

# Cálculo de la potencia de lentes intraoculares

Nuria Garzón - O.D. 10.332

Mónica Muñoz Mendoza - O.D. 11.975

Francisco Poyales Galán - oftalmólogo

Cada vez son más los ópticos-optometristas que trabajan en clínicas oftalmológicas y sobre los que recae la responsabilidad de hacer todo tipo de pruebas preoperatorias y complementarias a los pacientes, siendo, en muchos casos, responsables de que, sobre todo en cirugías de tipo refractivo, el resultado sea el óptimo y deseado por el paciente. En este caso, nos vamos a centrar en el cálculo de la potencia de las lentes intraoculares que se implantan en cirugías de cataratas o de cristalino transparente.

## PALABRAS CLAVE

*Biometría, lente intraocular.*

## INTRODUCCIÓN

Que un paciente intervenido de cataratas, de cristalino transparente o de prelex (explanación de cristalino e implantación de lente intraocular bifocal o progresiva) quede con la refracción postoperatoria deseada, considerando en cualquier caso que la cirugía se ha desarrollado bien y la lente se ha implantado en el lugar adecuado, depende de:

1. Que las medidas preoperatorias sean exactas.
2. Que la fórmula elegida para el cálculo de la potencia de la lente sea la adecuada para ese determinando paciente.

## MEDIDAS PREOPERATORIAS

### 1. La biometría ocular

A la hora de hacer el cálculo de una lente intraocular, cualquiera que sea la fórmula que apliquemos, necesitamos conocer al menos la longitud axial del paciente, la queratometría y la profundidad de cámara.

La longitud axial (AXL) se mide a través de la biometría ocular y se puede hacer mediante tres técnicas que debemos considerar, ya

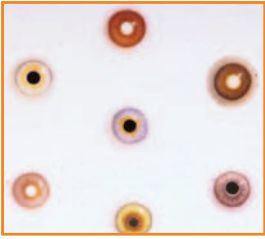
que a la hora de hacer el cálculo influirá que la técnica haya sido una u otra:

- Biometría ultrasónica: *Eco-A*.
  - De contacto.
  - De inmersión.
- Biometría óptica: *IOL Master*.

### 1.1. Biometría ultrasónica.

La biometría ultrasónica de contacto seguramente sea la más utilizada por el óptico-optometrista. En esta biometría, ya sea de contacto o de inmersión, el biómetro emite un haz de ultrasonidos que se envía al interior del ojo mediante una sonda. Este haz se propaga de manera uniforme a través de los tejidos oculares, sufriendo fenómenos de reflexión y refracción al pasar de un medio a otro. Cuando tiene lugar este paso entre dos medios con distinto índice de refracción se produce un registro onda-pico o deflexión (eco), que en el ojo humano normal corresponde el primero a la córnea, seguido del de la cápsula anterior del cristalino, el de la cápsula posterior del cristalino y el último corresponde a retina. Al final, lo que obtenemos es una imagen bidimensional de las estructuras del ojo cuya suma total de espacios es la longitud axial (AXL).

La velocidad del ultrasonido varía en los distintos medios y, como ya hemos dicho anteriormente, los picos se producen justamente en esos cambios de medio, ya que la veloci-



dad de propagación es diferente en cada uno de ellos.

- Córnea: 1.641 m/sg
- Cámara anterior: 1.532 m/sg
- Cristalino: 1.641 m/sg
- Cámara vítrea: 1.532 m/sg
- Retina: 1.550 m/sg

Normalmente, a la hora de hacer los cálculos lo que realmente se hace es aplicar una velocidad media dependiendo de que el ojo sea fáquico (1.550 m/sg) o afáquico (1.532 m/sg).

Aplicando las fórmulas fundamentales de la física ( $Espacio = Velocidad \times tiempo$ ), 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:

$$Distancia = Vel \times tiempo/2$$

Es importante saber que 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. Porque cuando la onda choca perpendicularmente todo el eco se refleja, mientras que si choca de manera oblicua parte del eco reflejado se aleja.

Uno de los pocos factores que podemos variar en nuestro bioméetro al hacer una medida de AXL es la ganancia. La ganancia se corresponde al grado de amplificación de los ecos (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.

