



Universidad de Valladolid



# **ESTUDIO DE TÉCNICAS BIOMÉTRICAS Y CÁLCULO DE LA LENTE INTRAOCULAR**

UNIVERSIDAD DE VALLADOLID

ESCUELA DE ENFERMERIA

MÁSTER UNIVERSITARIO EN ENFERMERÍA OFTALMOLÓGICA

AUTOR: LEIVIN TORRES HERNANDEZ

LICENCIADA EN ENFERMERÍA

TUTOR: INMACULADA PÉREZ

VALLADOLID CURSO 2011- 2012

## INDICE

1. TÍTULO.....	4
2. OBJETIVOS.....	4
3. GLOSARIO.....	5
4. INTRODUCCIÓN.....	6,7
4.1 Tipos de biometrías.....	8
4.1.1 Fundamento básico del ultrasonido.....	8
4.1.2 Método de aplanación o contacto.....	9
4.1.3 Método de inmersión.....	10
4.1.4 Técnica de interferometría óptica. (IOL Master).....	11
4.1.4 El IOL Master.....	11
4.1.5 Diferencias entre biometría ultrasónica y óptica.....	12
5. ELEMENTOS PARA EL CÁLCULO DE LALENTE INTRAOCULAR.....	13
5.1 Longitud axial.....	13
5.2 Profundidad de la cámara anterior.....	13
5.3 Queratometría.....	14
5.3.1 Causas de error en queratometría.....	14
5.4 Medida del blanco-blanco.....	15
5.5 Espesor de cristalino.....	15
5.6 Constantes.....	16
5.7 Fórmulas biométricas.....	17
5.7.1 Fórmulas teóricas de 1ª generación y fórmula empírica SRK.....	17
5.7.2 Fórmulas teóricas de 2ª generación y fórmula empírica SRK II.....	18
5.7.3 Fórmulas teóricas de 3ª generación.....	18
5.7.4 Fórmulas teóricas de 4ª generación.....	19
5.8 Consideraciones generales sobre las lentes intraoculares.....	19

5.8.1 Consideraciones en el implante de la lente intraocular.....	20
<b>6. BIÓMETRO.....</b>	<b>21</b>
<b>6.1 Biómetro óptico. IOLMaster.....</b>	<b>21</b>
6.1.1 Mediciones que realiza el IOL Master.....	22
<b>6.2 Biómetro ultrasónico. OTI-Scan.....</b>	<b>40</b>
6.2.1 Medidas de longitud axial.....	41
6.2.2 Limitaciones en las medidas.....	43
6.2.3 Cálculo de la lente intraocular.....	44
<b>7. PROTOCOLO DE ACTUACIONES.....</b>	<b>45</b>
<b>7.1 Utilización del Biómetro ultrasónico.....</b>	<b>46</b>
7.1.1 Instrumento y preparación del paciente.....	47
7.1.2 Obtención de las medidas.....	48
<b>7.2 Utilización del Biómetro óptico.....</b>	<b>48</b>
7.2.1 Realización de las medidas.....	49
<b>8. DISCUSIÓN.....</b>	<b>49</b>
<b>9. CONCLUSIONES.....</b>	<b>50</b>
<b>10. BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>51-53</b>

## **1. TÍTULO.**

# ESTUDIO DE TÉCNICAS BIOMÉTRICAS Y CÁLCULO DE LA LENTE INTRAOCULAR

## **2. OBJETIVOS.**

- Determinar los requerimientos de la técnica de biometría
- Explicar los equipos utilizados. Definir la forma correcta de realización y los errores más frecuentes.
  - Realizar un protocolo de realización de biometría ultrasónica de aplanamiento y de biometría óptica IOL MASTER.
  - Realizar una discusión sobre ambas biometrías a través del análisis de la bibliografía

### **3. GLOSARIO.**

- **LIO:** Lente intraocular.
- **LAX:** Longitud axial.
- **Km.:** Keratometría.
- **OCT:** Tomografía coherencia óptica
- **ACD:** Profundidad de la cámara anterior
- **ELP:** Posición efectiva de la lente
- **EAM:** Error absoluto medio
- **DE:** Desviación estándar
- **PCLI:** Interferometría parcial coherencia óptica
- **D:** Dioptría

#### **4. INTRODUCCIÓN.**

A nivel mundial la catarata es una de las principales causas de ceguera reversible que afecta a la gran mayoría de la población adulta, es una enfermedad muy frecuente e incapacitante, la extracción del cristalino opacificado es uno de los procedimientos comúnmente realizados en el mundo, según la organización mundial de la salud (OMS), 45 millones de personas padecen de ceguera y el 50% es causada por cataratas.<sup>1</sup>

La cirugía de cataratas ha sido históricamente unos de los procedimientos que ha buscado con vehemencia la perfección, la importancia de la visión del ser humano en la calidad de la vida cotidiana ha hecho que, desde la antigüedad, se haya planteado el objetivo de excelencia en la eliminación de la catarata y la restauración de la visión.<sup>2</sup>

A través de los años la cirugía de cataratas ha estado en constante evolución, los primeros escritos provienen del código de Hammurabi, los mesopotámicos, el antiguo testamento de la biblia y escritos hindúes.<sup>2</sup>

Constantino el Africano le puso el nombre de cataratas. Se cree que ya se hacía la técnica de couching o abastimiento de la catarata en el vítreo, desde el antiguo Egipto y en Mesopotamia, pero de lo que se tiene más constancia histórica es que en la India se hacía desde tiempos remotos. Así, se describe la técnica de declinación por parte de un hindú llamado Susreta, quien se dice que vivió sobre el 1000 a.c.<sup>2</sup>

La técnica cambio en 1750, cuando el francés Jacque Daviel describió la extracción extracapsular de la catarata, este acontecimiento fue cambiando la historia de la cirugía de catarata, pero no solucionaban el problema de la recuperación visual porque todos los pacientes quedaba afáquicos (sin lente intraocular), a causa de que la técnica no eran adecuada y no existía la lente intraocular (LIO) apropiada para sustituir el cristalino opacificado.<sup>8</sup>



*Fig.1: Técnica del couching o abastimiento*



*Fig.2: Técnica de extracción extracapsular*

El cristalino es uno de los componentes esenciales del aparato dióptrico ocular su propósito principal consiste en enfocar objetos a diferente distancia, este proceso se denomina acomodación, su potencia dióptrica es aproximadamente de 20 dioptrías.

Diversos intentos de colocación de lentes intraoculares se realizaron hasta que se comprobó la tolerancia ocular al plexiglás, material biocompatible y con propiedades ópticas. La primera implantación de LIO se realizó a finales del siglo XV111, donde se utilizó vidrio para sustituir el cristalino, al ser éste tan pesado se desplazó al fondo del ojo. Continuaron probando con diferentes materiales más ligeros y eran rechazados por el organismo.<sup>4</sup>

En 1949, se implantó la primera lente intraocular (LIO) por un conocido oftalmólogo, sir Harold Ridley. Éste observó que fragmentos de materiales utilizados en la fabricación de la cúpula de aviones, el acrílico (perspex, pmma), cuando explotaban se incrustaban en la córnea de los soldados, sin producir rechazo. Cuando Ridley coloca el primer implante, este era en forma de disco, generó al paciente una miopía postoperatoria de -18 dioptrías. La técnica de Ridley no fue aceptada hasta los años sesenta, por el alto número de complicaciones.

En la actualidad tanto las técnicas quirúrgicas como la lente intraocular (LIO) están en continua evolución, en busca de la perfección de los detalles referentes a la implantación de la LIO, por esta razón es importante la medición de las estructuras oculares como son: longitud axial, la profundidad de la cámara anterior, queratometría y las fórmulas biométricas en busca de la exactitud en los resultados refractivo finales.<sup>7</sup>

La LIO ideal no existe, sería aquella que restablezca las propiedades ópticas y acomodativas del cristalino. Es necesario utilizar el método más eficaz para calcular la LIO, así conseguir el mejor resultado refractivo en el periodo postquirúrgico. La elección de la lente intraocular (LIO) depende de las consideraciones teóricas acerca de la misma y de la preferencia y experiencia de cada cirujano.

## 4.1 Tipos de biometrías

La *biometría* es la ciencia que estudia las medidas de los fenómenos y los procesos biológicos. Es la técnica que aporta datos medibles para el cálculo correcto de la lente intraocular que se va a implantar, y las mediciones de las estructuras oculares, esta técnica es rápida no invasiva ni dolorosa. Existen dos modos de realizar la biometría, de ultrasonido y de interferometría.<sup>2</sup>

### 4.1.1 Fundamento básico del ultrasonido.

Los ultrasonidos son ondas acústicas que consisten en la oscilación de partículas en un medio y que por definición tienen una frecuencia superior a los 20000 ciclos (20kHz). Los usados en oftalmología se sitúan en un rango entre los 8 y los 10 MHz (8 a 10 millones de ciclos por segundo). Estas ondas, al atravesar tejidos, van por un lado progresando y por otro produciendo un rebote, un eco que se registra y da una imagen en pantalla denominada ecograma.

Los ultrasonidos viajan a velocidades distintas según la densidad del tejido que atraviesan, siendo mayor cuando estos son más densos. En el ojo hay varias velocidades de transmisión en función de las diferentes estructuras, con sus propios índices de refracción 1.641 m/s para cornea y cristalino, 1.550 m/s para retina y 1.532 m/s para cámara anterior y humor vítreo. Por defecto los ecógrafos habituales asignan una velocidad global media que varía en función de si el ojo es fáquico (1.550 m/s) o afáquico (1.532 m/s), dando la posibilidad de poder ajustar las diferentes velocidades para cada medio atravesado. Cada estructura ocular (cornea, cara anterior y posterior del cristalino y retina) produce un eco diferente, por lo que a mayor densidad mayor velocidad. Aplicando las fórmulas fundamentales de la física:  $\text{Espacio} = \text{Velocidad} \times \text{tiempo}$ , se obtiene el espacio que ha recorrido el ultrasonido, y se que considera que la onda hace un recorrido de ida y vuelta, con lo que la fórmula a aplicar será.  $\text{Distancia} = \text{Vel} \times \text{tiempo} / 2$ .<sup>6</sup>

La formación de ecos puede verse afectada por varios factores:

- **Ángulo de incidencia:** es importante que la sonda esté bien alineada en el eje ocular porque si está oblicua los ecos no vuelven directamente hacia ella y no se disciernen bien las interfaces.<sup>12</sup>

- **Ganancia:** es la amplificación que se da a los ecos, variable por el examinador. A mayor ganancia, más sensibilidad, pero aparecen más ecos, disminuyendo la resolución. En una hemorragia vítrea una ganancia alta puede dar lugar a una longitud axial más corta, porque el aparato confunde una masa vítrea algo densa con el pico de la retina. En un ojo normal, una ganancia baja puede destacar poco la retina y el biómetro confundirla con la esclera y dar una longitud axial más alta. En cataratas muy densas hay que aumentar la ganancia porque absorben gran cantidad de ultrasonido y los ecos de las estructuras posteriores van a quedar muy atenuados.<sup>12</sup>

- **Uniformidad de la interfase:** cuanto más uniforme sea, más intensos serán los ecos.<sup>12</sup>

- **Modo de medida:** se puede medir de forma automática o manual. En la forma manual, el examinador determina en qué momento debe ser medido un ecograma apretando el pedal para congelar la imagen. En la automática, el biómetro decide que una medida es buena en función de la intensidad de los ecos, y avisa con un sonido de que ha anotado la medida. La forma manual es recomendable en caso de mala fijación o si hay anomalías intraoculares que alteren los ecos. Se debe ajustar en el biómetro la velocidad del ultrasonido a las características del ojo: 1,550 m/s en el ojo fájico y 1,532 m/s en el afájico. En ojos con aceite de silicona, se puede ajustar la velocidad media, para ojos fájicos a 1,139 m/s y para ojos afájicos a 1,052 m/s.<sup>12</sup>

El aparato de ultrasonidos dispone de una sonda emisora de la energía ultrasónica, que puede estar en contacto con la córnea, método de aplanación o de contacto, y a través de una interface líquida método de inmersión.

#### 4.1.2 Método de aplanación o contacto.

La técnica de aplanación o de contacto es la más usual, por ser más sencilla y rápida, pero no es el procedimiento más exacto a la hora de determina la ALX. En el método de aplanación, la sonda, al estar en contacto con la córnea, produce una discreta compresión de la misma, lo que conduce a que las medidas que se realizan tengan pequeñas variaciones en función de dicha compresión. Estas, han de ser mínimas, la compresión puede oscilar entre los 0.20 y los 0.35 mm.

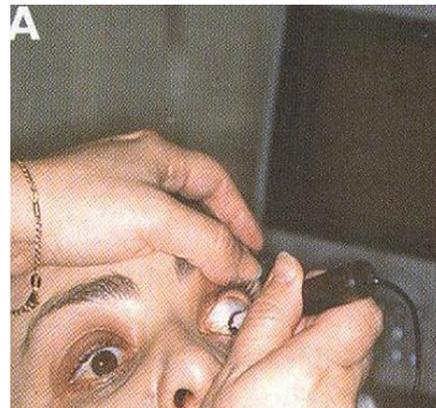
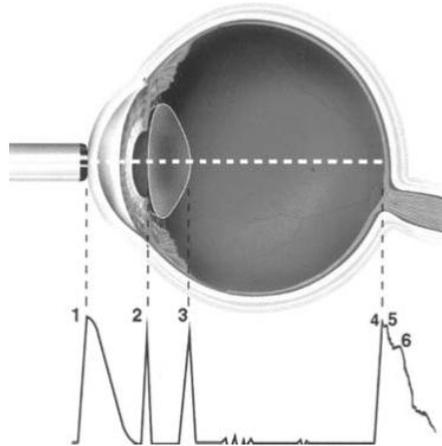


Fig. 3 y 4: Técnica de aplanación con sonda de contacto.

