

TRABAJO FIN DE GRADO MEDICINA

Biometría y cálculo de lentes intraoculares

Dirigido por: M^a Isabel Fuertes Lázaro y Vicente Polo Llorens.



Facultad de Medicina
Universidad Zaragoza

Laura Jiménez Royo

Zaragoza, 2015

RESUMEN

Objetivo: Investigar la relación entre el sistema de biometría óptica y el sistema de ultrasonidos, y comprobar si ambos métodos pueden usarse indistintamente en la práctica clínica habitual.

Métodos: Se seleccionaron de forma prospectiva y consecutiva 44 ojos de entre los pacientes que iban a ser intervenidos de cirugía de cataratas en el Hospital Nuestra Señora de Gracia de Zaragoza. Todos ellos fueron sometidos a un examen oftalmológico completo. Se evaluaron con el biómetro IOL Master® 500 de Zeiss y con el biómetro por ultrasonidos Ocuscan® RxP de Alcon.. Tras analizar la distribución de las variables, se aplicó el test de Wilcoxon para estudiar la similitud de las longitudes axiales obtenidas. Mediante el cálculo del Alfa de Cronbach se estudió la concordancia entre ellas y se calculó la correlación de Pearson entre las principales variables del estudio. Se investigó una fórmula de regresión que relacionara ambos aparatos y se desarrollaron los análisis de varianza ANOVA y MANOVA para ver si las longitudes axiales dependían de la edad y/o del sexo. Se aceptó un nivel de confianza mínimo del 95%.

Resultados: Las medidas de las longitudes axiales obtenidas con los dos biómetros no fueron iguales pero sí concordantes. Se encontró una correlación fuerte entre ambas longitudes axiales ($r=0.993$, $p=0.000$) y entre las profundidades de cámara anterior medidas con los dos equipos ($r=0.745$, $p=0.000$). Se obtuvo una regresión lineal que permite relacionar las longitudes axiales medidas con ambos aparatos ($R^2=0.987$). Además se vio que la edad y el sexo no influyen ni de forma aislada ni de forma conjunta en las longitudes axiales medidas con los dos biómetros.

Conclusión: Las longitudes axiales medidas mediante los biómetros óptico y por ultrasonidos son equivalentes, aunque los valores obtenidos con el sistema óptico son ligeramente superiores a los del biómetro de contacto. Además es posible obtener un modelo de regresión lineal que relacione ambos biómetros.

Palabras clave: biometría óptica, biometría ultrasónica, lente intraocular, cirugía de cataratas.

SUMMARY

Purpose: To investigate the connection between the optical biometry and the ultrasound system and check if both methods can be used equally in the regular clinical practice.

Methods: A prospective study of 44 eyes was carried out among the patients that were going to be operated on cataract surgery in the hospital Nuestra Señora de Gracia in Zaragoza. All of them were subjected to complete ophthalmologic test. They were measured with the IOL Master® 500 Zeiss biometer and the Ocuscan® RxP Alcon ultrasounds biometer. The statistical analysis was carried out with the Wilcoxon test to see the similarity among the axial lengths get with both biometers. We studied the correspondence between the two axial lengths with the alfa Cronbach test. Pearson correlation was calculated among the main variables of this study. We investigated a regression formula to relate both devices taking into account the previous measurement and some analysis of the variance was carried out (ANOVA and MANOVA) to investigate if the measurement of both axial lengths depends on age or sex. A 95% confidence level was accepted.

Results: The measurements of the axial lengths get with both biometers were in agreement but were not equal. There were a strong correlation between both axial lengths ($r=0.993$, $p=0.000$) and between anterior chamber depth get with the biometers ($r=0.745$, $p=0.000$). A regression formula was obtained to connect both devices. In addition, we can probe that neither the age and the sex had any influence in this formula.

Conclusion: It is possible to measure LA with both devices, getting a high correlation between the results. Nevertheless, the optical device obtains higher values than the ultrasound one does. In addition it is possible to get a model of lineal regression that correlates both devices.

Key words: optical biometry, ultrasound biometry, intraocular lens, cataract surgery.

ÍNDICE

1.	Abreviaturas	4
2.	Justificación	5
3.	Hipótesis y objetivos.	6
3.1.	Hipótesis.....	6
3.2.	Objetivos	6
4.	Introducción	7
4.1.	Catarata. Definición.....	7
4.2.	Historia de la cirugía de las cataratas.....	8
4.3.	Biometría.....	9
4.3.1.	Definición y utilidades	9
4.3.2.	Tipos de biómetros.....	10
4.3.2.1.	Biometría ultrasónica.....	10
4.3.2.2.	Biometría óptica.....	12
4.3.2.3.	Lenstar.....	14
4.3.2.4.	Otros parámetros.....	14
4.3.2.4.1.	Queratometría.....	15
4.3.2.4.2.	Profundidad de cámara anterior.....	16
4.3.2.4.3.	Distancia blanco-blanco.....	16
4.4	Lentes intraoculares.....	16
4.4.1.	Tipos de LIOs.....	16
4.4.1.1.	Según su posición.....	16
4.4.1.2.	Según su material.....	17
4.4.1.3.	Según sus características ópticas.....	18
4.4.2.	Cálculo de la potencia de las LIOs: evolución histórica.....	22
4.4.2.1.	Fórmulas teóricas de 1ª generación y SRK.....	22
4.4.2.2.	Fórmulas teóricas de 2ª generación y SRK II.....	23
4.4.2.3.	Fórmulas de 3ª generación.....	24
4.4.2.4.	Fórmulas de 4ª generación.....	25
4.4.3.	Constante de LIO.....	26
5.	Muestra material y métodos.....	27
5.1.	Diseño del estudio y selección de la muestra.....	27
5.2.	Criterios de inclusión.....	27

5.3. Criterios de exclusión.	28
5.4. Protocolo exploratorio.	28
6. Análisis estadístico.	30
7. Resultados.	31
8. Discusión.	36
9. Conclusiones.	37
10. Bibliografía.	38
11. Anexos.	40
Anexo 1. Interferómetro de Michelson.....	40
Anexo 2. Ejemplo de medición de biometría ultrasónica.	42
Anexo 3. Ejemplo de medición de biometría óptica.	43

1. Abreviaturas

ACD = profundidad de cámara anterior.

D= Dioptrías

dB= decibelios.

dV= distancia al vértice corneal.

ELP= posición efectiva de la lente

K= curvatura corneal.

LA= longitud axial.

LIO= lente intraocular.

m= metro.

nm= nanómetros.

PCI= interferometría de coherencia parcial.

PMMA= polimetacrilato.

s= segundo.

SD= desviación estándar.

SF= factor del cirujano.

SNR= índice señal-ruido.

US= ultrasonidos.

UV= ultravioleta

2. Justificación

Hoy en día se ha producido un importante incremento de la cirugía ocular. Esto es, por una parte, por las exigencias de una población, cuya forma de vida requiere una calidad de visión muy superior a la de épocas pasadas y por otra, porque está viendo incrementada su esperanza de vida.

Todo ello ha llevado a la continua evolución de la oftalmología y sus técnicas quirúrgicas, y sobre todo, de la cirugía de las cataratas, por ser una de las patologías más prevalente en este campo.

Para la obtención de la máxima calidad visual en la cirugía de las cataratas, además de una buena técnica quirúrgica, donde se busca la calidad en el resultado y la minimización de los riesgos quirúrgicos, se necesita el cálculo correcto de la lente intraocular, que sustituirá el cristalino opacificado que se extrae durante la facoemulsificación. Sin el cálculo correcto de la lente, los esfuerzos llevados a cabo durante la intervención quirúrgica habrán sido en vano, ya que el resultado final no agradará al paciente, puesto que no obtendrá la calidad visual deseada y por tanto verá mermada su calidad de vida. Es por esto por lo que es de gran importancia realizar una correcta biometría a partir de la cual se obtendrá el tipo de lente concreto que ha de utilizarse en cada paciente.

3. Hipótesis y objetivos.

3.1. Hipótesis

Las longitudes axiales medidas mediante el biómetro óptico *IOL Master 500 de Zeiss* y las obtenidas mediante el biómetro por ultrasonidos *Ocuscan RxP de Alcon* son equivalentes.

3.2. Objetivos

1. Evaluar si las longitudes axiales medidas mediante el biómetro óptico *IOL Master 500 de Zeiss* y el biómetro por ultrasonidos *Ocuscan RxP de Alcon* son similares.
2. Estudiar si los valores de longitud axial obtenidos con los dos biómetros son concordantes.
3. Analizar la correlación entre las principales variables obtenidas mediante el biómetro óptico y el biómetro por ultrasonidos.
4. Obtener un estudio de regresión entre la longitud axial medida mediante el biómetro *IOL Master 500 de Zeiss* y el biómetro *Ocuscan RxP de Alcon*.
5. Evaluar la influencia de la edad y del sexo en las longitudes axiales obtenidas con las dos biometrías de forma individual.
6. Evaluar la influencia de la edad y del sexo en las longitudes axiales obtenidas con las dos biometrías de forma combinada.

4. Introducción

4.1. Catarata. Definición.

El término catarata es bien conocido desde la antigüedad. Proviene del griego *υπόχυσις* (kataráktēs), que significa caída de agua. El término árabe era “agua blanca”. Los latinos lo denominaban “suffusio”, y lo definían como una extravasación y coagulación de los humores que se encontraban detrás del iris. Hoy en día, se define como la opacidad del cristalino o de su cápsula que impide la correcta visión debido a la dificultad del paso de la luz. ^[1]

El caso más antiguo documentado de catarata data de la época egipcia, entre el 2457 y 2467 d.C., y es conocido debido al descubrimiento de una estatua (figura 1) descubierta en 1860, que representa un sacerdote llamado Ka-āper, en la que se puede observar el reflejo blanco pupilar propio de las cataratas. ^[1]



Figura 1: Estatua de Ka-āper. Museo de El Cairo, Egipto.



Figura 2: Copia moderna de la pintura de la entrada del Hospital Universitario de El Cairo, Egipto

4.2. Historia de la cirugía de las cataratas.

La primera técnica quirúrgica conocida data sobre el 1200 dC. De ésta procede una pintura encontrada en la tumba de un arquitecto egipcio (Ipwy at Thebes), en la que se ve a un oftalmólogo tratando el ojo de un paciente (figura 2). Esta escena ha sido interpretada como una técnica conocida por el nombre de *técnica del abatimiento*, mediante la cual, el cirujano se sentaba frente al paciente, introduciendo por el limbo inferior una lanceta afilada hasta la cámara anterior, para después, con una espátula roma, abatir el cristalino hasta hacerlo caer en la cavidad vítrea, fuera del eje de visión. ^{[1][2]}

También han sido encontrados a lo largo de la historia, diferentes materiales quirúrgicos que avalan este procedimiento, entre los que se encontraban múltiples agujas de diferentes tamaños y longitudes.

