Asphina), tienen influencia en el ER. Según nuestros resultados, un cambio de 1mm en la ACD supone 0,4 D de variación en el ER para la LIO SN60WF, y si ese mismo cambio es en el SA, supondría una modificación en el ER de 0,35 D (MX60), 0,4 D (SN60WF) y 0,60 D (CT Asphina). Este dato es muy congruente con el referenciado por Olsen²⁸⁵, que describe para la fórmula SRK/T, un error de $\pm 0,4$ D en el cálculo de la potencia de la LIO por cada 1 mm de variación en el tamaño del segmento anterior.

La predicción exacta de la **PFL** basada en datos biométricos preoperatorios es, en principio, imposible, ya que existen ciertos parámetros que no podemos valorar con certeza, como puede ser el cambio en el posicionamiento axial de la LIO dependiente de la contracción del saco capsular³⁶⁴.

El efecto refractivo de una LIO no depende sólo de su potencia, sino de la posición anatómica dentro del ojo^{118,365}. En aquellos ojos en los que las estructuras no siguen una normalidad anatómica, asumida por las fórmulas, las estimaciones de la posición postoperatoria de la LIO pueden no ser válidas²³³.

La estimación de la posición postoperatoria de la LIO debería basarse en parámetros físicos/geométricos que la determinan, como el saco capsular. La medición tanto de la ACD como del LT deberían ser determinados siempre¹²¹.

Un posible error difícil de estimar, es el que procede de la fabricación de las LIOs, y su influencia en la estimación de la ACD postoperatoria. El radio de curvatura y el índice de refracción del material óptico puede variar durante el proceso de manufactura de la LIO. No obstante, se asume que la distribución aleatorizada de dicho error no debería influir en los valores medios de las medidas³⁶⁴.

En los 203 ojos intervenidos se ha detectado la cara anterior y posterior de la LIO mediante OLCR. Esta medición nos permite cuantificar la distancia que va desde el epitelio corneal hasta la cara anterior de la LIO. La PFL media en el global de los ojos fue $4,54 \pm 0,32$ mm, muy similar al reflejado en otros trabajos que determinan la ACD post (= PFL) mediante OLCR, y encuentran medidas de $4,47 \pm 0,32$ mm²⁹². Otras medidas de ACDs post ajustadas utilizando imagen Scheimpflug ofrecen datos de $4,58 \pm 0,34$ mm³⁶⁶, y $4,82 \pm 0,32$ mm³³⁷, más largas que las determinadas mediante el Lenstar.

Hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas en la PFL, al comparar la LIO MX60 (PFL de 4,70 mm) con la SN60WF (PFL de 4,49 mm) y entre la MX60 y la CT Asphina (PFL de 4,38 mm). La diferencia entre la SN60WF y la CT Asphina no es significativa.

La PFL 2 es la suma de la PFL más la distancia que va desde la cara anterior de la LIO hasta el plano central de la misma, es decir la mitad del grosor central de la LIO determinada por OLCR. La PFL 2 media global fue 4,90 mm, y se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre la MX60 (PFL 2 de 4,99 mm) y la SN60WF (PFL 2 de 4,80 mm). Hemos considerado necesaria la determinación de esta variable ya que, como han observado previamente otros autores, el centro de la LIO parece ser un punto de baja variación³⁶⁷. Esta hipótesis se apoya también en el hecho de que este punto muestra menos cambios cuando se comparan diferentes tipos de LIOs³⁶⁷. Olsen²⁸⁵, en su algoritmo de cálculo en el que introduce la nueva constante C, define la posición de la LIO como la ACD postoperatoria

(distancia desde el vértice corneal hasta la superficie anterior de la LIO más la mitad del espesor central de la LIO).

Destaca la posición final más posterior dentro del ojo de la LIO MX60, a lo que podrían contribuir las características geométricas y el menor grosor medio de esta LIO (0,580 mm respecto a 0,634 de la SN60WF y 1,025 de la CT Asphina). Se observa cómo la LIO MX60 se posiciona intraocularmente más hacia atrás, pero no provoca mayor tendencia hacia la hipermetropía. Sin embargo, refractivamente no parece tener influencia como se puede observar por el ER, que es similar entre las 3 LIOs estudiadas. Se han descrito factores relacionados con el diseño del implante que podrían influir también en el resultado refractivo final. Un posible movimiento anteroposterior de la LIO, y el descentramiento de la misma, podrían estar condicionados por la menor resistencia de la lente a la contracción capsular³³⁶.

En los 3 tipos de LIOs se observa una clara correlación positiva entre la ELP determinada por la fórmula SRK/T (5,53, 5,57 y 5,02 para la SN60WF, MX60 y CT Asphina, respectivamente) y la PFL y PFL 2. La diferencia entre estos dos parámetros o EPos, es diferente de forma estadísticamente significativa al comparar cada una de las LIOs con el resto (1,04, 0,86 y 0,64 para la SN60WF, MX60 y CT Asphina respectivamente).

Es importante distinguir la ELP de la posición real de la LIO. La ELP es un valor que deriva de una fórmula matemática, y no es por definición una posición física de la LIO, porque la fórmula de "lente fina" no tiene en cuenta ni el grosor ni la configuración óptica de la LIO. Otros factores como posibles errores en los cálculos de la verdadera potencia corneal pueden ocasionar que la ELP se desvíe más de la posición física real²⁸⁵. Estimar la ELP exacta es difícil, y las fórmulas de cálculo difieren en la manera de calcular ese lugar teórico en el que quedará ubicada la lente dentro del ojo³³⁷.

Es interesante destacar los resultados de las variables principales respecto al **sexo**, donde se observa una diferencia estadísticamente significativa, y clínicamente destacable, entre hombres y mujeres en el ERM (0,03 vs -0,12, p 0,002), en las PFLs (PFL: 4,649 vs 4,477, p < 0,001. PFL 2: 4,989 vs 4,836, p < 0,001), y en el EPos (0,814 vs 0,928, p < 0,019). Estas diferencias, podrían estar condicionadas por las diferencias existentes, respecto al sexo, en los parámetros

del SA relacionados con la posición intraocular de la LIO, de forma que la ubicación más anterior de la lente en las mujeres provocaría un defecto más miópico, y una mayor diferencia entre la PFL y la ELP prevista por la fórmula (EPos). Estos datos son consistentes con otros resultados encontrados en la literatura³⁶⁰, con valores de ER (SRK/T) de -0,096 D en mujeres y +0,014 D en hombres. Otros observan ER de 0,077 D en mujeres y 0,195 D en hombres, que objetivan igualmente la tendencia del error más negativo en las mujeres. Y están relacionados con los diferentes parámetros biométricos descritos entre hombres y mujeres^{348,368,369}. Las diferencias en las características biométricas oculares pueden ocasionar errores en la precisión del cálculo por las fórmulas³⁴¹.

Hemos observado una correlación positiva, estadísticamente significativa, entre el ER y la PFL en las 2 posiciones estudiadas, y en las 3 LIOs. Se objetiva claramente que las posiciones más anteriores ocasionan defectos más miópicos y cuanto más posterior es la posición de la LIO, más tendencia hipermetrópica en el resultado refractivo.

Con la LIO SN60WF se observa que hay mayor ER cuando la PFL es más anterior. Existe una diferencia de aproximadamente 0,25 mm entre la PFL en los ojos de éxito y la PFL en aquellos con $ER \geq 0,5$ D (datos similares a los obtenidos para la PFL 2). Se estima que un error de 0,25 mm en la ELP provoca un error a plano de LIO de 0,8 D en ojos de LA 21 mm, 0,55 D en ojos de 23 mm de LA, y 0,35 D en ojos de 27 mm. Estas cifras traducidas a plano de gafa serían aproximadamente 0,58, 0,40 y 0,25 D, respectivamente¹⁵⁷.

En nuestro modelo de regresión lineal simple entre la PFL y el ER hemos determinado que por cada 1 mm de variación en la posición se produce un cambio en el error de 0,6 D (SN60WF), 0,5 D (CT Asphina) y 0,4 D (MX60). Estos resultados nos indicarían, que ante una modificación que podamos estimar preoperatoriamente, de 0,4 o 0,5 mm en la PFL, en un ojo normal, el cambio sobre el ER sería suficiente como para variar la potencia de la LIO elegida, y mejorar el resultado final.

El **EPos** nos da una estimación del grado de precisión de la fórmula SRK/T en el cálculo de la potencia de la LIO.

Actualmente, la precisión en la estimación de la ELP es la mayor limitación de las fórmulas de cálculo de la LIO¹¹⁸, y puede contribuir al 20-40% de los errores refractivos^{160,122}. La ELP no se correlaciona directamente con la posición anatómica de la LIO, y las diferentes fórmulas utilizan distintas variables para calcular esta ELP, y posteriormente el cálculo de la potencia de la LIO.

La fórmula SRK/T (al igual que la de Hoffer y la de Holladay) usa como variables la LA y la potencia corneal.

Consideramos que esta variable, EPos, analizada en nuestro estudio, nos puede dar información de cómo la fórmula se aproxima o se aleja matemáticamente de una posición anatómica real que podemos determinar mediante nuestro biómetro óptico, y por tanto, poder correlacionar dicha variable con el resto de los parámetros estudiados.

Lo primero que observamos es que el EPos es diferente al comparar cada LIO con el resto. Hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas al comparar el EPos para cada una de las LIOs con las demás (SN60WF, media 1,044, MX60, 0,863, CT Asphina, 0,640). A estas diferencias pueden contribuir la constante A utilizada para cada LIO por la fórmula SRK/T (119 para la SN60WF, 119,1 para la MX60 y 118,3 para la CT Asphina 409), pero también de forma directa la PFL.

Por este motivo, la MX60, siendo una LIO de características físicas parecidas a la SN60WF, sin embargo tiene un EPos muy inferior, ya que la PFL de la MX60 es mayor.

Existen diferencias estadísticamente significativas en la distribución del EPos entre hombres y mujeres. Como la ELP estimada por la fórmula no distingue por sexo, y la PFL es más corta en mujeres, el EPos es mayor, se diferencian más ambos valores.

Si analizamos los gráficos de correlación entre el EPos y el ER, podemos apreciar una correlación negativa, de forma que a medida que el EPos es mayor, el ER es más miópico. Como la ELP estimada por la fórmula tiene un valor superior a la PFL, una cifra más alta de EPos implica una posición más anterior de la LIO, que pudiera estar relacionada con el segmento anterior (ver más adelante). Sin

embargo, no se obtienen diferencias estadísticamente significativas al estratificar por LIO y comparar con ER.

Es interesante el resultado mostrado en un estudio³⁷⁰, en el que valoran las diferencias entre las posiciones estimada y real de la LIO, determinada con el Lenstar, y concluyen que con una variación en la posición de una LIO (de 20 D) de $\pm 0,4$ mm, el error dióptrico producido puede ser de 0,5 D.

6.3.2. RELACIÓN ENTRE VARIABLES PRINCIPALES Y LONGITUD AXIAL

Aunque la PFL de los 3 tipos de LIOs está relacionada positivamente con la LA (r 0,68, 0,44 y 0,39 para SN60WF, MX60 y CT Asphina, respectivamente), cuando valoramos cualitativamente la LA y segmentamos en ojo corto, normal y largo, la LIO que mejor se correlaciona es la SN60WF, con diferencias en PFL de aproximadamente 0,30 mm entre cada uno de los intervalos de LA.

Una observación ya descrita hace tiempo es que la ELP depende de la LA. Si no se corrige esta dependencia, la fórmula de cálculo comete errores de predicción en ojos cortos y largos²³³.

En el caso de la LIO MX60 encontramos estas mismas relaciones con diferencias de aproximadamente 0,20 mm, aunque sin significación estadística.

Estos resultados nos confirman que una LIO, como la SN60WF, se posiciona anatómicamente 0,6 mm de media más atrás en un ojo de LA > 24, 5mm que en uno de LA < 22mm. Esta variación traducida a error refractivo podría suponer aproximadamente 2 D de diferencia en plano de LIO, y 1,30 en plano de gafa.

Cuando analizamos el EPos, la única LIO que muestra correlación con LA es la SN60WF (r 0,48, $p < 0,001$). Se han obtenido diferencias estadísticamente significativas en los EPos de la LIO SN60WF al comparar ojos de LA normal y largo (0,99 vs 1,35, $p < 0,001$). En estos resultados podemos observar cómo a pesar de que la LIO SN60WF en los ojos largos se posiciona más atrás (PFL 4,84), sin embargo el EPos aumenta, y esto se debe a que la fórmula, ante una LA larga, estima una ELP más alta (más posterior).

El EPos 2 tiene un comportamiento similar al que hemos descrito para el EPos, por lo que la valoración de los resultados es extrapolable.

En cuanto al ER y EA, hallamos diferencias de 0,50 mm en la LA, entre el grupo de error < 0,5 y el de $\geq 0,5$ D (LA 23,28 mm en < 0,5 D vs 22,75 mm si $\geq 0,5$ D). Este dato confirma la mayor presencia de error en ojos más cortos, como ya han descrito otros autores^{118,157,275,371}. Al tratar la LA de forma cualitativa, volvemos a confirmar este hecho, y encontramos diferencias estadísticamente significativas en la proporción de pacientes con ojo corto (< 22 mm) y error $\geq 0,5$ D.

Hay que recordar que un error de medida en un ojo corto tiene mucha mayor repercusión refractiva en el ER final^{118,157,274,343,372,373}. Esto es debido a las dificultades de calcular la verdadera ELP, ya que el SA en los ojos cortos no es proporcional a la LA²⁷⁴, y como las potencias necesarias para la LIO son más elevadas, cualquier error en el cálculo o en la posición tiene mucho mayor efecto³⁷³.

Además de otros factores que puedan influir en el éxito refractivo en estos ojos, como la variabilidad anatómica del SA, en los ojos cortos juega un papel fundamental la tolerancia de la potencia de la LIO respecto a la potencia nominal³⁷¹. La normativa de la Organización Internacional para la Estandarización establece una potencia dióptrica real de $\pm 0,40$ D sobre la potencia etiquetada, para las LIOs de rangos más frecuentes (15-25 D). Esta tolerancia llega hasta ± 1 D en las potencias más altas de 30 D (ISO). Preusner afirma que tolerancias de $\pm 0,33$ D en plano corneal para una LIO de 25 D no son aceptables y deben ser reducidas¹²¹.