La técnica de aplanación, precisa el contacto entre la sonda y la superficie corneal, se debe instilar anestesia, hay que tener cuidado en no presionar la córnea, pues se provoca un aplanamiento del globo ocular midiendo una longitud axial menor.<sup>4</sup>

El haz de ultrasonidos debe alinearse con el eje visual. Para ello, la sonda debe colocarse completamente perpendicular a la córnea, lo que requiere una óptima colaboración del paciente quien debe mirar un punto fijo para así poder hacer incidir los ecos en la mácula. Se recomienda hacer varias lecturas de cada ojo.



*Fig. 5: Esquema de las distancias de medida en el método de ultrasonidos*

### **4.1.3 Método de inmersión**

En la técnica de inmersión se coloca al paciente en decúbito supino, se le aplica anestésico se coloca un cilindro de plástico que se rellena con fluido hasta un medio o dos tercios de altura. El fluido puede ser metilcelulosa en la base y el resto suero salino o lagrimas artificiales. Se sumerge la sonda en el cilindro hasta casi 1 cm de la córnea, se indica al paciente que fije la mirada en la sonda para realizar las mediciones.<sup>4</sup>



Fig. 6: Técnica de inmersión

La técnica de inmersión: requiere el empleo de cilindro corneal de contacto que se apoyan en la esclera, requiere de anestesia para que la copa no moleste.

#### 4.1.4 Técnica de interferometría óptica. (IOL Master)

La interferometría de coherencia parcial (IOL Master) es una variación de la tomografía de coherencia óptica (OCT) que se emplea para obtener imágenes del espesor de la retina con una gran precisión. Está basada en la proyección de dos haces de luz de alta coherencia sobre el globo ocular y la medición de la reflexión de los mismos sobre las diferentes estructuras oculares. Este doble haz permite eliminar la influencia de los movimientos longitudinales del ojo durante las mediciones, usando la córnea como superficie de referencia, es capaz de medir distancias intraoculares no sólo paralelas al eje visual sino también a diferentes ángulos tomando de forma precisa la medición de la AXL a valores de 0,3 a 10 micras. El IOL master comenzó a utilizarse en los años 90.<sup>10</sup>

#### 4.1.5 El IOL Master.

En este tipo de biometría no existe contacto con el ojo del paciente y la curva de aprendizaje es mucho menor que en la ultrasónica, se puede realizar sin anestesia y sin midriasis, evita las distorsiones y errores que pueden producir la depresión corneal de la biometría ultrasónica de contacto.<sup>14</sup>

- No existe la posibilidad de *transmitir enfermedades* de un enfermo a otro o producir lesiones corneales.

- Rápida medición, la longitud axial, el radio de la córnea y la profundidad de la cámara anterior del ojo del paciente *son medidas en un único instrumento* ahorrando tiempo.

- *Elevada precisión*, incluso en casos difíciles (estafiloma posterior, ametropía extrema, pseudofaquia, vitrectomía).

- No hay que variar la velocidad del haz de luz, *siendo válido en pacientes pseudofáquicos*. Aunque hay que tener cuidado en la medida, porque el reflejo de LIO puede provocar una medida errónea.

- El equipo detecta automáticamente el ojo derecho o el izquierdo mientras toma las medidas, por lo que *elimina el riesgo de confundir el ojo medido*.

Aunque tiene algunos inconveniente, a veces no es posible hacer la medida si los medios están muy opacificado, como (hemorragias, vítreas, leucomas corneales, cataratas subscapulares posteriores).<sup>14</sup>

#### **4.1.6 Diferencias entre biometría ultrasónica (US) y óptica.**

Las diferencias fundamentales entre la biometría ultrasónica (US) y la óptica son que uno emite ultrasonidos y el otro un haz de luz.<sup>10</sup>

- La biometría óptica estima AXL mayores que la biometría ultrasónica.<sup>10</sup>
- 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 130 mm).<sup>10</sup>

### **5. ELEMENTOS PARA EL CÁLCULO DE LA LENTE INTRAOCULAR**

No todas las personas necesitan la misma lente intraocular. Dependiendo del tamaño de su ojo y de las dioptrías previas a la intervención, se ha de colocar una lente con una medida que está individualizada para cada paciente. Si a todas las personas les colocaran la misma lente, existirían muchos defectos de refracción. Prácticamente todas las personas al operarse necesitan gafas para visión cercana, y una amplia mayoría también para visión lejana, ya que los aparatos que calculan la lente intraocular no son exactos al cien por cien.

El cálculo del poder dióptrico de las lentes intraoculares (LIO) es una parte esencial del examen preoperatorio en la cirugía de catarata y está determinado principalmente, por factores como el diámetro anteroposterior del globo ocular o longitud axial en cualquier segmento del eje óptico, es muy importante la profundidad de la cámara anterior, la queratometría o medida de la curvatura anterior corneal y la adecuada selección de la fórmula de cálculo dependiente del diámetro de la longitud axial y su relación con la constante de fabricación, es decir las características de cada modelo de LIO.<sup>14</sup>

#### **5.1 Longitud axial.**

La longitud axial del ojo es la distancia que existe entre el vértice anterior del ojo y el punto opuesto en la retina. Representaría el diámetro anteroposterior del ojo. Su medida es importante para la determinación de la graduación teórica del ojo, y sobre todo, para calcular la potencia de la lente intraocular que se deberá implantar durante la cirugía de la catarata. De su exactitud dependerá la graduación residual después de la cirugía y en consecuencia la necesidad de usar o no gafas correctoras.

Es el factor más importante para determinar el poder dióptrico de la LIO. Para medirla se emplea, de forma generalizada, la ultrasonografía o ecografía modo A, y el IOL master. Un error en la medición de 1 mm determina un error refractivo postoperatorio de unas 3 dioptrías.

## **5.2 Profundidad de la cámara anterior.**

El ojo humano está dividido en su interior en dos espacios o cámaras diferenciadas. La cámara anterior la forma, por su parte anterior: la córnea, el iris y la cara anterior del cristalino, esta cámara está constituida por humor acuoso, la cámara posterior tiene como techo el propio cristalino, y la limita en su parte posterior la retina, en esta cámara se encuentra el humor vítreo, están separadas entre sí por el cristalino siendo independiente una de la otra.

Su cálculo se basa en la longitud axial y en la posición postoperatoria de la LIO, un error de 0.1 mm en este cálculo produce un error refractivo de 0.1 dioptrías en el cálculo de la LIO por lo que es uno de los factores que menos influye para los cálculos de las lentes.<sup>14</sup>

## **5.3 Queratometría.**

Es la medición del radio de curvatura de la superficie anterior de la córnea central, lo que lo hace muy preciso en condiciones normales para determinar los radios, la keratometría mide dos ejes complementarios, el K1 y el K2 siendo la medida de ambas el K medio, los radio corneales se miden en milímetros. A partir de este valor en mm se calcula la potencia corneal total en dioptrías, mediante una fórmula matemática aplicando un índice de refracción. Este es el segundo factor que más influye, después de la longitud axial, en el cálculo del poder dióptrico de la lente. La curvatura corneal se mide mediante el queratómetro, este no emplea el auténtico índice de refracción de la córnea ( $n= 1.376$ ). Para calcular la potencia corneal que es la suma de la potencia de las superficies anterior y posterior, se emplea un valor inferior al tener en cuenta que la superficie corneal posterior tiene aproximadamente 1.2 mm menos de radio de curvatura. Cualquier situación que modifique esta relación inducirá un error en el cálculo de la potencia total corneal.<sup>2</sup>

Existen queratómetros manuales y automáticos. En los manuales, el observador debe enfocar y centrar las miras. También debe modificar su posición para obtener la medida calculando sus dos meridianos, K1 y K2. En los automáticos, el observador se limita a centrar la mira sobre la córnea, siendo el aparato el que efectúa la medición.

El error en la queratometría es un motivo frecuente de un mal cálculo de la LIO. Un error de 0.1 mm en el cálculo del radio corneal conllevaría un trastorno en la refracción postoperatoria de 0.5 D.

### **5.3.1 Causas de error en queratometría.**

Las principales causas de error son:

- *Realizar previamente la biometría por aplanación*, lo que podría modificar la curvatura corneal.

- *La calibración inadecuada* del queratómetro.

- *Cambios en la curvatura corneal* secundarios a la intervención quirúrgica. Existen numerosos estudios acerca de este hecho que demuestran los cambios en la curvatura corneal pre y postoperatoria, especialmente en las técnicas refractivas.

- *Errores cometidos por la escala de conversión* de los queratómetros. A partir de la medida del radio de curvatura anterior, transforman este valor en dioptrías, mediante un índice de refracción que varía según el modelo de queratómetro.

- *El uso de lentes de contacto* tanto rígidas como blandas, esto puede hacer que el paciente presente un incremento de hasta 0.79 mm en la medida de la curvatura corneal que se traducirá en una disminución de 0.98 dioptrías en el cálculo del poder dióptrico de la lente intraocular.

- *La distorsión de miras queratométricas*, que se puede producir por: forma corneal anómala, mala calidad de la película lagrimal, alteraciones epiteliales, mala fijación del paciente, parpadeo frecuente, etc.

La topografía computarizada mide muchos más puntos corneales, por lo que las medidas son más precisas, eliminando parte del factor humano como posible causa de error en la medición.

## **5.4 Medida del blanco-blanco**

Esta medida se corresponde a la que tiene el ojo del paciente desde el limbo corneal temporal al limbo nasal. Esta medida se toma desde el inicio del iris nasal hasta el iris temporal siempre en dirección horizontal.

## **5.5 Espesor del cristalino**

El espesor del cristalino es una medida que el biómetro óptico no es capaz de medir. 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 más precisa en la actualidad.<sup>6</sup>

## **5.6 Constantes**

*Constante A.* Varía en dependencia del tipo de lente y casas comerciales. Se debe conocer antes de hacer el cálculo del poder dióptrico del LIO. Estudios realizados concluyeron que la constante A depende del tipo de lente y fabricante.<sup>5</sup>

Las fórmulas dependen de la aplicación correcta de las constantes. En general, estas proporcionan información a las fórmulas de cálculo sobre las características físicas que

influyen en el comportamiento refractivo de cada modelo de LIO. La aplicación de una constante equivocada inducirá un error significativo en el cálculo.

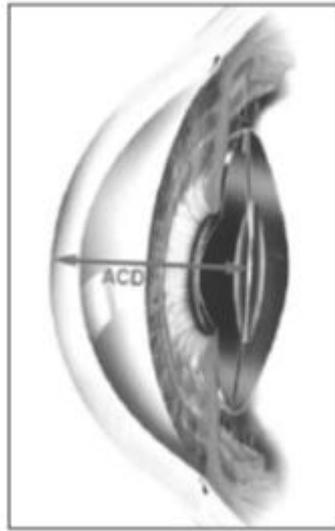


Fig. 8: Constante ACD: distancia vértice corneal - plano principal de la LIO



Fig. 9: Constante SF: distancia plano anterior del iris – plano principal de la LIO

La constante A, la constante ACD y el factor quirúrgico SF son valores específicos de cada LIO, que dependen de la posición final de la LIO dentro del ojo, la morfología de la óptica, características y angulación de los hápticos y técnica quirúrgica empleada (implante en saco, LIO suturado a sulcus, etc.).

Las constantes recomendadas por los fabricantes, se calculan tras analizar bases de datos y comparar resultados visuales postoperatorios con LIOs idénticas, siendo muy conveniente personalizar el valor de la constante a la práctica quirúrgica de cada cirujano, neutralizando cualquier error sistemático que se pueda producir y mejorando la precisión refractiva de las fórmulas.

Fórmula	Constante de la fórmula
Binkhorst	Constante ACD
SRK II	Constante A
Holladay	Factor de cirujano (SF)
SRK-T	Constante A o ACD
Hoffer Q	Constante A

## **5.7 Formulas biométricas**

A partir de la década de los 70, se producen grandes innovaciones con nuevas técnicas y el diseño de las lentes intraoculares, así como en las diferentes fórmulas biométricas y en el instrumental. Con la aparición de la técnica de facoemulsificación y los avances en los equipos relacionados con la cirugía de catarata, el cálculo exacto de la lente intraocular se ha convertido en uno de los principales retos en el área de la cirugía de segmento anterior.<sup>8</sup>

El primero en implantar una lente intraocular en 1949 fue Harold Ridley, el cual produjo al paciente una refracción post quirúrgica de -18 .Pero Kraff y colaboradores en 1978 demostraron la necesidad de medir con ecografía la longitud axial del globo ocular, para adaptar la potencia de la lente intraocular a la forma del ojo.<sup>11</sup>

Al principio todas las lentes implantadas eran de un valor estándar pero pronto se vio que los pacientes miopes quedaban hipocorregidos y los hipermetropes hipercorregidos. Para evitar este problema, se empezaron a desarrollar fórmulas biométricas basadas en la ALX y en la queratometría<sup>7</sup>. Hay dos tipos de fórmulas: teóricas y empíricas o de regresión. Tanto las fórmulas teóricas como las empíricas son perfectamente válidas para calcular el poder dióptrico de la LIO.