Otros historiadores creen que esta técnica ya era utilizada mucho antes por los indios (800 d.C), ya que se han encontrado tratados en los que se habla de ella. ^[2]

Al parecer, este tipo de cirugía fue usada durante cientos de años, pasando de la India a Alejandría y de ahí a Roma y Grecia. Para los casos en los que no era aplicable la técnica del abatimiento, se practicaba una incisión en la cápsula anterior del cristalino para propiciar la reabsorción del cristalino, técnica denominada *discisión*. Sea cuando fuere, fue una técnica revolucionaria que por su simplicidad fue utilizada durante años y aun en la actualidad en algunas regiones de África y Yemen todavía se lleva a cabo. A pesar de ello, es un método poco efectivo y peligroso y con numerosas complicaciones. ^[2]

En 1748, el doctor francés Daviel revolucionó el tratamiento de las cataratas mediante la primera extracción de catarata conocida, a través de *técnica extracapsular*. Consistía en hacer una gran incisión en la córnea inferior y rasgar la cápsula anterior del cristalino a través de la pupila para lograr, mediante presión digital, extraer parte del cristalino opaco. El último paso consistía en reponer la pupila en su sitio y vendar el ojo. Esta técnica permitió recuperar la visión a uno de sus pacientes, pero tras unos días de evolución presentó una complicación que sería muy frecuente, una infección, lo que terminó en ceguera. ^{[1][2]}

Para evitar dichas complicaciones surgió la *técnica intracapsular*, de la mano del cirujano vienés Georg Joseph Beer (1763-1821), consistente en la extracción del cristalino junto con la cápsula posterior mediante una incisión corneal superior. Mediante este nuevo método, los pacientes obtenían una rápida curación evitando una complicación que aun hoy en día es muy frecuente: la opacificación de la cápsula posterior. ^{[1][3]}

Durante muchos años hubo una lucha entre las técnicas intra y extracapsulares, surgiendo además un nuevo problema, la afaquia creada con ellas, lo que hacía que el paciente quedara preso de unas gafas de unas 10 dioptrías para toda la vida, con todos los inconvenientes que ello implicaba.

Con el oftalmólogo Harold Rydley (figura 3) llegó la era de las LIOs, en 1949 y durante años llevó a cabo dicha técnica con un 70% de éxitos, pese a las críticas del resto de oftalmólogos afamados de la época. No fue hasta mediados de los 80 cuando esta técnica se popularizó y ha sido

utilizada hasta nuestros días. El material que utilizó el Doctor Rydley para la lente fue inspirado durante la segunda guerra mundial, donde se utilizaba el polimetacrilato (PMMA) como material en la construcción de aviones de guerra. Rydley recibió un herido de la guerra con fragmentos de este material en los ojos, y se dio cuenta que era un material que no producía daño en el interior del ojo y se atrevió a utilizarlo para fabricar las primeras LIOs. ^{[1] [3]}

Por último, la técnica moderna de facoemulsión fue traída de la mano de Charles D. Kelman en 1967 inspirado por las técnicas empleadas por su dentista en ciertos procedimientos. Dicha técnica se basa en el uso de ondas de ultrasonido para emulsionar el núcleo de la catarata y eliminarla mediante aspiración. Este método consiguió una incisión menor y reducir la necesidad de hospitalización de los pacientes y un menor dolor postoperatorio. Actualmente, pese a ser el método más caro que existe por la maquinaria que precisa, es el método de elección. ^{[1] [3]}

4.3. Biometría.

4.3.1. Definición y utilidades

El término biometría hace referencia al estudio de las características de los seres humanos mediante el uso de la tecnología. De acuerdo con lo anterior, la biometría ocular es el estudio de las características del ojo humano mediante diferentes aparatos tecnológicos. De forma más concreta, busca las medidas necesarias para el cálculo de la potencia de la lente intraocular que será necesaria colocar tras una cirugía de cataratas, obteniendo resultados de refracción postoperatoria óptimos.

Para ello, se ha estudiado que es necesario conocer la LA del ojo (que es la suma entre la profundidad de la cámara anterior (ACD), el espesor del cristalino y la cavidad vítrea), la curvatura del radio corneal (K) y la distancia blanco-

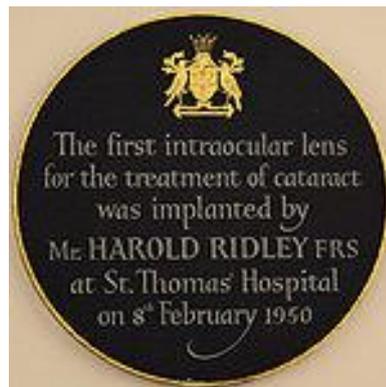


Figura 3: Primera inserción de lente intraocular, 8 de febrero de 1950

blanco, entre otras. Además, también es importante emplear el tipo de fórmula adecuada para el cálculo exacto de la potencia de la LIO, de las que depende el tipo de constante empleado para cada tipo de lente.

Durante muchos años, el gold estándar para el cálculo de la LA y la ACD ha sido la biometría ultrasónica. A lo largo de los años se ha introducido un nuevo método de medición, basado en un sistema óptico: la interferometría de coherencia parcial (PCI). Siguiendo esta línea, en los años posteriores ha aparecido otro aparato que se guía por la reflectometría de baja coherencia óptica. [10]

4.3.2. Tipos de biómetros.

4.3.2.1. Biometría ultrasónica.

La biometría ultrasónica es aquella que utiliza un haz de ultrasonidos. Dicho haz penetra en el interior del ojo, y se propaga de manera uniforme a través de los tejidos oculares, sufriendo fenómenos de reflexión y refracción al pasar de un medio a otro. Cuando tiene lugar este paso entre dos medios con distinto índice de refracción, se produce un registro onda-pico o deflexión (eco). En un ojo humano normal, los primeros ecos registrados corresponden a la córnea, seguido del de la cápsula anterior del cristalino, el de la cápsula posterior del cristalino la retina, la esclera y por último la grasa orbitaria. La LA es la suma de la ACD, el espesor del cristalino y la cavidad vítrea.

Tal y como se ve en las figuras 4 y 5, esto se representa en forma de picos, que corresponden con las diferentes densidades de los diferentes medios que conforman el globo ocular y con la dirección del rayo de ultrasonido al entrar en el ojo.

Estructura del ojo	Velocidad del ultrasonido
Córnea	1641 m/s
Cámara anterior	1532 m/s
Cristalino	1641 m/s
Cámara vítrea	1532 m/s
Retina	1550 m/s
Ojo fáquico	1550 m/s
Ojo afáquico	1532 m/s

Tabla 1: Velocidad del ultrasonido en los distintos medios oculares. [9]

La velocidad del ultrasonido varía en los diferentes medios (tabla 1), pero se utiliza una velocidad media, para simplificar los cálculos, según sea un ojo fático o afático. [9]

Aplicando las fórmulas fundamentales de la física (Espacio = Velocidad x tiempo), obtenemos el espacio que ha recorrido el ultrasonido, aunque hay que considerar que la onda hace un recorrido de ida y vuelta, con lo que la fórmula a aplicar será:

$$\text{Distancia} = \text{Velocidad} \times \text{Tiempo} \div 2$$

La sonda debe estar bien colocada sobre la córnea del paciente, ya que el ángulo de incidencia afecta de manera importante a la medida de la longitud axial. Esto se debe a que cuando la onda penetra perpendicularmente todo el eco se refleja, mientras que si lo hace de manera oblicua parte del eco reflejado se aleja y no se obtiene la medida exacta.

Una medida importante en la biometría de este tipo es la ganancia, que se corresponde al grado de amplificación de los ecos, medida en decibelios (db). Cuanto mayor sea la ganancia que colocamos a la hora de hacer una medida, mayor será la amplitud, mayor la sensibilidad, mayores serán los ecos, pero menor será la resolución, por lo que la medida será menos exacta. A modo de ejemplo, se ha visto en la práctica clínica que en el caso de una hemorragia vítrea, una ganancia alta puede dar lugar a una LA corta porque el ultrasonido identifica la masa vítrea demasiado gruesa y la confunde con la retina. En cambio, en las cataratas muy densas es necesario aumentar la ganancia ya que de lo contrario absorben gran cantidad de ultrasonido y los ecos de las estructuras posteriores quedarán mal definidos. [8]

Dentro de la biometría por ultrasonidos, se distinguen dos tipos de biometría en función de la colocación de la sonda en el ojo del paciente:

En la biometría de contacto, la sonda se coloca directamente sobre la córnea del paciente en la que previamente habremos instilado algún anestésico tópico. La presión que ejerzamos sobre la córnea no puede ser grande, ya que una presión excesiva provocará una disminución de la LA al estar aplanando la córnea de forma mecánica y, por tanto, disminuyendo el espesor corneal y la ACD. Ciertos autores explican en sus artículos que en la práctica clínica suele variar la LA con esta técnica en un rango de 0.14 a 0.33 mm. En ojos normales, compresiones de 0.1 mm significarían un error refractivo postoperatorio de – 0.25 D. [9]

En la biometría de inmersión, se coloca sobre la córnea del paciente una cápsula en la que se instila suero y en la que se introduce la sonda biométrica, con lo que se evita el contacto con la córnea. También requiere la instilación de anestésico para que la copa-cápsula no moleste. Con este método se minimiza el efecto de “exceso de presión” que puede tener lugar con el biómetro de contacto.

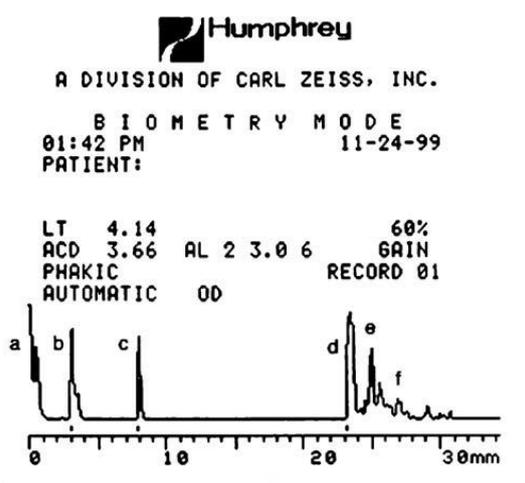


Figura 4: Medición de la longitud axial con un biómetro ultrasónico de contacto. a) Pico inicial (superficie posterior de la córnea); b) cápsula anterior del cristalino; c) cápsula posterior del cristalino; d) retina; e) esclera; f) grasa orbitaria.

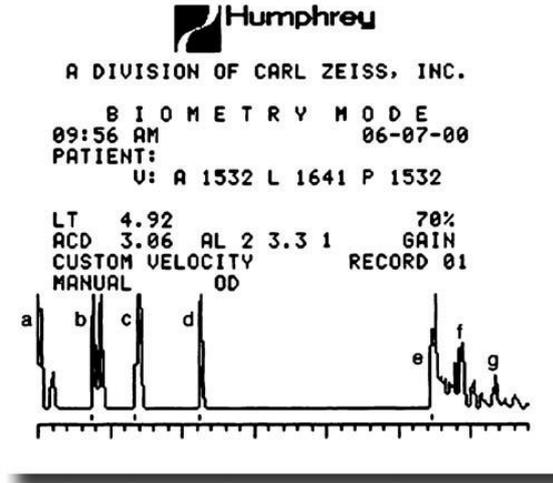


Figura 5: Medición de la longitud axial con un biómetro ultrasónico de inmersión. a) Eco de la cápsula con suero; b) córnea (doble pico: superficie anterior y posterior de la córnea); c) cápsula anterior del cristalino; d) cápsula posterior del cristalino; e) retina; f) esclera; g) grasa orbitaria.

Una dificultad para el cálculo correcto de la LA es que el rayo de ultrasonido tenga un diámetro más grande que la fovea, cuya consecuencia residirá en la obtención de una menor LA.

En el caso de pacientes con miopías magnas, se debe considerar la presencia de estafiloma del polo posterior, ya que dificultaría la medición. Sobre todo si al hacer la medición resulta dificultosa la obtención del pico correspondiente a la retina. La incidencia del estafiloma posterior aumenta a medida que aumenta la longitud axial. Esta patología puede interferir en la medición de la LA ya que el segmento más posterior del ojo puede no corresponder con el centro de la mácula.