Al estratificar por LIOs, no hemos encontrado diferencias significativas en relación a los errores refractivos y la LA. Aún así, se observa un mayor EAM en los ojos cortos que en el resto (SN60WF $0,31 \pm 0,25$ D, MX60 $0,32 \pm 0,28$ D y CT Asphina $0,39 \pm 0,30$ D). Probablemente el tamaño muestral de cada una de las LIOs esté influyendo en los resultados, y más aún cuando se estratifica la LA cualitativamente. También es probable que, individualmente para cada LIO, haya otros factores de más peso en el resultado error. No obstante, los resultados encontrados en otros trabajos son ligeramente superiores. Day, en 163 ojos cortos ($21,20 \pm 0,60$ mm), encuentra un EAM de $0,57 \pm 0,45$ D, utilizando en el estudio varios tipos de LIOs y constantes ajustadas. Roh³⁷², compara varias fórmulas de cálculo con el IOL Master en 25 ojos < 22 mm de LA, y obtiene para la SRK/T un EAM de $0,53 \pm 0,25$ D, aunque no individualizan las constantes de las LIOs

estudiadas. Este mismo trabajo demuestra una correlación lineal positiva entre la LA y la ACD, aunque con un coeficiente de regresión bajo, por la variabilidad de la ACD. Moschos³⁷⁴ estudia 69 ojos con LA < 22 mm (media 21,5 ± 0,4 mm), a los que se les implantó una LIO SN60WF, y obtiene un EAM con la SRK/T de 0,97 ± 0,38 D. Los ojos estudiados son muy similares a la población de nuestro estudio (ojos cortos, LA media 21,65 ± 0,34 mm). Posiblemente la principal causa de la diferencia observada en el EAM es que en el citado trabajo se utilizó un biómetro ultrasónico para la biometría, y la constante no estaba optimizada. Esta última situación encontramos en el trabajo de Gavin y Hammond³⁴³, que describen un EAM de 0,98 ± 0,7 D, pero estiman que con un ajuste en la constante A, hubieran mejorado los resultados más de un 40%.

6.3.3. RELACIÓN ENTRE LONGITUD AXIAL Y PARÁMETROS DEL SEGMENTO ANTERIOR

Nuestros resultados muestran una clara correlación positiva entre la LA y la ACD (r 0,53, $p < 0,001$), que se mantiene en los estratos ER negativo y positivo. Sin embargo, al valorar la correlación con los grupos de ER, se observa correlación positiva en el de < 0,5 D (0,55, $p < 0,001$), pero no en el de error $\geq 0,5$ D. Es decir, no hay correlación o no guardan una linealidad suficiente la ACD y la LA, lo que probablemente está indicando que hay error en aquellos ojos en los que la ACD tiene una profundidad inusual para la LA del ojo.

La ACD se ha descrito como variable predictora, y se incluye en varios de los algoritmos modernos de cálculo de la potencia de la LIO, como la fórmula de Haigis^{163,233}.

La fuente de error más importante en el cálculo de la LIO procede del error de predicción realizado internamente por la fórmula cuando estima la posición individual postoperatoria de la LIO (ELP ó ACD postoperatoria). Tras la introducción de la interferometría láser y el desarrollo de los biómetros ópticos, el error de medición de la LA ha disminuido considerablemente, y la predicción de la ELP es actualmente la principal causa de error en el cálculo de la LIO^{118,122}.

Diferentes fórmulas intentan evitar este problema utilizando otros parámetros preoperatorios como la ACD y el LT³¹⁵, de ahí la importancia de medir este

parámetro, y de valorar sus relaciones con otras variables.

Al analizar LA de forma cualitativa hemos encontrado diferencias estadísticamente significativas entre las ACDs medias entre ojos cortos, normales y largos en la población total, en los estratos ER negativo y positivo (siendo además más estrecha la ACD en los negativos y más ancha en los positivos), y en el grupo de $ER < 0,5$ D. Sin embargo, no se encuentran diferencias estadísticamente significativas en el grupo de $ER \geq 0,5$ D. La explicación de este hallazgo podría estar en que entre los pacientes de más ER la ACD es más grande de lo esperado en los ojos cortos, y más estrecha de lo esperado en los ojos medios. Esto hace que la diferencia entre ojos sea menor (y por tanto no significativa). Otra razón podría ser el reducido número de ojos, que no permite alcanzar mayor potencia estadística, en uno u otro sentido.

Hemos valorado las relaciones del LT respecto a la LA, no hemos encontrado diferencias significativas, excepto en el estrato ER negativo ($r -0,25$, $p 0,007$). La correlación negativa encontrada en las variaciones medias de LT según LA sólo en el grupo de pacientes con error refractivo negativo, nos indica la presencia de un ER más miópico del esperado, por encontrarnos ante un ojo con un cristalino más estrecho para esa LA. Dicho de otra forma, a medida que el ojo es más largo y el cristalino más estrecho, existe una tendencia a la miopía, o a un defecto refractivo más miópico del esperado.

Según Olsen²³³, el LT es importante para predecir la posición postoperatoria de la LIO y el resultado refractivo tras la cirugía de catarata. Lam concluye²⁹⁹: 1- que la potencia de la LIO calculada mediante OLCR con la medida del LT es diferente a la LIO calculada mediante el LT derivado de la edad mediante una fórmula, y resulta en una elección de LIO diferente en más del 30% de los casos; 2- el resultado refractivo con LT medido por OLCR es significativamente mejor que el derivado de la edad; 3- la relación correcta entre edad y LT no es lineal como asume la fórmula de LT basada en la edad. En nuestro estudio, sin embargo sí hemos encontrado una correlación positiva en los 203 ojos estudiados, entre LT y edad (correlación $0,365$, $p < 0,001$).

La fórmula de Olsen utiliza trazado de rayos exacto y consideraciones de lente gruesa para explicar las verdaderas dimensiones físicas del sistema óptico del ojo.

Utiliza una nueva constante C para relacionar el saco capsular cristalino y la LIO, y predecir así la posición de la LIO en función de la ACD preoperatoria y el LT^{285,286}. El LT es un parámetro necesario para las fórmulas de cálculo de Olsen²³³ y de Holladay 2²⁷⁹.

Otros autores³³⁸ concluyen que no hay diferencias al utilizar la fórmula Holladay 2 con y sin la variable LT, y describen porcentajes de ER similares en todos los grupos. Reitblat³⁶³ compara resultados obtenidos con el IOL Master 500, sin utilizar valores de LT, con los del Lenstar, que puede medir LT, y no obtiene diferencias significativas, concluyendo que el cristalino tiene menor impacto que el referido por otros autores, en la mayor parte de los ojos.

En el presente trabajo no hemos observado diferencias significativas en las variaciones medias de LT según la presencia o no de ER.

Los datos obtenidos al valorar la LA respecto al SA demuestran la correlación positiva entre ambas variables. Como es esperable, a mayor LA encontramos un mayor SA y, al estratificar la LA, obtenemos un SA de 7,4 mm en los ojos cortos, de 7,7 mm en los ojos normales, y de 8 mm en los ojos largos, diferencias con significación estadística. Estos valores nos han permitido la estratificación de nuestro estudio por segmentos anteriores, como hemos explicado anteriormente.

En cuanto a la correlación del SA respecto a LA por ER, en este caso sí encontramos significación estadística en el grupo de $ER \geq 0,5$ D, a diferencia de lo que habíamos visto para la ACD. Probablemente tengan influencia en este resultado la presencia del cristalino, que aporta un valor adicional a la correlación lineal, y el número de ojos de la muestra con este ER. Sin embargo, al estratificar la LA, volvemos a obtener diferencias significativas en las medias del SA entre ojos cortos, normales y largos en el estrato de $ER < 0,5$ D (7,43, 7,74 y 8,03 mm, respectivamente), pero no en el $ER \geq 0,5$ D. Cabe destacar cómo los valores del SA en este grupo de error son más bajos (7,32 mm en ojos cortos y 7,60 mm en ojos normales). Por tanto, en pacientes con mayor ER existe mayor presencia de SA más cortos.

Las variaciones medias en el SA entre los grupos de LA corto, medio y largo, son estadísticamente significativas tanto en el estrato de errores positivos como en el de errores negativos. El SA es más estrecho en el grupo de ER negativo (7,59

mm, en un ojo de LA media) y más profundo en el de ER positivo (7,96 mm, en un ojo de LA media), lo que indica claramente la influencia del tamaño del SA para provocar un error más miópico o hipermetrópico que el estimado por la fórmula de cálculo.

Los SA largos provocan una tendencia hipermetrópica en los ojos, y por tanto un ER +. Este hecho lo podemos observar claramente en los ojos normales (con un SA medio de 7,7 mm), en los que una variación media de 0,25 mm en el SA provoca mayor existencia de ER +.

En los ojos cortos pequeñas variaciones de $\pm 0,05$ mm en la longitud del SA, cuya media es 7,4 mm, ocasiona ER + (si el SA aumenta) o ER - (si el SA disminuye).

6.3.4. RELACIÓN ENTRE VARIABLES PRINCIPALES, PARÁMETROS DEL SEGMENTO ANTERIOR, Y OTRAS VARIABLES DETERMINADAS

La PFL está altamente correlacionada, en el presente trabajo, con la AD y ACD, y no con CCT ni LT. Por tanto, en base a los resultados de nuestro estudio, el mayor peso en la posición de la LIO lo tiene la cámara anterior del ojo, y no el cristalino. En los modelos de regresión simple calculados en el estudio, observamos cómo la LA ($R^2 = 0,468$, para la SN60WF), la ACD ($R^2 = 0,657$, para la SN60WF; $R^2 = 0,527$, para la MX60 y $R^2 = 0,282$, para la CT Asphina), y el SA ($R^2 = 0,613$, para la SN60WF; $R^2 = 0,445$, para la MX60 y $R^2 = 0,462$, para la CT Asphina), tienen una clara influencia en la PFL. El cambio en 1 mm de la LA provocaría una modificación en la PFL de 0,15-0,2 mm, que traducido a ER en plano de LIO, sería aproximadamente 0,30 D¹⁵⁷. Si ese mm de cambio sucede en la ACD, la repercusión aumenta claramente, y podría suponer cerca de 1,5 D de error, dato muy consistente con el descrito previamente por Olsen¹¹⁸. Y, por último, si la variación de 1 mm la referimos al SA, las diferencias son aún ligeramente más altas que las descritas para ACD.

A excepción de la fórmula de Olsen y la de Holladay, la asociación de la ELP con el LT no ha tenido ninguna relevancia en las fórmulas de cálculo. Olsen describió la influencia del LT en la ELP, e incluso con un impacto más fuerte que la curvatura corneal²³³. Nosotros no hemos encontrado correlación entre la PFL y el LT, ni tampoco entre PFL y K, aunque en el modelo de regresión lineal múltiple

observamos que al incorporar el valor de LT sí aumenta el porcentaje de predecibilidad de la PFL (un 16% más).

Los autores que proponen el uso del LT, se basan en la correlación natural entre la ACD y el cristalino, y afirman que existe un error en el cálculo si se utiliza la ACD de forma aislada. La cámara anterior se va estrechando con la edad, como resultado del engrosamiento paulatino del cristalino, y, por tanto, sería esperable con la edad y sexo, una menor precisión que en combinación con el LT²⁸⁵.

En nuestro trabajo, hemos encontrado una correlación positiva ($r\ 0,365$) entre la edad y el cristalino, pero no hemos obtenido correlaciones significativas entre el LT y la PFL, ni entre el LT y el ER (en las LIOs SN60WF y MX60). Aunque sí hemos observado cómo el valor de LT refuerza la correlación con el ER al sumarse a la AD y ACD, respecto a la de estas variables tomadas de forma individual.

El comportamiento de las 3 LIOs es similar en estos resultados, aunque la que mayores valores de correlación muestra es la SN60WF, en todas las comparaciones estudiadas.

Hirnschall³¹⁵ publica en 2013 el primer estudio en el que se predice la ELP utilizando mediciones biométricas intraoperatorias de las posiciones de las cápsulas cristaliniánas. Concluyen que el mejor factor predictor es la cápsula anterior cristaliniánana tras implantar un anillo de tensión capsular (ATC), seguido de la medición de la cápsula anterior tras extraer el cristalino sin ATC. Así mismo observan que la cápsula posterior es un factor predictor débil.

Respecto al grosor del cristalino (LT), observan que es un predictor débil en cuanto a la posición de la LIO una hora tras la cirugía y tiene algo más de correlación a los 3 meses, pero no es significativo. El LT tiene una correlación más alta respecto a la variación de la ELP a los 3 meses que otras variables estudiadas, aunque esta relación no fue significativa, y con gran dispersión de los datos³¹⁵. El modelo de regresión que proponen no incluye el LT en un modelo de predicción general, pero sugieren que puede ser útil para detectar pacientes con cristalinios inusualmente grandes, que potencialmente pudieran provocar un cambio en la ELP en los primeros meses tras la cirugía. Nuestro modelo de regresión múltiple, como

ya hemos comentado, sí que indica un porcentaje de mejora en la predicción de la PFL cuando incorporamos como variable independiente el cristalino.

En nuestro estudio, las determinaciones biométricas postoperatorias se hicieron a las 4-5 semanas, por lo que no podemos valorar la posible influencia del tamaño del cristalino en la ELP con el paso de los meses. Como ya hemos comentado en la discusión de la metodología, existen suficientes trabajos en la literatura científica^{285,292,336,375} que demuestran una refracción estable, tras la cirugía de cataratas, a partir de las 4-6 semanas, y por tanto, consideramos que no varía la posición de la LIO a partir de ese momento.

Hemos encontrado también una correlación positiva entre la PFL y el SA, y al estratificar el SA y estudiar los 3 grupos de LIOs, observamos una importante consistencia en los resultados obtenidos; todas las diferencias entre SA cortos, medios y largos, en las 3 LIOs, tienen significación estadística. En la LIO SN60WF existen diferencias de aproximadamente 0,35 mm entre los 3 rangos de SA. Esto nos indica, que independientemente de la LA del ojo y de otras variables que puedan estar implicadas en los cálculos de las LIOs, las diferencias medias en la PFL en un SA corto con respecto a uno largo puede ser de 0,70 mm, con el correspondiente cambio refractivo que esto puede suponer, dependiendo entre otras cosas de la potencia de la LIO implantada.

Las LIOs MX60 y CT Asphina muestran el mismo comportamiento, aunque de un valor cuantitativo algo menor (diferencias de 0,2-0,3 mm entre SA para la MX60, y 0,2-0,4 mm para la CT Asphina).

En los 3 grupos de LIO se observa una correlación positiva entre la PFL y el B-B, lo que nos indica que en ojos con B-B más grandes, todas las LIOs tienden a localizarse más hacia atrás (que estaría motivado, probablemente por tratarse de ojos, en principio más grandes, y por tanto con SA más profundos), y además en el caso de la LIO SN60WF y la MX60, esto provoca un ER más hipermetrópico. Lo contrario observaríamos en ojos con B-B más pequeños.

Para las LIOs SN60WF y CT Asphina hemos encontrado una correlación negativa al comparar la PFL con el grosor de la LIO. Este resultado nos confirma que a mayor grosor de la LIO, y en una posición estable dentro del saco capsular, la cara anterior de la LIO estará más cerca de la córnea. Sin embargo, resulta curioso

que con la MX60 esta relación sea casi nula (r 0,08). Este hecho probablemente se deba a la mayor variabilidad en el grosor detectado en este último tipo de LIO, que además no guarda buena correlación con la potencia dióptrica de la LIO.

Los mismos comentarios son válidos para la PFL 2, pues los resultados son absolutamente congruentes con los descritos para la PFL.

El EPos ha mostrado sólo correlaciones negativas estadísticamente significativas con la variable AD+LT y con el SA en los tipos de LIO MX60 y CT Asphina, es decir la cámara anterior y el cristalino de forma aislada no muestran correlación.

