

# 11. Medida Objetiva de la Refracción. Queratometría

Ana Escalada Ferrándiz, Alfredo Castillo Gómez, David Carmona González, Carlos Palomino Bautista

## INTRODUCCIÓN. PRINCIPIOS BÁSICOS

La refracción de la luz a través de una lámina transparente de caras paralelas se produce sin que el haz sea desviado, tan solo es desplazado de su trayectoria original (siempre y cuando el índice de refracción del medio inicial y el emergente sea igual). Este hecho sucede en la refracción oftalmológica, pero es de pequeña intensidad y no se aprecia. Una inclinación de esta lámina, provoca un haz emergente astigmático con dos líneas focales, perpendicular y paralela al plano de incidencia, lo que produce unas imágenes astigmáticas, que se utilizan en una de las principales aplicaciones de la lámina transparente de caras paralelas: el queratómetro.

Un dioptrio es toda superficie que separa dos medios de distinta refringencia. Si la superficie es esférica, se denomina dioptrio curvo esférico. Las lentes esféricas son aquellas capaces de llevar un haz axial de rayos paralelos a un foco puntual. La desviación que una lente produce sobre la marcha de los rayos luminosos recibe el nombre de potencia y se define como la inversa de la distancia focal expresada en metros. Numéricamente, la podemos definir como  $1/f$  y el resultado se expresa en dioptrías. Por tanto, podemos definir una dioptría como la potencia de una lente que tiene un metro de distancia focal. Una lente tiene el valor de dos dioptrías cuando la distancia focal es de 50 cm (1,2).

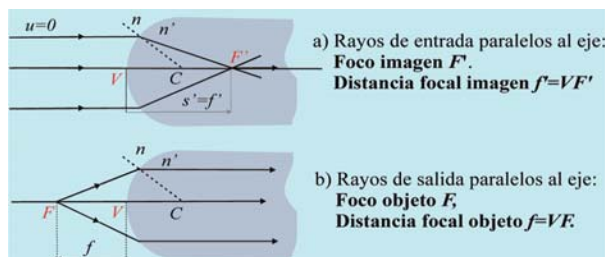


Fig. 1: Sistemas de dioptrios y espejos esféricos. Las lentes esféricas llevan un haz axial de rayos paralelos a un foco puntual.

Todas las lentes esféricas, por un fenómeno inherente a la óptica geométrica, presentan unos defectos en la formación de la imagen que se conocen con el nombre de aberraciones ópticas, y aumentan a medida que nos alejamos de la región paraxial, con la mayor potencia de la lente, así como con el grosor, forma de la superficie y el índice de refracción del material con que está hecha la lente. Éstas aberraciones se pueden compensar construyendo lentes compuestas, así como con el uso de diafragmas, razón de que en la mayoría de aparatos ópticos de precisión oftalmológica se utilicen este tipo de lentes.

En el caso de una lente astigmática, las secciones transversales del cono de rayos refractados, no tiene forma circular, sino elíptica, disminuyendo uno de sus diámetros progresivamente hasta anillarse. En este momento, la sección ha quedado reducida a una línea o plano focal. Luego, los planos se transforman de nuevo en una elipse cada vez más ancha, aumentando progresivamente el diámetro menor hasta que la sección se hace circular, para seguidamente, volver a disminuir el otro diámetro y obtener de nuevo una línea o plano focal que forma ángulo recto con la dirección de la primera (1,2).

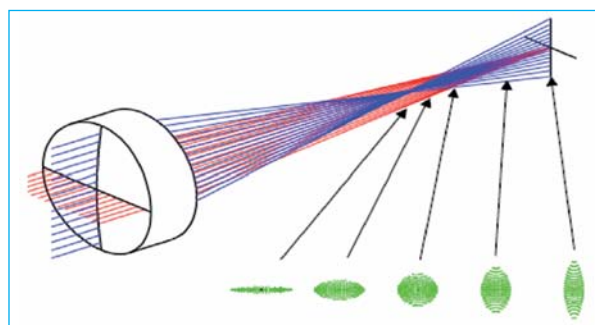


Fig. 2: Conoide de Sturm. Conjunto de imágenes formadas a lo largo del eje óptico de un elemento refractante cilíndrico, consistente en una línea focal primaria, un círculo de mínima confusión, y una línea focal secundaria. Secciones transversales del haz de rayos refractado por el sistema astigmático.