4.3.2.2. Biometría óptica.

La biometría de coherencia óptica o IOL Master apareció en el año 2000 y ha resultado ser un método muy exacto en el cálculo de la longitud axial.

Se basa en los principios de interferometría parcial óptica. Emite un rayo de luz infrarrojo hacia el ojo del paciente de 780 nanómetros (nm), que se refleja

desde el epitelio pigmentario de la retina y vuelve al aparato en forma de información. Este doble haz permite eliminar la influencia de los movimientos longitudinales del ojo durante las mediciones, usando la córnea como superficie de referencia. ^[5] Para una buena medición, se le pide al paciente que fije la mirada hacia una luz que emite el IOL Master, para asegurar que el rayo óptico se dirige exactamente hacia la fovea. Dicha información es procesada por el IOL Master mediante un interferómetro modificado de Michelson. (Anexo 1)

La biometría óptica tiene una serie de ventajas respecto al sistema ultrasónico:

- 1 Evita las distorsiones que pueden producirse en las técnicas de contacto debido a la depresión corneal, ya que esta técnica es de no contacto.
- 2 Se elimina la posibilidad de transmitir enfermedades de un paciente a otro, por ser una técnica de no contacto.
- 3 No es necesario el uso de anestésicos.
- 4 Elevada precisión, incluso en casos complicados como estafiloma posterior, ametropía extrema, pseudofaquia o vitrectomía.
- 5 Rapidez en la medición, ya que con IOL Master se puede medir la LA, el radio corneal, y la ACD.
- 6 El instrumento detecta de forma automática el ojo derecho y el izquierdo, evitando así el error de asignación de las medidas a cada ojo. ^[5]

Como inconvenientes destacan:

- 1 Si el medio está muy opacificado (hemorragias, cataratas densas, leucomas corneales...) el rayo óptico no lo puede atravesar y es necesario emplear medios ultrasónicos para la obtención de la biometría. Los estudios dicen que existen aproximadamente un 10% de ojos que por este motivo no se pueden medir con IOL Master. ^[9]
- 2 También hay que tener cuidado en los ojos pseudofáquicos, ya que a veces el reflejo de la superficie de la LIO puede dar errores de hasta 4mm. Por ello hay que basarse en los valores del ojo contralateral para obtener medidas fiables. ^[5]

La diferencia fundamental entre la biometría óptica y la ultrasónica consiste en que la óptica genera longitudes axiales mayores que la ultrasónica. Esto es debido a que la luz empleada en la óptica es reflejada por el epitelio pigmentario de la retina, mientras que en la ultrasónica es reflejada desde la membrana limitante interna, lo que contribuye una diferencia de unos 130mm. ^[6]

4.3.2.3. Lenstar.

Además del IOL Master, en 2008 surgió otro instrumento óptico aplicable en el campo de la biometría. Este sistema, llamado Lenstar LS 900, se basa en la reflectometría óptica de baja coherencia. Su funcionamiento reside en la emisión de un diodo superluminiscente de larga longitud de onda (820 nm). Además de la LA, también mide el grosor corneal central, las curvaturas corneales, pupilometría y el grosor del cristalino entre otros. A diferencia del IOL Master, Lenstar mide la cámara anterior desde el endotelio corneal hasta la superficie anterior del cristalino, mientras que IOL Master lo hace desde el epitelio corneal. Diversos estudios apuntan que las diferencias de medición de la longitud axial entre el Lenstar, el IOL Master y el biómetro por ultrasonidos no son muy acusadas. ^[10]

Al igual que ocurre con el IOL Master, la principal limitación de este método son los medios opacificados, como cataratas muy densas o hemorragias vítreas, y por tanto, en esos casos será necesario la obtención de las medidas con el biómetro de ultrasonidos.

Existen estudios descriptivos transversales que comparan las mediciones principales de ambos métodos: LA, ACD, distancia blanco-blanco y queratometría en los que concluyen que no existen diferencias significativas entre estas medidas. ^{[11] [12]}

También se ha estudiado la reproducibilidad y la validez externa del nuevo biómetro, mostrando una alta correlación entre las dos mediciones tomadas. ^{[13] [14]}

A pesar de ello, el Lenstar no se usa de manera generalizada como el IOL Master porque se ha visto que el tiempo para la obtención de las medidas con este aparato es muy superior al del IOL Master. ^[15] Como se ha visto que no hay diferencias significativas entre ambos métodos, se prefiere aquel que obtenga los datos de manera más rápida, ganando en efectividad.

4.3.2.4. Otros parámetros.

Además de la LA, también son importantes otras medidas para completar el estudio del ojo, permitiendo así el cálculo correcto de la LIO mejorando los resultados refractivos tras la cirugía de catarata. Estos parámetros se desarrollan a continuación.

4.2.3.4.1. Queratometría.

Es la medición objetiva del sistema refractivo del ojo, esto es, la curvatura corneal. Se realiza aprovechando la alta reflectancia de la cara anterior de la córnea para llevarlo a cabo. Se proyectan imágenes conocidas sobre ella y mediante su estudio se obtiene el radio de curvatura de la porción central de la córnea, que es la utilizada en la visión, a través de fórmulas matemáticas. La queratometría mide los dos meridianos principales, que suelen ser perpendiculares entre sí.

Lo normal en ojos emétopes es que el meridiano vertical sea más curvo, más potente, que el meridiano horizontal. A este tipo de astigmatismo se le llama normal, y la diferencia entre ambos suele estar entre 0,50 – 0,75 D. [7]

Tras la LA, es el segundo factor que más influye en el cálculo de la lente intraocular y se estima que un error de medición de 0.1 mm en el valor de K medio se traduce en, aproximadamente, un error refractivo postoperatorio de 0.5 D.

Las principales causas de error en la medición de la potencia corneal son:

1. Realizar previamente una biometría por aplanación, donde se podría modificar la curvatura corneal.
2. Mala calibración del queratómetro.
3. Cambios en la córnea debidos a cirugías previas, sobretodo de tipo refractivo.
4. Uso de lentes de contacto duras, incluso tras dos semanas sin portarlas.
5. Distorsión de las miras queratométricas por diversas circunstancias como el parpadeo frecuente del paciente, la instilación de ungüentos, o mala fijación del paciente. [5]

Existen otros aparatos para medir la potencia de la córnea, como la topografía computarizada, que, al medir muchos más puntos corneales, hace que las medidas obtenidas sean más precisas. Sin embargo, en el caso del cálculo de lentes intraoculares, se necesita medir el valor medio en los 3 mm centrales de la córnea, para así poder obtener la refracción deseada, y esa medida se consigue con el queratómetro. [6]

Sea cual sea el método utilizado para el cálculo de la potencia corneal, existen unas indicaciones para repetir la K:

- Presentar una curvatura corneal < 40 D o > 47 D.
- Diferencia de cilindro > 1D. [8]

4.3.2.4.2. Profundidad de cámara anterior.

Es, junto con la LA y la queratometría, uno de los parámetros básicos de la biometría para el cálculo de la LIO. Ésta mide la distancia que hay desde la cara anterior de la córnea hasta la cara anterior del cristalino. Esta medida se obtiene tanto con el biómetro óptico como con el ultrasónico.

Es la de menor importancia, ya que se ha estimado que un error de medición de 0.1 mm resultaría un error refractivo de 0.1 D aproximadamente. [8]

En cambio, tiene su importancia en cuanto a la predicción de la mejor posición de la lente dentro del ojo. [9]

4.3.2.4.3. Distancia blanco-blanco.

Se define como la distancia que existe entre el limbo corneal y el nasal. En la práctica, para hacer fácil esta medida, se mide desde el inicio del iris nasal hasta el temporal de manera horizontal. Esta medida se obtiene automáticamente con el biómetro óptico. [6]

4.4 Lentes intraoculares.

4.4.1. Tipos de LIOs.

En la actualidad, existe una amplia variedad de LIOs que se pueden utilizar en la cirugía de la catarata. En función de la posición donde se implantan, del tipo de material con el que están hechas, y de sus características ópticas, se pueden clasificar de la siguiente manera:

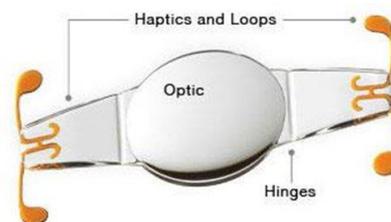


Figura 6: Partes fundamentales de una LIO.

4.4.1.1. Según su posición.

Desde el descubrimiento de Rydley, han surgido innumerables tipos de LIOs, tanto para cirugía refractivas puras, como las colocadas tras una cirugía de cataratas en las que el cristalino es sustituido en su totalidad por una lente. Una LIO está formada por dos partes bien diferenciadas (figura 6): la óptica, que es la lente que permite que llegue luz a la retina, y las hápticas, a cada lado de la lente, que permiten sujetarla en diferentes partes del ojo. De esta forma, se pueden dividir las lentes intraoculares en dos, las fáquicas y las pseudofáquicas. (figura 7) Las LIOs fáquicas son aquellas que se implantan dentro del globo ocular sin necesidad de quitar el cristalino. Dentro de estas,

según el lugar de implantación se dividen en lentes fáquicas de cámara anterior, y fáquicas de cámara posterior.

Las de cámara anterior se implantan entre la superficie anterior del iris y posterior de la córnea. Dentro de estas, se distinguen las de fijación iridiana, cuyas hápticas están diseñadas de tal forma que les permite sujetarse al iris mediante un pequeño pliegue y las de soporte angular, que son de mayor longitud ya que sus hápticas deben ir asentadas sobre el ángulo de la cámara anterior.

Las de cámara posterior se implantan entre la superficie anterior del cristalino y la posterior del iris (en el sulcus ciliar).

Las LIOs pseudofáquicas son las que se colocan cuando se quita el cristalino, y por tanto son las usadas durante la cirugía de las cataratas.^[3]

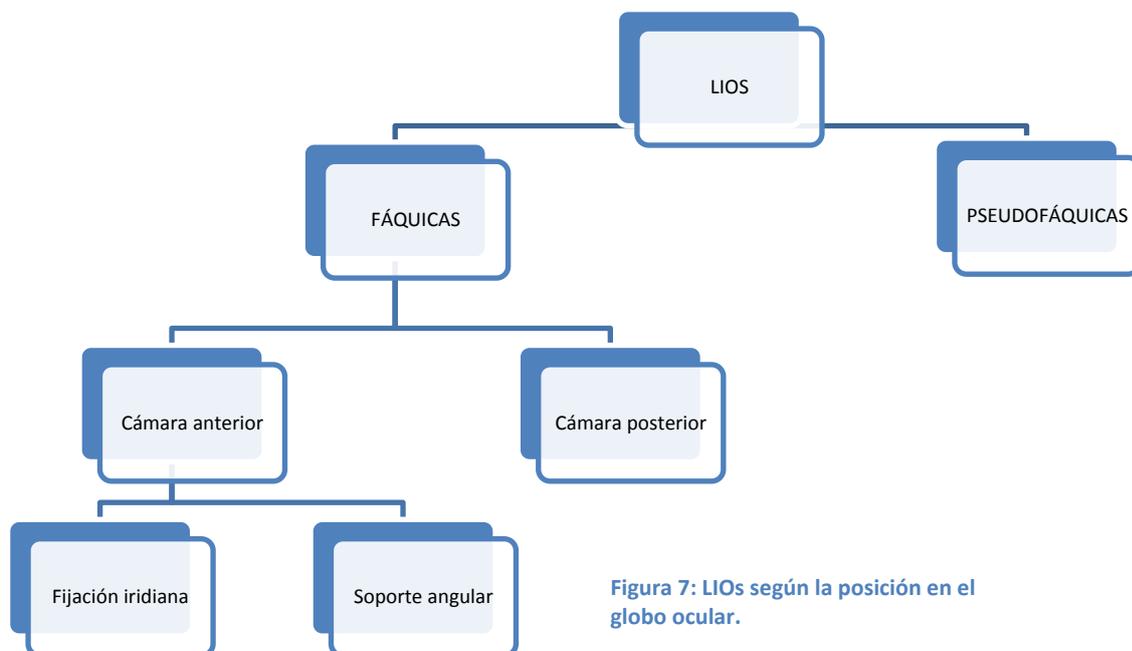


Figura 7: LIOs según la posición en el globo ocular.