En estas dos LIOs se observa cómo medida que el SA es más grande, la diferencia entre la ELP estimada por la fórmula SRK/T y la PFL es menor. Al estratificar el SA las diferencias entre las medias son estadísticamente significativas al comparar el SA largo con el resto. Es decir, los SA más cortos tienen EPos más altos.

En el grupo de la LIO SN60WF, aunque esa proporción se mantiene, las diferencias son muy pequeñas, y la explicación a este hecho, probablemente está basada en lo que ya hemos comentado más arriba: el EPos para esta LIO es más alto cuanto mayor longitud axial tiene el ojo, y esto hace que las diferencias no sean altas.

Hemos encontrado correlación positiva entre el ER y la AD, en las LIOs SN60WF y MX60, con errores más miópicos en AD cortas y errores más hipermetrópicos en AD largas. Este hecho está directamente relacionado con la posición más anterior o posterior, respectivamente, de la LIO respecto a la AD.

Con el LT sólo existe correlación con el ER para la LIO CT Asphina, a pesar de que no habíamos observado una correlación significativa entre la PFL de esta LIO y el LT. Quizá el mayor grosor de esta LIO, o características ópticas difíciles de definir, puedan estar provocando estos resultados.

Sin embargo, sí que podemos afirmar que el LT añade algún valor a la AD, porque la suma de estas dos variables nos aporta mucha más información en cuanto al ER que las dos variables por separado.

La correlaciones para la ACD nos muestran hallazgos similares a la AD, lo que nos indica claramente que el CCT no aporta, en nuestro estudio, valor adicional al ER.

Hay autores que utilizan la medida de la ACD postoperatoria, es decir, la PFL, como referencia para la intervención de cataratas de segundo ojo²⁹². Concluyen que la medición de la ACD postoperatoria mediante el Lenstar al mes de seguimiento predice mejor los resultados refractivos del ojo adelfo que la ACD al día siguiente de la cirugía. La mejora en los EAMs y en las medianas de los EAMs se traduce al final en un mayor porcentaje de pacientes dentro de los estándares de resultados refractivos tras cirugía de catarata.

En cuanto al análisis del ER en relación al SA, hemos obtenido resultados muy significativos, y clínicamente relevantes.

Observamos más presencia de error refractivo en los ojos con SA cortos. Este hallazgo ya ha sido descrito previamente por otros autores^{118,157,274,343,372,373}, y añade más relevancia al cálculo de la potencia de la LIO en estos casos. Existe, en el global de la muestra, una relación entre la magnitud del SA y la presencia de mayor o menor error, con una longitud media más corta (7,528 vs 7,734) en el grupo de ER $\geq 0,5$ D. Es decir, existe una diferencia media de 0,21 mm entre el grupo de ER $< 0,5$ D y el de $\geq 0,5$ D.

Encontramos también una mayor tendencia hacia errores más hipermetrópicos de lo esperado en ojos con SA más largos, y mayor tendencia hacia errores más miópicos en ojos con SA más cortos. Esto nos indica, que independientemente de lo que nos indique la fórmula de cálculo, el SA nos está orientando de un posible error adicional. Al estudiar por separado las 3 LIOs, aunque todas muestran estas diferencias, sólo muestran significación estadística los datos de la LIO MX60. En estos resultados, probablemente tenga influencia la estratificación y el tamaño muestral de cada estrato.

Con la LIO MX60 se han observado diferencias estadísticamente significativas en las variaciones medias del SA según tipo de ER, así como en LA, AD, AD+LT y ACD. Todos estos resultados indican la tendencia a mayor presencia de error en ojos más cortos, SA más cortos, y variables del SA más cortas (excepto LT y CCT)

con este tipo de LIO. Es decir, la LIO MX60 tiene un comportamiento más predictivo en cuanto a la presencia de error si estos parámetros son menores.

La diferencia encontrada de 0,4 mm en las medias del tamaño del SA según ER es clínicamente relevante.

Según Aramberri¹⁵⁷, el valor promedio del SA es de $7,85 \pm 0,33$ mm, y la ACD en un rango de edad de 60-75 años tiene un valor de $3,01 \pm 0,37$ mm. En nuestro estudio el SA tiene un valor medio de $7,71 \pm 0,37$ mm, y la ACD $3,07 \pm 0,88$ mm.

Las fórmulas SRK/T, Hoffer y Holladay no tienen en cuenta la profundidad del SA, se dice que son “ciegas” al SA. Ante un SA profundo, p.e. 8,20 mm, y un SA estrecho, p.e 7,40 mm, estas fórmulas calculan la misma LIO cuando las variables utilizadas por la fórmula (LA y K) son las mismas, y la “lógica” y la experiencia nos enseñan que la diferencia de ELP superará 0,5 mm en estos casos¹⁵⁷.

La traducción refractiva de un error en la PFL de 0,5 mm a plano de LIO en un ojo con LA de 20 mm es de 1,01 D, y a plano de gafa 0,74 D. En un ojo de 24 mm, estos errores son 0,54 D y 0,37 D, respectivamente. Y en un ojo de 30 mm de LA, es prácticamente despreciable, 0,04 y 0,003 D respectivamente. Como podemos observar en estos datos, el error inducido en ojos cortos es muy significativo, y casi despreciable en los largos¹⁵⁷.

Cuando nos encontramos con medidas de SA anómalas, a la hora de estimar la potencia de la LIO que debemos implantar, tenemos dos opciones¹⁵⁷:

- recurrir a fórmulas que utilicen la ACD como variable predictora, como Haigis, Holladay 2 Olsen.

- Modificar manualmente la predicción de las demás fórmulas. La recomendación que da Aramberri, usando la fórmula SRK/T, es reducir la potencia de la LIO 0,5 D si $ACD < 2,90$ mm e incrementarla si $ACD > 3,40$ mm en ojos con LA media. En ojos cortos, habría que aplicar un factor de corrección de 1 D.

Según los resultados obtenidos en los ojos de la muestra estudiada, con una ACD media muy parecida (descrito previamente), esta recomendación podría ser extrapolable a nuestra población.

Hemos valorado el comportamiento de las 3 LIOs, según los estratos corto, normal y largo del SA, cuantificando la magnitud del ER en cada uno de ellos. En los SA normales apenas encontramos ER (SN60WF -0,01 D, MX60 -0,1 D y CT Asphina -0,14 D), lo que nos podría estar indicando la buena precisión de la fórmula en ojos con SA entre 7,4 y 8 mm. Pero en los SA cortos el ER tiene una magnitud de aproximadamente -0,30 D, y en los SA largos es más variable (SN60WF 0,23 D, MX60 0,09 D y CT Asphina 0,33 D).

Estas diferencias suponen que entre un SA corto y un SA largo, existen diferencias de 0,50 D en el ERR para la LIO SN60WF. Con la MX60 estas diferencias son de aproximadamente 0,3 D, y con la CT Asphina de casi 0,7 D. Para esta última LIO existe una diferencia de casi 0,5 D en el ERR cuando comparamos un SA normal con un SA largo. Todos estos resultados nos están confirmando que ante un SA corto, podemos esperar que la LIO se quede posicionada más adelante y por ello provocar un ER más miópico del esperado, y ante un SA largo, la LIO se posicione más atrás dentro del ojo, y provocar un ER más hipermetrópico.

En los ojos cortos, la fórmula SRK/T disminuye la predicción de la ELP en función de la LA, esto implica la reducción de la potencia efectiva de la LIO para una misma refracción objetivo. La realidad es que un número importante de ojos tiene el SA más profundo de lo estimado, lo que provoca una infraestimación de la potencia de la LIO, y por consiguiente un error refractivo más hipermetrópico del esperado¹⁵⁷.

Todas las fórmulas de “lente fina” cometen un error significativo en relación a la profundidad del SA²⁸⁵. Asumen que los ojos cortos tienen ACDs más estrechas y los ojos largos ACDs más anchas. Sin embargo, el 80% de los ojos cortos tienen cristalinos grandes pero una vez operados, presentan anatomías de cámara anterior normales en el estado pseudofáquico³¹⁷. La segunda asunción errónea es que los ojos con córneas más curvas tienen ACDs más profundas y los ojos con córneas más planas ACDs más estrechas³⁰⁶. Nosotros, en la muestra estudiada, hemos encontrado una correlación negativa entre la potencia corneal y la LA y el SA, pero no hemos obtenido correlación significativa entre la K y AD, ni LT ni ACD.

La regresión lineal simple que hemos obtenido al analizar el ER respecto a la ACD, nos indica que para la LIO SN60WF, un cambio en la ACD de 1 mm supondría

una variación de 0,4 D en el ER final. Otros autores han estudiado esta relación, y encuentran una modificación de 0,32 D en el ER por mm de cambio en la ACD³³⁷.

Ya hemos comentado previamente que el modelo de regresión simple de nuestro trabajo, al valorar la profundidad del SA y el ER, ofrece que una variación de 1 mm en el SA provocaría un cambio en el ER de 0,60 D, 0,4 D y 0,35 D para la CT Asphina, SN60WF y MX60, respectivamente. Estos resultados son superponibles a otros publicados recientemente²⁸⁵, en los que obtienen un coeficiente de regresión entre el ER y el segmento anterior de $0,41 \pm 0,03$ D/mm, y concluyen que el error que se comete cuando el SA varía ± 1 mm, utilizando la fórmula SRK/T, puede ser aproximadamente $\pm 0,4$ D.

Hemos encontrado correlaciones negativas entre la K y LA, y entre K y SA. De forma que se encuentran potencias corneales más altas en ojos cortos, y en ojos con SA cortos. Este hallazgo ya ha sido previamente descrito³⁴⁸, y confirma la relación “emotropizante” que existe entre la longitud axial y la curvatura corneal de los ojos²⁶³.

También observamos una correlación negativa (-0,14, p 0,05) entre el ER y la K, como han descrito otros autores. Olsen²⁸⁵, en un estudio sobre 2043 casos, con dos subgrupos de 1475 y 568 ojos, describe un coeficiente de correlación negativo de -0,23 y -0,26 (p<0,001), respectivamente, entre el error con la fórmula SRK/T y la K.

Recientemente se ha descrito una constante relacionada con la potencia corneal, para ajustar la constante A en la SRK/T y mejorar los resultados predictivos³⁴⁵. Concluyen que la constante A muestra un descenso a medida que la potencia corneal aumenta.

En una córnea más curva ($\geq 44,2$ D) para la LIO SN60WF, el ER fue más miópico, por lo que la cte A ajustada fue más pequeña. Para una córnea más plana < 44,2 D el ER es hipermetrópico y la cta A calculada más alta³⁴⁵.

Una de las fuentes de error con las fórmulas de cálculo, y en concreto con la utilizada en este estudio, la SRK/T, es la referente a la medición de la K, que podría estar relacionada con el índice queratométrico estándar de 1,3375. Desde hace años se sabe que este índice sobreestima la potencia neta de la córnea²⁴².

Otra explicación podría ser, simplemente, que el modelo de estimación de la ELP que tiene la fórmula SRK/T, no sea válido para las técnicas de implantación y los diseños de LIOs actuales²⁸⁵.

Cualquier método que mejore la predecibilidad de la ELP aumenta la precisión en la estimación de la potencia de la LIO²⁷⁷. Uno de los objetivos que nosotros nos planteamos en este estudio fue el de encontrar algún parámetro en el ecograma del biómetro Lenstar que nos permitiera hacer ajustes preoperatorios en la estimación de la LIO. Hemos definido un punto, que corresponde a la interfase entre el complejo cortical-epinúcleo y el núcleo cristalino, que es reconocible en la casi totalidad de los ecogramas del Lenstar en pacientes con cataratas (PIC). Se observa en los resultados de la muestra estudiada, una fuerte correlación entre este PIC y la PFL (r 0,86 para la SN60WF, r 0,80 para la MX60 y r 0,72 para la CT Asphina), superior incluso al que nos ofrece la AD (0,81, 0,73 y 0,54, respectivamente) y la ACD (0,81, 0,73 y 0,53, respectivamente).

Hemos hallado también una diferencia importante, y significativa, entre los valores medios del PIC en los grupos según tendencia refractiva (PIC 3,45 mm en tendencia miópica y 3,82 mm en tendencia hipertrópica), y según grupos de error (PIC 3,64 mm en grupo de éxito, y 3,37 mm en grupo de error). Estos datos vuelven a poner de manifiesto la mayor presencia de error en ojos con tamaños menores de estructuras del SA. Los valores altos tienden a provocar defectos hipertrópicos, por el posicionamiento más posterior de la LIO, y los bajos ocasionan defectos miópicos.

En los modelos de regresión lineal simple estudiados, la variación de este PIC en 1 mm supondría un cambio en la PFL de 0,6 a 0,75 mm, y de 0,3 a 0,6 D, según el tipo de lente valorada.

Otros autores, han intentado determinar también si existe alguna característica especial en el ecograma-A preoperatorio del Lenstar, que pudiera predecir la localización de la LIO tras la cirugía de catarata³⁷⁰. Calculan las diferencias entre la posición estimada y la posición real, comparando las biometrías pre y postoperatorias, y concluyen que variaciones en el rango de + 0,4 mm a - 0,44 mm sobre la posición de una LIO (p ej 4mm) condiciona un error dióptrico de 0,5 D. Por tanto, un cambio de estas magnitudes, predecible en la

posición de una LIO ya calculada, debería hacernos modificar la potencia de dicha lente.

6.3.5. MODELO DE REGRESION MULTIPLE

Se ha concluido el estudio con un análisis multivariante de los principales parámetros oculares implicados en la posición de la LIO, incorporando paso a paso nuevas variables predictoras. Nuestro modelo ofrece una bondad de ajuste R^2 de 0,615, y es la ACD la variable que mejor ajusta la PFL (43%). La incorporación del cristalino, aumenta la predecibilidad al 59%, la LA lo eleva al 61% y por último la Km al 62%.

El modelo ajustado ha sido:

$$Y = -1,958 + 0,646 \cdot ACD + 0,062 \cdot LA + 0,031 \cdot Km + 0,371 \cdot LT$$

En el que Y es la posición final de la LIO, ACD la profundidad de la cámara anterior, LA es la longitud axial del ojo, Km la potencia corneal media, y LT es el grosor del cristalino.

Las fórmulas de 3ª generación, como es la SRK/T utilizan, como ya hemos citado, sólo dos variables para predecir la ELP^{118,275}, que son la LA y la Km. La incorporación de más parámetros oculares, especialmente aquellos relacionados con las estructuras del segmento anterior^{121,143,157,233,234,284,285}, ayuda a mejorar la estimación de la posición de la lente en el ojo tras la cirugía, y por tanto de estimar con más precisión la potencia de la LIO que vamos a implantar.