### **5.7.1 Fórmulas teóricas de 1ª generación y fórmula empírica SRK**

En 1967, Fyodorov fue el primero en publicar una fórmula teórica para calcular el poder de la lente que se debía implantar en el ojo, tomando en cuenta la longitud axial y la queratometría, mientras que consideran constante, el índice de refracción corneal y la profundidad de la cámara anterior. Surgieron varias fórmulas: Colenbrander, Binkhorst, bastante parecidas, que por emplear constantes teóricas no consideran el análisis de las medidas clínicas del individuo.

En 1980, Sanders, Retzlaff y Kraft (SRK) crearon una fórmula empírica que se basa en el estudio retrospectivo o de regresión de los resultados de la refracción postoperatoria obtenida tras múltiples intervenciones quirúrgicas con implantes de LIO, estas se originan de la experiencia aportada por los cirujanos al relacionar el valor preoperatorio de la longitud axial y queratometría, el poder dióptrico de la lente y el error refractivo postoperatorio. Realiza el cálculo a través de estudios estadísticos de regresión lineal de las variables empleadas con el poder dióptrico de la LIO.

La fórmula SRK era la más sencilla de las fórmulas existentes en esa época, por lo que su uso se extendió rápidamente.

### **5.7.2 Fórmulas teóricas de 2ª generación y fórmula empírica SRK II**

Las fórmulas anteriores tenían algunos problemas ya que asumían que la posición efectiva de la lente (ELP) era igual en todos los ojos, independientemente de la longitud axial. Pero Hoffer y Binkhorst observaron que los ojos largos quedaban hipercorregidos y los ojos cortos hipocorregidos, de ahí deducen que el valor de la profundidad de la cámara anterior (ACD) se debía calcular en función de la longitud axial realizando estas mediciones.<sup>8</sup>

(Hoffer)

$$ACD = \frac{\text{Longitud axial}}{23.45 \times ACD_{pre}} \quad (\text{Binkhorst})$$

La ELP se define como la posición efectiva de la lente respecto a la córnea. 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.<sup>6</sup>

Los autores de la fórmula SRK observaron que funcionaba bien para valores estándar de longitud axial pero también detectaron que los ojos con longitud axial larga sufrían errores hipermetrópicos y los ojos con longitud axial corta quedaban con errores miópicos. Para corregir las limitaciones de su fórmula en ojos con longitudes axiales extremas propusieron hacer variable el valor de A en función de la longitud axial aumentando 1, 2 o 3 dioptrías al valor de A para ojos cortos y para ojos largos se resta 0.5 dioptrías, transformando así la fórmula SRK en SRK-II, de esta forma deducen que la longitud axial, aunque tiene mayor variabilidad en ojos largos, influye más en el error dióptrico de la LIO en los ojos cortos, y por ello se modificó más el valor de A en dichos ojos.<sup>7,8,9</sup>

### 5.7.3 Fórmulas teóricas de 3ª generación

Esta fórmulas son más utilizadas actualmente, para calcular la potencia de las LIOs y tratan de predecir la posición efectiva de la lente en función de dos parámetros, la longitud axial y la queratometría. Las más conocidas son SRK-T, Holladay, Hoffer y Olsen. En 1988 Holladay considera que para poder predecir el valor de la profundidad de la cámara anterior (ACD) postoperatoria debe relacionarse con la longitud axial y con la altura de la cúpula corneal, la cual debe estar relacionada con el radio de curvatura corneal, con el diámetro corneal, y con un factor dependiente del cirujano, que equivale a la distancia desde el plano iridiano al plano principal de la LIO.<sup>9</sup>

Los mismos autores de la fórmula SRK, conscientes de que la posición efectiva de la lente es muy importante para disminuir el error dióptrico final, proponen una nueva teoría de su fórmula, obteniendo la SRK-T. Para obtener el valor de la profundidad de la cámara anterior suman la distancia existente entre la córnea y el plano del iris y la distancia desde el plano iridiano al plano principal de la LIO. La diferencia más importante entre las distintas fórmulas de 3ª generación es el algoritmo de estimación de la posición efectiva

de la LIO en el interior del ojo. En los ojos cortos, Hoffer-Q siempre calcula la LIO más potente y SRK-T la menos potente.<sup>7,8</sup>

#### **5.7.4 Fórmulas teóricas de 4ª generación**

Las fórmulas de 4ª generación son las más recientes, estas emplean más de dos factores para predecir especialmente la posición efectiva de la lente. Las más conocidas son Haigis y Shamas, útiles en el cálculo de la LIO posterior a cirugía refractiva, y Holladay II indicada en ojos muy cortos y para la realización de dobles implantes (piggy-back) primarios, en que usan siete variables: longitud axial, queratometría, edad, refracción preoperatoria, blanco – blanco horizontal, ACD preoperatoria y grosor del cristalino.<sup>8,9</sup>

### **5.8 Consideraciones generales sobre las lentes intraoculares**

Es importante hacer una breve descripción de las características y propiedades de las lentes intraoculares, puesto que la calidad de la visión no sólo va a depender del poder dióptrico de la lente, sino también de otros factores, como su diseño, la localización, la forma, las características del material, etc.

#### **Localización**

La localización idónea es la de cámara posterior, ya que la magnificación que dan es mínima y nunca superior a 3%. Deben ubicarse en el saco capsular o, en su defecto, a nivel del sulcus, en cuyo caso será necesario disminuir 1D al poder de la LIO calculado para la cápsula posterior. También existen lentes que se implantan en la cámara anterior y se fijan en el ángulo camerular, que se calcula con una constante específica al mismo tiempo que la LIO de la cápsula posterior.

#### **Diseño y forma**

El diseño de la lente tiene como finalidad minimizar al máximo las aberraciones ópticas. El diseño depende de la constante, anteriormente citada, el valor de la cual ya viene facilitado por el fabricante de la lente. Actualmente hay disponibles diversos modelos de lentes intraoculares. Podemos distinguir por su forma las lentes plano-convexas, las convexo-planas, las biconvexas o las lentes multifocales, esféricas y asféricas y las tóricas.

Las lentes plano-convexas son aquellas que presentan la superficie anterior plana y la posterior convexa. De esta manera, el poder dióptrico se concentra en la superficie posterior. Presentan la ventaja de disminuir la aberración esférica natural del ojo. Debe prestarse especial atención en implantarlas correctamente ya que, de hacerlo al revés, se pueden perder 0.75 D en la refracción final. Se aconseja su uso en los diabéticos en los que se prevé que deban ser intervenidos de cirugía vitreoretiniana.<sup>13</sup>

Las lentes convexo-planas concentran su poder dióptrico en la cara anterior, que es convexa, mientras que la posterior es plana. Se dice que son las que ofrecen mejor calidad

de imagen. Las lentes biconvexas presentan curvatura en sus dos superficies. La curvatura posterior es mayor que la anterior.

Las lentes multifocales tienen varios anillos con diferentes graduaciones para visión lejana, intermedia y cercana, constituyendo el modelo esférico, el que mejor calidad de visión proporciona al sujeto pseudofáquico y el tórico, que corrige los astigmatismos corneales.<sup>13</sup>

### **5.8.1. Consideraciones en el implante de la lente intraocular**

La mayoría de los errores de la refracción postoperatorios determinantes de una sorpresa refractiva atribuibles a la lente intraocular se deben a alguno de los siguientes factores:

- **Inclinación de la lente.** Puede modificar su poder dióptrico y provocar aberraciones de tipo astigmático o esférico. Por ejemplo, una inclinación de 20° en un lente de 20 D conlleva una alteración astigmática de 2 D.<sup>13</sup>

- **Malposición de la lente.** La mala posición en el plano determina alteraciones de tipo prismático o de tipo esférico. El adelanto del lente con respecto a su localización ideal miopiza, es decir, aumenta el poder dióptrico del lente.<sup>13</sup>

- **Borde de la lente.** Si coincide con el nivel de la apertura pupilar, genera problemas de deslumbramiento e incluso diplopia.<sup>13</sup>

## **6. BIÓMETRO**

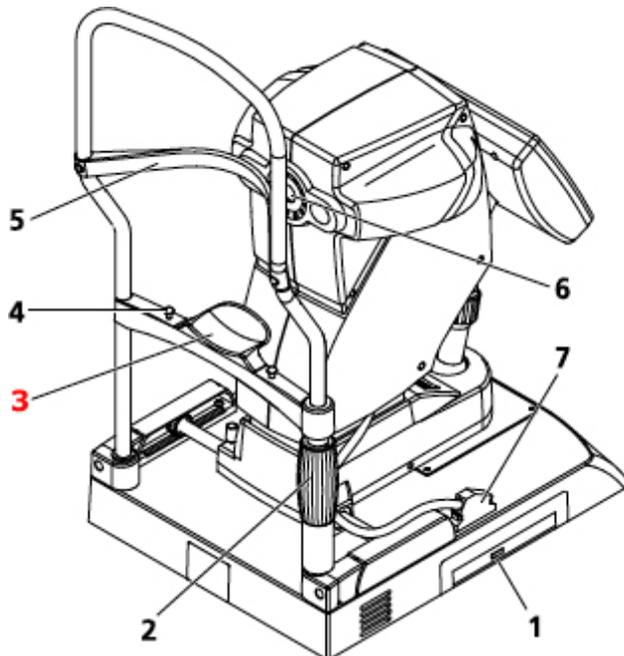
### **6.1 Biómetro óptico. IOLMaster**

El bioméetro óptico permite obtener de forma precisa no solo la medición de la longitud axial, sino otras mediciones oculares como la profundidad de cámara anterior, queratometría y diámetro corneal o blanco-blanco para ser usado en cirugías de catarata y

El IOL master utiliza un haz de luz, que es reflejada por la película lagrimal y el epitelio pigmentario de la retina del ojo, creando una señal parcialmente coherente.

A diferencia de los bioméetro ultrasónicos, que miden la longitud axial con la reflexión de una onda sonora entre la córnea y la membrana limitante interna; el IOL Master ajusta automáticamente, la longitud axial, a la distancia entre membrana limitante interna y el epitelio pigmentario. Hay que subrayar, que la biometría óptica es una técnica de medición precisa, y que evita errores por el operador por la compresión y mal alineamiento corneal.

Para la medición, el IOL Master emite un haz de luz infrarroja (longitud de onda 780nm), que pasa por un divisor de haz, generando dos haces de luz de alta coherencia, uno que se refractara en un espejo y otro que se reflejara en él. Estos dos haces pasan por el ojo reflejándose en las estructuras oculares transparentes. Por último, son recogidos por un fotodetector que transformara la información, a partir de un software, en un ecograma



*Fig. 10: Biómetro IOL Master.*

*Elementos:*

- 1. Unidad de CD-RW y DVD*
- 2. Palanca de posicionamiento*
- 3. Mentonera*
- 4. Tornillo soporte de la mentonera*
- 5. Apoyo frontal*
- 6. Apertura del semiconductor del láser de diodo*
- 7. Dispositivo conector de control*

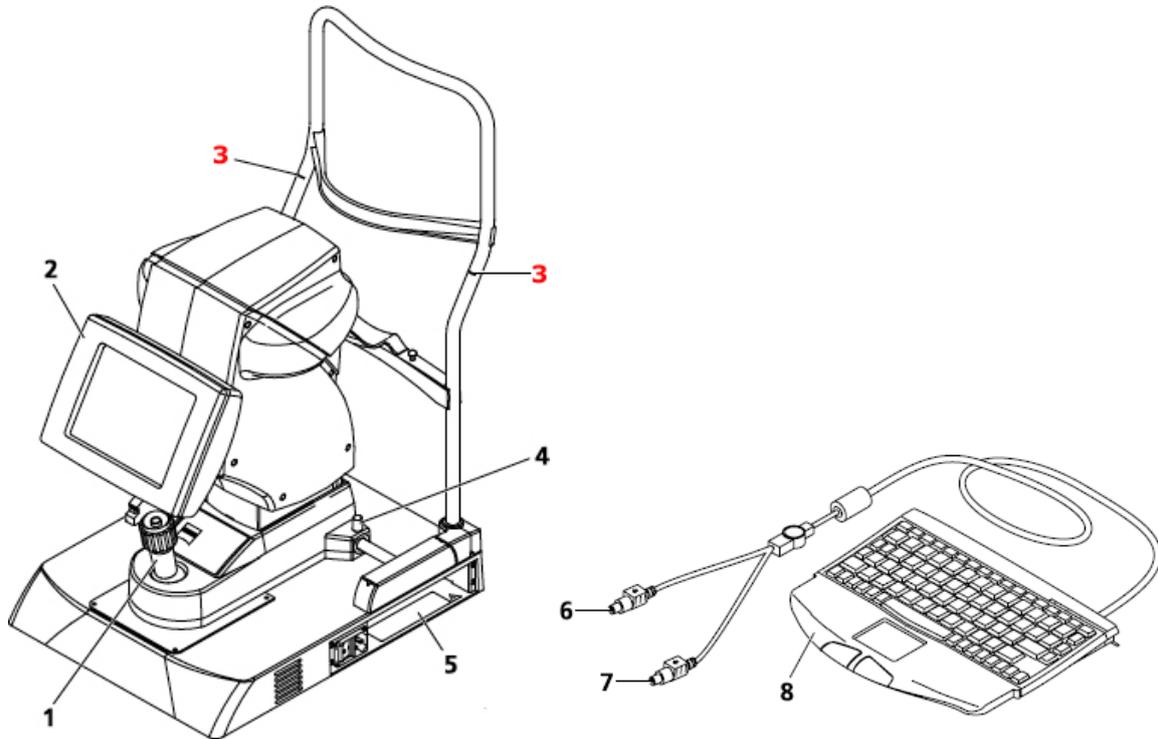


Fig. 11: Biómetro IOL Master. Elementos:

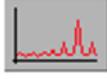
1. Joystick con botón de liberación para ajustar la alineación horizontal y la vertical
2. Pantalla de visualización del ojo
3. Puntos de alineación del ojo para la óptima medición
4. Botón de bloqueo
5. Panel conector
6. Conector del ratón
7. Conector del teclado
8. Teclado

### 6.1.1 Mediciones que realiza el IOL Master

El IOL Master realiza las mediciones de longitud axial, la queratometría, la profundidad de la cámara anterior y la distancia blanco - blanco.