4.4.1.2. Según su material.

El material que compone las LIOs ha ido evolucionando progresivamente a lo largo de la historia. La primera lente intraocular fue rígida, ya que estaba hecha de un material plástico rígido, el PMMA. En la actualidad las lentes más utilizadas son flexibles y blandas, compuestas por diversos tipos de siliconas y acrílicos, permitiendo así realizar incisiones muy pequeñas en la superficie del ojo ocular, ya que se pueden introducir plegadas. Una vez dentro del ojo adquieren su forma final, disminuyendo de forma considerable los riesgos quirúrgicos como la infección o la hemorragia intraocular y permitiendo al paciente una menor tasa de hospitalización tras la intervención.

4.4.1.3. Según sus características ópticas.

En cuanto a las características de las ópticas de las LIOs, las hay de diferentes tipos según la indicación y, en algunos casos, preferencias del paciente:

- Lentes monofocales esféricas

Este tipo de lentes han sido las más utilizadas durante décadas. Sin embargo, hoy en día es la solución óptica para cataratas más sencilla que existe en el mercado. Están diseñadas para corregir la visión en un punto concreto del espacio: lejos, intermedio o cerca. Cuando los rayos de luz entran en el sistema óptico de una lente monofocal, la luz que sale converge en un único punto de enfoque en la retina. Si se realizan los cálculos para objetos lejanos, la lente intraocular tan sólo permitirá enfocar dichos objetos. En cambio, si lo que se quiere es enfocar objetos cercanos, hay que incrementar la potencia de la lente. La luz no puede ser enfocada en ambas distancias al mismo tiempo con una lente monofocal. La mayoría de los pacientes que eligen este tipo de lente optan por tener una buena visión para lejos y ayudarse de unas gafas de lectura para obtener una visión correcta de cerca.

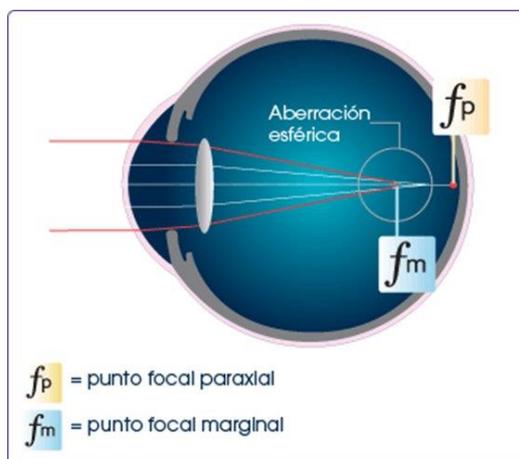


Figura 8: Fenómeno de aberración esférica.

Una desventaja en la utilización de lentes esféricas es la aparición de la aberración esférica. Debido a la óptica de la lente, los rayos que pasan cerca del eje óptico (llamados rayos paraxiales)

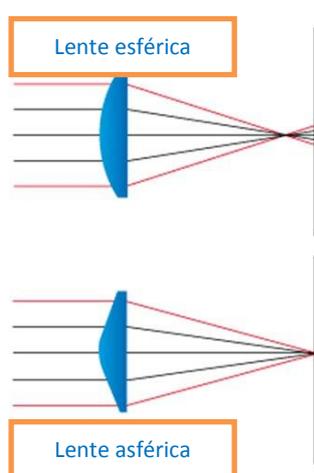


Figura 9: Trazado de rayos en lente esférica y asférica.

enfocan más lejos que los rayos que pasan por la periferia de la lente. (figura 8). La calidad de la imagen de un ojo afectado por una aberración esférica depende de la iluminación ambiente y del tamaño pupilar. Con luz escasa, la pupila se dilata y la calidad visual empeora. En cambio, en un mismo ojo, cuando hay más luz, la pupila se contrae y la visión mejora. Por ese motivo esta aberración se pone en evidencia sobre todo en condiciones nocturnas. Para evitar esta limitación visual, se utilizan lentes intraoculares asféricas que mejoran claramente los resultados visuales en condiciones nocturnas.

- Lentes esféricas

En su estado natural, la córnea posee una aberración esférica con un valor positivo. El cristalino por su parte, tiene un valor negativo que compensa esta aberración corneal total o parcialmente. Al realizar una cirugía de cataratas lo que se hace es incrementar aún más la aberración esférica, ya que se extrae el cristalino.

Con este tipo de lentes, lo que se busca es modificar el radio de curvatura de la lente desde el centro hasta la periferia para que los rayos acaben enfocando todos en un mismo punto, lo que permite una visión mucho más nítida, incluso en situaciones de poca luz. (figura 9)

- Lentes multifocales

Las LIOs multifocales permiten ofrecer una óptima visión lejana, intermedia y cercana al mismo tiempo (figura 10).

- Refractivas

Las LIOs refractivas tienen una óptica con diferentes potencias repartidas en diferentes zonas. Proporcionan una buena visión de lejos pero el rendimiento visual entre la distancia intermedia y de cerca es variable. La zona central de la lente está diseñada para lejos. A continuación le sigue una zona adaptada para visión de cerca y así sucesivamente. La pupila juega un papel importante en este diseño y puede llegar a ser una desventaja. Si la pupila se contrae mucho, la zona más efectiva será la central, con lo cual la visión de lejos se mantendrá buena pero se perderá calidad visual de cerca. Por otro lado, hay más incidencia de halos y deslumbramientos que otro tipo de lentes, como por ejemplo las difractivas.

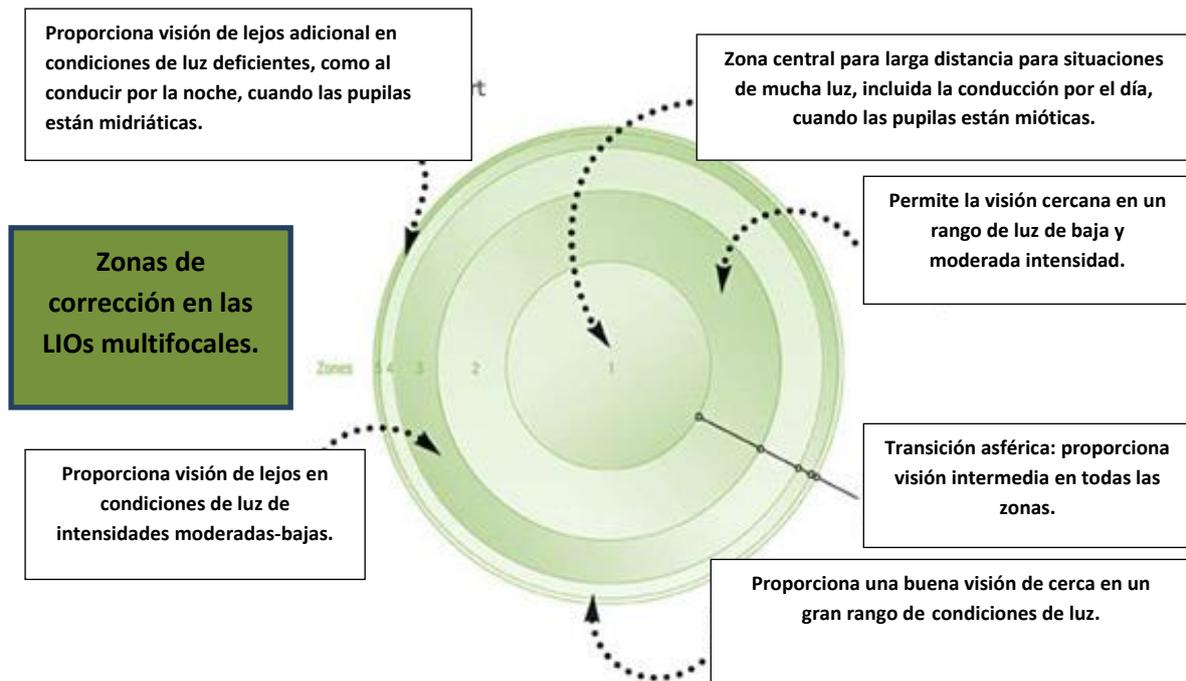


Figura 10: Zonas de las lentes multifocales.

- Difractivas

Son aquellas que poseen poderes de refracción distintos. Para ello, tienen una serie de anillos concéntricos que tienen la capacidad de dirigir los rayos de luz a dos focos distintos al mismo tiempo, creando dos puntos focales separados, uno para visión lejana y otro para cercana.

- Trifocales

Las lentes trifocales poseen anillos concéntricos con poderes de refracción distintos que redirigen la luz a tres focos diferentes: visión de lejos, intermedia y cerca. Es una óptica diseñada para no depender del tamaño pupilar. Las lentes más actuales son esféricas y están diseñadas para minimizar los efectos ópticos molestos tras la cirugía, como por ejemplo los halos o el deslumbramiento, sobre todo para mejorar la visión nocturna.

- Acomodativas

Estas lentes intraoculares imitan la acomodación del cristalino natural para lograr enfocar las imágenes de cerca. Su diseño le permite variar su potencia refractiva gracias a la acción de los músculos ciliares, que actúan sobre el cristalino en la acomodación natural. El 100% de la superficie de las lentes es utilizada para la proyección de la imagen en la retina.

Una de las grandes ventajas de este tipo de lentes es que no provoca halos ni reduce la sensibilidad al contraste como en el caso de las lentes multifocales. Por el contrario, la visión de cerca no es tan buena con respecto a las lentes multifocales.

- Ajustables por luz

La principal característica de este tipo de LIO es que pueden ser “moldeadas” con posterioridad a su implante mediante la aplicación de rayos ultravioleta (UV), permitiendo una corrección de hasta 2D. Este moldeado posterior se lleva a cabo cuando el resultado postoperatorio no es el óptimo que se quiere lograr. Esto puede deberse a pequeños cambios durante el proceso de cicatrización, inexactitud en el cálculo previo o a la presencia de astigmatismo crónico. Son monofocales, pudiendo también corregir el astigmatismo en caso necesario (tóricas).

Una vez conseguida la refracción final más óptima, es necesario bloquear totalmente la refracción de la lente (lock-in) para que el poder refractivo no cambie más con el estímulo de los rayos UV. Hasta que no se realice este último paso, el paciente deberá llevar gafas de sol especiales para protegerse de la radiación solar y no provocar cambios accidentales en la potencia de la lente.

Este tipo de lentes son de utilidad para aquellos pacientes que han sido intervenidos de cirugía refractiva mediante láser (LASIK), y se deben operar de cataratas, ya que, al haber sido modificado el radio de curvatura de la córnea previamente, los cálculos para calcular la potencia de la nueva lente a implantar en la cirugía de catarata son más inexactos y fallan más a menudo.