7 *CONCLUSIONES*

7. CONCLUSIONES

1. El error refractivo está relacionado directamente con el tamaño de la cámara anterior, y con la profundidad del segmento anterior. Hay mayor error en ojos cortos, con cámaras anteriores más estrechas y con segmentos anteriores menos profundos.
2. La posición final de la lente está fuertemente correlacionada con la profundidad de la cámara anterior (tanto medida desde endotelio corneal como desde epitelio), y con la profundidad del segmento anterior, pero no con el grosor corneal ni con el espesor del cristalino. Así mismo muestra relación con la distancia blanco-blanco y con el punto de la interfase intracristaliniana.
3. Los coeficientes de regresión obtenidos para el segmento anterior indican que 1 mm de variación en la profundidad del segmento, ocasionan un cambio en la posición de la lente de 0,50-0,60 mm, y en el error refractivo de 0,35-0,6 dioptrías, según el tipo de lente.
4. El error de posición, o diferencia entre la posición estimada y real de la lente, está correlacionado negativamente con el error refractivo, y está relacionado con la longitud axial, el segmento anterior, la potencia corneal, el punto de la interfase intracristaliniana y el grosor de la lente, con un comportamiento diferente según el tipo de lente estudiada.
5. Existe un punto en el ecograma ofrecido por el biómetro Lenstar (punto de la interfase intracristaliniana), que está directamente relacionado con la posición de la lente y con el error refractivo. En los modelos de regresión lineal simple, se obtiene que 1 mm de variación

en este parámetro provoca una modificación en la posición de la lente de 0,6-0,75 mm, y en el error refractivo de 0,3-0,6 D, según el tipo de LIO.

6. Existen diferencias biométricas entre hombres y mujeres. Los hombres tienen medidas axiales más elevadas de profundidad de cámara anterior, segmento anterior y longitud axial del ojo, así como una mayor distancia blanco-blanco. Las mujeres tienen la córnea con mayor potencia dióptrica que los hombres.
7. La variación en la posición final de la lente, entre un ojo con segmento anterior corto ($< 7,4$ mm) y uno largo (> 8 mm), es de 0,7 mm para la SN60WF, 0,6 mm para la CT Asphina 409 y 0,5 mm para la MX60.
8. Al estratificar el error refractivo como grupos de “éxito” ($< 0,50$ D) y “error” ($\geq 0,50$ D), la lente MX60 muestra diferencias significativas en todas las variables del segmento anterior y en la longitud axial.
9. En las lentes SN60WF y CT Asphina 409, se han encontrado diferencias superiores a 0,50 D, al comparar el error refractivo entre ojos con SA corto ($< 7,4$ mm) y largo (> 8 mm).
10. El modelo de regresión lineal múltiple de las variables estudiadas (cámara anterior, cristalino, longitud axial y potencia corneal), permite una mejora en la estimación de la posición final de la lente.

8 *BIBLIOGRAFÍA*

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Bourne RRA, Jonas JB, Flaxman SR, et al. Br J Ophthalmol 2014; 98: 629-638.
2. Murray CJ, Vos T, Lozano R, et al. Disability-adjusted life years (DALYs) for 291 diseases and injuries in 21 regions, 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. Lancet 2012; 380: 2197-2223.
3. Vos T, Flaxman AD, Naghavi M, et al. Years lived with disability (YLDs) for 1160 sequelae of 289 diseases and injuries 1990-2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010. Lancet 2012; 380: 2163-2196.
4. Stevens G, White R, Flaxman SR, et al. Global prevalence of visual impairment and blindness: magnitude and temporal trends, 1990-2010. Ophthalmology 2013; 120: 2377-2384.
5. Pascolini D, Mariotti SP. Global estimates of visual impairment: 2010. Br J Ophthalmol 2012; 96: 614-618.
6. Yorston D. A perspective from a surgeon practicing in the developing world. Surv Ophthalmol 2000; 45: S1-S2.
7. Brian G, Taylor H. Cataract blindness: Challenges for the 21st century. Bull World Health Organ 2001; 79: 249-256.
8. Muñoz B, West SK, Rubin GS, Schein OD, Quigley HA, Bressler SB, et al. Causes of blindness and visual impairment in a population of older Americans: The Salisbury Eye Evaluation Study. Arch Ophthalmol 2000; 118: 819-825.
9. Acosta R, Hoffmeister L, Román R, Comas M, Castilla M, Castells X. Revisión sistemática de estudios poblacionales de prevalencia de catarata. Arch Soc Esp Oftalmol 2006; 81: 509-516.
10. Beguiristain JM, Ibarzulea J, Elizalde B, Larrañaga I, Garitano B, Mendicute J. Incidencia y prevalencia de cataratas. In: Lorente R, Mendicute J. Cirugía del cristalino. Monografía de la Sociedad Española de Oftalmología. Madrid: MacLine; 2008; I: 165-172.
11. Riordan-Eva, P., Whitcher, J., Vaughan-Whitehead, D. and Araiza Martínez, M. (2012). Vaughan y Asbury Oftalmología general. México: McGraw-Hill.
12. Hejtmancik JF. The genetics of cataract: our vision becomes clearer. Am J Hum Genet 1998; 62: 520-525.
13. Muñoz Negrete, F. (2009). Curso de ciencias básicas y clínicas (AAO). Cristalino y cataratas. España: Elsevier
14. Kuszak J. Pathology of age-related human cataracts. In: Tasman W, ed. Duane's Clinical Ophthalmology. 2004 ed: Lippincot, Williams & Wilkins.
15. Alonso Santander, N. (2011). Sistema de ayuda a la decisión para cirugía de cataratas. Tesis Doctoral. Madrid. UNED.
16. García-Castiñeiras S. Cataratas: etiopatogenia y bioquímica. In: Lorente R, Mendicute J. Cirugía del cristalino. Monografía de la Sociedad Española de Oftalmología. Madrid: MacLine; 2008; I: 117-139.
17. Gibelalde A, Pinar S, Domínguez R, Camino A, Mendicute J. Catarata: factores de riesgo. In: Lorente R, Mendicute J. Cirugía del cristalino. Monografía de la Sociedad Española de Oftalmología. Madrid: MacLine; 2008; I: 149-164.
18. Manuel B. Datiles III and Benjamin V. Magno, (2015). Volume 1, Chapter 73. Cataract: Clinical Types. [online] Available at: <http://80.36.73.149/almacen/medicina/oftalmologia/enciclopedias/duane/pages/v1/v1c073.html> [Accessed 10 Oct. 2015].
19. Sayin N, Kara N, Pekel G. Ocular complications of diabetes mellitus. World J Diabetes 2015; 6(1): 92-108.
20. Klein BE, Klein R, Moss SE. Incidence of cataract surgery in the Wisconsin Epidemiologic Study of Diabetic Retinopathy. Am J Ophthalmol 1995; 119: 295-300.
21. Klein BE, Klein R, Wang Q, Moss SE. Older-onset diabetes and lens opacities. The Beaver Dam Eye Study. Ophthalmic Epidemiol 1995; 2: 49-55.
22. Sáenz de Arregui S, Lorente B, Mendicute J. Clasificación de las cataratas. In: Lorente R,

- Mendicute J. Cirugía del cristalino. Monografía de la Sociedad Española de Oftalmología. Madrid: MacLine; 2008; I: 214-221.
23. Alió L J, Rodríguez-Prats JL, et al (2006). Buscando la Excelencia en la Cirugía de la Catarata. Editorial Glosa, Barcelona.
 24. Chylack LT Jr, Wolfe JK, Singer DM et al. The Lens Opacities Classification System III. The longitudinal study of Cataract Study Group. Arch Ophthalmol 1993; 111: 831-836.
 25. Savage-Smith E. The practice of surgery in Islamic lands: myth and reality. Soc Hist Med 2000; 13(2): 307-321.
 26. Trikha S, Turnbull AM, Morris RJ, Anderson DF, Hossain P. The journey to femtosecond laser-assisted cataract surgery: new beginnings or a false dawn? Eye 2013; 27(4): 461-473.
 27. Vazquez Dorrego XM. Recuerdo histórico de la cirugía de la catarata. Annals d'oftalmologia 2012; 20 (5): 1-14.
 28. Obstbaum S. White paper: Utilization, appropriate care, and quality of life for patients with cataracts. J Cataract Refract Surg 2006; 32: 1748-1752.
 29. Foster A. Vision 2020: the cataract challenge. Community Eye Health 2000; 13: 17-19.
 30. Prevention of Blindness and Visual Impairment. WHO | News. [online] Available at: <http://www.who.int/blindness/en/> [Accessed 10 Oct. 2015].
 31. García-Martín MJ, Giménez-Gómez R, García-Catalán R, Herrador MA, Gallardo JM. Variabilidad clínica en la cirugía de la catarata. Arch Soc Esp Oftalmol 2015; 90 (5): 220-232.
 32. Muñoz Negrete, F. (2009). Curso de ciencias básicas y clínicas (AAO). Cristalino y cataratas. España: Elsevier.
 33. Europa Press, (2015). [online] Available at: <http://www.infosalus.com/asistencia/noticia-expertos-destacan-papel-ultimas-tecnologias-mejora-seguridad-intervenciones-catarata-20150518135459.html> [Accessed 30 May 2015].
 34. Stats.oecd.org, (2015). Health Care Utilisation. [online] Available at: http://stats.oecd.org/Index.aspx?DataSetCode=HEALTH_PROC [Accessed 10 Oct. 2015].
 35. Suárez de Figueroa M, Araiz J, García-Layana A, Ruiz-Miguel M, Ruiz-Moreno JM. Prevención del edema macular en pacientes diabéticos sometidos a cirugía de catarata. Rev Esp Inv Oftal 2013; 3: 201-205.
 36. Cabezas-León M, Gracia-San Román J, García-Caballero J, Morente-Matas P. Calidad de vida en pacientes intervenidos de catarata. Arch Soc Esp Oftalmol 2005; 80(8): 449-456.
 37. Owsley C, McGwin G, Sloane M, et al. Impact of cataract surgery on motor vehicle crash involvement by older adults Jama 2002; 288: 841-849.
 38. Mangione CM, Orav EJ, Lawrence MG, et al. Prediction of visual function after cataract surgery. A prospectively validated model. Arch Ophthalmol 1995; 113: 1305-1311.
 39. Willerscheidt AB, Healey ML, Ireland M. Cataract surgery outcomes: importance of comorbidities in case mix. J Cataract Refract Surg 1995; 21: 177-181.
 40. Tielsch JM, Steinberg EP, Cassard SD, et al. Preoperative functional expectations and postoperative outcomes among patients undergoing first eye cataract surgery. Arch Ophthalmology 1995; 113: 1312-1318.
 41. American Academy of Ophthalmology Cataract and Anterior Segment Panel. Preferred Practice Pattern® Guidelines. Cataract in the Adult Eye. San Francisco, CA: American Academy of Ophthalmology; 2011. Available at: www.aao.org/ppp.
 42. Ermiş SS, Öztürk F, Inan ÜÜ. Comparing the efficacy and safety of phacoemulsification in white mature and other types of senile cataracts. Br J Ophthalmol 2003; 87: 1356-1359.
 43. Cabezas-León M, García-Caballero J, Morente-Matas P. Impacto de la cirugía de catarata: Agudeza visual y calidad de vida. Arch Soc Esp Oftalmol 2008; 83(4): 237-247.
 44. Rohart C, Fajnkuchen F, Nghiem Buffet S, et al. Cataract surgery and age related maculopathy: benefits in terms of visual acuity and quality of life a prospective study. J Fr Ophthalmol 2008; 31: 571-577.

45. Gimbel H, Neuhann T. Continuous curvilinear capsulorhexis. *J Cataract Refract Surg* 1991; 17(1): 110-111.
46. Gimbel H V, Neuhann T. Development, advantages, and methods of the continuous circular capsulorhexis technique. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16(1): 31-37.
47. Packer M, Teuma EV, Glasser A, Bott S. *Br J Ophthalmol* Published Online First. doi:10.1136/bjophthalmol-2014-306065. Downloaded from <http://bjo.bmj.com/> on July 30, 2015.
48. Diab Haggi F. ¿Es la catarata la opacificación del cristalino? (I). Estudio sobre textos medievales 1. Etimología y doctrina médica. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2008; 83: 563-566.
49. Lozano-Alcázar J. La cirugía de catarata hasta 1748. *Cir Ciruj* 2001; 69: 141-143.
50. Anglada i Escalona, J. (2014). Estudio comparativo entre la facoemulsificación convencional coaxial y la técnica bimanual microincisional en la cirugía de la catarata. Tesis Doctoral. Universitat Autònoma de Barcelona.
51. Jiménez Benito, J. (2013). Daza de Valdés en la oftalmología. Tesis Doctoral. Universitat Autònoma de Barcelona.
52. Cotallo JL, Esteban M. La catarata en la historia de la humanidad (de la prehistoria al siglo XX). In: Lorente R, Mendicute J. *Cirugía del cristalino. Monografía de la Sociedad Española de Oftalmología*. Madrid: MacLine; 2008; I: 1-29.
53. Mateo Gabás, J. (2013). Tratamiento del astigmatismo moderado en pacientes con cataratas. Tesis Doctoral. Universidad de Zaragoza.
54. Hernández Benito E. Oftalmología española en el Renacimiento. In: Cotallo JL, Hernández Benito E, Munoa JL, Leoz G. *Historia de la oftalmología española. LXIX ponencia de la Soc. Esp. Oftalmología*. Madrid. 1993. 57-95.
55. Rucker CW. Cataract: a historical perspective. *Invest Ophthalmol* 1965; 4: 377-383.
56. Grom E. An inquiry into the history of the crystalline lens. In: *Cataract and abnormalities of the lens*. New York: Grune & Stratton; 1985: 6-28.
57. Messenger HK. Glaukoma and glaucoma. *Arch Ophthalmol* 1964; 71: 264-266.
58. Ascaso FJ, Singh AD, Dua HS. Decoding eyes in the Code of Hammurabi. *Br J Ophthalmol* 2011; 95: 760. doi:10.1136/bjophthalmol-2011-300368.
59. Sampedro A, Barbón JJ. Los ojos en el Código de Hammurabi. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2009; 84: 221-222.
60. Raju VK. Susruta of ancient India. *Indian J Ophthalmol* 2003; 51: 119-122.
61. Mehta H. Extra-Capsular Cataract Removal-Not Couching-Pioneered by Sushruta (letter to editor). *Surv Ophthalmol* 2011; 56(3): 276.
62. Grzybowski A, Ascaso FJ. Sushruta in 600 B.C. introduced extraocular expulsion of lens material. *Acta Ophthalmol* 2014; 92: 194-197.
63. Grzybowski A, Ascaso FJ. Indirect evidence of cataract surgery in ancient Egypt. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40: 1944-1945.
64. Andersen S. The eye and its diseases in Ancient Egypt. *Acta Ophthalmol Scand* 1997; 75: 338-344.
65. Bujalkova M. Rufus of Ephesus and his contribution to the development of anatomical nomenclature. *Acta Med Hist Adriat* 2011; 9: 89-100.
66. Daviel J. On a new method to cure cataract by extraction of the lens. *Br J Ophthalmol* 1967; 51(7): 449-458.
67. Nieves-Moreno M, Asorey-García A, Santos-Bueso E, García-Sánchez J. Historia de la cirugía de cataratas (I): desde el abatimiento hasta la extracción. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2015; 90(1): e3-e5. <http://dx.doi.org/10.1016/j.oftal.2014.04.020>.
68. Roper KL. Suturing in Cataract Surgery, with a Transitional History of Cataract; Its Early Treatment; Healing of the Cataract Wound; and the Factors That Have Advanced the Development of Modern Suture Technics. *Tr Am Ophth Soc* 1954; 52: 587-749.
69. Picó García A, (2007). El astigmatismo en la cirugía de la catarata con incisión pequeña. Tesis

doctoral. Universitat Autònoma de Barcelona.