## ELEMENTOS ÓPTICOS DEL OJO

Podemos considerar el ojo como un dioptrio con diferentes elementos. Esta disposición es de gran complejidad, ya que cada punto del contorno, estimula un solo punto de la retina, y esto hace que la luz deba sufrir varias modificaciones para que la imagen llegue con claridad hasta la retina. El rayo luminoso que atraviesa el dioptrio ocular encuentra cuatro interfases que separan medios distintos:

**1. La cara anterior de la córnea:** es una superficie convexa, recubierta por la lágrima, con un radio de curvatura de unos 7,8 mm. Tras ella se encuentra la córnea con un índice de refracción de 1,35. Esta interfase separa dos medios con gran diferencia en su índice de refracción, lo que hace que actúe como una potente lente convergente, de unas 48 D.

**2. La cara posterior de la córnea:** se encuentra 0,8 mm por detrás de la cara anterior. También es convexa, pero algo más curva que la cara anterior, limitando la superficie corneal con el humor acuoso. El índice de refracción del acuoso es de 1,336 por lo que la luz pasa de un medio con mayor poder refractivo a otro de menor, hecho que invierte las propiedades ópticas de la lente. Así, la lente convexa, será divergente, razón por la que esta cara tiene un poder dióptrico de  $-6$  D, con lo que la córnea, tiene una potencia total de 42 D.

**3. Cara anterior del cristalino:** se encuentra a unos 3 mm de la cara posterior de la córnea. Es convexa y en la región pupilar en reposo tiene un radio de 10 mm. Su índice de refracción aumenta hacia el centro, pero se promedia en 1,408.

**4. Cara posterior del cristalino:** tiene un radio de curvatura de 6 mm y está situada a unos 4 mm de la cara anterior, limita con el humor vítreo, cuyo índice de refracción es de 1,338. Esto hace que se

comporte como una lente convergente, con una potencia en reposo de  $+18$  D (2-4).

Atravesados estos medios, la luz llega a la retina, situada a unos 16 mm en un ojo emétrope adulto. La longitud total anteroposterior medida por ecografía es de 24,2 mm en el adulto. En teoría, el ojo tiene una potencia de unas  $+60$  D y una distancia focal imagen de 22,3 mm.

## RETINOSCOPIA O ESQUIASCOPIA

La retinoscopia es el método de refracción objetivo más utilizado hasta la aparición de los autorrefractómetros. Se habla de **esquiascopia** cuando se utiliza un espejo y una fuente de luz externa y de **retinoscopia** cuando se usa un instrumento dotado de luz propia. Se fundamenta en el desplazamiento que sufre un haz luminoso en la pupila según el estado refractivo del ojo. La luz procedente del infinito llega en forma de rayos paralelos a la retina, donde se produce la reflexión de la luz, que puede salir del ojo de tres modos:

1. En los ojos emétopes, salen los rayos paralelos hacia el infinito.
2. En los miopes, salen rayos convergentes y se reúnen en el punto remoto del sujeto (este punto es, en metros, la inversa de la graduación del paciente en dioptrías).
3. En los hipermétropes, salen rayos divergentes (el punto remoto es virtual, situado detrás del ojo del paciente) (8,9).

Al iluminar al paciente se ve una franja de luz en su cara llamada **intercepto** (fase de iluminación). Al pasarla por delante de la pupila aparece una franja más fina (fase de reflejo). Al efectuar un movimiento de barrido, el intercepto se mueve en el sentido del barrido, pero la franja pupilar puede hacer tres cosas en función del estado refractivo del ojo (fase de proyección):

**I. Movimiento CON:** en el sentido del movimiento del intercepto. Ocurre cuando el punto remoto está detrás del observador (hipermétropes, o en caso realizar la retinoscopia desde 0,5 metros, indican miopía de  $< -2$  D.

**II. Movimiento CONTRA:** en el sentido contrario. Ocurre cuando el punto remoto está por delante del observador (miopes, o miopes de  $> -2$  D en caso de retinoscopias desde 0,5 metros de distancia).

**III. Neutralización:** no existe franja, y aparece toda la pupila iluminada de una luz roja. Ocurre cuando el punto remoto coincide con el observador (emétopes). En caso de estar colocados a 0,5 metros, indica miopía de  $-2$  Dp.