- Tóricas

Tipo de lentes que, colocadas en una dirección determinada, corrigen el astigmatismo, (defecto del ojo causado por falta de asimetría del globo ocular, puesto que los meridianos del sistema óptico tienen diferentes potencias de refracción, de forma que no es capaz de formar una imagen nítida). Para su corrección son necesarias lentes cilíndricas, que son las conocidas como lentes tóricas.

- Con filtros

Teniendo en cuenta que el cristalino actúa como filtro para determinados tipos de luz dañina para la retina, también existen lentes que filtran determinados tipos de luz, como la luz UV y la luz azul.

La mayoría de las lentes transparentes poseen un filtro para la luz UV, pero no para la luz azul. Para proteger al ojo de esta última se han diseñado unas lentes amarillas, capacitadas para bloquear la longitud de onda correspondiente a la luz azul. De esa manera, tan sólo llega a la retina el resto del espectro luminoso y protegen la retina de la degeneración macular asociada a la edad. [16]

4.4.2. Cálculo de la potencia de las LIOs: evolución histórica.

Como se ha visto anteriormente, la sustitución del cristalino por una lente intraocular fue un paso muy importante en el desarrollo de la cirugía de la catarata, iniciado por el cirujano Ridley durante la segunda guerra mundial. Al principio todas las lentes implantadas eran de un valor estándar, pero pronto se vio que los miopes quedaban hipocorregidos y los hipermetropes al contrario. Para solventar este problema, se desarrollaron fórmulas biométricas basadas en la LA y la K. [5]

Hay dos tipos de fórmulas: las teóricas, que aplican la geometría óptica a un ojo esquemático, sin considerar el análisis de las medidas clínicas del paciente, y las fórmulas empíricas o de regresión, donde se analizan los resultados de la refracción postoperatoria de múltiples intervenciones y los relaciona con la longitud axial y la queratometría.

4.4.2.1. Fórmulas teóricas de 1ª generación y SRK.

El primero en publicar una fórmula teórica para el cálculo de la lente intraocular fue Fyodorov en 1967. (figura 11). En ella tenía en cuenta la LA y la K y mantenía constantes el índice de refracción corneal (distancia al vértice corneal en la refracción), la ACD y la ELP, que le dio el valor de 4 mm. [6]

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

Figura 11: Fórmula de Fyodorov donde:

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

En 1978, los autores Sanders, Retzlaff y Kraft crearon una fórmula empírica (SRK) basada en el estudio retrospectivo de una serie de pacientes, donde se tenían en cuenta los resultados de refracción postoperatoria obtenida tras la intervención con implante de LIO en relación con la LA y K preoperatorias (figura 12). El cálculo se realizó a través de estudios estadísticos de regresión lineal de las variables empleadas con el poder dióptrico de la LIO. Esta fórmula resultó ser más sencilla que la mayoría de las teóricas empleadas en esos momentos y por ese motivo se extendió su uso rápidamente.

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

Figura 12: Fórmula SRK.

A: constante de la lente, κ:
queratometría media.

4.4.2.2. Fórmulas teóricas de 2ª generación y SRK II.

En las fórmulas teóricas anteriores se consideraba constante la ELP, independientemente de la LA. Por ello, autores como Hoffer y Binkhorst observaron que los ojos cortos y largos no quedaban correctamente corregidos. Dedujeron que el valor de la ACD se debía calcular en función de la longitud axial:

Hoffer: $ACD = (0.292 \times LA) - 2.93$

Binkhorst: $ACD = (LA \div 23.45) \times ACD \text{ pre}$

Por otra parte, los autores de la fórmula empírica SRK vieron que su fórmula actuaba bien en longitudes axiales estándar, pero que en el caso de ojos muy largos (LA > 24.5 mm.) o muy cortos (LA < 22.5 mm.) quedaban con errores de refracción. Para solventar estas limitaciones, los autores propusieron el valor de la constante A variable en función de la LA y así, se aumenta en 1, 2 o 3 dioptrías para ojos cortos y se resta 0.5 dioptrías para ojos largos, apareciendo así la fórmula SRK II. (figura 13)

$$P = SRK + F$$

$$LA < 20: F=3$$

$$LA = 20-21: F=2$$

$$LA = 21-22: F=1$$

$$LA = 22-24,5: F=0$$

$$LA > 24,5: F=-0,5$$

Figura 13: Fórmula SRK II

De esto se puede deducir que la LA, aunque tiene más variabilidad en ojos largos, el ojo corto influye más en el valor dióptrico de la LIO y por ello se modifica más el valor de A.

4.4.2.3. Fórmulas de 3ª generación.

Son las más utilizadas en la actualidad y tratan calcular la ELP en función de la LA y la K.

Holladay consideró en 1988 que para poder predecir preoperatoriamente el valor de la ACD, ésta debía relacionarse con la LA y la altura de la cúpula corneal, la cual, se relaciona a su vez con el radio de curvatura corneal, y con un factor dependiente del cirujano, el SF, que equivale a la distancia entre el plano del iris y el plano principal de la LIO (figura 14)

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

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

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

('surgeon factor')

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

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

Figura 14: Fórmula Holladay

Además, los autores de la SRK también quisieron considerar el dato de la ACD, y propusieron la “teorificación” de su fórmula: para obtener el valor de la ACD sumaron la distancia entre la córnea y el plano del iris y la distancia entre el plano del iris y el plano principal de la LIO (SF), obteniendo así la fórmula SRK-T. (figura 15)

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

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

If $L \leq 24.2$ mm:
 $L_c = L$
 If $L > 24.2$ mm:
 $L_c = -3.446 + 1.715L - 0.0237L^2$
 $L_{opt} = 0.657 + 0.98L$

Figura 15: Fórmula SRK-T

Por último, se destaca la fórmula Hoffer-Q, en la cual, Hoffer en 1993 diseñó una fórmula matemática en la que la ELP se modificaba en función de la LA y la K pero estaba comprendida entre dos valores concretos: 2.5-5.5 mm. [17] (figura 16)

$$P = \frac{1336}{L - ACD_{preop} - 0.05} - \frac{k + R}{1 - 0.749 \cdot 10^{-6} (ACD_{preop} + 0.05)(k + R)}$$

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

$M = \begin{cases} 1 & \text{if } L \leq 23 \text{ mm} \\ -1 & \text{if } L > 23 \text{ mm} \end{cases}$
 $G = \begin{cases} 28 & \text{if } L \leq 23 \text{ mm} \\ 23.5 & \text{if } L > 23 \text{ mm} \end{cases}$
 $pACD = \text{personalized ACD (Hoffer-Q constant)}$
 $R = R_x / (1 - 0.012R_x)$
 with R_x the spectacle correction

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

Figura 16: Fórmula Hoffer-Q

4.4.2.4. Fórmulas de 4ª generación.

Son las que han surgido más recientemente, y son aquellas que empelan más de dos factores para predecir la ELP. Las más conocidas son: Haigis y Shamas, útiles en el cálculo de LIO de aquellos ojos que han recibido cirugía refractiva, y Holladay II, indicada en ojos muy cortos. Su principal limitación es que requieren más medidas de cada ojo y su precio es más alto. [5] [8] [9]

Con todo ello, a lo largo de la evolución de las fórmulas, diversos autores proponen en la literatura el uso de una fórmula u otra en dependencia del tipo de ojo con que nos encontremos, basado sobre todo en la longitud axial, que se muestran en las tablas 2 y 3. [5] [6]

LA (mm)	< 22	22-25	25-28	> 28
FÓRMULA	Hoffer-Q Holladay	Todas	SRK-T	Hoffer-Q SRK-II

Tabla 2: Fórmulas usadas según la LA.

LA (mm)	< 22	22-26	> 26
Fórmula	Hoffer-Q Holladay-II	SRK-T Holladay-I	Hoffer-Q SRK-T

Tabla 3: Fórmulas usadas según la LA.

4.4.3. Constante de LIO.

Actualmente se utilizan tres tipos de constantes: ACD, SF y A. (figuras 17 y 18)

ACD, es el valor medio de la distancia del vértice corneal al plano principal del LIO, para un modelo concreto de lente.

SF es el valor medio de la distancia entre el plano del iris y el plano principal del LIO, para un modelo concreto de lente.

A es el factor sumatorio de la fórmula SRK, explicada anteriormente.

Las tres constantes se han obtenido a partir de resultados postoperatorios refractivos de un gran número de casos, con LIOs diferentes, a lo largo de los años. ^[5]

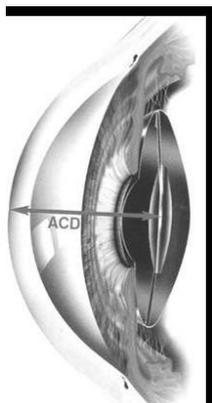


Figura 17: Constante ACD



Figura 18: Constante SF

5. Muestra material y métodos.

5.1. Diseño del estudio y selección de la muestra.

Para la realización de este estudio se seleccionó una muestra de sujetos a partir de las historias clínicas de pacientes que iban a ser intervenidos de cirugía de cataratas en el Hospital Nuestra Señora de Gracia de Zaragoza durante el año de 2015. La recogida de datos se llevó a cabo durante el mes de febrero de 2015.

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

5.2. Criterios de inclusión.

Todos los pacientes incluidos en este estudio cumplieron los criterios de inclusión de la cirugía de catarata establecidos por este hospital.

CRITERIOS PRINCIPALES DE INCLUSIÓN:

- Catarata que justifique disminución de agudeza visual.
- Agudeza visual ≤ 0.4

OTROS CRITERIOS. EXCEPCIONES A LA REGLA GENERAL

- Tipo de catarata: Cataratas Corticales o Subcapsulares Posteriores
- Edad. Los pacientes jóvenes y en edad laboral, pueden precisar cirugía más precoz.
- Profesión. Algunos trabajos como taxista, piloto o conductor con carné de primera, necesitan A. V. próximas a 10/10.
- Anisometropía importante.
- Defectos de refracción elevados que no tolera la corrección óptica precisada.
- Ojo único u ojo adelfo con ambliopía profunda.

5.3. Criterios de exclusión.

- Ceguera absoluta.
- Ninguna posibilidad de mejora de su A. V.
- Criterios exclusivamente refractivos o estéticos.
- Pacientes con catarata avanzada que no pudieran ser explorados mediante el biómetro óptico IOL Master.
- Pacientes con cirugía refractiva previa.
- Aquellos pacientes que van a recibir cirugía de catarata combinada con otro procedimiento.
- Presencia de anomalías o patologías corneales.
- Presencia de anomalías o patologías con afectación del globo ocular o sus anejos.
- Presencia de anomalías o patologías a nivel de retina.

5.4. Protocolo exploratorio.

A todos los sujetos seleccionados se les realizó una exploración que incluyó:

1. Historia clínica general: Nombre, sexo, fecha de nacimiento, enfermedades generales y tratamientos sistémicos previos o actuales.
2. Historia clínica oftalmológica: cirugías previas, traumatismos, tratamientos médicos oftalmológicos que hubieran llevado o llevaran en ese momento.
3. Exploración general ocular con lámpara de hendidura.
4. Autorefractómetro
5. Biómetro por ultrasonidos Ocuscan® RxP de Alcon.
6. Biometría IOL Master® 500 de Zeiss.

Los pasos que se siguieron para realizar la biometría por el sistema de ultrasonidos fueron los siguientes:

1. Antes de medir se seleccionó si se trataba de ojo derecho o izquierdo. Se introdujeron los valores de las K, medidas previamente con el autorrefractómetro.
2. Se limpió la sonda para evitar transmisión de infecciones.
3. Se instiló un anestésico local y se pidió al paciente que no se frotara el ojo para no interferir en la medición.