#### Longitud axial.

El IOL master cuenta con procesamiento de señal superior para la medición de la longitud axial, permite una evaluación global de cada medición de la longitud axial.

Key	Button
<b>A;</b> joystick push-button	

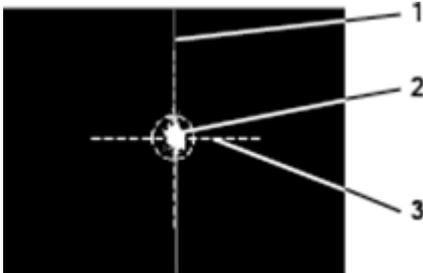


Fig. 11:

1. Línea vertical
2. Luz de alineación de reflexión
3. Línea de horizontal

Para la medición de la longitud axial el paciente debe buscar el punto de fijación, de color rojo en el centro. En la pantalla se harán visibles una cruz con un círculo en el centro. Se debe alinear el IOL Master de modo que el reflejo de la luz de alineación aparezca dentro del círculo.

En el caso de una agudeza visual baja / alta ametropía (> 4 D), es aconsejable medir con las gafas no debe realizarse si el paciente está usando lentes de contacto, ya que dará lugar a errores de medición.

Para una correcta medición es necesario cinco medidas. El IOL Master requerirá una nueva medida hasta que se registren las cinco necesarias. Una vez realizadas se registra el valor medio para el cálculo de la LIO.

En el campo de visualización se mostrará la longitud axial en un gráfico rojo, la relación de la longitud axial y la señal-ruido (SNR). También se mostrará un valor indicando la calidad de las mediciones. Si el valor del SNR está entre 1,6 y 1,9 aparece un signo de exclamación. Los rangos de SNR aparecen como un semáforo, tal que indicaran:

- **Rojo:** error de medición.
- **Amarillo:** valor o limite incierto.
- **Verde:** valor con buena SNR.

Las primeras cuatro mediciones se muestran después de la quinta medición, se calcula la señal compuesta. Para medidas posteriores, en cada medición individual, se muestra la señal de longitud axial durante aproximadamente 1 segundo (rojo), seguido por la visualización de la señal compuesta (azul).

Para obtener resultados coherentes se recomienda la comprobación de las mediciones individuales de la longitud axial y la realización de mediciones, si fuera necesario.

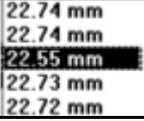
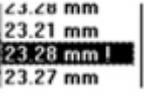
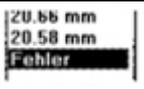
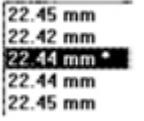
La alerta de error en el campo de la pantalla, indica que las lecturas se realizan con una SNR menor 1,6. Las pruebas siguientes se realizan con la medición de la longitud axial (ALX) de la señal compuesta:

- **ALX <22 mm:** indica que el eje ocular es corto, se debe utilizar la fórmula biométrica correspondiente.
- **ALX > 25 mm:** indica que el eje ocular es largo, se debe utilizar la fórmula biométrica correspondiente.

Cuando ambos ojos se han medido, y hay diferencia de longitudes axiales de 0,3mm, y si el último es superior, aparece un mensaje indicando que se debe comprobar las lecturas una vez más.

Si aparece esta advertencia, hay que verificar que no hay cambios patológicos en el ojo. Si es necesario, las mediciones se deben repetir, se pueden tomar un máximo de 20 mediciones por ojo en el día.

• **Resumen de las pantallas de resultados de las mediciones de la longitud axial**

Pantalla	Descripción	Notas
	Selecciona la 3ª medida de longitud axial (22.55 mm)	Muestra la curva de medición de las medidas
	El valor SNR poco fiable se muestra en pantalla en amarillo	El SNR aparece encima del gráfico. El resultado debe ser examinado.
	Un SNR erróneo se marca en rojo en la pantalla	Aparece "error" en la medida de longitud axial
	El resultado ha sido manipulado	La medida queda señalizada con un * aunque se haya eliminado la manipulación.
	El resultado de SNR aparece junto con la curva de señal.	La medida del valor de pico aparece debajo del cursor.
	El cursor se posiciona encima pico, en el gráfico de la señal	

Los resultados obtenidos después de las mediciones son representados en graficas llamadas “ecogramas”.

Son *ejemplos* de éstas las siguientes graficas:

- **Curva de señal valida**

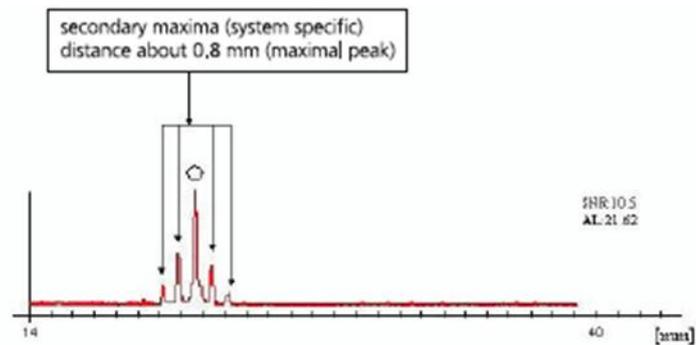


Fig. 12: Ecograma valido.

Este tipo de grafica se caracteriza por:

- Señales muy buenas (relación señal-ruido > 10)
- El paciente bien posicionado
- Los medios oculares claros.
- Baja ametropía

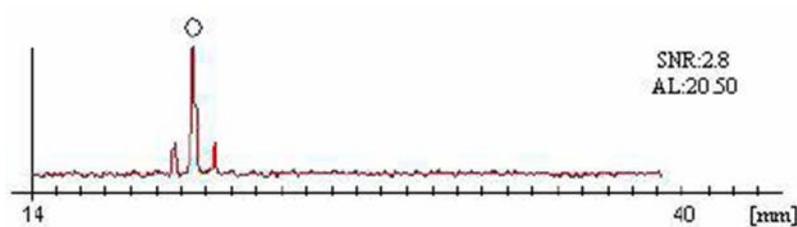


Fig. 13: “Ecograma” con señal clara

Señal clara (SNR > 2,0)

- Picos secundarios visibles
- Los medios oculares son relativamente claros

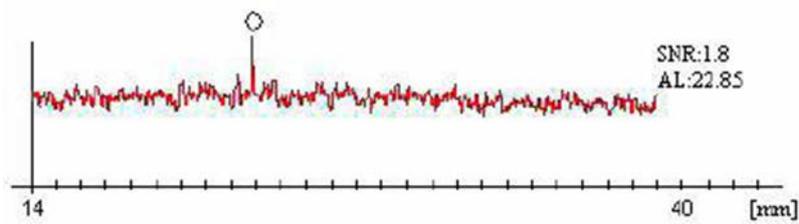


Fig. 14: "Ecograma" de señal baja

En señal baja de SNR el rango es de 1.6 a 2.0

- Fuerte aumento de la señal de medición.
- Estas lecturas aparecen en la pantalla mediante un signo de exclamación y aparece el mensaje de SNR bajo.

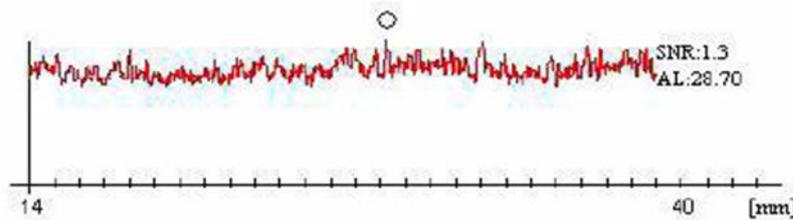


Fig. 15: "Ecograma" de mala señal

Señal baja (relación señal-ruido 1,6)

- Muestra mensaje de error
- La señal de medición no puede distinguirse claramente de los ruidos.

Las posibles razones:

- El paciente no coopera
- Ametropía fuerte
- Opacidad densa a lo largo del eje visual
- Cicatrices corneales
- Los cambios patológicos en la retina

Cuando aparecen errores se debe repetir las mediciones y pedir al paciente la colaboración

- Gráfica de longitud axial con medios oculares transparentes

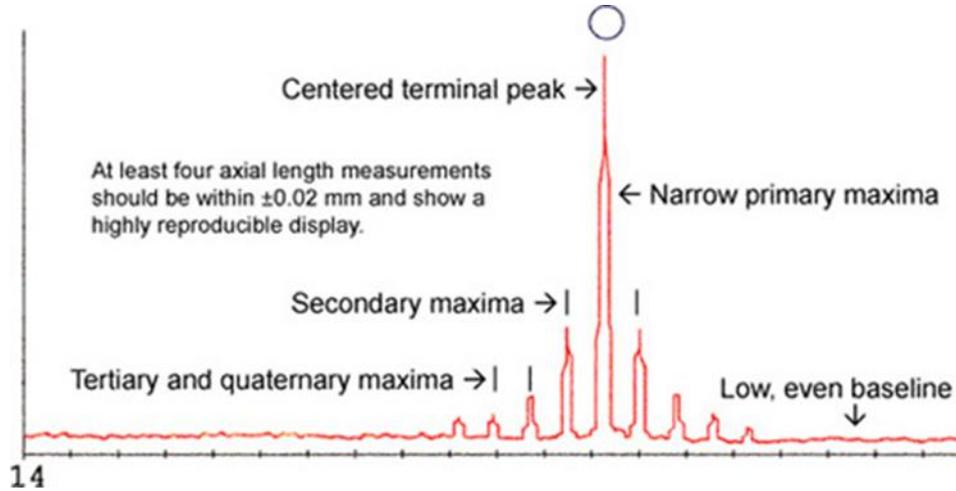


Fig. 16: "Ecograma" de medios oculares transparentes

En la medición de la longitud axial de un ojo con medios oculares claros las gráficas se muestran así.

Hay que utilizar la mejor técnica de medición en torno al centro de la retícula de medición. Los componentes importantes de la precisión con el IOL Master son: la alineación con la luz de fijación, consistencia de las medidas, y un patrón de visualización correcto.

Los ojos pseudofáquicos con lentes acrílicas y lentes intraoculares de PMMA, pueden mostrar una longitud axial falsa debido a la imagen reflejada alrededor del centro de la retícula de medición.

Si existe catarata moderada las gráficas se representaría de esta forma.

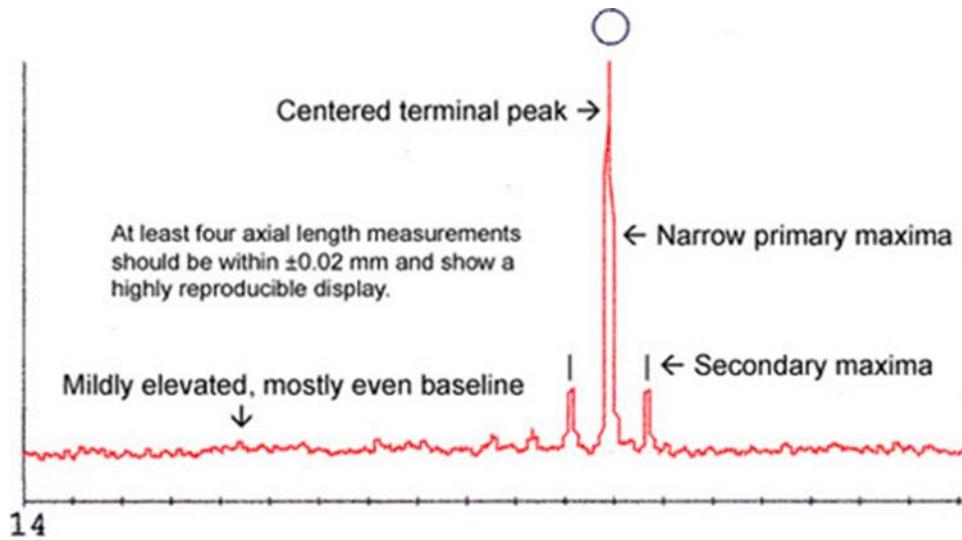


Fig. 17: "Ecograma" de un ojo con cataratas

En la medición con catarata leve o moderada la señal- ruido disminuye y los picos secundarios son bajos en la línea de base, mientras el pico principal esté bien definido y centrado se considera valida la medición.

Esta gráfica aparece cuando hay catarata densa.

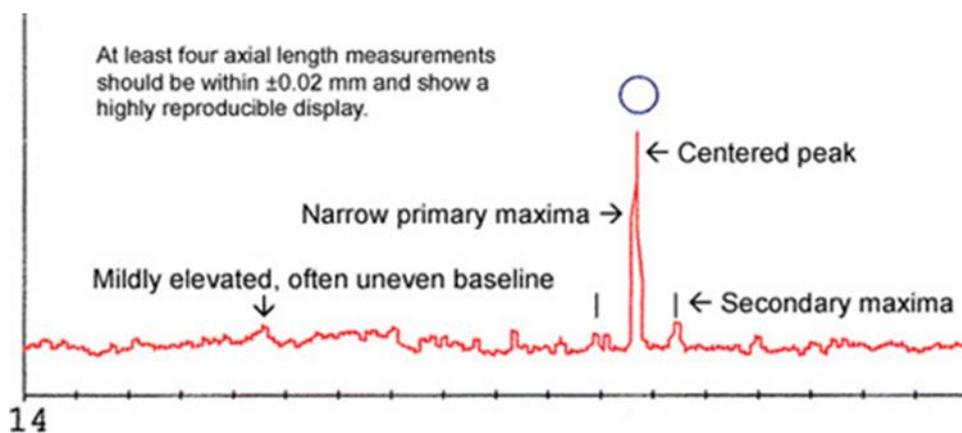


Fig. 18: "Ecograma" de catarata densa

En la medición de catarata densa los picos secundarios desaparecerán por completo en la línea de base, mientras el pico principal sea estrecho y centrado, la medición se considera válida.