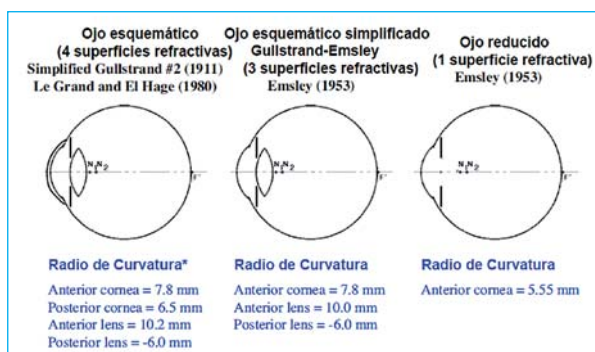


Fig. 3: Modelos clásicos de ojo. Los valores varían considerablemente de un ojo a otro, por lo que el sistema óptico del ojo se representa mejor en términos de un «ojo esquemático», empleando valores medios de los radios y distancias.



Fig. 4: Reflejos producidos por retinoscopio de franja. Izquierda, posición normal de comienzo antes de empezar los movimientos de barrido. Centro, movimiento «a favor»: el reflejo se mueve en la misma dirección que la franja de luz, indica la necesidad de una lente más convergente (positiva), porque el ojo es relativamente más hipermetrope que la corrección de las lentes. Derecha, movimiento «en contra»: el reflejo se mueve en dirección opuesta a la franja, indica la necesidad de una lente más divergente (negativa) porque el ojo es relativamente más miope que las lentes correctoras.

El paciente se examina en una habitación con poca luz. Se explora su ojo derecho sujetando el retinoscopio con la mano derecha y mirando con nuestro ojo derecho y al contrario para el ojo izquierdo. Al mismo tiempo que se mueve la luz del retinoscopio de un lado a otro, nos fijamos en el movimiento de la luz pupilar y vamos colocando lentes delante del ojo a estudiar, a unos 12 mm de éste. Si el movimiento es contra, colocamos lentes negativas de potencia creciente hasta neutralizar el movimiento. Si el movimiento es con, se colocan lentes positivas. Conforme nos acercamos a la neutralización, el reflejo se vuelve más brillante, más rápido en su movimiento y más ancho. La lente correctora del paciente será la que nos ha servido para neutralizar, pero añadiendo  $-2$  Dp, correspondientes a nuestra distancia de trabajo de 0,5 metros.

Si la franja del retinoscopio se neutraliza en un eje con una lente determinada y no se neutraliza en el eje perpendicular con esa misma lente, estamos ante un paciente con astigmatismo. Al realizar el barrido con el retinoscopio, si el intercepto y la franja pupilar no se mueven paralelos sino oblicuos, no nos encontramos en uno de los ejes principales, y estaremos ante un astigmatismo oblicuo. Pueden determinarse los dos ejes rotando el manguito del retinoscopio para modificar la orientación de la franja (4,7).

## QUERATOMETRÍA

Los **queratómetros**, son instrumentos que nos permiten obtener medidas de la curvatura corneal anterior en su región central (zona óptica de 3 mm). La lectura queratométrica, nos da un valor por tanto de astigmatismo corneal, que es al astigmatismo

más importante, pero no el único, pues existe también astigmatismo a nivel de la cara posterior de la cornea y las caras anterior y posterior del cristalino, que en muchos casos es mínimo.

El astigmatismo es la más frecuente de las ametropías, ya que las ametropías esféricas puras son excepcionales. En el astigmatismo, la refracción va variando gradualmente en los distintos meridianos del ojo, desde un mínimo hasta un máximo. Éstos meridianos, son perpendiculares. En la mayoría de las córneas humanas, la curvatura en el meridiano vertical es mayor que en el horizontal, lo que se conoce como **astigmatismo a favor de la regla**. Esta forma se corrige con cilindro negativo a  $180^\circ$  o positivo a  $90^\circ$ . Cuando la curvatura en el meridiano horizontal es mayor que en el vertical hablamos de **astigmatismo en contra de la regla** y se corrige al revés. Existe otro **astigmatismo oblicuo** cuando los meridianos principales están a más de  $20^\circ$  del meridiano vertical u horizontal.