4. Se colocó la sonda en posición perpendicular en el centro del ojo del paciente, sin apenas ejercer presión para evitar obtener medidas de menores de la real.
5. El aparato realizó de forma automática 10 mediciones seguidas de longitud axial. Con ellas se calculó la SD.
6. Se admitieron aquellas mediciones cuya SD fuera menor de 0.1. Para ello se borraron aquellas LA erróneas o que mayor desviación presentaran y procedió a completar la medida. Se comprobó la altura de los picos de cada medida en el ecograma del biómetro, desechando aquellas medidas que no presentaran picos altos, por corresponder con medidas en las que la sonda no estaba colocada de manera correcta con respecto a la superficie corneal.
7. Finalizado el proceso de medida, el sistema propuso 3 tipos de LIOs, en dependencia de la fórmula y la constante utilizada (Anexo 2)

Los pasos que se siguieron para realizar la medición con el sistema óptico fueron:

1. Se pidió al paciente que colocara la barbilla y la frente en los lugares habilitados para ello.
2. Se procedió al enfoque del sistema y de forma semiautomática se realizó la captura de las diferentes medidas.
3. Para asegurarse de que la señal obtenida a partir del IOL Master para el cálculo de la LA era correcta, en cada medición automática se obtuvieron cinco valores de LA, con un SNR para cada uno de ellos. Para nuestro estudio se consideraron válidas aquellas lecturas con un SNR superior a 2 y un SNR total superior a 100.
4. En aquellos sujetos con defectos de refracción muy altos, se realizaron las medidas con las gafas puestas para asegurar una correcta fijación y obtener así una medición lo más fiable posible.^[6]
5. A partir de las mediciones realizadas el sistema propuso 4 tipos de lentes según la fórmula utilizada y el tipo de LIO. (Anexo 3)

6. Análisis estadístico.

Todos los datos se recogieron en una base de datos creada en Excel (Microsoft Office 2010). Para cada sujeto se recogieron diversas variables distribuidas en cuatro bloques:

- Bloque 1: Datos demográficos. Se asignó un número a cada paciente, y se incluyó fecha de nacimiento, sexo y ojo a estudio.
- Bloque 2: Resultados de la biometría por ultrasonidos. Se incluyeron los valores de LA, SD y ACD.
- Bloque 3: Resultados de la biometría óptica. Se incluyeron los valores de LA, SNR y ACD.

Todos los análisis estadísticos se realizaron con el programa SPSS, versión 18.0.

Para describir las características de la muestra y las variables estudiadas se utilizaron la media y la desviación estándar (DE).

El ajuste a la normalidad de las variables se comprobó mediante el test de Kolmogorov-Smirnov.

Mediante el test de Wilcoxon para muestras pareadas se comprobó si las LA obtenidas con los dos biómetros eran similares.

Mediante el cálculo del Alfa de Cronbach estudiamos la concordancia entre las LA obtenidas con los dos biómetros.

El test de correlación de Pearson nos permitió estudiar cómo se relacionaban las variables incluidas en el estudio.

A continuación realizamos un estudio de regresión entre la LA medida con el biómetro óptico y la LA medida con el biómetro de contacto.

Llevamos a cabo un análisis de la varianza (ANOVA) para ver si las medidas de las LA dependían del sexo o de la edad. Para ello se consideraron tres grupos:

- Grupo 1: menores de 60 años.
- Grupo 2: sujetos con edad comprendida entre los 60 y los 70 años.
- Grupo 3: sujetos mayores de 70 años.

Finalmente desarrollamos un análisis de varianza multivariante (MANOVA) para ver si las medidas de las LAs combinadas dependían de la edad y del sexo de forma conjunta.

Se consideraron diferencias estadísticamente significativas aquellas con $p < 0.05$.

7. Resultados.

Se analizaron un total de 44 ojos, de los cuales 26 correspondieron a ojo derecho (59.1%) y 18 a ojo izquierdo (40.9%). De los pacientes analizados, un 40.9% fueron hombres y un 56.8% mujeres. (Gráfico 1). La edad media de los sujetos del estudio fue de 74.95 ± 10.94 años, siendo la edad máxima de 93 y la mínima de 42. (Gráfico 2).

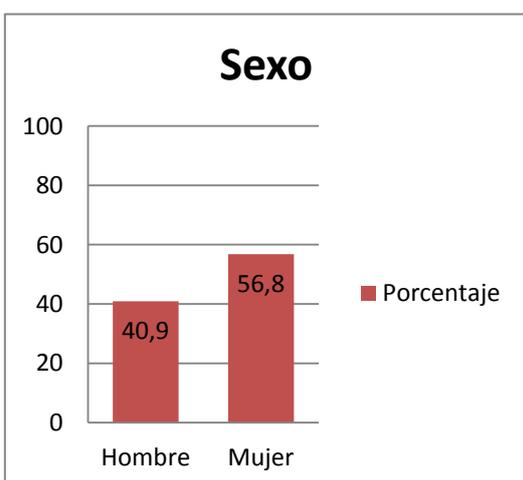


Gráfico 1: Distribución por frecuencias de mujeres y hombres.

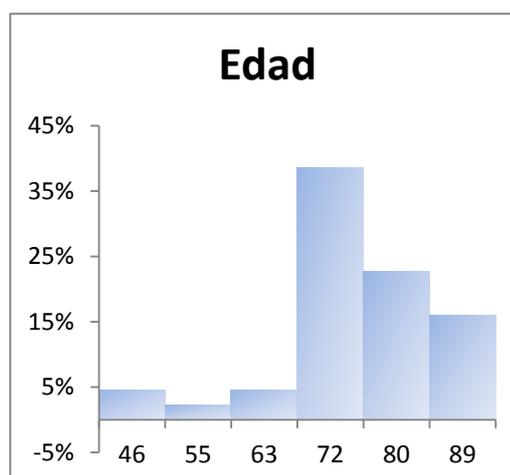


Gráfico 2: Distribución de las edades de la muestra.

La LA media obtenida con el biómetro ultrasónico fue de 23.88 ± 2.74 mm con una SD media de 0.07 ± 0.02 . El valor máximo de LA fue 33.59mm y el mínimo 20.99mm. Por otro lado, la LA media obtenida con el biómetro óptico fue de 24.06 ± 2.55 mm, con un SNR medio de 164.90 ± 88.50 . La LA máxima fue de 32.01mm y la mínima de 21.14mm. (tabla 4).

LA	Ultrasonidos	Óptico	ACD	Ultrasonidos	Óptico
Media (mm)	23.88± 2.74	24.06± 2.55	Media (mm)	3.09± 0.40	3.01± 0.40
SD	0.07± 0.02		SD		
SNR		164.90± 88.50	SNR		
Máximo (mm)	33.59	32.01	Máx (mm)	3.90	3.84
Mínimo (mm)	20.99	21.14	Mín (mm)	2.39	2.14

Tabla 4: Estadística descriptiva. Medidas de LA y ACD por cada biómetro.

La ACD media obtenida con el biómetro ultrasónico fue de 3.09 ± 0.40 mm con un valor máximo de 3.90mm y un valor mínimo de 2.39mm (Gráfico 5). La ACD medida con el sistema óptico fue de 3.01 ± 0.40 mm, con un valor máximo de 3.84mm y un valor mínimo de 2.14mm (tabla 4). (gráfico 3).

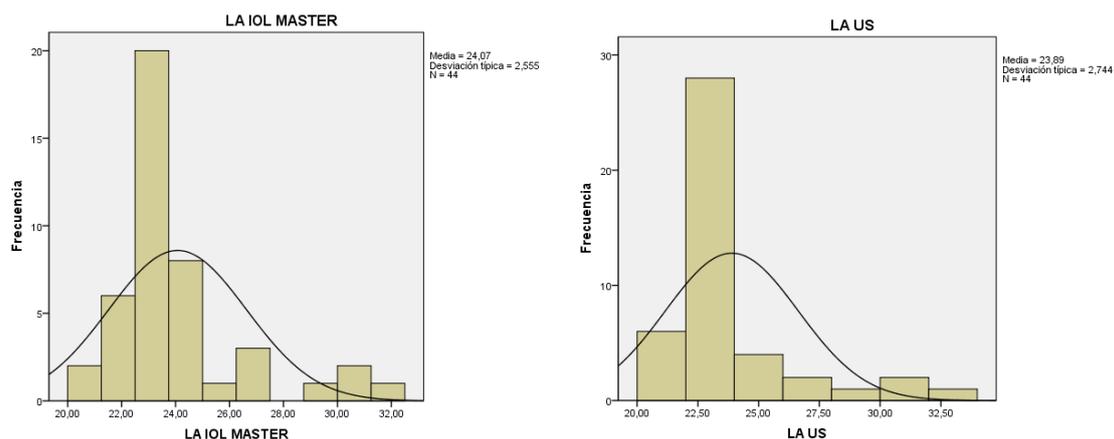


Gráfico 3 Distribución de frecuencias de LA con cada biómetro.

En lo que respecta a la distribución de datos por grupos de edad; en los menores de 60 años (grupo 1), se observó una LA media obtenida con el biómetro ultrasonidos de $24.70 \pm 3.76\text{mm}$ con un valor máximo de 33.59mm y un mínimo de 21.88mm . En cuanto al biómetro óptico, se obtuvo una LA media de $24.72 \pm 3.18\text{mm}$ con un valor máximo de 32.01mm y un mínimo de 21.98mm .

En el grupo de edad entre 60-70 años (grupo 2), se observó una LA media de $24.01 \pm 2.50\text{mm}$ para el biómetro ultrasónico, con un máximo de 30.30mm . y un mínimo de 21.07mm . Con el biómetro óptico, se obtuvo una LA media de $24.28 \pm 2.57\text{mm}$. con un valor máximo de 30.73mm y un mínimo de 21.14mm .

En los mayores de 70 años (grupo 3), se obtuvo una LA media de $23.24 \pm 2.38\text{mm}$ para el biómetro de contacto, con un máximo de 31.87mm y un mínimo de 20.99mm . Con el óptico se obtuvo una LA media de $23.58 \pm 2.18\text{mm}$, con un máximo de 31.21mm y un mínimo de 21.19mm . (tabla 5).

LA	Grupo de edad	Ultrasonidos	Óptico
LA media (mm.)	1	24.70 ± 3.76	24.72 ± 3.18
	2	24.01 ± 2.50	24.28 ± 2.57
	3	23.24 ± 2.38	23.58 ± 2.18
Máximo (mm.)	1	33.59	32.01
	2	30.30	30.73
	3	31.87	31.21
Mínimo (mm.)	1	21.88	21.98
	2	21.07	21.14
	3	20.99	21.19

Tabla 5: Estadística descriptiva. Medidas de LA por cada biómetro y grupo de edad.

Para ver si los datos de la LA obtenidos con los dos biómetros seguían una distribución normal, esto es, la esperada para cualquier población de las

mismas características que la muestra, se realizó el Test de Kolmogorov-Smirnov para pruebas no paramétricas. En él se obtuvo un nivel de significación $p= 0.002$, por lo que se rechazó la hipótesis nula de que los datos de LAs seguían una distribución teórica.

Una vez hecho esto, nos dispusimos a analizar si las LA medidas con los dos biómetros eran iguales. El Test de Wilcoxon para muestras pareadas, permitió concluir que las LA medidas con los dos biómetros no eran iguales rechazando así la hipótesis nula de igualdad entre las muestras. ($z=-4.324$; $p< 0.05$).