70. Barraquer I. Extracción total de la catarata. *España Oftalmológica* 1917; 2: 81-83.
71. Barraquer J. Enzymatic zonulolysis. *Proc R Soc Med* 1959; 52: 973.
72. Krwawicz T. Intracapsular extraction of intumescent cataracts by application of low temperature. *Br J Ophthalmol* 1961; 45(4): 279-283.
73. Kelman CD. The History of Phacoemulsification. En: Kwitko ML, Kelman CD (Eds). *The history of modern cataract surgery*. The Netherlands: Kugler Publications The Hague, 1998; 123-130.
74. Dominguez collazo. Facioemulsificación: gestación compleja y oscura de la mayor revolución quirúrgica del siglo XX. *Boletín de la Soc Oftalmol de Madrid*, 2008; 48.
75. Gimbel H V, Neuhann T. Development, advantages, and methods of the continuous circular capsulorhexis technique. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16(1): 31-37.
76. Faust KJ. Hydrodissection of soft nuclei. *Am Intra-ocular Implant Soc J* 1984; 10: 75-77.
77. Aron-Rosa D, Aron JJ, Griesemann M, Thyzel R. Use of the neodymium- YAG laser to open the posterior capsule after lens implant surgery: a preliminary report. *J Am Intraocul Implant Soc* 1980; 6(4): 352-354.
78. Agarwal A, Agarwal S, Narang P, Narang S. Phakonit: phacoemulsification through a 0.9 mm corneal incision. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27: 1548-1552.
79. Sezgin Asena B. Early Experience in Femtosecond Laser-Assisted Cataract Surgery. *Turk J Ophthalmol* 2015; 45: 97-101.
80. Nagy ZZ. New technology update: femtosecond laser in cataract surgery. *Clinical Ophthalmology* 2014;8 1157-1167. <http://dx.doi.org/10.2147/OPHTH.S36040>.
81. Roberts TV, Lawless M, Bali SJ, Hodge C, Sutton G. Surgical outcomes and safety of femtosecond laser cataract surgery: a prospective study of 1500 consecutive cases. *Ophthalmology* 2013; 120: 227-233.
82. Sutton G, Hodge C. Accuracy and precision of LASIK flap thickness using the IntraLase femtosecond laser in 1000 consecutive cases. *J Refract Surg* 2008; 24: 802-806.
83. Ratkay-Traub I, Juhasz T, Horvath C, Suarez C, Kiss K, Ferincz I, Kurtz R. Ultra-short pulse (femtosecond) laser surgery: initial use in LASIK flap creation. *Ophthalmol Clin North Am* 2001;14: 347-355.
84. Sugar A. Ultrafast (femtosecond) laser refractive surgery. *Curr Opin Ophthalmol* 2002; 13: 246-249.
85. Hida WT, Chaves MAPD, Gonçalves MR, et al. Comparison between femtosecond laser capsulotomy and manual continuous curvilinear digital image guided capsulorrhexis. *Rev Bras Oftalmol* 2014; 73 (6): 329-334. DOI: 10.5935/0034-7280.20140070.
86. Nagy ZZ, Kranitz K, Takacs AI, Mihaltz K, Kovacs I, Knorz MC. Comparison of intraocular lens decentration parameters after femtosecond and manual capsulotomies. *J Refract Surg* 2011; 27(8): 564-569.
87. Alio J. Femtosecond Laser Cataract Surgery: Updates on Technologies and Outcomes. *J Refract Surg* 2014; 30(6): 420-427.
88. Nagy Z, Takacs A, Filkorn T, Sarayba M. Initial clinical evaluation of an intraocular femtosecond laser in cataract surgery. *J Refract Surg* 2009; 25: 1053-1060.
89. Masket S, Sarayba M, Ignacio T, Fram N. Femtosecond laser- assisted cataract incisions: architectural stability and reproducibility [letter]. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36: 1048-1049.
90. Uy HS, Edwards K, Curtis N. Femtosecond phacoemulsification: the business and the medicine. *Curr Opin Ophthalmol* 2012; 23: 33-39.
91. Bali SJ, Hodge C, Lawless M, Roberts TV, Sutton G. Early experience with the femtosecond laser for cataract surgery. *Ophthalmology* 2012; 119: 891-899.
92. Nagy ZZ, Takacs AI, Filkorn T, Kránitz K, Gyenes A, Juhász É, Sándor GL, Kovacs I, Juhász T, Slade S. Complications of femtosecond laser-assisted cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40: 20-28.

93. Chang JS, Chen IN, Chan WM, Ng JC, Chan VK, Law AK. Initial evaluation of a femtosecond laser system in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40: 29-36.
94. Mastropasqua L, Toto L, Calienno R, Mattei PA, Mastropasqua A, Vecchiarino L, Di Iorio D. Scanning electron microscopy evaluation of capsulorhexis in femtosecond laser-assisted cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39: 1581-1586.
95. Roberts TV, Sutton G, Lawless MA, Jindal-Bali S, Hodge C. Capsular block syndrome associated with femtosecond laser-assisted cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 2068-2070.
96. Steinert RF. Femto future: sizzle or steak? *Ophthalmology* 2012; 119: 889-890.
97. Dupps WJ Jr. Comparative-effectiveness research in cataract and refractive surgery: the CATT call. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 1569-1570.
98. Arias Puente, A. and Zato Gómez de Liaño, M. (2012). *Cirugía del cristalino con láser de femtosegundo*. [Madrid]: Sociedad Española de Oftalmología.
99. Abell RG, Vote BJ. Cost-effectiveness of femtosecond laser-assisted cataract surgery versus phacoemulsification cataract surgery. *Ophthalmology* 2014; 121(1): 10-16.
100. Escobar-Gómez M, Apple Dj, Vargas L. Tributo a Sir Nicholas Harold Ridley: Inventor de las lentes intraoculares. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2001; 76(11): 687-688.
101. Handley, N. (2015). Ocular implants. [online] [College-optometrists.org](http://www.college-optometrists.org). Available at: http://www.college-optometrists.org/en/college/museyeum/online_exhibitions/artificialeyes/implants.cfm [Accessed 10 Aug. 2015].
102. Apple DJ. Nicholas Harold Lloyd Ridley. *Biogr Mems Fell R Soc* 2007; (53): 285-307. Downloaded from <http://rsbm.royalsocietypublishing.org/> on September 4, 2015.
103. Sánchez Salorio, M. (2002). Prólogo. In: L. Fernández-Vega, ed., *Facoemulsificación y emetropía*, 1st ed. Madrid: SECOIR.
104. Ridley H. Intra-ocular acrylic lenses. A recent development in the surgery of cataract. *Br J Ophthalmol* 1952; 36: 113-122.
105. Sheard R. Optimising biometry for best outcomes in cataract surgery. *Eye* 2014; 28: 118-125.
106. Binkhorst C. Results of implantation of intraocular lenses in unilateral aphakia. With special reference to the pupillary or iris clip lens-a new method of fixation. *Am J Ophthalmol* 1960; 49: 703-710.
107. Binkhorst C. Use of the pupillary lens (iris clip lens) in aphakia: our experience based on the first fifty implantations. *Br J Ophthalmol* 1962; 46: 343-356.
108. Apple DJ, Sims J. Harold Ridley and the invention of the intraocular lens. *Surv Ophthalmol* 1996; 40: 279-292.
109. Hoffer KJ. Pre-operative cataract evaluation: intraocular lens power calculation. *Int Ophth Clin* 1982; 22: 37-75.
110. Olsen T. Pre- and postoperative refraction after cataract extraction with implantation of standard power IOL. *Br J Ophthalmol* 1988; 72: 231-235.
111. Machado B, Machado B, Castro E. Intraocular lens power calculation by measuring axial length with partial optical coherence and ultrasonic biometry. *Arq Bras Oftalmol* 2011; 74(3): 166-170.
112. Mamalis N. Intraocular lens power accuracy: how are we doing? *J Cataract Refract Surg* 2003; 29 (1): 1-3. Comment on *J Cataract Refract Surg* 2003; 29 (1): 85-88.
113. Mamalis N, Brubaker J, Davis D, et al. Complications of foldable intraocular lenses requiring explantation or secondary intervention-2007 survey update. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 1584-1591.
114. Kora Y, Shimizu K, Yoshida M, Inatomi M, Ozawa T. Intraocular lens power calculation for lens exchange. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27 (4): 543-548.
115. Jin GJ, Crandall AS, Jones JJ. Intraocular lens exchange due to incorrect lens power. *Ophthalmology* 2007; 114 (3): 417-424.

116. Narváez J, Zimmerman G, Stulting RD, Chang DH. Accuracy of intraocular lens power prediction using the Hoffer Q, Holladay 1, Holladay 2, and SRK/T formulas. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32(12): 2050-2053.
117. Prager TC, Hardten DR, Fogal BJ. Enhancing intraocular lens outcome precision: an evaluation of axial length determinations, keratometry, and IOL formulas. *Ophthalmol Clin North Am* 2006; 19(4): 435-448.
118. Olsen T. Calculation of intraocular lens power: a review. *Acta Ophthalmol Scand* 2007; 85(5): 472-485.
119. Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL. Intraocular lens formula constant optimization and partial coherence interferometry biometry: refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 50-62.
120. Petermeier K, Gekeler F, Messias A, Spitzer MS, Haigis W, Szurman P. Intraocular lens power calculation and optimized constants for highly myopic eyes. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 1575-1581.
121. Preussner PR, Olsen T, Hoffmann P, Findl O. Intraocular lens calculation accuracy limits in normal eyes. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 802-808.
122. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 368-376.
123. Shammas HJ, Wetterwald N, Potvin R. New mode for measuring axial length with an optical low-coherence reflectometer in eyes with dense cataract. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(7): 1365-1369. doi: 10.1016/j.jcrs.2014.10.032.
124. Drexler W, Findl O, Menapace R et al. Partial coherence interferometry: a novel approach to biometry in cataract surgery. *Am J Ophthalmol* 1998; 126: 524-534.
125. Apple DJ. Lentes intraoculares. In: Lorente R, Mendicute J. *Cirugía del cristalino. Monografía de la Sociedad Española de Oftalmología*. Madrid: MacLine; 2008; I: 74-87.
126. Lorente, R. (1999). Lentes Intraoculares. In: J. Mendicute, L. Cadarso, R. Lorente, J. Orbeagozo and J. Soler, ed., *Facoemulsificación*, 1st ed. Madrid: CF Comunicación.
127. Singh, A. (2013). Newer IOLs. [online] Es.slideshare.net. Available at: <http://es.slideshare.net/drajayslide/newer-iols> [Accessed 5 Nov. 2015].
128. Vergés, C., Cazal, J., Lavín, C., Menezo, M. And Vázquez, M. (2007) Condiciones ópticas que debe reunir una lente intraocular para mejorar la calidad visual. In: V. Centurión, C. Nicoli And J. Villar-Kuri, ed., *El Libro del Cristalino de las Américas*, 1st ed. Sao Paulo: Livraria Santos Editora, pp.197-222.
129. Remón Martín, L. (2012). Diseño, fabricación y control de calidad de lentes intraoculares multifocales.. [online] Alfpro.cc.upv.es. Available at: <http://alfpro.cc.upv.es:8080/alfresco/d/d/workspace/SpacesStore/c5924ca8-68a6-4a39-82bc-e9b0f51bea34/Dise%C3%B1o%20fabricaci%C3%B3n%20y%20control%20de%20lentes%20intraoculares%20multifocales.pdf> [Accessed 5 Nov. 2015].
130. Davison JA, Simpson MJ. History and development of the apodized diffractive intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32(5): 849-858.
131. AAO.org, (2015). Cataract in the Adult Eye PPP - 2011 - American Academy of Ophthalmology. [online] Available at: <http://www.aao.org/preferred-practice-pattern/cataract-in-adult-eye-ppp--october-2011> [Accessed 10 Oct. 2015].
132. Hayashi K, Hirata A, Hayashi H. Possible predisposing factors for in-the-bag and out-of-the-bag intraocular lens dislocation and outcomes of intraocular lens exchange surgery. *Ophthalmology* 2007; 114: 969-975.
133. Jehan FS, Mamalis N, Crandall AS. Spontaneous late dislocation of intraocular lens within the capsular bag in pseudoexfoliation patients. *Ophthalmology* 2001; 108: 1727-1731.
134. Davis D, Brubaker J, Espandar L, et al. Late in-the-bag spontaneous intraocular lens dislocation: evaluation of 86 consecutive cases. *Ophthalmology* 2009; 116: 664-670.

135. Davison JA. Positive and negative dysphotopsia in patients with acrylic intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26: 1346-1355.
136. Osher RH. Negative dysphotopsia: long-term study and possible explanation for transient symptoms. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 1699-1707.
137. Mamalis N. Negative dysphotopsia following cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36: 371-372.
138. Narváez J, Banning CS, Stulting RD. Negative dysphotopsia associated with implantation of the Z9000 intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 846-847.
139. Ruiz, M. and Mendicute, J. (2000). Medida de longitud axial. In: J. Mendicute, J. Aramberri, L. Cadarso and M. Ruiz, ed., *Biometría, fórmulas y manejo de la sorpresa refractiva en la cirugía de catarata*, 1st ed. Madrid: TECNIMEDIA EDITORIAL, SL.
140. Sahin A, Hamrah P. Clinically relevant biometry. *Curr Opin Ophthalmol* 2012; 23: 47-53.
141. Seguí Reurer, N. (2012). Profiling biometric changes during disaccommodation in emmetropes and myopes. TFM. Universitat Politècnica de Catalunya.
142. Saw SM, Carkeet A, Chia KS, Stone RA, Tan DTH. Component dependent risk factors for ocular parameters in Singapore Chinese children. *Ophthalmology* 2002; 109(11): 2065-2071.
143. Haigis W. Cataract Update Challenges and approaches in modern biometry and IOL calculation. *Saudi Journal of Ophthalmology* 2012; 26: 7-12.
144. García Feijoó, J. and Cuiña Sardiña, R. (1998). Bases físicas de la biomicroscopía ultrasónica. In: M. Sánchez Salorio, J. García Feijoó and B. Pazos González, ed., *Biomicroscopía ultrasónica en oftalmología*, 1st ed. Madrid: TECNIMEDIA EDITORIAL, SL.
145. Shampo M, Kyle RA. Kark Theodore Dussik Pioneer in ultrasound. *May Clin Proc* 1995; 70: 1136.
146. Wild JJ, Reid JM. Further pilot echographic studies on the histologic structure of tumors of the living intact human breast. *Am J Path* 1952; 28: 839-847.
147. Mundt GH, Hugues WF. Ultrasonics in ocular diagnosis. *Am J Ophthalmol* 1956; 41: 488-498.
148. Oksala A, Lehtinen A. Diagnostics of detachment of the retina by means of ultrasound. *Acta Ophthalmol* 1957; 35: 461-472.
149. Oksala A, Lehtinen A. Diagnostic value of ultrasonics in ophthalmology. *Ophthalmologica* 1957; 134: 387-395.
150. Gernet H. Biometrie des Auges mit Ultraschall. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1965; 146: 863-874.
151. Baum G, Greenwood I. The application of ultrasonic locating techniques to ophthalmology. Theoretic considerations and acoustic properties of ocular media. I. Reflective properties. *Am J Ophthalmol* 1958; 46: 319-329.
152. Ossoinig KC. Standardized echography: basic principles, clinical applications and results. *Int Ophthalmol Clin* 1979; 19: 127-210.
153. Bronson NR, Turner FT. A simple B-scan ultrasonoscope. *Arch Ophthalmol* 1973; 90: 237-238.
154. Atta HR. New applications in ultrasound technology. *Br J Ophthalmol* 1999; 83: 1246-1249. doi:10.1136/bjo.83.11.1246
155. Gómez Lara FJ. Comparación de fórmulas biométricas en el cálculo de lentes intraoculares mediante el uso biometría óptica. Universidad Politécnica de Cataluña. <http://hdl.handle.net/2099.1/17132>
156. Pavlin CJ, Harasiewicz K, Sherar MD, et al. Clinical use of ultrasound biomicroscopy. *Ophthalmology* 1991; 98: 287-295.
157. Aramberri J. Cálculo de la lente intraocular. In: Lorente R, Mendicute J. *Cirugía del cristalino. Monografía de la Sociedad Española de Oftalmología*. Madrid: MacLine; 2008; I: 234-275.
158. Physics of ultrasound. In: Coleman DJ, Silverman RH, Lizzi FL et al. *Ultrasonography of the eye and orbit*. Ed Lippincott Williams and Wilkins, 2nd edition, 2006.
159. Binkhorst, R.D. The accuracy of ultrasonic measurement of the axial lens of the eye. *Ophthalmic Surg* 1981; 12: 363-365.

160. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg.* 1992;18(2):125-129.
161. Shammas HJF. A comparison of immersion and contact techniques for axial length measurements. *Am Intra-Ocular Implant Soc J* 1984; 10: 444-447.
162. Schelenz J, Kammann J. Comparison of contact and immersion techniques for axial measurement and implant power calculation. *J Cataract Refract Surg* 1989; 15: 425-428.
163. Hoffer, K. (2009). IOL power calculations. In: A. Garg, J. Lin, R. Latkany, J. Bovet and W. Haigis, ed., *Mastering the Techniques of IOL Power Calculations*, 2nd ed. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, pp.75-91.
164. Soler, F. and Pascual, J. (2006). Cálculo de la lente intraocular: ¿qué fórmula usar y por qué?. Fuentes de error en queratometría y biometría. In: J. Alió and J. Rodríguez-Prats, ed., *Buscando la excelencia en la cirugía de la catarata*, 1st ed. Barcelona: Glosa, cap. 5.
165. Fercher AF, Roth E (1986) Ophthalmic laser interferometer. *Proc SPIE* 658: 48-51
166. De Juan Herráez, MV. (2012). Estudio clínico comparativo de la refracción obtenida tras facoemulsificación con implante de lente intraocular al realizar la biometría con el IOLMaster y Otiscan-1000 en función de la longitud axial. Tesis Doctoral. Universidad de Valladolid.
167. Srinivasan S. Optical biometry: Every Little bit helps. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41: 1345-1346
168. Tehrani M, Krummenauer F, Kumar R, Dick HB. Comparison of biometric measurements using partial coherence interferometry and applanation ultrasound. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29: 747-752.
169. Hill W, Angeles R, Otani T. Evaluation of a new IOLMaster algorithm to measure axial length. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 920-924.
170. Olsen T. The accuracy of ultrasonic determination of axial length in pseudophakic eyes. *Acta Ophthalmol (Copenh)* 1990; 67: 141-144.
171. Findl O, Drexler W, Menapace R, et al. High precision biometry of pseudophakic eyes using partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg* 1998; 24: 1087-1093.
172. Srinivasan S. Optical biometry: Every Little bit helps. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41: 1345-1346.
173. Hirnschall N, Murphy S, Pimenides D, Maurino V, Findl O. Assessment of a new averaging algorithm to increase the sensitivity of axial eye length measurement with optical biometry in eyes with dense cataract. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 45-49.
174. Haigis W, Lege B, Miller N, et al. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2000; 238: 765-773.
175. Packer M, Fine IH, Hoffman RS, Coffman PG, Brown LK. Immersion A-scan compared with partial coherence interferometry: outcomes analysis. *J Cataract Refract Surg* 2002 Feb; 28(2): 239-242.
176. Kiss B, Findl O, Menapace R, et al. Biometry of cataractous eyes using partial coherence interferometry: clinical feasibility study of a commercial prototype I. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28: 224-229.
177. Kiss B, Findl O, Menapace R, et al. Refractive outcome of cataract surgery using partial coherence interferometry and ultrasound biometry; clinical feasibility study of a commercial prototype II. *J Cataract Refract Surg* 2002; 28: 230-234.
178. Doctor, KJ, Shanbhag, N, Karandikar, S, Deshmukh, P. (2009). IOL calculations: When, How and Which. In: A. Garg, J. Lin, R. Latkany, J. Bovet and W. Haigis, ed., *Mastering the Techniques of IOL Power Calculations*, 2nd ed. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, pp.75-91.
179. Rohrer K, Frueh BE, Wälti R, et al. Comparison and evaluation of ocular biometry using a new noncontact optical low-coherence reflectometer. *Ophthalmology* 2009; 116: 2087-2092.
180. Buckhurst PJ, Wolffsohn JS, Shah S, et al. A new optical low coherence reflectometry device for ocular biometry in cataract patients. *Br J Ophthalmol* 2009; 93: 949-953.

181. Holzer MP, Mamusa M, Auffarth GU. Accuracy of a new partial coherence interferometry analyser for biometric measurements. *Br J Ophthalmol* 2009; 93: 807-810.
182. Hoffer KJ, Shammas HJ, Savini G. Comparison of 2 laser instruments for measuring axial length. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36: 644-648.
183. Liampa Z, Kynigopoulos M, Pallas G, Gerding H. Comparison of two partial coherence interferometry devices for ocular biometry. *Klin Monbl Augenheilkd* 2010; 227: 285-288.
184. Rabsilber TM, Jepsen C, Auffarth GU, et al. Intraocular lens power calculation: clinical comparison of 2 optical biometry devices. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36: 230-234.
185. Cruysberg LP, Doors M, Verbakel F, Berendschot TT, de Brabander J, and Nuijts RM. Evaluation of the Lenstar LS 900 non-contact biometer. *Br J Ophthalmol* 2010; 94 (1): 106-110.
186. Lessner E, Lessner R, Davis S, Wadley S, Webster J, Hung J. Comparison of the Accuracy of IOLMaster and Lenstar Post-Operative Refractive Outcomes Following Cataract Extraction with Posterior Chamber Intraocular Lens Implantation. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2014; 55(13): 2556.
187. Koktekir BE, Gedik S, Bakbak B. Comparison of central corneal thickness measurements with optical low-coherence reflectometry and ultrasound pachymetry and reproducibility of both devices. *Cornea* 2012; 31(11): 1278-1281.
188. López-Miguel A, Correa-Pérez ME, Miranda-Anta S, Iglesias-Cortiñas D, MD, Coco-Martín MB, Maldonado MJ. Comparison of central corneal thickness using optical low-coherence reflectometry and spectral-domain optical coherence tomography. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38: 758-764.
189. Suheimat M, Verkicharla PK, Mallen EAH, Rozema J, Atchison DA. Refractive indices used by the Haag-Streit Lenstar to calculate axial biometric dimensions. *Ophthalmic Physiol Opt* 2015; 35: 90-96. doi: 10.1111/opo.12182
190. Kimura S, Hasebe S, Miyata M, Hamasaki I & Ohtsuki H. Axial length measurement using partial coherence interferometry in myopic children: repeatability of the measurement and comparison with refractive components. *Jan J Ophthalmol* 2007; 51: 105-110.
191. Lam AK, Chan R, Pang PC. The repeatability and accuracy of axial length and anterior chamber depth measurements from the IOLMaster. *Ophthalmic Physiol Opt* 2001; 21: 477-483.
192. Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2000; 238: 765-773.
193. Fercher AF, Mengedoht K, Werner W. Eye-length measurement by interferometry with partially coherent light. *Opt Lett* 1988; 13(3): 186-188.
194. Bjeloš Rončević M, Bušić M, Cima I, Kuzmanović Elabjer B, Bosnar D, Miletić D. Comparison of optical low-coherence reflectometry and applanation ultrasound biometry on intraocular lens power calculation. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2011; 249: 69-75.
195. Haag-streit.com, (2015). The solution for demanding cases. [online] Available at: <http://www.haag-streit.com/products/biometry/lenstar-ls-900r/the-solution-for-demanding-cases.html> [Accessed 8 Jul. 2015].
196. Chen W, McAlinden C, Pesudovs K, Wang Q, Lu F, Feng Y, Chen J, Huang J. Scheimpflug-Placido topographer and optical low-coherence reflectometry biometer: repeatability and agreement. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38: 1626-1632.
197. Bayhan HA, Aslan Bayhan S, Can I. Comparison of central corneal thickness measurements with three new optical devices and a standard ultrasonic pachymeter. *Int J Ophthalmol* 2014; 7(2): 302-308.
198. Dooley I, Charalampidou S, Nolan J, Loughman J, Molloy L, Beatty S: Estimation of Effective Lens Position Using a Method Independent of Preoperative Keratometry Readings. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37 (3): 506-512.

199. Sabeti S, Joshaghani H, Wang J, Wade K. Comparing biometric measurements and refractive outcomes of cataract surgery employing data from two optical biometers. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2014; 55(13): 2555.
200. Mylonas G, Sacu S, Buehl W, Ritter M, Georgopoulos M, Schmidt-Erfurth U. Performance of three biometry devices in patients with different grades of age-related cataract. *Acta Ophthalmol* 2011; 89: e237-e241.
201. Epitropoulos A. Axial length measurement acquisition rates of two optical biometers in cataractous eyes. *Clinical Ophthalmology* 2014; 8: 1369-1376.
202. Shammas HJ, Hoffer KJ. Repeatability and reproducibility of biometry and keratometry measurements using a noncontact optical low-coherence reflectometer and keratometer. *Am J Ophthalmol* 2012; 153: 55-61.
203. Shammas HJ, Wetterwald N, Potvin R. New mode for measuring axial length with an optical low-coherence reflectometer in eyes with dense cataract. *J Cataract Refract Surg* 2015 Jul; 41(7): 1365-1369. doi: 10.1016/j.jcrs.2014.10.032.
204. Mendicutte, J. (2002). *Biometría, fórmulas y emetropía*. In: L. Fernández-Vega, ed., *Facoemulsificación y emetropía*, 1st ed. Madrid: SECOIR.
205. Norrby S. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34(3): 368-376.
206. Llorente L, Barbero S, Cano D, Dorronsoro C, Marcos S. Myopic versus hyperopic eyes: axial length, corneal shape and optical aberrations. *J Vis* 2004; 4(4): 288-298.
207. Santodomingo-Rubido J, Mallen EA, Gilmartin B, Wolffsohn JS. A new non-contact optical device for ocular biometry. *Br J Ophthalmol*. 2002; 86: 458-462.
208. Huerva V, Ascaso FJ, Soldevila J, Lavilla L. Comparison of anterior segment measurements with optical low-coherence reflectometry and rotating dual Scheimpflug analysis. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40: 1170-1176.
209. Zhong J, Shao Y, Tao A, Jiang H, Liu C, Zhang H, Wang J. Axial Biometry of the Entire Eye Using Ultra-Long Scan Depth Optical Coherence Tomography. *Am J Ophthalmol* 2014; 157: 412-420.
210. Hitzenberger CK. Optical measurement of the axial eye length by laser Doppler interferometry. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1991; 32: 616-624.
211. Jasvinder S, Khang TF, Sarinder KKS, Loo VP, Subrayan V. Agreement analysis of LENSTAR with other techniques of biometry. *Eye* 2011; 25: 717-724. Available at: <http://www.nature.com/eye/journal/v25/n6/pdf/eye201128a.pdf>.
212. Lackner B, Schmidinger G, Pieh S, et al. Repeatability and reproducibility of central corneal thickness measurement with Pentacam, Orbscan and ultrasound. *Optom Vis Sci* 2005; 82: 892-899.
213. Barkana Y, Gerber Y, Elbaz U, et al. Central corneal thickness measurement with the Pentacam Scheimpflug system, optical low-coherence reflectometry pachymeter and ultrasound pachymetry. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 1729-1735.
214. Iester M, Mete M, Figus M, Frezzotti P. Incorporating corneal pachymetry into the management of glaucoma. *J Cataract Refract Surg* 2009; 35: 1623-1628.
215. Correa Perez, E. *Fiabilidad de la tomografía de coherencia óptica de dominio espectral para la medición del espesor corneal central*. Tesis Doctoral. Universidad de Valladolid, 2013.
216. Lazaro C, Hernandez EM, Martinez D, Redondo P. Comparison of central corneal thickness measured with anterior segment optical coherence tomography versus ultrasonic pachymetry. *Arch Soc Esp Oftalmol* 2013; 88: 45-49
217. Castanera de Molina, A., et al., *Técnicas diagnósticas en oftalmología*. Capítulo: Técnicas de exploración del segmento anterior. Prous Cience. Barcelona, 2003. Pp 23- 58.
218. *External disease and Cornea*. Section 8. American Academy of Ophthalmology. Elsevier. Boston 2007. Pp 6-14.