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 exce-

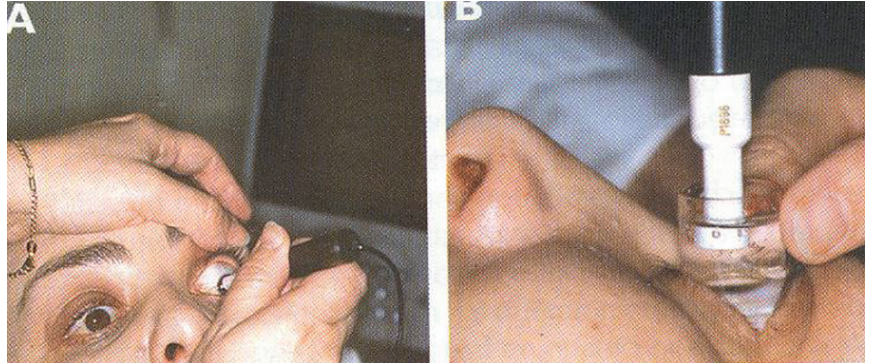


Figura 1. Medida de biometría con biómetro de contacto (A) y biómetro de inmersión (B).

siva provocará una disminución de la longitud axial al estar, mecánicamente, aplanando la córnea y, por tanto, disminuyendo el espesor corneal y la profundidad de la cámara anterior.

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.

Según los diversos estudios, las diferencias entre hacer una biometría de contacto y una ultrasónica están entre 0.14 y 0.36mm. La de inmersión resulta más exacta en pacientes con ojos (AXL < 22mm), blefaroespasma y fijación deficiente.

## 1.2. Biometría óptica o interferometría de coherencia parcial.

El biómetro óptico emplea una fuente de luz con coherencia parcial y funciona como un interferómetro modificado de Michelson. El biómetro emite dos haces de luz infrarroja coaxiales de 780 nm. Este doble haz coaxial permite no ser sensible a los movimientos longitudinales del globo ocular.

Además de que uno emite ultrasonidos y el otro un haz de luz, otra de las diferencias fundamentales entre la biometría ultrasónica y la óptica es que el biómetro ultrasónico hace

una medida córnea-membrana limitante interna (interface vitro-retina), mientras que el biómetro óptico mide córnea-epitelio pigmentario retiniano, lo cual supone una diferencia aproximada de 130  $\mu$ m.

En este tipo de biometría no existe contacto con el ojo del paciente y la curva de aprendizaje es mucho menor que la del ultrasonido. Como inconveniente tiene que a veces no es posible hacer la medida si los medios están muy opacificados, existen hemorragias, vítreas, leucomas corneales, cataratas subcapsulares posteriores..., pero en cambio en pacientes con estafilomas posteriores o vitrectomizados con aceite de silicona es fácil tomar la medida. También hay que tener cuidado en las medidas que se realizan en ojos pseudoafáquicos, ya que a veces el reflejo en la superficie de la LIO puede provocar una medida errónea de hasta 4.00mm. Por eso, en



Figura 2. Biómetro óptico (IOL Master-Zeiss).

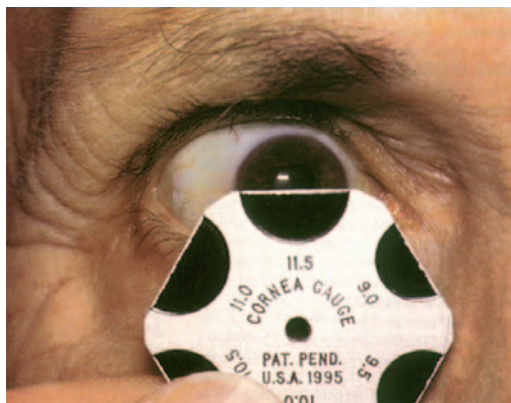


Figura 3. Medida del blanco-blanco.

una medida del ojo contralateral para poder compararlas.

Junto a cada medida de longitud axial que hace el biómetro óptico, nos aparecerá un valor de SNR (ratio de ruido de la señal) que indicará la fiabilidad de la medida. Las medidas se consideraran correctas si el ratio es mayor de 2.0 y más fiables cuanto mayor sea este valor. Además, cuando existen defectos de refracción altos, podemos hacer que el paciente lleve puestas las gafas para que pueda fijar mejor, ya que la medida será más fiable cuanto mejor sea la fijación.