Dado que los valores de LA obtenidos con los dos biómetros no son iguales, procedimos a comprobar la concordancia entre ambos sistemas, mediante el cálculo del Alfa de Cronbach. Cuanto más cercano a 1 se encuentre el valor del alfa, mayor será la consistencia interna de los ítems analizados, es decir, se habrán realizado correctamente las medidas. En nuestro estudio obtuvimos un alfa de Cronbach de 0.995, por lo que las LAs medidas con los dos biómetros son concordantes

Posteriormente analizamos cuál era el nivel de correlación entre las distintas variables incluidas en nuestro estudio mediante el test de Correlación de Pearson. No se encontraron correlaciones significativas entre la mayoría de las variables del estudio; pero sí encontramos una correlación fuerte entre las LAs medidas por ultrasonidos y mediante el sistema óptico ($r=0.993$, $p=0.000$). También entre las ACD medidas con ambos sistemas ($r=0.745$, $p=0.000$)

Una vez visto que ambos aparatos no daban exactamente las mismas medidas de LA, pero que tenían una alta correlación entre sí, buscamos una fórmula de regresión que las relacionara.

Obtuvimos una regresión lineal entre las dos LAs, con un $R^2=0.987$:

$$LA_{op} = 0.925 \times LA_{us} + 1.976$$

Donde LA_{op} es la LA obtenida mediante el sistema óptico y LA_{us} la LA obtenida mediante el sistema por ultrasonidos.

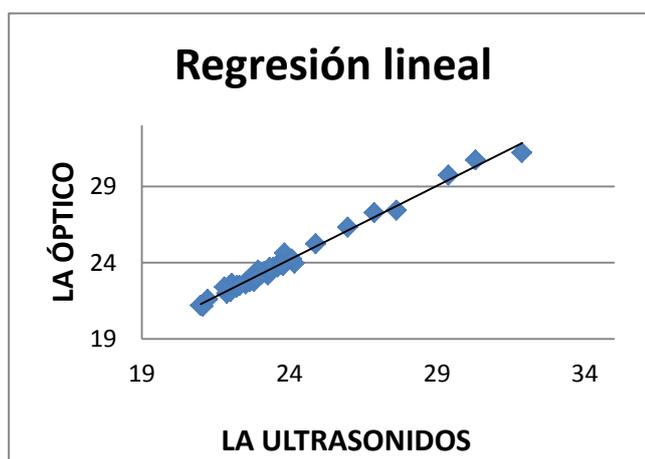


Gráfico 4: Regresión lineal entre las LA ópticas y ultrasónicas.

Al representar gráficamente esta relación lineal (Gráfico 4) observamos cómo los valores de LA comprendidos entre 21 y 25 mm seguían una buena correlación, pero los valores extremos de LA (longitudes mayores a 25mm) se dispersaban.

Decidimos entonces buscar un modelo que se ajustara aún mejor. El modelo elegido fue el logarítmico (Gráfico 9). La regresión encontrada fue la ecuación mostrada a continuación, con una $R^2 = 0.990$:

$$LA_{op} = 24.363 \times \log n(LA_{us}) - 53.107$$

Dada la poca mejora encontrada mediante la estimación curvilínea, decidimos quedarnos con la regresión lineal, ya que siempre es preferible optar por la explicación más sencilla, puesto que se halla en condiciones de ser la más cierta (principio Navaja de Ockham).

A continuación determinamos el modelo de regresión lineal para los tres grupos de edad considerados (menores de 60 años, sujetos entre 60 y 70 años y mayores de 70 años). Para cada grupo de edad estudiado, el modelo de regresión obtenido fue el que se muestra en la tabla 6:

Grupo 1	$LA_{op} = 0.844 \times LA_{us} + 3.869$	$R^2 = 0.955$
Grupo 2	$LA_{op} = 1.027 \times LA_{us}$	$R^2 = 0.998$
Grupo 3	$LA_{op} = 0.905 \times LA_{us} + 2.376$	$R^2 = 0.988$

Tabla 6: Modelos de regresión lineal por grupos de edad.

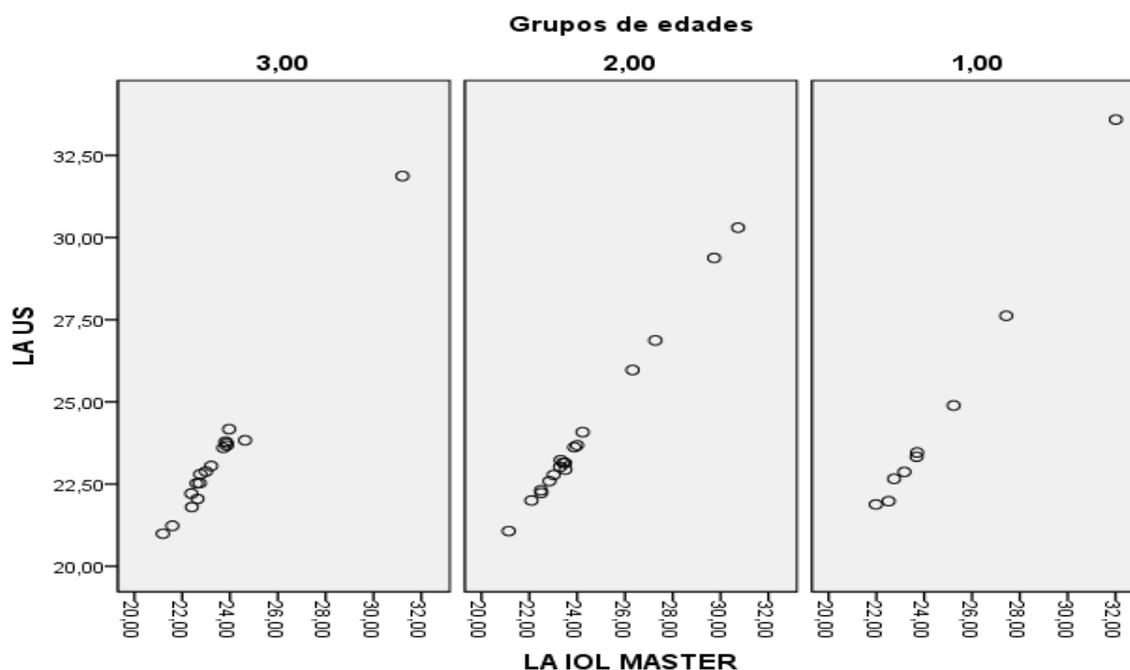


Gráfico 5: Regresión lineal entre las LA ópticas y ultrasónicas por grupos de edad.

Como se puede observar (tabla 6 y gráfico 5), las regresiones lineales han mejorado en los grupos 2 y 3. Vamos entonces a ver si la edad influye en el valor de la LA.

Un análisis de la varianza (ANOVA), nos permitió ver que ninguna de las LAs dependían de la edad y/o del sexo ($p > 0.4$ en todos los casos). Para finalizar realizamos un análisis de varianza multivariante (MANOVA) para ver si las medidas de las LAs combinadas dependían de la edad y sexo de forma conjunta. Mediante la Lambda de Wilks obtuvimos que las LAs no daban diferencias estadísticamente significativas por grupos de edad ni por grupos de sexo, ni de forma individual ni de forma conjunta ($p > 0.5$).

Con esto podemos deducir que el modelo de regresión que relaciona las LAs obtenidas con cada biómetro presentan un mejor ajuste para sujetos mayores de 60 años considerando grupos de edad, pero esta mejora no es suficiente para deducir que la edad es un factor que interviene en la variación de la LA, como se demuestra tras los análisis ANOVA y MANOVA.

8. Discusión.

El principal objetivo de nuestro estudio fue evaluar la relación existente entre las LAs medidas con dos biómetros distintos: el biómetro óptico IOS Master 500 de Zeiss y el biómetro de contacto Ocuscan RxP de Alcon.

A la vista de los resultados obtenidos podemos ver que los dos sistemas no dan exactamente las mismas medidas de LA pero éstas son concordantes y presentan una fuerte correlación entre sí. Se trata de dos técnicas diferentes, que además utilizan distintos límites de las estructuras del globo ocular para realizar las mediciones, dando siempre la técnica óptica valores superiores de LA que la técnica ultrasónica.

En el presente trabajo la diferencia media de las LAs entre ambos sistemas es de 0.18mm. Numerosos estudios han encontrado diferencias significativas entre estas dos medidas, siendo superior la LA del sistema óptico que la del sistema por ultrasonidos ^{[19] [20]}. Otros estudios afirman que existen diferencias entre ambos sistemas pero que dichas diferencias no son significativas ^{[21] [22]}.

Como ya hemos comentado, las LAs medidas en nuestro estudio presentan una alta correlación, hecho que coincide con el encontrado en numerosos estudios ^{[20] [21] [22] [23] [24] [25]}.

Finalmente, hemos conseguido obtener una regresión lineal que nos permite disponer de una ecuación con la que, a partir de la LA medida con un biómetro, se pueda obtener la LA medida con el otro sistema con una alta precisión. En esta misma línea trabajó Nakhli y colaboradores ^[25] concluyendo que ambos biómetros se correlacionaban bien y obteniendo un modelo de regresión lineal entre ambas LA.

9. Conclusiones.

1. Las medidas de las longitudes axiales obtenidas con el biómetro por ultrasonidos Ocuscan® RxP de Alcon y con el biómetro IOL Master® 500 de Zeiss no son iguales.
2. Las longitudes axiales obtenidas con los dos sistemas biométricos son concordantes.
3. No existe una asociación significativa entre la mayoría de las variables del estudio; pero existe una correlación fuerte entre las longitudes axiales medidas por ultrasonidos y mediante el sistema óptico ($r=0.993$, $p=0.000$). También entre las ACD medidas con ambos equipos ($r=0.745$, $p=0.000$).
4. Existe un modelo de regresión lineal que puede ser usado para predecir la longitud axial del biómetro óptico a partir de la longitud axial medida con el biómetro de aplanación ($R^2=0.987$).
5. Ni la longitud axial medida con el biómetro por ultrasonidos Ocuscan® RxP de Alcon ni la obtenida a partir del biómetro IOL Master® 500 de Zeiss, dependen de la edad y/o del sexo ($p>0.4$).
6. Las medidas de la longitudes axiales de los dos biómetros combinadas no dependen de la edad ni del sexo, ni de forma individual ni de forma conjunta ($p>0.5$).

10. Bibliografía.

- [1] F.J. Ascaso and V. Huerva. The History of Cataract Surgery. InTech ophthal. University of Zaragoza, University of LLeida, Spain.
- [2] Moreno M Nieves, et al. Historia de la cirugía de cataratas (I): desde el abatimiento hasta la extracción. Arch Soc Esp Oftalmol.2015;90 :0.e1-e3
- [3] Moreno M Nieves, et al. Historia de la cirugía de cataratas (II): desde la extracción del cristalino hasta la facoemulsificación. Arch Soc Esp Oftalmol.2015;90 :0.e1-e3
- [4] García-Feijóo Julián, Pablo-Júlvez Luis E. Manual de oftalmología. España:Elsevier; 2012.
- [5] Prado-Serrano A, Nava-Hernández NG. How can the calculation of the intraocular lens power evade the refractive surprise? Rev Mex Oftalmol 2009;83(5):272-280.
- [6] Garzón N, Muñoz Mendoza M, Poyales Galán F. Cálculo de la potencia de lentes intraoculares. Gaceta Óptica 2008(425):22-25.
- [7] Fornieles JD. Queratometría. Topografía corneal. Facultad de Ciencias. Universidad de Granada.
- [8] Iribarne Y, Ortega J, Usobiaga SS. Cálculo del poder dióptrico de lentes intraoculares. Annals d'Oftalmologia 2003;11(3):152-165.
- [9] Fang JP, Hill W, Wang L, Chang V, Koch DD. Advanced intraocular lens power calculations. Cataract and Refractive Surgery: Springer; 2006. p. 31-46.
- [10] Sahin A, Hamrah P. Clinically relevant biometry. Curr Opin Ophthalmol 2012 Jan;23(1):47-53.
- [11] Hernández IM. Evaluación del equipo de interferometría óptica de coherencia parcial (lenstar) en la biometría ocular. Revista Areté: Revista Amazônica de Ensino de Ciências 2014;3(05).
- [12] Salouti R, Nowroozzadeh MH, Zamani M, Ghoreyshi M, Salouti R. Comparison of the ultrasonographic method with 2 partial coherence interferometry methods for intraocular lens power calculation. Optometry - Journal of the American Optometric Association 2011 3;82(3):140-147.
- [13] 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 1;153(1):55-61.e2.