Los resultados de las mediciones de la longitud axial deben interpretarse sobre la base de la relación señal-ruido.

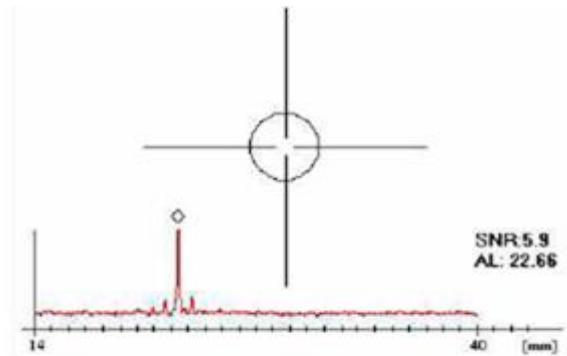


Fig. 19: "Ecograma" con los valores de SNR

- **Categorías de SNR**

Mientras que el sistema está realizando el cálculo de la longitud axial de la señal de interferencia, se analiza automáticamente la señal del SNR.

El Valor de medición es válida si  $SNR > 2.0$ .

23.36 mm
23.31 mm
23.30 mm
23.28 mm
23.21 mm
<b>23.28 mm !</b>
23.27 mm

El sistema de medición IOL Master es capaz de resolver estructuras finas en el fondo del ojo. Dependiendo de las condiciones anatómicas del ojo medido, el haz de medición también pueden producir interferencias cuando se refleja en la membrana limitante interna o en las coroides.

Indicaciones de esto son:

- Los picos de señal de la curva de medición se representan más amplios.

- Las variaciones de la longitud axial en una serie de medidas es aproximadamente 150 a 350 micras.
- La presentación de la lectura del valor medio de las estructuras de la retina son representadas claramente.

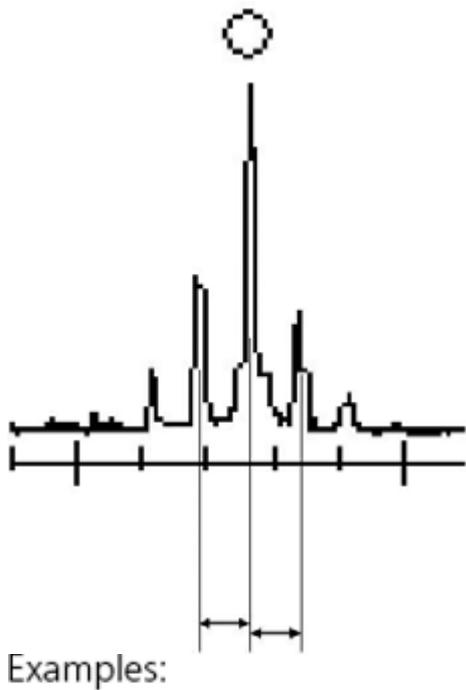


Fig. 20: Señal de medición sin con los picos secundarios

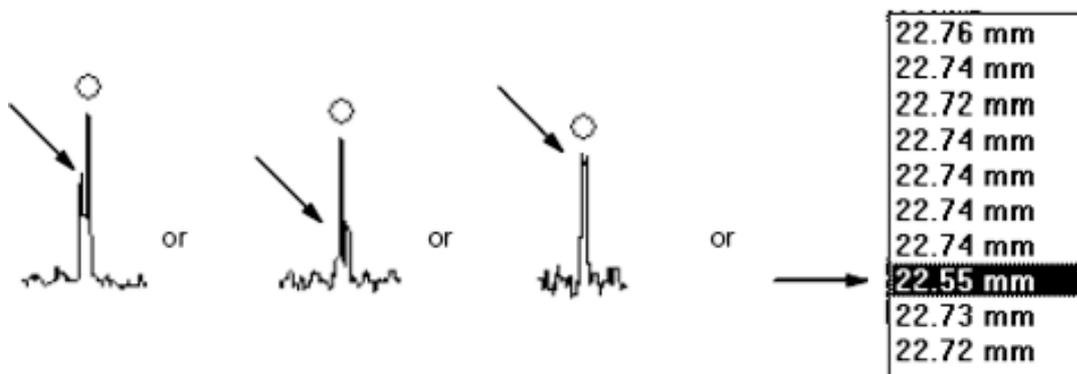


Fig. 20: Ejemplos de posibles picos secundarios

Las estructuras de la retina se distinguen claramente, la distancia entre el pico máximo y la membrana limitante interna o de las coroides es de 350 micras (mientras que los máximos secundarios son alrededor de 800  $\mu\text{m}$  desde el pico máximo).

Queratometría

Es la medición de la curvatura corneal

Key	Button
<b>K; space bar</b>	

Las mediciones son precisas sólo si los 6 puntos periféricos de medición aparecen de forma óptima en el centro de la pantalla. Se le recomienda al paciente parpadear antes de la medición para producir una película lagrimal, esto mejora la reflectividad de la córnea. En el caso de los ojos secos, es conveniente un sustituto lagrimal para ayudar a obtener una medición fiable.



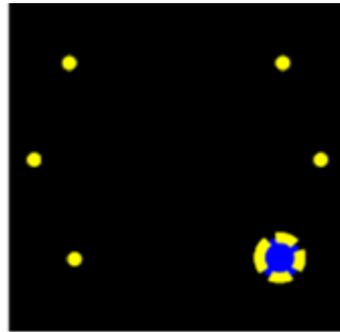
Fig. 21: Puntos de fijación

- **Toma de las medidas:**

Se tomarán cinco medidas dentro del espacio de 0,5s, el final de las mediciones se indica mediante una señal acústica corta. Después de esto, los radios de la córnea o de K (dependiendo de la configuración del programa) de las dos secciones principales se mostrarán, junto con la respectiva orientación axial y la diferencia astigmática. En el caso de una córnea esférica, sólo se mostrarán el radio de la córnea o la K, pero sin orientación axial o diferencia astigmática.

El tamaño y forma de los puntos de medición son verificadas por el equipo. Si un punto de medición no se identifica correctamente, aparecerá un punto destellante de color azul. En la impresión el punto no identificado se representa por una x. Estas lecturas no deben ser utilizadas y se debe realizar una nueva medición como medida de precaución.

Las mediciones queratométricas pueden repetirse tantas veces como se desee, sin embargo, en la pantalla solo se visualizan las tres últimas medidas realizadas.



R1: 7.92 mm x 0°
R2: 7.76 mm x 90°
D: -0.66 dpt x 0°
R1: 7.92 mm x 178°
R2: 7.75 mm x 88°
D: -0.92 dpt x 178°
R1: 7.93 mm x 177°
R2: 7.78 mm x 87°
D: -0.69 dpt x 177°
n: 1.332

Fig. 22: Ejemplo de un punto sin visualizar.

Si en las tres últimas lecturas del valor medio del equivalente esférico difiere en más de 0,5 dioptrías, o si la tolerancia del radio medio es mayor de 0,08-0,1 (dependiendo del n), aparecerá un mensaje de alerta en la pantalla. En este caso:

- Compruebe la película lagrimal del ojo. Se pide al paciente que parpadee si es necesario, y repetir las mediciones hasta que los resultados están dentro de las tolerancias, entonces va a desaparecer el mensaje de alerta.
- Los errores de medición debe ser eliminados, ya que las lecturas obtenidas no serán aceptadas para la medición de ACD, cálculo de la LIO y la base de datos para la optimización de las constantes.

#### •Errores de medición del queratómetro:

Dependiendo de la reflectividad de la córnea, la imagen del punto de fijación puede ser apenas visible. Esto es irrelevante para el cálculo de la curvatura de la córnea, si la posición del punto de fijación no se evalúa.

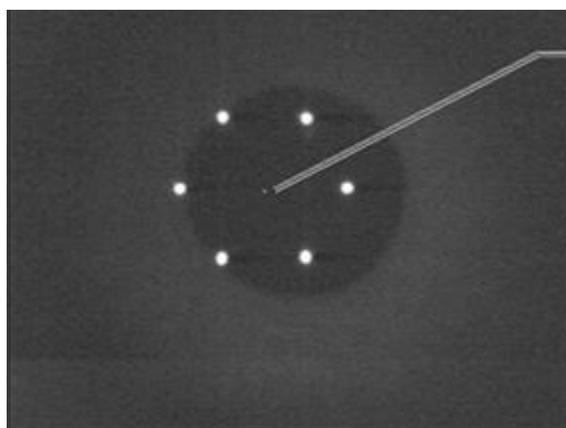


Image of fixation point  
(irrelevant for the  
measurements)

Fig. 23: Punto de fijación imperceptible.

En la medición de los ojos pseudofáquicos, puede ocurrir que las imágenes producidas en el lado frontal de la lente intraocular sean visibles junto a las reflexiones de la córnea. Estas reflexiones de la lente intraocular son más débiles y fuera de foco.

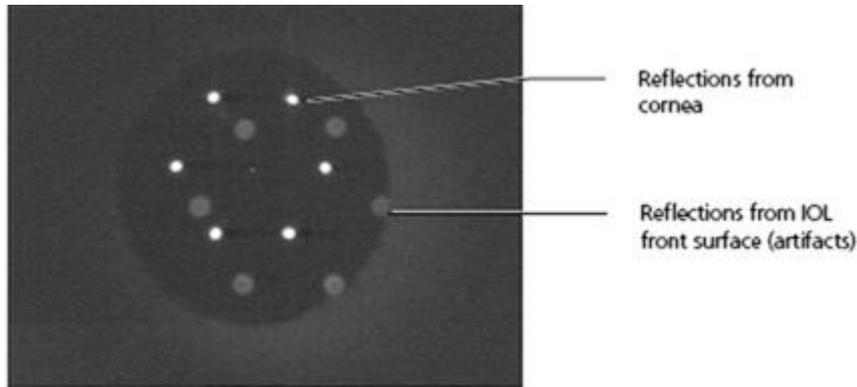


Fig. 24: Puntos reflectado

Si la película lagrimal se interrumpe bruscamente, la reflectividad de la córnea se reduce en gran medida. En este caso, los puntos la luz se dispersan con más fuerza. Si hay una marca en la medición, se prevé que en esa región la imagen se reflejara irregularmente o con reflexiones múltiples. Entonces la medición de la curvatura corneal no será posible y el mensaje de error aparecerá en pantalla.

Se le coloca una gota de lágrimas artificiales en cada ojo, el paciente debe parpadear varias veces y se toman las mediciones rápidamente.

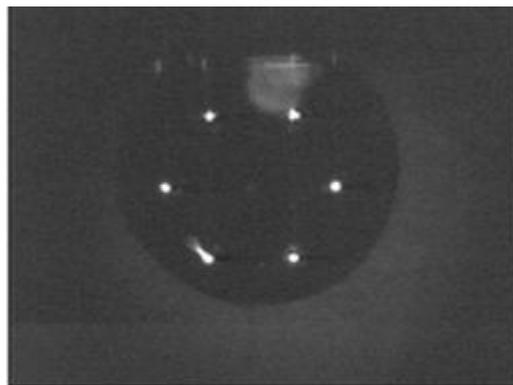


Fig. 25: Puntos de luz dispersos.

Las cicatrices y las irregularidades locales en la superficie de la córnea perjudican la calidad de la de medición. Dependiendo de la extensión y la ubicación de estas irregularidades, el error de la medición puede surgir en este caso, las mediciones queratométricas no se puede tomar con el IOLMaster.



Fig. 26: Cornea con irregularidades o cicatrices.

Profundidad de cámara anterior:

Key	Button
<b>D; space bar</b>	

La profundidad de la cámara anterior en el IOL Master se interpreta como la distancia entre el vértice anterior de la córnea y el vértice anterior del cristalino del ojo. Por lo tanto, la distancia que se muestra incluye el espesor de la córnea.

El cálculo de la profundidad de cámara anterior requiere la entrada del radio corneal. Si la medición de la queratometría se llevó a cabo sin error antes de la medición de ACD, el sistema utilizará automáticamente el radio medido para el cálculo.

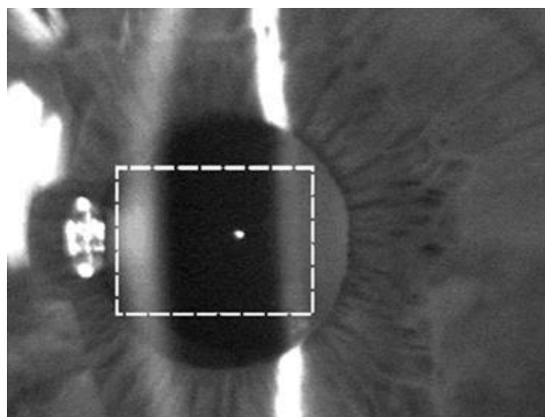


Fig. 27: Punto de alineación de la medida de la profundidad de la cámara anterior.

La iluminación de la hendidura lateral, automáticamente se enciende. Esta iluminación es muy brillante y molesta al paciente. Sin embargo, el paciente debe seguir buscando la luz de fijación de color amarillo.