## A) QUERATÓMETROS MANUALES

Existen dos tipos de queratómetros manuales: el de Helmholtz y el de Javal-Schiötz. Basados en el funcionamiento de uno u otro, se fabrican actualmente los distintos queratómetros.

El principio fundamental del queratómetro es el siguiente: la imagen de un objeto reflejado en una superficie convexa es virtual, derecha y más pequeña que el objeto, y tanto más pequeña cuanto menor sea el radio de curvatura de la esfera a la que pertenece la superficie. Si se trata de la distancia entre dos pequeños objetos luminosos tales como dos cuadrados, la distancia entre sus imágenes será menor cuanto menor sea el radio del espejo. Si medimos una córnea no astigmática, dicha distancia será igual en todos los meridianos: vertical, horizontal y oblicuo. Si existe astigmatismo, habrá dos meridianos, uno de máxima curvatura o menor radio en el que la distancia será menor, y otro de mínima curva y mayor radio, en el que la distancia será mayor. Si podemos hacer dicha medición en todos los meridianos, podremos deducir la diferencia de las curvaturas, derivada de la diferencia de tamaño de la imagen proyectada. El queratómetro, gradúa estas diferencias de tamaño como poder refringente de la superficie anterior de la córnea, y por tanto, de astigmatismo corneal. El poder dióptrico total de la córnea se estima según la fórmula de Snell:  $P = n - 1/r$ . Donde P es el poder dióptrico, n es el índice de refracción de la córnea, 1 es el índice de refracción del aire y r el radio de curvatura.

Los queratómetros manuales comparten los mismos principios:

- Dos objetos de tamaño conocido situados a una distancia conocida del plano corneal.
- Un dispositivo duplicador de la imagen para verificar el enfoque de las imágenes en el plano corneal.
- Un sistema óptico de visualización de la imagen reflejada desde la superficie corneal.

Los queratómetros manuales se diferencian en si obtienen el radio de curvatura a partir de un tamaño de objeto fijo e imagen variable (tipo Helmholtz) o movable (tipo Javal).

El **queratómetro de Javal-Schiotz (1881)**, mide la curvatura de una superficie convexa siempre que ésta refleje bien las imágenes. Las imágenes proyectadas sobre la córnea corresponden a un rectángulo de color naranja y otro escalonado de color verde, ambas con una línea central. Estas imágenes son proyectadas desde un arco calibrado, a cada lado del ojo examinado. El tamaño de los objetos es variable en la medida en que se alejan o se acercan al ojo mediante la rueda control del aparato. En el ocular del aparato, ambas figuras se observan duplicadas. Para determinar el eje del astigmatismo, se deberán alinear las líneas centrales de las imágenes naranja y verde rotando el visor del queratómetro. Una vez determinado uno de los meridianos principales, el otro se determina fácilmente porque suele ser perpendicular al primero (2).



Fig. 5: Izquierda, imagen del queratómetro de Javal-Schiotz: mirando a través del ocular se proyectan sobre la córnea una doble imagen de cada mira. Derecha, imagen de las miras alineadas vistas por el observador, que arrojan una medida del meridiano principal de la córnea. Se han elegido estos colores que son complementarios para que, cuando las miras se superponen, se vea la parte superpuesta de color blanco.

El instrumento ha sido calibrado de modo que ambas figuras se tocan cuando el radio de curvatura es de 7,5 mm (correspondiente a un valor refractivo de 45 D). Los valores se leen directamente en la escala del aparato.

Para determinar los meridianos, nos hemos fijado en la nivelación de las imágenes, y para obtener el grado dióptrico del astigmatismo, nos fijaremos en la separación, contacto o invasión recíproca de las imágenes por sus bordes internos. Partiendo de la posición

de nivelación inicial, si hacemos girar el arco, además de ir apareciendo la desnivelación puede ocurrir dos cosas con las imágenes. Lo más frecuente es que la figura rectangular invada a la otra. En el caso en que se invadan en el meridiano vertical, implica que éste es el de menor radio, o sea, más refringente que el horizontal, y el astigmatismo se llama directo o según la regla. Si las figuras se separan, entonces el astigmatismo es inverso o en contra de la regla. Entonces, hay que llegar a esta segunda posición de nivelación estableciendo en ella el contacto, y volver a la primera hasta que las imágenes se monten.