- [14] Yağcı R, Güler E, Kulak AE, Erdoğan BD, Balcı M, Hepşen İF. Repeatability and reproducibility of a new optical biometer in normal and keratoconic eyes. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 2015 1;41(1):171-177.
- [15] Chen Y, Hirschall N, Findl O. Evaluation of 2 new optical biometry devices and comparison with the current gold standard biometer. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 2011 3;37(3):513-517.
- [16] Andomed S.L., Nuevo cristalino [sede web]. Andorra la Vella: nuevocristalino.com; [acceso 3 de enero de 2015]. Disponible en: <http://www.nuevocristalino.es/>
- [17] Lara G, Javier F. Comparación de fórmulas biométricas en el cálculo de lentes intraoculares mediante el uso biometría óptica. 2013.
- [18] Hariharan P. Basics of interferometry. : Academic Press; 2010.
- [19] Santiesteban García I, Pérez Candelaria E, Capote Cabrera A, Montero Díaz E, Pedroso Llanes A, Rodríguez Suárez B. Efectividad del cálculo del poder dióptrico de la lente intraocular con interferometría parcialmente coherente. *Revista Cubana de Oftalmología* 2010; 23(1):88-99.
- [20] Tehrani M, Krummenauer F, Kumar R, Dick HB. Comparison of biometric measurements using partial coherence interferometry and applanation ultrasound1. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 2003 4;29(4):747-752.
- [21] Salouti R, Nowroozzadeh MH, Zamani M, Ghoreyshi M, Salouti R. Comparison of the ultrasonographic method with 2 partial coherence interferometry methods for intraocular lens power calculation. *Optometry - Journal of the American Optometric Association* 2011 3;82(3):140-147.
- [22] Kiss B, Findl O, Menapace R, Wirtitsch M, Petternel V, Drexler W, et al. Refractive outcome of cataract surgery using partial coherence interferometry and ultrasound biometry: Clinical feasibility study of a commercial prototype II. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 2002 2;28(2):230-234.
- [23] Packer M, Fine IH, Hoffman RS, Coffman PG, Brown LK. Immersion A-scan compared with partial coherence interferometry: Outcomes analysis. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 2002 2;28(2):239-242.
- [24] Findl O, Drexler W, Menapace R, Heinzl H, Hitzenberger CK, Fercher AF. Improved prediction of intraocular lens power using partial coherence interferometry. *Journal of Cataract & Refractive Surgery* 2001 6;27(6):861-867.
- [25] Nakhli, Fouad R. Comparison of optical biometry and applanation ultrasound measurements of the axial length of the eye: *Saudi Journal of Ophthalmology* 2014 , Volume 28 , ISSUE 4 , 287 – 291.

11. Anexos.

Anexo 1. Interferómetro de Michelson.

Es un interferómetro inventado por Albert Abraham Michelson en 1887 que permite medir distancias con una precisión muy alta.

Con este aparato, el rayo emitido por el sistema óptico se divide en dos haces mediante una superficie semiespejada (divisor del haz); el primero es reflejado hacia el llamado “espejo móvil”, el cual vuelve, atraviesa la superficie semirrígida y llega al detector. El segundo rayo es enviado hacia un “espejo fijo” y reflejado de vuelta hacia el divisor del haz, y de allí al detector.

El espacio entre el semiespejo o divisor del haz y los otros dos espejos se llama brazo del interferómetro. El del espejo fijo permanecerá inalterado durante la medición mientras que en el móvil se colocarán las muestras a estudiar.

Como los dos haces que interfieren sobre la pantalla provienen de la misma fuente luminosa, la diferencia de fase se mantiene constante y depende sólo de la diferencia de camino óptico recorrido por cada uno. Esta diferencia de camino hará que ambas ondas puedan sumarse constructivamente o destructivamente, dependiendo de si la diferencia es un número entero de longitudes de onda o un número entero más un medio respectivamente. Por lo tanto, las franjas generadas por el interferómetro se pueden visualizar sobre la pantalla mediante la colocación de una lente convergente de corta distancia focal entre el láser y el separador de haces.

Generalmente cuando se monta un interferómetro de Michelson se observa una figura de interferencia inicial, de la que no se puede determinar cuál es la diferencia de camino, porque si se observa una suma constructiva sólo se puede inferir que la diferencia es múltiplo de la longitud de onda. Por esto el interferómetro se usa para medir pequeños desplazamientos; una vez que se tiene una figura de interferencia inicial, al cambiar la posición de uno de los espejos se verá que las franjas de interferencia se mueven. Si tomamos un punto de referencia, por cada franja que lo atraviere habremos movido el espejo una distancia equivalente a una longitud de onda. ^[18]

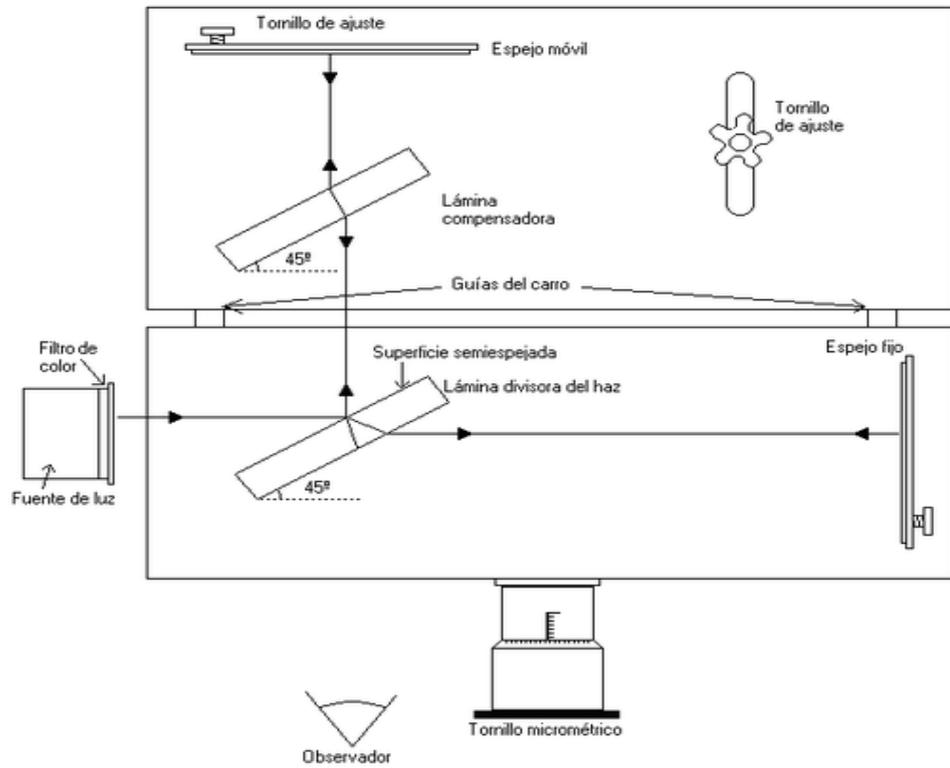


Figura 20: Esquema de funcionamiento del interferómetro de Michelson

Anexo 2. Ejemplo de medición de biometría ultrasónica.

02/18/2015 12:10 V1.15

HOSPITAL NUESTRA 2

Paciente:

Edad:

ID:

Usuario: H NUESTRA SENORA
DE ORSOLA

Biometría Predet: PROBE CHECK

Paquimetría Predet: Preset1

OD/Ojo Derecho

Tipo: Fáquico AC: 1532 L: 1641 V: 1532

K1: 45.00 A1: 91
K2: 47.14 A2: 1
K: 46.07

Blanco A
Blanco:

Técnica: Contacto
Modo: AUTO
Ganancia: 64

1	26.66
2	---
3	26.76
4	27.30
5	27.17
6	27.12
7	27.19
8	27.46
9	27.39
10	27.39

AC: 3.36
L: 4.99
V: 18.31
SD: 0.28
Media: 27.16

OD/Ojo Derecho TA: 0.00

K1: 45.00 K: 46.07 LA Media: 27.16 SD: 0.28
K2: 47.14 AC: 3.12

1ª		2ª		3ª	
Potencia	Refracción	Potencia	Refracción	Potencia	Refracción
4.50	1.10	4.50	1.11	4.50	1.06
5.00	0.83	5.00	0.85	5.00	0.78
5.50	0.56	5.50	0.58	5.50	0.50
6.00	0.28	6.00	0.30	6.00	0.22
<u>6.50</u>	<u>0.00</u>	<u>6.50</u>	<u>0.03</u>	<u>6.50</u>	<u>-0.06</u>
7.00	-0.28	7.00	-0.25	7.00	-0.35
7.50	-0.56	7.50	-0.54	7.50	-0.64
8.00	-0.85	8.00	-0.82	8.00	-0.93
8.50	-1.14	8.50	-1.11	8.50	-1.23

Figura 21: Muestra de la medición de un paciente mediante biometría ultrasónica.

Anexo 3. Ejemplo de medición de biometría óptica.

OD derecho	<u>AL: 27.06 mm (SNR = 239.8)</u> <u>K1: 45.00 D / 7.50 mm x 91°</u> <u>K2: 47.14 D / 7.16 mm x 1°</u> R / EE: 7.33 mm / 46.07 D Cil.: -2.14 D x 91° <u>ACD ópt.: 3.50 mm</u> Estado: <u>Fáquico</u>			
	Alcon SN60WF		AMO Tecnis 1 ZCB00	
Const. A: 119.00		Const. A: 119.30		
IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)	
8.5	-0.86	8.5	-0.77	
8.0	-0.58	8.0	-0.50	
7.5	-0.30	7.5	-0.22	
7.0	-0.02	7.0	0.05	
6.5	0.26	6.5	0.32	
6.0	0.53	6.0	0.59	
5.5	0.80	5.5	0.85	
Emet. IOL: 6.97		Emet. IOL: 7.10		
Oculentis L-313		Alcon AcrySof MA60AC		
Const. A: 118.10		Const. A: 119.20		
IOL (D)	REF (D)	IOL (D)	REF (D)	
8.0	-0.82	8.5	-0.80	
7.5	-0.53	8.0	-0.52	
7.0	-0.23	7.5	-0.25	
6.5	0.06	7.0	0.03	
6.0	0.35	6.5	0.30	
5.5	0.64	6.0	0.57	
5.0	0.92	5.5	0.84	
Emet. IOL: 6.61		Emet. IOL: 7.05		

Figura 22: Muestra de la medición de un paciente mediante biometría óptica.