- El punto de fijación se muestra en el enfoque óptimo en el rectángulo en la pantalla (sólo el punto de fijación debe estar dentro del rectángulo, no todos los detalles de la imagen).
- La imagen de la córnea no debe ser interferido por reflexiones, de lo contrario la lectura será incorrecta.
- El cristalino anterior es óptimamente visible.

Como regla general, la imagen del punto de fijación se encuentra entre las imágenes de la córnea y el cristalino. Se debe estar cerca, pero no dentro de la sección óptica de la lente cristalina. Por razones de sistema, la imagen corneal estará fuera de foco.

La profundidad de cámara anterior sólo se puede medir en los ojos fágicos, la medición de ACD en los ojos pseudofágicos dan lugar a errores de medición y / o lecturas incorrectas. Las lecturas de ojos pseudofágicos no se reflejan en la profundidad de cámara anterior.

En el IOL Master se debe ajustar con mucho cuidado las mediciones de la profundidad de la cámara anterior.

La medición de la profundidad de cámara anterior en ojos con las pupilas muy pequeñas (ejemplo, en paciente con glaucoma) es particularmente problemático y necesita algo de práctica y experiencia.

• **Mensaje de error en la medición de la profundidad de cámara anterior:**

Si el IOLMaster no está bien enfocado, la imagen del punto de fijación se hace más grande y más débil. Al mismo tiempo, las imágenes del borde frontal de la lente y la córnea puede llegar a ser tan débil que no la reconozca. En tal caso, el sistema muestra un mensaje de error y un texto explicativo indica que los detalles de la imagen no pueden ser reconocidos correctamente.



Fig. 28.

- **La desalineación de la profundidad de la cámara anterior:**

Si la imagen es lateralmente desalineada, puede suceder que la imagen del punto de fijación se extiende dentro de la imagen de la lente.

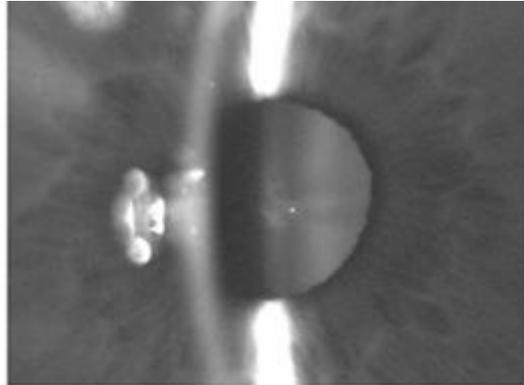


Fig. 29.

Medida Blanco a Blanco

Key	Button
Space W	

El valor del blanco a blanco es el diámetro horizontal del iris. Además es el valor de la distancia del eje visual desde el centro del iris.

Los valores se expresan en milímetros con referencia a un sistema de coordenadas cartesianas, el punto cero de la cual se supone que es establecido en el centro del iris o pupila. Si el eje visual está por encima del centro del iris, el valor será positivo, si es inferior, el valor será negativo. Valores de X a la izquierda del centro son negativos, y los de la derecha son positivos.

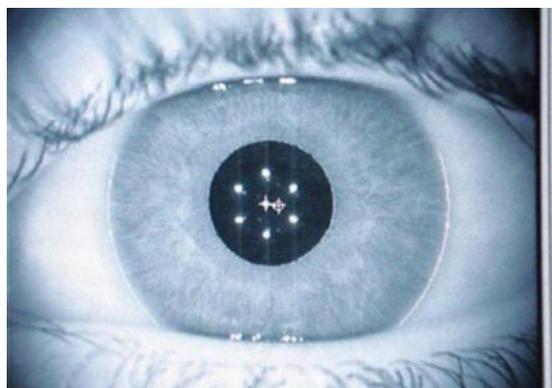
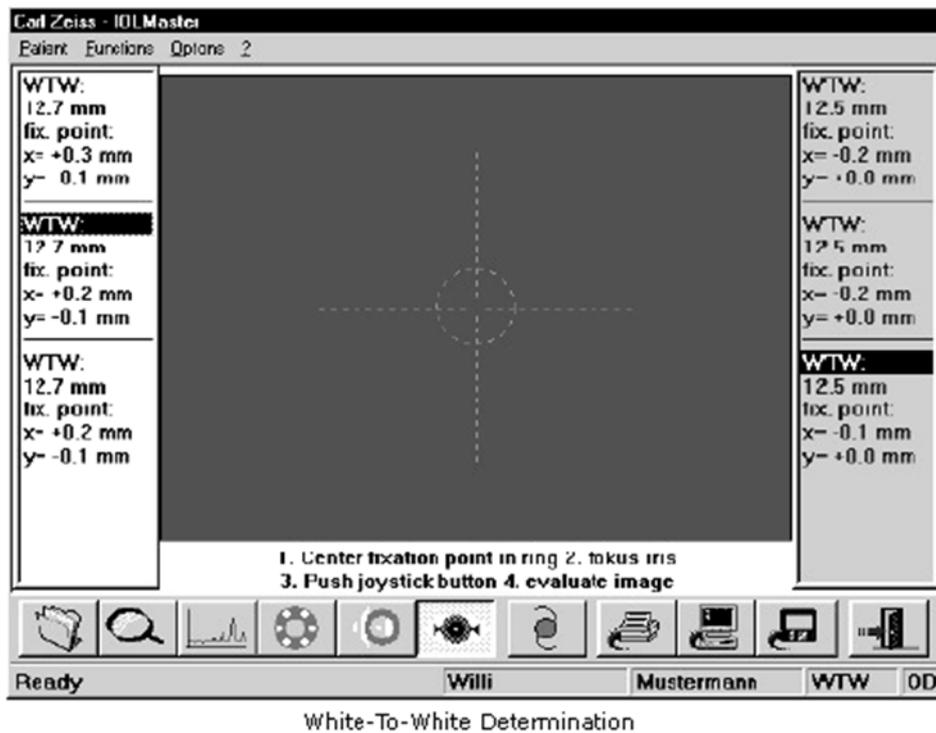


Fig. 30: Medida Blanco-Blanco.

Si el equipo tiene dificultad para detectar el punto de fijación del iris, puede ser debido a la iluminación de ambiente inadecuada. Se recomienda que el panel frontal y el ojo examinado estén protegidos de la luz directa o lateral. Los mejores resultados se obtienen cuando la sala de exploración está ligeramente oscurecida.



Medida con aceite de silicona.

El aceite de silicona a veces se coloca temporalmente en la cavidad vítrea. Las mediciones de la longitud axial de un ojo en el que la cavidad vítrea está llena de aceite de silicona es un ejercicio con muchos peligros potenciales, especialmente si el aceite de silicona se ha emulsionado.

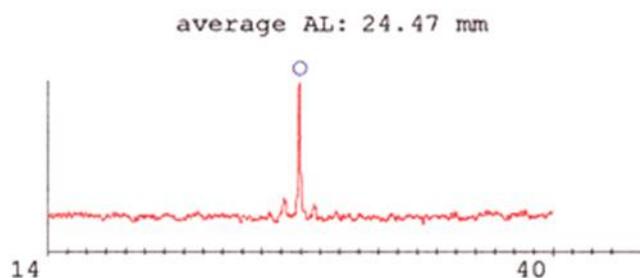


Fig. 31: Medición de la longitud axial de un ojo con la cavidad vítrea llena con aceite de silicona.



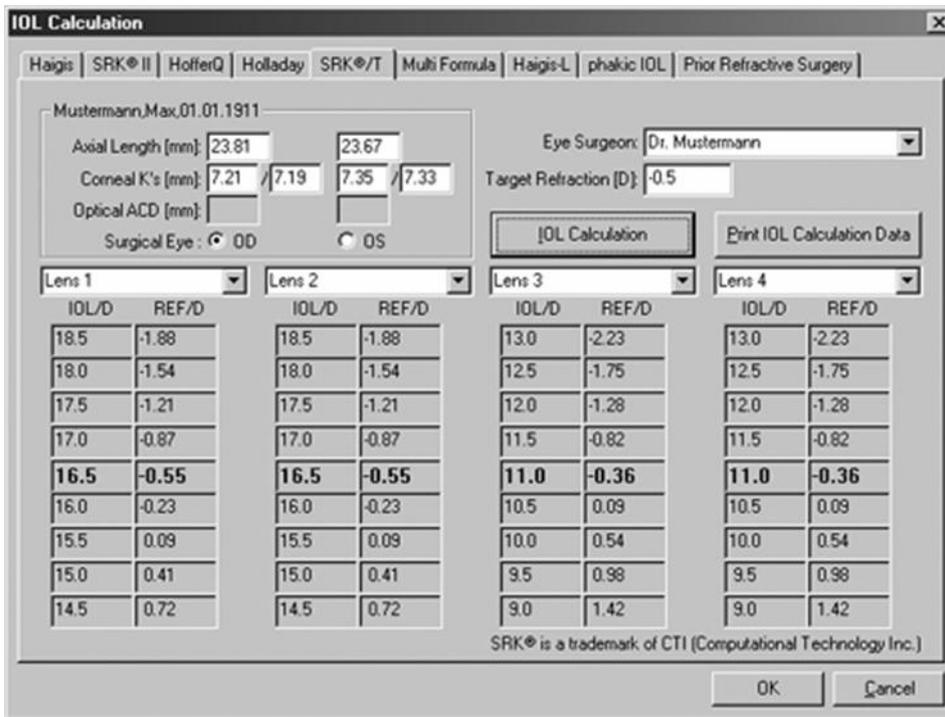
Cálculo de la lente intraocular.

Key	Button
I	

Una vez que todas las medidas se han tomado (en función de la fórmula de cálculo de lente intraocular), puede utilizar el IOL Master para generar opciones de lentes intraoculares que coincida con las necesidades quirúrgicas y postoperatorias del cirujano. Antes de que el sistema pueda calcular opciones de lentes intraoculares, debe haber introducido los tipos de lentes que desee en la base de datos.

Para realizar un cálculo de LIO adecuado es necesario, que las mediciones biométricas, las formulas y las constantes de lentes intraoculares hayan sido realizadas correctamente.

Ventana de los datos del calculado de la LIO.



En las columnas se registra el poder de refracción de cada LIO calculado, y en la línea media aparece en **negrita** el valor de la refracción de la LIO que más se acerque a la refracción que le corresponda al paciente.

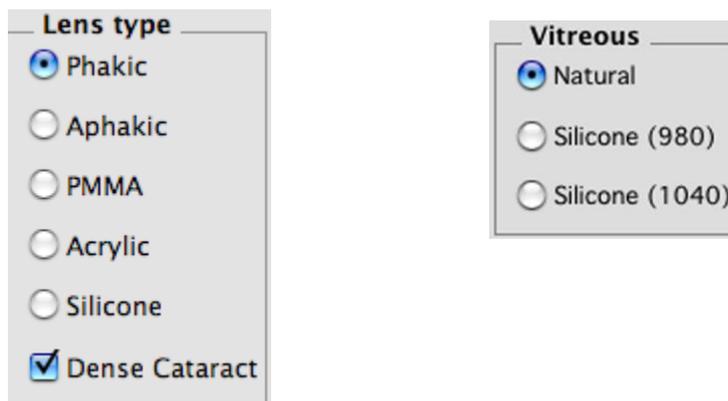
## 6.2 Biómetro ultrasónico. OTI -Scan

El OTI-Scan es un sistema ultrasónico de diagnóstico, destinado a ser utilizado para aplicaciones oftálmicas, los análisis pueden ser realizados en el modo de inmersión o mediante la colocación de la sonda directamente en el ojo.

Para realizar una medición, el operador visualiza la pantalla de adquisición, y sigue las instrucciones para sus diversos controles. La sonda se aplica al ojo del paciente directamente o utilizando una taza de inmersión.

Para realizar la biometría, hay dos modos de funcionamiento, automático y manual. En modo automático, el sistema identifica las estructuras del ojo y realiza las mediciones y en la operación manual, el operador debe congelar una imagen y luego seleccionar los puntos para las mediciones.

Existen ajustes opcionales para casos particulares como en cataratas densas o los ojos llenos de silicona.



El sistema OTI-Scan consta de la unidad de ultrasonido, que contiene un emisor/receptor de ondas ultrasónicas, un convertidor de barrido, y un ordenador que controla los datos del paciente, los almacena y realiza los cálculos oportunos. Incluye un sistema operativo centrado en la sonda de A-scan/3D-scan de 12MHz.



Fig. 32: Sonda medición del OTI-Scan.

### 6.2.1 Medidas de longitud axial

Capturar por lo menos de 6 a 10 mediciones y revisar cada una de las capturas. Seleccionar sólo las imágenes con una buena eco. Por lo menos de 3 a 4 exploraciones con buenas desviación estándar de longitud axial inferior a 0,1.

El equipo indica la desviación estándar de la profundidad de la cámara anterior, las variaciones en las mediciones de CA indica la compresión de la córnea o la sonda esta fuera del eje de posición.

Para comprobar que se ha realizado una buena medición se debe revisar cada exploración, verificar la posición de los 4 marcadores que se encuentran colocados en la parte superior de la eco, observar la eco de retina, que debe ser agudo (90 grados desde la línea base) con la altura amplitud mínima de 70% de la córnea.