219. Meinhardt B, Stachs O, Stave J, Beck R, Guthoff R. Evaluation of biometric methods for measuring the anterior chamber depth in the non-contact mode. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2006; 244: 559-564.
220. Bourne RR, Alsbirk PH. Anterior chamber depth measurement by optical pachymetry: systematic difference using the Haag-Streit attachments. *Br J Ophthalmol* 2006 90: 142-145.
221. Radhakrishnan S, Rollins AM, Roth JE, Yazdanfar S, Westphal V, Bardenstein DS, Izatt JA. Real-time optical coherence tomography of the anterior segment at 1310 nm. *Arch Ophthalmol* 2001; 119: 1179-1185.
222. Muñoz Negrete, F.J., G. Rebolleda, and M. Díaz Llopis, *Tomografía de Coherencia Óptica. LXXXVII Ponencia Oficial de la Sociedad Española de Oftalmología. Mac Line. 2011. Sección I, Capítulo 1. Pp 27-38.*
223. Tappeiner C, Rohrer K, Frueh BE, Waelti R, Goldblum D. Clinical comparison of biometry using the non-contact optical low coherence reflectometer (Lenstar LS 900) and contact ultrasound biometer (Tomey AL-3000) in cataract eyes. *Br J Ophthalmol* 2010; 94: 666-667. doi:10.1136/bjo.2009.167700.
224. López-Miguel A, Correa-Pérez ME, Miranda-Anta S, Iglesias-Cortiñas D, MD, Coco-Martín MB, Maldonado MJ. Comparison of central corneal thickness using optical low-coherence reflectometry and spectral-domain optical coherence tomography. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38: 758-764
225. Tai LY, Khaw KW, Ng CM, Subrayan V. Central corneal thickness measurements with different imaging devices and ultrasound pachymetry. *Cornea* 2013; 32: 766-771.
226. Wegener A, Laser-Junga H, Photography of the anterior eye segment according to Scheimpflug's principle: options and limitations - a review. *Clin Experiment Ophthalmol* 2009; 37: 144-154.
227. Patel RP, Pandit RT, Comparison of Anterior Chamber Depth Measurements from the Galilei Dual Scheimpflug Analyzer with IOLMaster. *J Ophthalmol* 2012; 2012: 430249. doi: 10.1155/2012/430249
228. Cairns G, McGhee CN. Orbscan computerized topography: attributes, applications, and limitations. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 205-220.
229. Modis L, Langenbacher A, Seitz B. Scanning-slit and specular microscopic pachymetry in comparison with ultrasonic determination of corneal thickness. *Cornea* 2001; 20: 711-714.
230. Holladay JT. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry, and intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1997; 23: 1356-1370.
231. Holladay JT. Refractive power calculations for intraocular lenses in the phakic eye. *Am J Ophthalmol* 1993; 116: 63-66.
232. Devereux JG, Foster PJ, Baasanhu J, et al. Anterior chamber depth measurement as a screening tool for primary angle-closure glaucoma in an East Asia population. *Arch Ophthalmol* 2000; 118: 257-263.
233. Olsen T. Prediction of the effective postoperative (intraocular lens) anterior chamber depth. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32: 419-424.
234. Barrett BT, McGraw PV. Clinical assessment of anterior chamber depth. *Ophthalmic Physiol Opt* 1998; 18(S2): 32-39.
235. Solomon OD. Corneal indentation during ultrasonic pachymetry. *Cornea* 1999; 18: 214-215.
236. Buehl W, Stojanac D, Sacu S, Drexler W, Findl O. Comparison of three methods of measuring corneal thickness and anterior chamber depth. *Am J Ophthalmol* 2006; 141: 7-12.
237. Bueno-Gimeno I, España-Gregori E, Gené-Sampedro A, Lanzagorta-Aresti A, Dualde-Beltrán C. Anterior chamber depth measurement in teenagers. Comparison of two techniques. *J Optom* 2013; 6: 161-166.
238. Hoffer KJ. Definition of ACD [letter]. *Ophthalmology* 2011; 118: 1484.

239. Christensen A, Narváez J, Zimmerman G. Comparison of central corneal thickness measurements by ultrasound pachymetry, konan noncontact optical pachymetry, and orbscan pachymetry. *Cornea* 2008; 27(8): 862-865.
240. Módis L Jr, Szalai E, Németh G, Berta A. Evaluation of a recently developed noncontact specular microscope in comparison with conventional pachymetry devices. *Eur J Ophthalmol* 2010; 20(5): 831-838.
241. Reviewofophthalmology.com, (2015). Review of Ophthalmology® > Biometry 2010: Good and Still Getting Better. [online] Available at: <http://www.reviewofophthalmology.com/content/d/1354/p/31147/c/25882/> (Accessed 19 Sep. 2015)
242. Olsen T. Prediction of intraocular lens position after cataract extraction. *J Cataract Refract Surg* 1986; 12: 376-379.
243. Norrby S. Using the lens haptic plane concept and thick-lens ray tracing to calculate intraocular lens power. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30: 1000-1005.
244. Hill WE. Optical Biometry for Greater Refractive Accuracy. *Cataract and Refractive Surgery today* 2012; 1: 31-32.
245. Ortiz S, Pérez-Merino P, Durán S, et al. Full OCT anterior segment biometry: an application in cataract surgery. *Biomed Opt Express* 2013; 1: 387-396.
246. Hoffer KJ (2009). IOL Power Calculation. In: A. Garg, J. Lin, R. Latkany, J. Bovet and W. Haigis, ed., *Mastering the Techniques of IOL Power Calculations*, 2nd ed. New Delhi, p. 84.
247. Binkhorst RD. Selection of intraocular lens power. *Contemporary Ophthalmology* 1980; 1: 1-8.
248. Fyodorov SN, Kolina AL, Kolinko AL. Estimation of optical power of the intraocular lens. *Vestn Oftalmol* 1967; 80 (4): 27-31.
249. Shammas HJ. Basic optics for intraocular lens power calculations. En: *Intraocular lens power calculations*. Thorofare: Slack Inc., 2004.
250. Aramberri Refractiva, S. (2015). Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto Refractiva. [online] [Es.slideshare.net](http://es.slideshare.net/secoir?utm_campaign=profiletracking&utm_medium=sss&utm_source=ssslideview). Available at:http://es.slideshare.net/secoir?utm_campaign=profiletracking&utm_medium=sss&utm_source=ssslideview [Accessed 20 Sep. 2015].
251. Hoffer, K. (2009). IOL power calculations. In: A. Garg, J. Lin, R. Latkany, J. Bovet and W. Haigis, ed., *Mastering the Techniques of IOL Power Calculations*, 2nd ed. New Delhi: Jaypee Brothers Medical Publishers, p.75.
252. Retzlaff J. A new intraocular lens calculation formula. *Am Intraocular Implant Soc J* 1980; 6: 148-152.
253. Thompson JT, Maumenee AE, Baker CC. A new posterior chamber intraocular lens formula for axial myopes. *Ophthalmology* 1984; 91: 484-8.
254. Retzlaff J, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Sur* 1990; 16: 333-340.
255. Gobin, L., Rozema, J. and Tassignon, M. (2009). Review of IOL Power Calculation: A Theoretical Analysis of Proposed formulas. In: A. Garg, J. Lin, R. Latkany, J. Bovet and W. Haigis, ed., *Mastering the Techniques of IOL Power Calculations*, 2nd ed. New Delhi, pp.356-367.
256. Colenbrander MC. Calculation of the power of an iris clip lens for distant vision. *Br J Ophthalmol* 1973; 57: 735-740.
257. Hoffer KJ. Mathematics and computers in intraocular lens calculation. *Am Intra-Ocular Implant Soc J* 1975; 1(1): 4-5.
258. Thijssen JM. The emmetropic and the iseikoinic implant lens: computer calculation of the refractive power and its accuracy. *Ophthalmologica* 1975; 171: 467-486.
259. Van Der Heijde GL. A nomogram for calculating the power of the prepupillary lens in the aphakic eye. *Bibliotheca Ophthalmol* 1975; 83: 273-275.
260. Binkhorst RD, Loones LH. Intraocular lens power. *Trans Am Acad Ophthal Otolaryngol* 1976; 81: 70.
261. Holladay JT. Intraocular lens power calculation for the refractive surgeon. *Oper Tech Cataract Refract Surg* 1998; 1 (3): 105-117.

262. Binkhorst CD Power of the prepupillary pseudophakos. *Br J Ophthalmol* 1972; 56: 332-337. doi: 10.1136/bjo.56.4.332
263. Hoffer KJ. Biometry of 7500 cataractous eyes. *Am J Ophthalmol* 1980; 90: 360-368.
264. Olsen T. On the calculation of power from curvature of the córnea. *Br J Ophthalmol* 1986; 70: 152-154.
265. Sanders DR, Kraff MC. Improvement of intraocular lens power calculation using empirical data. *Am Intra-Ocular Implant Soc J* 1980; 6: 263-267, Erratum 1981; 7: 82.
266. Binkhorst, R.D. The accuracy of ultrasonic measurement of the axial lens of the eye. *Ophthalmic Surg* 1981; 12: 363-365.
267. Hoffer KJ: The effect of axial length on posterior chamber lens and posterior capsule position. *Current Concepts Ophthalmic Surg* 1984; 1: 20-22.
268. Shammas HJ. The fudged formula for intraocular lens power calculations. *J Am Intraocul Implant Soc* 1982 Fall; 8(4): 350-352.
269. Holladay JT, Prager TC, Chandler TY et al. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1988; 14: 17-24.
270. Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16(3): 333-340.
271. Sanders DR, Retzlaff J, Kraff MC et al. Comparison of the SRK/T formula and other theoretical and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16: 341-346.
272. Castellvi J, Anglada R. Cálculo de la potencia de lentes intraoculares en casos complejos. *Annals d'Oftalmologia* 2012, 20 (5): 24-51.
273. Hoffer KJ. The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1993; 19(6): 700-712.
274. Holladay JT, Gills Jp. Leidlein J, Cherchio M. Achieving emmetropia in extremely short eyes with two piggyback posterior chamber intraocular lenses. *Ophthalmology* 1996; 103: 1118-1123.
275. Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL. Formula choice: Hoffer Q, Holladay 1, or SRK/T and refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery with biometry by partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37: 63-71.
276. Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider B. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2000; 238: 765-773.
277. Olsen T, Corydon L, Gimbel H. Intraocular lens power calculation with an improved anterior chamber depth algorithm. *J Cataract Refract Surg* 1995; 21: 313-319.
278. Holladay JT. Holladay IOL Consultant Computer Program. Houston, TX, Holladay IOL Consultant, 1996.
279. Holladay JT. Hicsoap.com, (2015). Holladay IOL Consultant Software | Home. [online] Available at: <http://www.hicsoap.com/index.php> [Accessed 15 Sep. 2015].
280. Hoffer KJ. Clinical results using the Holladay 2 intraocular lens power formula. *J Cataract Refract Surg* 2000; 26(8): 1233-1237.
281. Haigis W. Biometrie. In: Kampik A, ed. *Jahrbuch der Augenheilkunde* 1995, Optik und Refraktion. Zülpich: Biermann-Verlag, 1995; 123-140.
282. Aramberri J. Cálculo de lentes intraoculares. In: Castillo A, editor. *Métodos diagnósticos en segmento anterior*. Madrid: Sociedad Española de Cirugía Ocular Implanto-Refractiva; 2011. p. 543-58.
283. Soler FL, Pascual J. Cálculo de la lente intraocular: ¿qué fórmula usar y por qué?. Fuentes de error en queratometría y biometría. In: Alió JL, Rodríguez-Prats JL, editors. *Buscando la excelencia en la cirugía de cataratas*. Barcelona: Glosa SL; 2006. p. 65-92.
284. Barrett, G. (2015). A formula for all seasons. [online] Available at: Barrett, G. (2015). [online] Haag-streit.com. Available at: <http://www.haagstreit.com/products/biometry>.

- html?no_cache=1&cid=970&did=13922&sechash=c4805899 [Accessed 27 Sep. 2015]. [Accessed 27 Sep. 2015]
285. Olsen T, Hoffmann P. C constant: new concept for ray tracing–assisted intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 2014; 40: 764-773.
286. Haag-streit.com, (2015). Olsen Formula and Lens Thickness. [online] Available at: <http://www.haag-streit.com/en/products/biometry/olsen-formula-and-lens-thickness/print.html?cHash=bef9a2a758f03675bff3044a83c4e049> [Accessed 27 Sep. 2015].
287. Eyeworld.org, (2015). The Best of Ophthalmology.....EyeWorld News Magazine. [online] Available at: <http://www.eyeworld.org/article-the-hoffer-h-5-formula-incorporates-gender-and-racial> [Accessed 26 Sep. 2015]
288. Bjeloš Rončević M, Bušić M, Cima I, Kuzmanović Elabjer B, Bosnar D, Miletić D. Comparison of optical low-coherence reflectometry and applanation ultrasound biometry on intraocular lens power calculation. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2011 249: 69-75.
289. Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. *J Cataract Refract Surg* 1992; 18: 125-129.
290. Hill WE. Intraocular lens power calculations: are we stuck in the past?. *Clin Experiment Ophthalmol* 2009; 37: 761-762.
291. Hill WE. Biometry formula choice and cataract refractive outcomes: response. *Clinical & Experimental Ophthalmology* 2010; 38: 537-538.
292. Muthappan V, Paskowitz D, Kazimierczak A. Measurement and use of postoperative anterior chamber depth of fellow eye in refractive outcomes. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41: 778-784.
293. 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; 38: 2080-2087.
294. <http://www.healio.com/ophthalmology/cataract-surgery/news/print/ocul...tant-yields-more-accurate-refractive-results-after-cataract-surgery>
295. Healio.com, Uday Devgan, MD (2012). Refining the A-constant yields more accurate refractive results after cataract surgery | Ocular Surgery News. [online] Available at: <http://www.healio.com/ophthalmology/cataract-surgery/news/print/ocular-surgery-news/%7Be7d4e5c3-56ff-4223-ba1e-dff8602f152b%7D/refining-the-a-constant-yields-more-accurate-refractive-results-after-cataract-surgery> [Accessed 7 Nov. 2015].
296. Kent, C. (2010). Un Paso más cerca: Adaptación de la Constante en el lente. *Review of Ophthalmology* 2010; 39: 12-17. [online] Issuu. Available at: http://issuu.com/visionyoptica.com/docs/ro_mx_3ra_2010_baja (Accessed 27 Sep. 2015).
297. Norrby S. Multicenter biometry study of 1 pair of eyes. *J Cataract Refract Surg* 2001; 27: 1656-1661.
298. Norrby S, Lydahl E, Koranyi G, Taube M. Reduction of trend errors in power calculation by linear transformation of measured axial lengths. *J Cataract Refract Surg* 2003; 29: 100-105.
299. Olsen S. Comparison of age-derived lens thickness to optically measured lens thickness in IOL power calculation: a clinical study. *J Refract Surg* 2012; 28(2): 154-155.
300. Boettner EA and Wolter JR. Transmission of the ocular media. *Invest Ophthalmol* 1962; 1: 776-783.
301. User Group for Laser Interference Biometry, (2015). Optimized IOL constants for the ZEISS IOLMaster. [online] Available at: <http://ocusoft.de/ulib/c1.htm> [Accessed 11 Oct. 2015].
302. Tobío A, Gargallo A, Arines J, González F. Effects of pharmacological mydriasis in anterior chamber depth measurements with IOL Master and Sirius. *Opt Pura Apl* 2015; 48 (1): 9-18.
303. Arriola-Villalobos P, Díaz-Valle D, Garzón N, Ruíz-Medrano J, Fernández C, Alejandre A, García-Feijó J. Effect of pharmacologic pupil dilation on OLCR optical biometry measurements for IOL predictions. *Eur J Ophthalmol* 2014; 24 (1): 53-57.
304. Read, S.A., Collins, M.J., & Alonso-Caneiro, D. Validation of optical low coherence reflectometry retinal and choroidal biometry. *Optometry and Vision Science* 2011; 88(7): 855-863. <http://dx.doi.org/10.1097/OPX.0b013e3182186a36>