Las diferencias fundamentales entre la biometría ultrasónica (US) y la óptica son:

- La biometría óptica estima AXL mayores que la biometría ultrasónica.
- El bioméetro US utiliza una técnica de aplanación debido al contacto directo córnea-sonda, disminuyendo la ACD y por tanto la AXL. El error puede minimizarse utilizando la técnica de inmersión, pero es más molesta.
- La luz empleada en la biometría óptica es reflejada por el EPR, mientras que los US son reflejados desde la limitante interna (dif de 130mm).



Figura 4. Información sobre la constante A de la lente Restor Acrysoft proporcionada por el fabricante y que debe ir acompañada de todas las lentes.

## 2. Queratometría ocular

Otro de los datos que necesitamos para poder aplicar cualquier fórmula con la que obtener la potencia de la lente intraocular a implantar es la queratometría. En la actualidad, los topógrafos corneales están muy extendidos por todas las consultas y poco a poco se va perdiendo el uso del queratómetro. Sin embargo, en el caso del cálculo de las lentes intraoculares, para hacer que la potencia sea más exacta para conseguir la refracción final deseada, el valor de K debe ser el valor medio en los 3mm centrales, es decir, la medida que nos hace el queratómetro corneal. También, en caso de no tener queratómetro, podemos optar por el SimK que nos da el topógrafo, pero siempre en los tres milímetros centrales. Si disponemos de biómetro óptico, éste lleva un queratómetro incorporado que nos dará la medida de K.

## 3. Profundidad de cámara

Tanto el biómetro óptico como el de ultrasonidos nos dan información del valor de la profundidad de cámara anterior. En los dos casos, la medida real es desde cara anterior de córnea a cara anterior de cristalino.

La AXL, la queratometría y la ACD son los tres datos mínimos y necesarios que necesitamos para conocer la potencia de la lente a implantar a un paciente aplicando alguna de las fórmulas que nos convertirán esos datos en dioptrías. Sin embargo, esas fórmulas han evolucionado y de unas fórmulas teóricas pasamos a unas empíricas y de ahí a unas mucho más desarrolladas hasta trabajar en la actualidad con fórmulas que requieren datos como el banco-blanco o el espesor del cristalino.

## 4. Medida del blanco-blanco

Esta medida se corresponde a la que tiene el ojo del paciente desde el limbo corneal temporal al limbo nasal. Para poder hacer más fácil esta medida, lo que hacemos es medir la distancia desde el inicio del iris nasal hasta el iris temporal siempre en dirección horizontal.

## 5. Espesor de cristalino

El espesor del cristalino es una medida que el biómetro óptico no es capaz de medir.



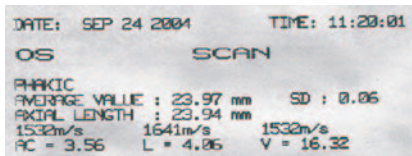


Figura 5. Resultados biométricos. Información sobre longitud axial (AXL), desviación (SD), profundidad de cámara (AC), espesor del cristalino (L) y cámara vítrea (V).

La mayoría de los biómetros ultrasónicos sí que hacen esta medida expresada como "lens". Realmente, la única fórmula que utiliza esta medida es la fórmula Holladay II. Sin embargo, tal vez sea la fórmula que más se usa en la actualidad. En nuestra práctica diaria, en la que normalmente utilizamos el biómetro óptico, en el valor del espesor del cristalino utilizamos un valor teórico:

*Espesor cristalino:  $3.00 + 0.1$  (edad del paciente)*

Por ejemplo, para un paciente con una edad de 70 años, el valor que introducimos en la fórmula es 3.70.

## FÓRMULAS PARA CÁLCULO DE LENTES INTRAOCULARES (LIOs)

En la década de los 60 surgen las fórmulas teóricas obtenidas a partir de cálculos teóricos realizados sobre la base óptica de la geometría del ojo. La primera fórmula que aparece está desarrollada por Fyodorov. Las variables necesarias para introducir en la fórmula eran:

- AXL
- K media
- Distancia al vértice corneal en la refracción (V)
- ELP (*effective lens position*)

La ELP se define como la posición efectiva de la lente respecto a la córnea y fue definida por la FDA para describir la posición de la LIO en el ojo y no confundirlo con la ACD. Ésta es la única medida que de manera preoperatoria no podemos medir y la fórmula debe estimar un valor.