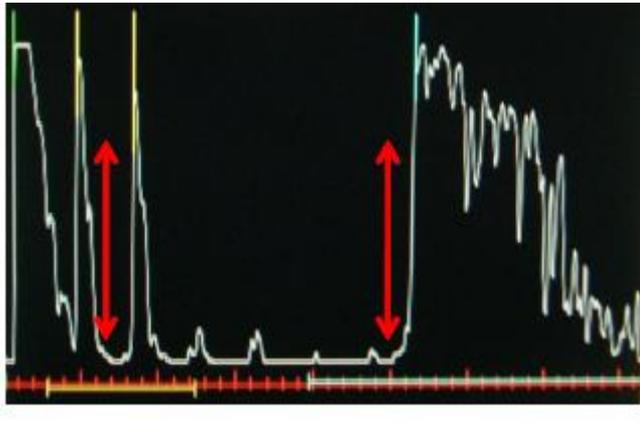


Fig. 33.

La primera ecoseñal es de la córnea, que es una ecoseñal pico, seguida por la cara anterior y por la cara posterior del cristalino, que emiten dos ecoseñales de mayor amplitud, una menor que la de la córnea y la otra, puntiaguda. Termina con la señal de la retina, que mide en promedio 0,2 mm.

En los casos de catarata densa, la eco posterior del cristalino será menor que la eco anterior del cristalino debido a la absorción del sonido por la lente opaca. El operador debe guardar las mediciones con mayor ACD. Estas son generalmente las mediciones donde la compresión corneal era mínima.



Fig. 34.

### 6.2.2 Limitaciones en las medidas.

Las cinco limitaciones básicas en biometría de aplanación A-scan son:

1. Compresión corneal variable.
2. Haz de sonido amplio, sin localización precisa.
3. Resolución limitada.
4. Suposiciones incorrectas con respecto a la velocidad del sonido.
5. Potencial para la distancia de medición incorrecta.

#### Compresión corneal

La precisión de la medición de una onda sonora de 10 MHz es exactamente el mismo para una técnica de aplanamiento y una técnica de inmersión. Esto no quiere decir que el aplanamiento y la biometría de inmersión tienen los mismos resultados, la medición de la posición del vértice de la córnea a cualquier área de la interfase vítreo-retiniana se hace con la misma precisión.

La aplicación de presión excesiva a la sonda causará molestias para el paciente y distorsionará el ojo, resultando en mediciones erróneas.<sup>20</sup>

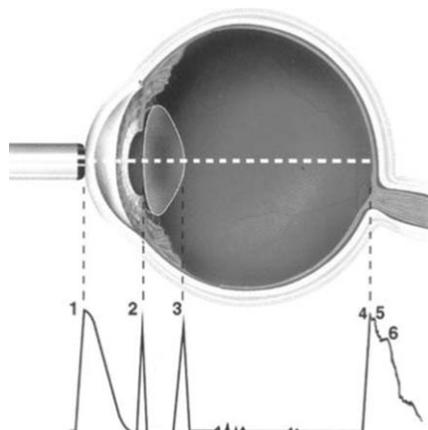


Fig. 35.

Haz de sonido amplio, sin localización precisa

La longitud axial se define como la medida desde el vértice corneal hasta el centro de la fovea, como el haz de sonido no es infinitamente pequeño y tiene una amplitud relativamente grande, no es posible medir directamente el centro foveal. El haz de sonido es reflejada en cierta área alrededor del centro de la mácula, el grosor de la retina en el centro foveal es, en promedio, aproximadamente 165 micras, pero el grosor de la retina justo al lado del centro foveal está más cerca de 250 micras. Por tanto la distancia es demasiado pequeña para controlar la posición del haz de sonido. Esta incapacidad para distinguir entre el centro y el borde de la fovea es la segunda fuente de error.

Resolución limitada.

La resolución de una onda de medición de longitud es inversamente proporcional a la longitud de onda del dispositivo de medición que se utiliza. Cuanto más larga sea la longitud de la onda menor es la resolución. Por tanto, cuanto más corta sea la longitud de la onda, más alta es la resolución, por eso se debe usar una frecuencia de 50 MHz, para mayor precisión de la imagen más pequeña de la estructura del segmento anterior.<sup>21</sup>

Suposiciones incorrectas con respecto a la velocidad del sonido.

El método de contacto o inmersión de A-scan hace los siguientes supuestos:

- El vértice de la córnea y la superficie anterior del cristalino tiene una velocidad de propagación del sonido de 1.532 m/s. Las 550 micras de la córnea, tiene una velocidad de propagación de sonido de 1.641 m/s, esto sería un error en la longitud axial de aproximadamente 0,04 mm.
- El cristalino tiene una velocidad de propagación del sonido de 1.641 m/s. Para una catarata moderada, la velocidad del sonido es 1.628 m/s, en un ojo con una catarata madura, la velocidad del sonido es de 1.589 m/s.

La velocidad del sonido de la fase acuosa y el humor vítreo es de 1.532 m/s, Todos estos errores son relativamente pequeños, pero cuando se suman, se produce un error en la longitud axial.

Potencia para la distancia de medición incorrecta.

Si el transductor está fuera del eje, que se está midiendo puede dar una longitud axial falsa, la exactitud de la medición depende de la posición de la sonda de ultrasonido al realizar las medidas

En resumen:

- La resolución determina la exactitud de la medida.
- La posición correcta de la sonda (compresión corneal) determina la consistencia.
- Consistencia (midiendo desde y hacia la misma posición cada vez) determina el resultado final.

Por lo tanto, una biometría de inmersión, da resultados mucho mejores que uno de aplanación que da resultados menos fiables. Sin embargo, la resolución y la precisión de ambos tipos de mediciones es la misma. Tomando en cuenta que siempre se debe estar "en el eje," la única diferencia es la consistencia del punto de partida.<sup>20</sup>

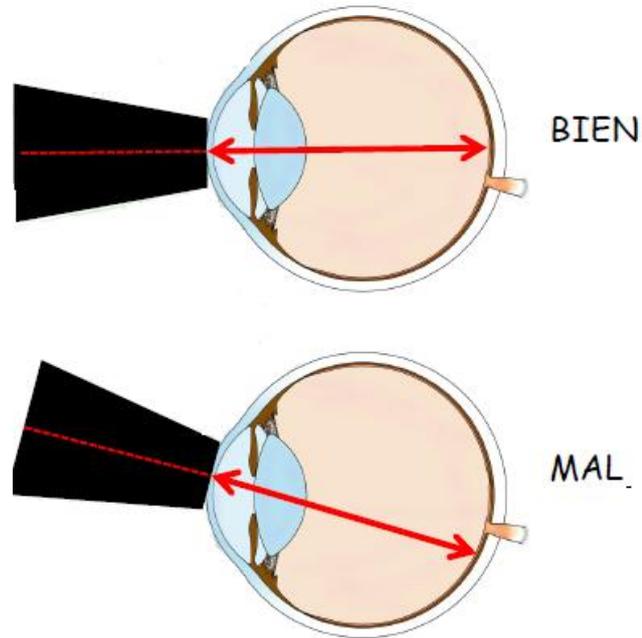


Fig. 36: Medida de longitud axial buena y mala posición

### 6.2.3 Cálculo de la lente intraocular

Una vez que se han realizado un número suficiente de mediciones, la longitud axial es adquirida. Entonces son introducidos los datos del paciente. Estos son:

- Elección del ojo.
- Keratometría obtenida anteriormente por el keratómetro.
- Elección de la LIO y la fórmula biométrica.

<b>K1</b>	<b>K2</b>
42.87	43.21
<b>Target Ametrop</b>	<b>AXL</b>
0.0	23.47

IOL Implant	IOL Formula
PHARMACIAB09C	HOLLADAY
PHARMACIAB09C	SRK-II
AlconAcrysof	HÖFFER-Q
AMODL52	HÖFFER-Q
AMODL52	HOLLADAY
AMOACE1	SRK T

Edit ...

El equipo incluye una lista de LIO disponibles, con los datos proporcionados por los fabricantes, modelo y tipos. Para seleccionar la LIO, se debe elegir el nombre del fabricante y las constantes.

The screenshot shows a software interface for selecting an IOL implant. It is divided into three main sections:

- Implant Details:** Contains input fields for:
  - Manufacturer: NIDEK
  - Model: 123ABC
  - Type:  Post.  Ant.
  - A: 119.5
  - Surgeon Factor: 2.073
  - ACD: 5.838
  - A0: 2.151
  - A1: 0.0
  - A2: 0.0Buttons for 'Add', 'Update', and 'Remove' are located at the bottom of this section.
- IOL Implant:** A tree view showing manufacturers and their models:
  - Dr. Schmidt
  - EUROCRYSTAL
  - Hanita
  - HumanOptics
  - Imperial Medical
  - IOLTECHnologie
  - LENSTEC
  - Med. Dev. Res.
  - MEDEVAC
  - MedRx
  - Mentor/ORC
  - Morcher
  - NIDEK (expanded) showing model 123ABC
  - O.I.I. Inc.
  - OPHTEC
- IOL Formula:** A list of formulas:
  - AFTER HAIGIS
  - HOFFER-Q
  - HOLLADAY
  - SRK-II
  - SRK-T (highlighted)

## **7. PROTOCOLO DE ACTUACIÓN**

### **7.1 Utilización del bioméetro ultrasónico.**

#### **7.1.1 Instrumentos y preparación del paciente.**

- Se recuesta el paciente en una silla, en un ambiente controlado de luz y ruido. Se aplica *anestesia tópica* y luego se coloca el transductor en contacto directo con el ojo. La colaboración del paciente es fundamental para la realización de una biometría correcta.



*Fig. 37: Colocación colirio de anestesia*

- Se debe dirigir el haz de ultrasonidos perpendicularmente sobre el centro de la córnea en dirección a la mácula, a lo largo del eje óptico del ojo.



- Para lograr la alineación correcta de la sonda, se le pide *al paciente que se fije en la luz de la sonda* o, se le indica que mire a la mano o la oreja del examinador.

- Lo más importante para la alineación correcta de la sonda es el aspecto de los picos en la pantalla. Una Ecografía modo A correcta debe incluir cuatro picos que corresponden a:

- La córnea.
  - La superficie anterior del cristalino.
  - La superficie posterior del cristalino.
  - La retina.
- La altura de los ecos debe de ser la adecuada. El ángulo ascendente de eco debe ser claro y el eco retiniano debe elevarse  $85^{\circ}$ – $90^{\circ}$  sobre la línea de base.
  - El paciente no debe tener patologías como conjuntivitis, queratitis o úlceras, ni usar lentes de contacto. Además, no se deben realizar otros exámenes oftalmológicos que afecten la medida.
  - Los transductores se deben limpiar siempre con antisépticos, alcohol o jabón y agua, y enjuagarlos con un antiséptico. En cirugía, se debe esterilizar el transductor, el cable, las sondas y todos los accesorios. El equipo se debe calibrar para estandarizar el resultado.



Fig. 36: Calibración de la sonda.

### 7.1.2 Obtención de la Medición

*Pasos a seguir para la realización correcta de la biometría ultrasónica en modo A.*

1. Acercar el transductor al ojo alineándolo con el eje óptico.
2. Instruir al paciente para que tras parpadear mantenga los ojos abiertos con la mirada fija.
3. Aproximar el transductor a la córnea hasta hacer un leve contacto con ella que aparezca en pantalla.
4. Alejar la sonda hasta interrumpir el contacto y de nuevo aproximarla para restaurarlo.

Ejerciendo la mínima presión posible. Esto limita la compresión corneal lo que minimiza las lecturas falsamente acortadas. Se deben obtener como mínimo 5 lecturas en cada ojo que varíen 0,15 mm. o menos entre sí.

Se debe fijar la ganancia al nivel más bajo que permita una buena lectura. Las medidas axiales han de tener sentido (clínica refractiva del paciente).

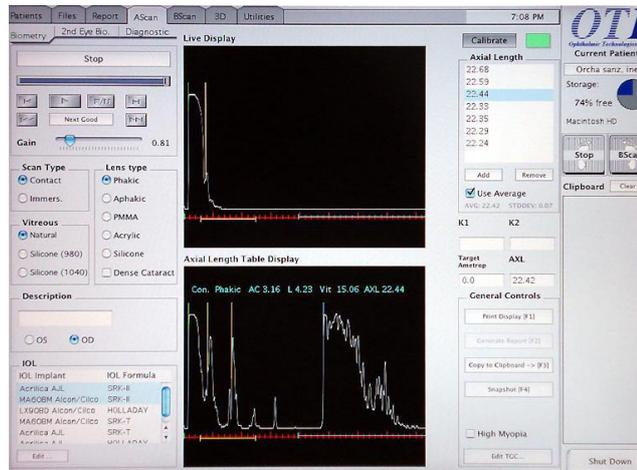


Fig. 37: pantalla del bioméetro Otiscan

Debe elegirse adecuadamente los siguientes parámetros:

- Tipo de sonda: inmersión o contacto
- Tipo de vítreo: normal, silicona de 1000cs o 5000cs
- Tipo de cristalino: fáquico, afáquico, pseudofáquico, (en este caso puede elegirse la lente intraocular)

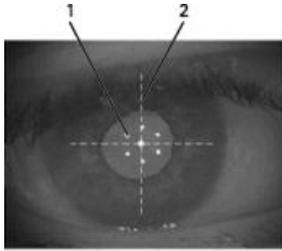
Una vez realizadas las mediciones puede realizarse el cálculo de la potencia de la LIO según el apartado 6.2.3.

## 7.2 Utilización del bioméetro óptico IOL Master.

La biometría óptica es más suave para el paciente. No es necesario anestesia, y se puede realizar en miosis, no hay riesgo de infección de un paciente a otro, ni lesiones de córnea. En caso de pacientes con más de 4D, se pueden realizar las mediciones con gafas<sup>18</sup>.