El intervalo del queratómetro varía desde 32 a 52 D, pero puede ampliarse añadiendo una lente de la caja de pruebas encima del telescopio.

El **queratómetro tipo Helmholtz (1854)** proyecta un objeto sobre la córnea de tamaño fijo, siendo variable el tamaño de la imagen. La figura proyectada, es un círculo con signos + a los lados y signos - arriba y abajo. Esta imagen es duplicada por un disco de cuatro aperturas, dos de las cuales contienen prismas de Wollaston que desplazan la imagen, una en sentido vertical y otra horizontal. Se forman así cuatro imágenes: dos centrales destinadas a ajustar el enfoque en el plano anteroposterior, una imagen vertical y otra horizontal para graduar la curvatura en dos ejes separados entre sí 90°. Los ejes de mayor y menor grado de curvatura de la córnea se determinan alineando los signos de las imágenes superior e izquierda con la central. La curvatura de los ejes vertical y horizontal se determina rotando los discos laterales hasta hacer coincidir el signo + de las imágenes izquierda y central y los signos - de las imágenes superior y central. Presenta por tanto, miras fijas, doblaje variable por prismas deslizantes y medida simultánea de los dos meridianos principales (2,13).

Una modificación importante, consiste en el uso de miras colimadas. Cuando la distancia entre el queratómetro y la córnea se ve modificada respecto al valor correcto, varía el tamaño de la imagen reflejada de las miras. Esto se puede evitar situando las miras en

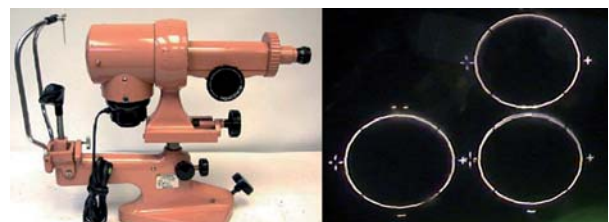


Fig. 6: Izquierda, aspecto externo del queratómetro de Helmholtz. Derecha, miras de dicho queratómetro vistas a través del ocular: miras enfocadas y doblaje correcto en la dirección horizontal y vertical (signos + y - superpuestos).

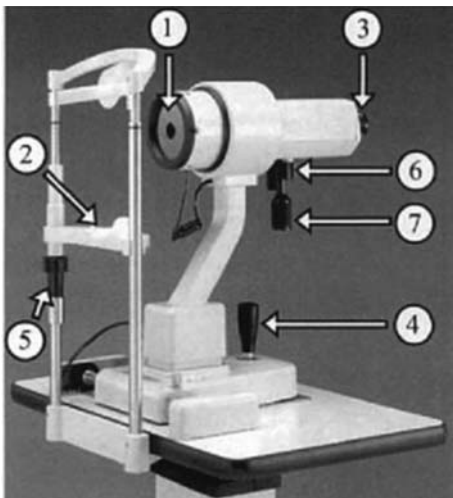


Fig. 7: Queratómetro de Helmholtz. 1) Mira. 2) Mentonera. 3) Ocular. 4) Mando de desplazamiento del queratómetro. 5) Mando de altura de la mentonera. 6) Mando de las miras «horizontal» y «vertical». 7) Mando de giro alrededor del eje.

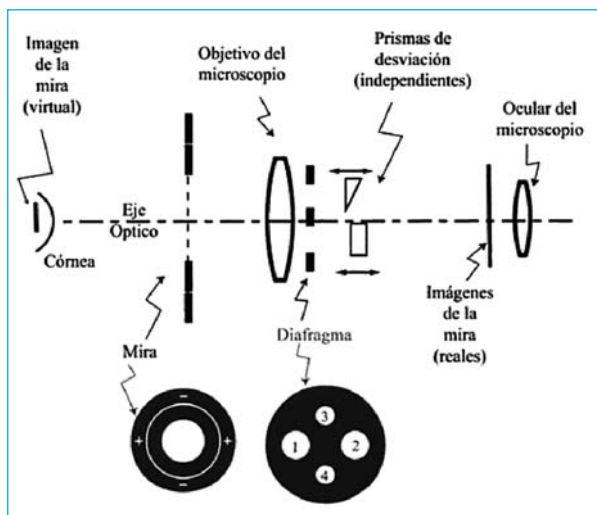


Fig. 8: Esquema simplificado del queratómetro de Helmholtz: construido alrededor de un microscopio que hace de eje de rotación. El frente del aparato es una placa opaca donde está perforado un orificio central para el microscopio y la mira. Una lámpara tras la mira envía luz a través de la misma para formar la imagen virtual sobre la córnea. La separación entre las marcas de referencia de las miras es fija. El queratómetro se basa en un sistema de doblaje variable. El sistema empleado es el de prismas deslizables (13).