En las fórmulas teóricas de primera generación, la ELP era constante en todos los casos, a pesar de que su valor real dependía del tipo de LIO y de la posición final que adoptase en el ojo esa lente. En aquella época, la mayoría de las lentes que se implantaban se fijaban en el iris y el valor constante que se le dio fue de 4mm.

Cuando se desarrolla la 2ª generación de estas fórmulas se considera que la ELP varía en función de la AXL del ojo, siendo mayor la ELP a mayor AXL.

A partir de los años 80 se comenzaron a utilizar fórmulas empíricas, basadas en análisis de datos postoperatorios.

En las fórmulas teóricas de 3ª generación, la ELP ya varía en función de la AXL y de la K media y la primera fórmula que tenía estos factores en consideración la desarrolló Holladay.

Entre las fórmulas de 4ª generación está la Holladay II, en la que los factores que influyen en el cálculo de potencia de la LIO son: AXL, ACD, K, distancia blanco-blanco, espesor del cristalino, refracción y edad del paciente. Evidentemente, no todos los factores tienen el mismo peso en el resultado final, siendo la AXL el factor que más influye.

Otro factor que hay que considerar a la hora de hacer un cálculo de lente intraocular corresponde a las características físicas de la lente

(diseño y su posición final en el ojo) y vendrá determinado por una constante propia de cada lente que es proporcionada por la casa comercial. Las constantes más empleadas son la constante A, la ACD o profundidad de cámara anterior y el SF o *surgeon factor*. Hay que tener en cuenta que la constante A que suministran las casas comerciales está calculada para biometrías ultrasónicas con lo que, si el cálculo se hace para una biometría óptica, se deberá aplicar un factor de corrección:

$$A \text{ (para IOL)} = A \text{ (para US)} + 0.44$$

La mayoría de los biómetros traen incorporados en su software las fórmulas de cálculo más empleadas, como pueden ser la Hoffer Q, la SRK/T, la Holladay I o la Haigis. La fórmula Holladay II hasta la fecha no ha sido publicada y la forma de acceder a ella es adquiriendo el software Holladay IOL Consultant.

La elección de la fórmula para cada paciente se suele hacer en función de la longitud axial que presente el ojo.

*AXL < 22mm: Holladay II o Hoffer Q*  
*22 < AXL < 26 mm: SRK/T o Holladay I*  
*AXL > 26mm: SRK/T o Holladay II*

Si la AXL es muy corta y no se dispone de la fórmula Holladay II se puede emplear la Hoffer Q por 1.12.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Holladay, J. Advanced IOL Power calculations. 2003
2. Romero, C. Et al. Importancia de la biometría en la planificación de la cirugía de cataratas. Microcirugía ocular. N°3. Sept 2002
3. Holladay, J. Intraocular lens power calculations for the refractive surgeon. Cataract & refractive surgery. Vol 1. N° 3. 1998
4. Orst Vila P, et al. Interferometría de coherencia parcial. Estudio comparativo entre la interferometría de coherencia parcial y la biometría ultrasónica para el cálculo de la lente intraocular. Microcirugía Ocular. N° 1. Marzo 2001.
5. Donoso et al. Buscando la emetropía en cirugía de catarata la fórmula más indicada para cada ojo según la longitud axial. Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología. N° 9. Septiembre 2003.
6. Holladay, J. Intraocular lens power calculations for the refractive surgeon. Cataract & refractive surgery. Vol 1. N° 3. 1998
7. Lindstrom, R et al. Improving cataract surgery performances. Ocular surgery news. Monographs. Julio. 2004.
8. Masket, S. A history of phaco Techniques. Ophthalmic Hyperguide. 2004
9. Mendicutte et al. Biometría, fórmulas y manejo de la sorpresa refractiva en la cirugía de cataratas. Tecnimedia editorial. 2000
10. Fernández-Vega, L. Et al. Facoemulsificación y emetropía. Monografías del Secoir. 2001