305. Olsen T. Use of fellow eye data in the calculation of intraocular lens power for the second eye. *Ophthalmology* 2011; 118: 1710–1715.
306. Bang S, Edell E, Pratzner K. Intraocular lens calculations. *Ophthalmology* 2011; 118 (6): 1221-1222.
307. Hoffer KJ, Aramberri J, Haigis W. et al. Protocols for studies of intraocular lens formula accuracy. *Am J Ophthalmol* 2015; 160: 403–405.e1.
308. Zudans JV, Desai NR, Trattler WB. Comparison of prediction error: labeled versus unlabeled intraocular lens manufacturing tolerance. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38: 394-402.
309. Wang JK, Chang SW. Optical biometry-intraocular lens power calculation using different formulas in patients with different axial lengths. *Int J Ophthalmol* 2013; 6(2): 150-154.
310. Rana M, Shah S. Modern-day cataract surgery: can we match growing expectations?. *Br J Ophthalmol* 2014; 98: 1313-1314.
311. Doctor-hill.com, (2015). LENSTAR Optical Biometer Haag Streit LENSTAR LS 900 | East Valley Ophthalmology. [online] Available at: http://www.doctor-hill.com/lenstar_haag_streit/lenstar_main.htm [Accessed 30 May 2015].
312. Ianchulev T, Salz J, Hoffer K, et al. Intraoperative optical refractive biometry for intraocular lens power estimation without axial length and keratometry measurements. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 1530–1536.
313. Chen M. Correlation between ORange (Gen 1, pseudophakic) intraoperative refraction and 1-week postcataract surgery autorefraction. *Clin Ophthalmol* 2011; 5: 197-199.
314. Bhatt UK, Sheppard AL, Shah S, et al. Design and validity of a miniaturized open-field aberrometer. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39: 36-40.
315. Hirnschall N, Amir-Asgari S, Maedel S, et al. Predicting the postoperative intraocular lens position using the continuous intraoperative optical coherence tomography. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2013; 54: 5196–5203.
316. Apple DJ, Peng Q, Visessook N, et al. Surgical prevention of posterior capsule opacification. Part 1 (Progress in eliminating this complication of cataract surgery). *J Cataract Refract Surg* 2000; 26: 180-187.
317. Charalampidou S, Cassidy L, Ng E, et al. Effect on refractive outcomes after cataract surgery of intraocular lens constant personalization using the Haigis formula. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36: 1081–1089.
318. Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL. First eye prediction error improves second eye refractive outcome results in 2129 patients after bilateral sequential cataract surgery. *Ophthalmology* 2011; 118: 1701-1709. (PMID: 21762991 DOI: 10.1016/j.ophtha.2011.05.010).
319. Raymond S, Favilla I, Santamaria L. Comparing ultrasound biometry with partial coherence interferometry for intraocular lens power calculations: a randomized study. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2009; 50: 2547-2552.
320. Behndig A, Montan P, Stenevi U, Kugelberg M, Zetterström C, Lundström M. Aiming for emmetropia after cataract surgery: Swedish National Cataract Register study. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38: 1181-1186.
321. Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL. Improving refractive outcomes in cataract surgery: A global perspective. *World J Ophthalmol* 2014; 4(4): 140-146. DOI: 10.5318/wjo.v4.i4.140
322. Nemeth G, Nagy A, Berta A, Modis L. Comparison of intra- ocular lens power prediction using immersion ultrasound and optical biometry with and without formula optimiza- tion. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2012; 250: 1321-1325 [PMID: 22527318 DOI: 10.1007/s00417-012-2013-9]
323. Lundstrom M, Barry P , Henry Y , et al. Evidence-based guide- lines for cataract surgery: guidelines based on data in the Euro- pean Registry of Quality Outcomes for Cataract and Refractive Surgery database. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38: 1086-1093.

324. Potvin R, Hill WE, Meier E. Patient-Specific Factors in IOL Power Calculations. Supplement to *Cataract and Refractive Surgery Today / Europe* . October 2014; 10: 12-14.
325. Spadea L, et al. Comparison of optical low coherence reflectometry and ultrasound pachymetry in the measurement of central corneal thickness before and after photorefractive keratectomy. *J Refract Surg* 2007; 23(7): 661-666.
326. Beutelspacher SC, Serbecic N, Scheuerle AF. Assessment of central corneal thickness using OCT, ultrasound, optical low coherence reflectometry and Scheimpflug pachymetry. *Eur J Ophthalmol* 2011; 21(2): 132-137.
327. Beutelspacher SC, Serbecic N, Scheuerle AF. Measurement of the central corneal thickness using Optical reflectometry and ultrasound. *Klin Monbl Augenheilkd* 2011; 228: 815-818.
328. Huang J, Pesudovs K, Wen D, et al. Comparison of anterior segment measurements with rotating Scheimpflug photography and partial coherence reflectometry. *J Cataract Refract Surg* 2011; 37(2): 341-348.
329. Shen P, et al. Comparison of anterior ocular biometry between optical low-coherence reflectometry and anterior segment optical coherence tomography in an adult Chinese population. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38(6): 966-970.
330. Hui S, Yi L. Comparison of two optical biometers in intraocular lens power calculation. *Indian J Ophthalmol*. 2014 Sep; 62(9): 931-934. doi: 10.4103/0301-4738.143930
331. Borrego-Sanz L, Sáenz-Francés F, Bermudez-Vallecilla M, et al. Agreement between central corneal thickness measured using Pentacam, ultrasound pachymetry, specular microscopy and optic biometer Lenstar LS 900 and the influence of intraocular pressure. *Ophthalmologica* 2014; 231: 226-235.
332. Salouti R, Nowroozzadeh MH, Zamani M, et al. Comparison of the ultrasonographic method with 2 partial coherence interferometry methods for intraocular lens power calculation. *Optometry* 2011; 82: 140-147.
333. O'donnell C, Hartwig A, Radhakrishnan H. Comparison of central corneal thickness and anterior chamber depth measured using LenStar LS900, Pentacam, and Visante AS-OCT. *Cornea* 2012; 31: 983-988.
334. Chen W, McAlinden C, Pesudovs K, Wang Q, Lu F, Feng Y, Chen J, Huang J. Scheimpflug-Placido topographer and optical low-coherence reflectometry biometer: repeatability and agreement. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38: 1626-1632.
335. Cekiç O, Batman C. The relationship between capsulorhexis size and anterior chamber depth relation. *Ophthalmic Surg Lasers* 1999; 30: 185-190.
336. Percival SPB, Vyas AV, Setty SS, Manvikar S. The influence of implant design on accuracy of postoperative refraction. *Eye* 2002; 16: 309-315.
337. Engren A-L, Behndig A. Anterior chamber depth, intraocular lens position, and refractive outcomes after cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39: 572-577.
338. 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. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2013; 251: 2563-2567.
339. Facoelche.com, (2015). Segmento anterior del ojo y ajuste biométrico de Aramberri - Utilidades de FacoElche. [online] Available at: <http://www.facoelche.com/utilidades/segmento-anterior-ojo-ajuste-biometrico-aramberri> [Accessed 20 Oct. 2015]
340. The Royal College of Ophthalmologists Cataract Surgery Guidelines. (2015). [online] Available at: <https://www.rcophth.ac.uk/wp-content/uploads/2014/12/2010-SCI-069-Cataract-Surgery-Guidelines-2010-SEPTEMBER-2010.pdf> [Accessed 11 Oct. 2015].
341. Miraftab M, Hashemi H, Fotouhi A, Khabazkhoob M, Rezvan F, Asgari S. Effect of anterior chamber depth on the choice of intraocular lens calculation formula in patients with normal axial length. *Middle East Afr J Ophthalmol*. 2014;21:307-11
342. Aristodemou P, Knox Cartright NE, Sparrow JM, Johnston RL. Biometry formula choice and cataract refractive outcomes [letter]. *Clin Exp Ophthalmol* 2010; 38: 536-537.

343. Gavin EA, Hammond CJ. Intraocular lens power calculation in short eyes. *Eye(Lond)* 2008; 22(7): 935-938.
344. Abulafia A, Barrett GD, Rotenberg M, et al. Intraocular lens power calculation for eyes with an axial length greater than 26.0 mm: comparison of formulas and methods. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41(3): 548-556.
345. Eom Y, Kang SY, Song JS, Kim HM. Use of corneal power-specific constants to improve the accuracy of the SRK/T formula. *Ophthalmology* 2013; 120: 477-481.
346. Eleftheriadis H. IOLMaster biometry: refractive results of 100 consecutive cases. *British Journal of Ophthalmology* 2003; 87(8): 960-963.
347. Savini G, Hoffer KJ, Barboni P. Influence of corneal asphericity on the refractive outcome of intraocular lens implantation in cataract surgery. *J Cataract Refract Surg* 2015; 41: 785-789.
348. Jivrajka R, Shammas MC, Boenzi T, Swearingen M, Shammas HJ. Variability of axial length, anterior chamber depth, and lens thickness in the cataractous eye. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34(2): 289-294.
349. Bilak S, Simsek A, Capkin M, Guler M, Bilgin B. Biometric and Intraocular Pressure Change after Cataract Surgery. *Optom Vis Sci* 2015; 92: 464-470.
350. Nemeth G, Vajas A, Tsorbatzoglou A, et al. Assessment and reproducibility of anterior chamber depth measurement with anterior segment optical coherence tomography compared with immersion ultrasonography. *J Cataract Refract Surg* 2007; 33: 443-447.
351. Nizamani NB, Surhio SA, Memon S, Talpur KI. Axial Length Variability in Cataract Surgery. *Journal of the College of Physicians and Surgeons Pakistan* 2014; 24 (12): 918-921.
352. Shresti Shrestha, Khem Raj Kaini, and Binamra Basnet, "Gender Differences in Ocular Biometry among Cataract Patients of Western Nepal." *American Journal of Public Health Research* 2015; 3: 31-34. doi: 10.12691/ajphr-3-4A-6.,
353. Wani JS, Parray SI, Keng MQ, Majid O, Maqbool A. Profile of axial length in Kashmiri population with cataract. *International Journal of Medical Science and Public Health* 2014; 3 (9): 1120-1122.
354. Nangia V, Jonas JB, Sinha A, Kulkarni M, Jonas SP. Ocular Axial Length and its Associations in an Adult Population of Central Rural India: The Central India Eye and Medical Study. *Ophthalmology* 2010; 117: 1360-1366.
355. Fotedar R, Wang JJ, Burlutsky G, Morgan IG, Rose K, Wong TY, Mitchell P. Distribution of axial length and ocular biometry measured using partial coherence laser interferometry (IOL Master) in an older white population. *Ophthalmology* 2010; 117 (3): 417-423.
356. Lee KE, Klein BEK, Klein R, Quandt Z, Wong TY. Age, Stature, and Education Associations with ocular dimensions in an older white population. *Arch Ophthalmol* 2009; 127 (1): 88-93.
357. Hashemi H, Khabazkhoob M, Miraftab M, Emamian MH, Shariati M, Abdolahinia T, Fotouhi A. The distribution of axial length anterior chamber depth, lens thickness, and vitreous chamber depth in an adult population of Shahroud, Iran. *BMC Ophthalmology* 2012; 12: 1-8.
358. Wong TY, Foster PJ, Tielsch JM, Johnson GJ, Seah SK. Variations in ocular biometry in an adult Chinese population in Singapore: the Tanjong Pagar Survey. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2001; 42 (1): 73-80.
359. Reyes KB, Uy HS, "Refractive errors in Filipino eyes in a single-center study population. *Philipp J Ophthalmol* 2010; 35 (2). 50-55.
360. Behndig A, Montan P, Lundström M, Zetterström C, Kugelberg M. Gender differences in biometry prediction error and intraocular lens power calculation formula. *Acta Ophthalmol* 2014; 92: 759-763.
361. Chen W, Zuo C, Chen C, Su J, Luo L, Congdon N, Liu Y. Prevalence of corneal astigmatism before cataract surgery in Chinese patients. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39: 188-192.
362. Hoffmann PC, Lindemann CR. Intraocular lens calculation for aspheric intraocular lenses. *J Cataract Refract Surg* 2013; 39: 867-872.

363. Reitblat O, Assia EI, Kleinmann G, Levy A, Barrett GD, Abulafia A. Accuracy of predicted refraction with multifocal intraocular lenses using two biometry measurement devices and multiple intraocular lens power calculation formulas. *Clin Experiment Ophthalmol* 2015; 43(4): 328-334.
364. Kriechbaum K, Findl O, Preussner PR, Köppl C, Wahl J, and Drexler W. Determining postoperative anterior chamber depth. *J Cataract Refract. Surg* 2003; 29: 2122-2126.
365. Lee AC, Qazi MA, Pepose JS. Biometry and intraocular lens power calculation. *Curr Opin Ophthalmol* 2008; 19: 13-17.
366. Savini G, Hoffer KJ, Carbonelli M. Anterior chamber and aqueous depth measurement in pseudophakic eyes: agreement between ultrasound biometry and Scheimpflug imaging. *J Refract Surg* 2013; 29: 121-125.
367. Preussner P-R, Wahl J, Weitzel D, et al. Predicting postoperative intraocular lens position and refraction. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30: 2077-2083.
368. Logan NS, Davies LN, Mallen EA, Gilmartin B. Ametropia and ocular biometry in a U.K. university student population. *Optom Vis Sci* 2005; 82(4): 261-266.
369. Shufelt C, Fraser-Bell S, Ying-Lai M, et al. Refractive error, ocular biometry, and lens opalescence in an adult population: the Los Angeles Latino Eye Study. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2005; 46(12): 4450-4460.
370. Mahmoud A, Wang L, Roberts C, Castellano D, Weikert M, Koch D. Predicting IOL Position from Pre-op A-scan Data. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 2013; 54(15): 814.
371. Carifi G, Aiello F, Zygoura V, Kopsachilis N, Maurino V. Accuracy of the refractive prediction determined by multiple currently available intraocular lens power calculation formulas in small eyes. *Am J Ophthalmol* 2015; 159(3): 577-583.
372. Roh YR, Lee SM, Han YK, Kim MK, Wee WR, Lee JH. Intraocular lens power calculation using IOLMaster and various formulas in short eyes. *Korean J Ophthalmol* 2011; 25: 151-155.
373. Day AC, Foster PJ, Stevens JD. Accuracy of intraocular lens power calculations in eyes with axial length <22.00 mm. *Clinical and Experimental Ophthalmology* 2012; 40: 855–862 doi: 10.1111/j.1442-9071.2012.02810.x
374. Moschos M, Chatziralli IP, Koutsandrea C. Intraocular lens power calculation in eyes with short axial length. *Indian J Ophthalmol* 2014; 62: 692-694.
375. Ang GS, Duncan L, Atta HR. Ultrasound biomicroscopic study of the stability of intraocular lens implants after phacoemulsification cataract surgery. *Acta Ophthalmol* 2012; 90: 168-172.
376. Kim SM, Choi J, Choi S. Refractive Predictability of Partial Coherence Interferometry and Factors that can Affect It. *Korean Journal of Ophthalmology* 2009; 23: 6-12. DOI : 10.3341/kjo.2009.23.1.6
377. Lagrasta JM, Allemann N, Scapucin L, Moeller CT, Ohkawara LE, Melo LA, et al. Clinical results in phacoemulsification using the SRK/T formula. *Arq Bras Oftalmol.* 2009;72:189-193.