el infinito, es decir, en el plano focal objeto de una lente. Así, el tamaño de la imagen y su posición son independientes de la distancia con la córnea. El efecto es similar a observar un objeto muy lejano reflejado en la córnea, aunque el sujeto se mueva, el tamaño y la posición de la imagen se mantienen constantes. Uno de los queratómetros más precisos del mercado es el Telecéntrico (Zeiss) basado en estos principios.

## B) QUERATÓMETROS AUTOMÁTICOS

Los **queratómetros automáticos** están basados en los mismos principios que los manuales. Aportan mayor fiabilidad de las lecturas y rapidez del examen. Su rendimiento es más limitado en la lectura de los astigmatismos irregulares, donde los queratómetros manuales pueden proporcionar una información aproximada de la curvatura corneal.

El queratómetro automático es un instrumento que proporciona más información que los queratómetros manuales. Además de medir los radios de curvatura en la zona central, localiza la posición del ápex corneal. Utiliza tres haces luminosos generados por diodos de emisión infrarrojos, proyectados sobre la superficie anterior de la córnea. Los haces se reflejan sobre ésta, y son detectados por amplificadores direccionales, realizándose varias medidas sobre zonas centrales y periféricas. El paciente mantiene la fijación y el aparato controla los cambios de alineación que pudieran producirse.



Fig. 9: Autoqueratómetro de Humphrey, aspecto externo (izquierda) y modelo de impresión (derecha).

En la queratometría se realizan medidas de tan solo el vértice de la córnea, pero para muchas aplicaciones puede ser necesario el conocimiento de la forma de la córnea en una zona más extensa, especialmente en cirugía. La determinación de la forma de la córnea en una superficie amplia se denomina Topografía corneal.

Los usos principales de la queratometría son:

- Como método objetivo para valoración del astigmatismo en el niño, en una retinoscopia dudosa o en casos con dudosa refracción subjetiva.
- Como ayuda a la adaptación de las lentes de contacto o control de los efectos adversos de las mismas sobre la curvatura corneal (warpage).
- En la detección de los astigmatismos irregulares como los encontrados en el queratocono o en las heridas corneales.

– En la evaluación de la estabilidad de la incisión operatoria de catarata o en cirugía corneal mediante medidas consecutivas.

– En la estimación de la corrección astigmática de la pseudofaquia cuando la retinoscopia o los métodos subjetivos no sean concluyentes.

### C) QUERATÓMETROS QUIRÚRGICOS. QUERATOSCOPIO

La queratometría en el acto quirúrgico puede orientar sobre el tipo y localización de la incisión para reducir el astigmatismo postoperatorio, realizando la incisión sobre el eje más curvo. La cirugía moderna de incisión pequeña utiliza heridas que son casi astigmáticamente neutras. Estas incisiones se diseñan para minimizar el astigmatismo iatrogénico inducido. Barraquer, fue el primero en utilizar la queratometría intraoperatoria adaptando al microscopio quirúrgico un queratómetro de Javal. Troutman desarrolló el primer modelo comercial de **queratómetro quirúrgico**. Se trata de un instrumento que proyecta en la córnea una serie de puntos formando un círculo y que permite la apreciación de la curvatura corneal. El grado de deformación del círculo permite la apreciación del eje y grado del astigmatismo. Por ello, se ha denominado mejor **Queratoscopio**. Su utilización permitiría disminuir el astigmatismo inducido por una sutura en el momento de su aplicación (12).