### 7.2.1 Realización de la medida.

Para realizar la medición en el IOL Master, el paciente debe colocar la barbilla en la mentonera de modo que los ojos del paciente deben estar al nivel de los puntos rojos de fijación.



Una vez colocado el paciente, se alinea el IOL Master al ojo del paciente, utilizando la palanca de mando. Después, se gira la perilla de control para el ajuste vertical.

El paciente debe mirar fijamente al punto de fijación en el centro, se deben enfocar la distancia del IOL Master hasta que los 6 puntos de luz, llamados spots periféricos, aparecen enfocados. Si es posible, los 6 puntos deben estar centrados en la retícula y el borde de la estructura pupila/iris debe aparecer en el foco.<sup>18</sup>

El sistema registra automáticamente el ojo que se está midiendo y las mediciones del otro ojo son realizadas de forma análoga como son: LAX, KM, ACD y BB

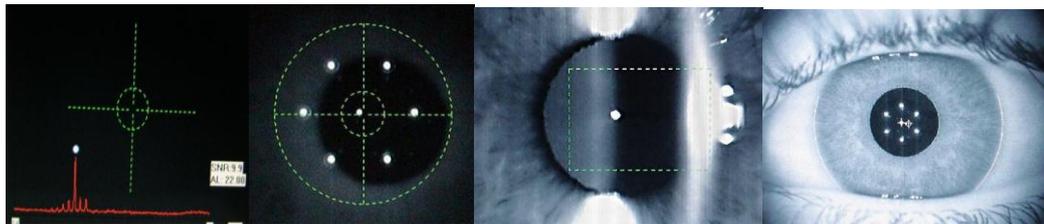


Fig. 37: Longitud axial , keratometría, Prof. de la cámara y distancia BB.

El usuario lleva a cabo manualmente el posicionamiento del equipo. El paciente debe estar posicionado de forma que la distancia del cabezal de medición al ojo sea de unos 68 mm. La cabeza del paciente debe reposar tranquila si se coloca bien sobre la mentonera y la cinta de apoyo frontal, y si el paciente se sujeta en los dos agarres laterales. De este modo, se ven beneficiadas la duración del ajuste y la precisión de la medición.<sup>18</sup>



Fig. 37: colocación del paciente para las medidas.

Se le indica al paciente que mire directamente a la luz roja de fijación. De esta manera, las mediciones de la longitud axial se harán en el centro de la mácula, dando así la *longitud axial de refracción*, en lugar de la longitud axial anatómica. Si el paciente tiene dificultades para ver la luz de fijación con el ojo estudiado, puede fijar un objeto alejado en frente provisionalmente.

***Indicación para repetir la Biometría:***

- Longitud axial < de 22 mm o > de 25 mm en un ojo, indicativo de ejes axiales anormalmente pequeños o grandes.
- Diferencia > de 0,3 mm entre la longitud axial de los dos ojos. Si se confirma una diferencia mayor o igual a 0,3 mm se deberá examinar la historia media en busca de anisometropías que puedan explicar dicho hallazgo.
- Longitudes axiales que no se correspondan con la refracción (como hipermetropes que deben tener longitudes axiales cortas mientras que en miopes, éstas deben ser grandes).
- Escasa colaboración y/o mala fijación.

## **8 DISCUSIÓN**

El cálculo del poder dióptrico de las lentes intraoculares (LIO) es una parte esencial del examen preoperatorio en la cirugía de catarata y está determinado principalmente por factores como la biometría.<sup>12</sup>

Es fundamental conocer cómo conseguir el éxito en los pacientes intervenidos de cataratas, implantando la lente adecuada tras realizar un cálculo correcto.<sup>13</sup>

Se han realizado diversos estudios bibliográficos, comparativos y observacionales, incluyendo pacientes, a los cuales, se les realizan ambas biometrías para comparar su precisión y manejo.

El propósito de los estudios es comparar la biometría óptica basada en la interferometría de coherencia parcial láser (IOL Master), con el principio de la biometría ultrasónica en la precisión del cálculo del poder de la lente intraocular (LIO).<sup>2</sup>

Los factores más importantes para obtener un cálculo correcto del poder dióptrico de una lente intraocular son la longitud axial y la queratometría. Otros parámetros importantes son las fórmulas biométricas y las constantes de cada modelo de lente.<sup>5</sup>

En la biometría ultrasónica 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.<sup>6</sup>

Estos biómetros tienen como ventaja el ser de fácil acceso, menos costosos, y si se realizan por personal entrenado son fiables y muy útiles en medios opacos, sus desventajas son que tienen una dependencia importante del operador, se requiere de experiencia, puede existir compresión corneal, mal alineación y un alto riesgo a infecciones.<sup>15,29</sup>

La biometría óptica emplea una fuente de luz con coherencia parcial, este doble haz coaxial no es sensible a los movimientos longitudinales del globo ocular.<sup>6</sup>

Los biómetros ópticos tienen como ventaja la no dependencia del operador, requieren menor tiempo en la exploración, no requieren contacto con el paciente, por lo que tienen menor riesgo a infecciones y son fáciles de repetir. Como desventajas, no son funcionales cuando existen medios opacos, y son más costosos.<sup>17,28</sup>

Los biómetros ópticos como ultrasónicos tienen una alta reproducibilidad para realizar la medida, comparándolos en las investigaciones hay diferencias estadísticamente significativas, pero todo dependerá del operador y de la cooperación del paciente.<sup>2, 11,29</sup>

Tras comparar los biómetros, numerosos estudios concluyen que el biómetro de no contacto (IOL Master) demuestra una mayor precisión que el biómetro de contacto, aunque para algunos autores sea tan preciso como el biómetro de inmersión. Lo que sí es evidente, es que por su simplicidad y rapidez a la hora de realizar la prueba su uso está siendo cada vez más extendido.<sup>27, 28</sup>

## **9. CONCLUSIONES**

La diferencia de los biómetros es significativa, pero no debe olvidarse valorar el paciente y elegir el biómetro a disposición, teniendo en cuenta los estándares de calidad de cada biómetro. Es necesario tener en cuenta que no hay equipo malos o buenos, sino que cada uno de ellos fue hecho para un propósito y una función determinada; lo que debe tenerse en cuenta son las necesidades integrales de los pacientes y así poder determinar cuál de todos los equipos es el mejor para ellos.

La exactitud del cálculo del poder dióptrico de la LIO es un tema muy debatido, debido a la dificultad de alcanzar resultados exactos, se debe hacer un análisis profundo de todos los parámetros, variables y constantes que influyen en esta situación.

Otro factor que hay que considerar a la hora de hacer un cálculo de lente intraocular son las características físicas de la lente (diseño y su posición final en el ojo) que 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 (factor cirujano).

Es fundamental la experiencia quirúrgica del cirujano a la hora de elegir tanto la LIO como la fórmula biométrica que nos va a permitir ajustar la potencia de la LIO teniendo en cuenta las características de cada paciente.

No se debe olvidar la necesidad de ser rigurosos y cuidadosos en la medición de los distintos parámetros que intervienen en dichos procedimientos para poder conseguir el objetivo tras la intervención de cataratas: una buena agudeza visual dependiendo lo menos posible de una corrección con gafa.

## **10. BIBLIOGRAFIA**

1. **Dr. Juan R. Hernández Silva, Dra. Carmen M. Padilla González, Dra. Meisy Ramos López Dr. Reinaldo Ríos Cazo1 y Dr. Marcelino Río Torres** “*Resultados del Programa Nacional de Prevención de Ceguera por Catarata*”. Cuba 2000-2003.
2. **Jorge L. Alió, José Luis Rodríguez-Prats**, “*Buscando la excelencia en la cirugía de la catarata*”
3. **De J Lozano-Alcázar** “*Cirugía y cirujanos de catarata del siglo XIX. Revista: Cirugía y Cirujanos, Vol. 77, Núm. 6, noviembre-diciembre, 2009, pp. 493-496. Academia Mexicana de Cirugía.*
4. **Alejandro Armesto**, “*La catarata a través de los siglos*” 1 Mayo 2002.
5. **Donoso R, Mura JJ, López M, Papic A**, “*Buscando La emetropía en cirugía de catarata con la fórmula más indicada para cada ojo según su longitud axial*”, Arch Soc Esp Oftalmol v.78 n.9 Madrid sep. 2003.
6. **Nuria Garzón, Mónica Muñoz Mendoza, Francisco Poyales Galán**, “*Cálculo de la potencia de lentes intraoculares*” Gaceta óptica, abril.
7. **V. de Juan a,, R. Martín a, I. Pérez b y J. M. Herreras** “*Influencia de la longitud axial en el resultado refractivo tras cirugía de catarata*” Recibido el 31 de mayo de 2009 Aceptado el 16 de junio de 2010.
8. **Juan R. Hernández Silva, Carmen M. Padilla González, Meisy Ramos López, Reinaldo Ríos Cazo, Marcelino Río Torres** “*Personalización de las fórmulas de cálculo de lente intraocular*” Revista del Hospital Oftalmológico Docente "Ramón Pando Ferrer", junio 2004.
9. **Edith M. Ballate Nodales, Melba Márquez Fernández, Lídice Rankin Bravo, Marosel Salazar** “*Errores en el cálculo del poder dióptrico del lente intraocular*” Rev Cubana Oftalmol 1998;11.
10. **Alina Pedroso Llanes, Zucell A. Veitía Rovirosa, Enedida C. Pérez Candelaria, Susana Rodríguez Maso, Eric Montero Díaz, Imalvet Santiesteban García** “*Comparación entre las fórmulas estándar y específicas para el cálculo del lio con IOL master.*”
11. **Orts Vila P, Devesa Torregrosa P, Tañá Rivero.** “*Interferometría de coherencia parcial .microcirugía ocular*” marzo 2001

12. **Dra. Edith María Ballate Nodales.** “Elección del poder dióptrico de la lente ocular” Hospital Clínicoquirúrgico 31 de mayo de 2001. Aprobado: 5 de octubre de 2001
13. **Dr. Ariel Prado-Serrano, Dra. Nayat Guadalupe Nava-Hernández** “Cálculo del poder dióptrico de lentes intraoculares. ¿Cómo evitar la sorpresa refractiva?”
14. **Clínica Baviera (Instituto Oftalmológico Europeo)** “Cálculo del poder dióptrico de lentes intraoculares” Servicio de Oftalmología del Hospital de Viladecans *Annals d’Oftalmologia* 2003;11(3):152-165
15. **Dr. Juan Carlos Carrera Sánchez, Dr. Everardo Baroja webe.** “Comparación de eficacia y límites entre el IOLMaster y el Ultrasonido de inmersión, en el cálculo del lente intraocular en pacientes con cataratas.”
16. **Drexler W , S Findl , R Menapace , Rainer G , C Vass , Hitzenberger CK , Fercher AF** “Interferometría de coherencia parcial: un nuevo enfoque de la biometría en la cirugía de cataratas”. Institut für Medizinische Physik, Universität Wien, Viena, Austria.
17. **Rajan MS , Keilhorn I , Bell, JA** “Parcial de la coherencia de interferometría láser vs biometría ecografía convencional en los cálculos de lentes intraoculares de energía” Departamento de Oftalmología, Hospital de Pembury, Tunbridge Wells, Kent, Reino Unido.
18. Manual del IOL Master <http://www.meditec.zeiss.com/iolmaster>
19. <http://www.augenklinik.uni-wuerzburg>
20. Manual del Oti Sch <http://doctor-hill.com/iol-main/a-scan.htm>
21. [franjabpublicaciones.com/web/index.php?option=com...id...](http://franjabpublicaciones.com/web/index.php?option=com...id...)
22. **Simon Raymond 1 , 2 , Ian Favilla 1 , 2 y Linda Santamaría.** “ Comparando Biometría ultrasonido con interferometría de coherencia parcial de intraoculares cálculos lente de la energía: un estudio aleatorizado” Enviado para su publicación 30 de octubre 2008, revisado 15 de diciembre 2008, aceptado el 14 de abril 2009.
23. **Seung Mo Kim, MD, Joohyun Choi, MD, y Sangkyung Choi, MD** “La previsibilidad de refracción de interferometría de coherencia parcial y factores que pueden afectarlo” Departamento de Oftalmología, Hospital de Veteranos de Seúl, Seúl, Corea.

24. **Beatriz Machado Fontes Bruno Fontes Machado Elaine Castro** “Cálculo da Dioptria lente intraocular da medindo o comprimento axial através de interferometria de coerência parcial ou Biometria ultrassônia”
25. **Daniel Badoza , Agustín Iglesias , Ganly Marcela , Geria Marcos , Javier Marengo , María J. Zunino y Carlos Argentó** “Análisis de la longitud axial: la interferometría láser versus ecografía biometría”
26. **R. Goyal, R. Goyal, 1 1 RV North RV Norte 2 2 and JE Morgan y JE Morgan** “Comparación de láser interferometry and ultrasound interferometría y la ecografía A-scan in the measurement of A-scan en la medición de axial length longitud axial” Department of Ophthalmology, University Hospital of Wales, Cardiff, UK Departamento de Oftalmología del Hospital Universitario de Gales.
27. **Seung Mo Kim, MD, Joohyun Choi, MD, y Sangkyung Choi, MD**   
*La previsibilidad de refracción de interferometría de coherencia parcial y factores que pueden afectarlo*
28. **Haigis W, Lege B, Miller N, Schneider E.** “Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according”. *Clin Exp Ophthalmol* 2000.
29. **Rose L, Moshegov C.** “Comparison of the Zeiss IOLMaster and aplanation A-scan ultrasound: biometry for intraocular lens calculation”. *Clin Experiment Ophthalmol* 2003.