### REFRACTÓMETROS AUTOMÁTICOS. AUTORREFRACTÓMETROS

Desde el siglo XIX se usaron técnicas objetivas y subjetivas basadas en las lentes de prueba para llegar a una corrección refractiva. Los principios en los que se basaban los antiguos refraccionistas son aún hoy en día los que se usan en los refractómetros automáticos:

**1. El principio de Scheiner:** en 1619 Scheiner descubrió que el punto en el que un ojo se enfoca se podía determinar de una forma muy exacta colocando un doble agujero tipo estenopeico delante de la pupila del ojo a explorar. El disco de Scheiner es un disco opaco con dos aberturas circulares de pequeño diámetro, y separadas entre sí de modo que ambas puedan caber en el ancho de la pupila del sujeto. Se empleó para comprobar la capacidad del ojo para alterar el enfoque.

Los rayos de luz que entraban en el ojo se limitaban por los dos agujeros, a dos pequeños haces

que sólo se cruzan en el punto focal imagen del ojo. Para el ojo emétrepe, la posición de la retina coincide con el foco imagen del ojo, proporcionando una imagen nítida del punto objeto. Para sujetos amétropes la retina no coincide con el foco imagen y los haces tocan la retina en puntos separados. Se forma una imagen retiniana doble y el sujeto percibe dos puntos. Si el ojo era miope, los haces se cruzaban entre ellos antes de alcanzar la retina, por lo que el orificio superior es el responsable de la imagen inferior. Si el ojo era hipermetrópe, los rayos de luz se interceptaban en la retina antes de encontrarse y las imágenes superior e inferior se corresponden con los orificios superior e inferior respectivamente. Moviendo el objeto hasta que apareciera un solo punto de luz, el examinador podía determinar el punto lejano del ojo y por tanto su defecto de refracción. El principio de Scheiner es la base de muchos refractómetros automáticos (6).

**2. El principio del Optómetro:** descrito en 1759 permite una continua variación de la potencia del instrumento refractivo. En vez de usar lentes de prueba, utiliza una sola lente convergente colocada a su distancia focal desde el ojo, o desde el plano de la gafa. La luz del objetivo se introduce convergente en el ojo, ésta será diferente dependiendo de la posición del objetivo con respecto al ojo. Si medimos la vergencia de la luz en el plano focal del optómetro, observaremos que es directamente proporcional al desplazamiento del objetivo. Así, se puede construir una escala con distintos espacios que mostrará el número de dioptrías de corrección que este método simula en el plano de la gafa. Este método es similar a la refracción con lentes de prueba con potencia esférica intercambiable (2,6).

Los primeros instrumentos que se utilizaron fueron subjetivos, requerían el ajuste del paciente

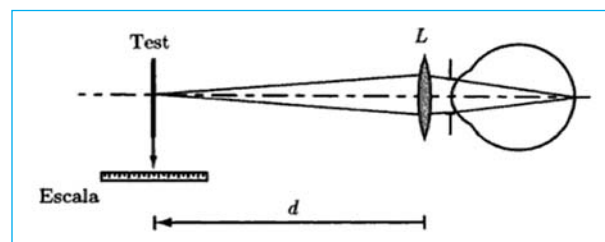


Fig. 10: Posición axial del optómetro simple o de Poterfield: consiste en una lente positiva y un test que se desplaza axialmente por detrás. La vergencia de la luz desde el test hacia el ojo varía desplazando el test hacia la lente, hasta que el ojo consigue enfocarlo con nitidez. Si el paciente relaja la acomodación, la lente forma la imagen en el plano del punto remoto del ojo. Si no la relaja, la medida será más miope que la real. El tamaño aparente de la imagen varía con la posición del test.

para que éste enfocara o alineara el objetivo. Los más simples son el optómetro simple y el optómetro de Badal, y sus principios de funcionamiento se utilizan en una variedad de refractómetros más complejos, tanto manuales como automáticos (11).

El optómetro de Badal, de 1876, también es subjetivo, pero presenta dos características, que reducen la influencia de las fuentes de error: la escala que contiene es lineal con la ametropía, y el tamaño aparente de la imagen no varía con la posición del test.

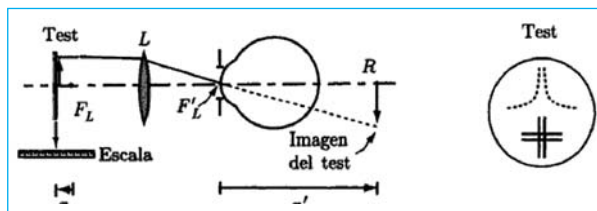


Fig. 11: Optómetro de Badal: la posición axial de la lente se ubica de modo que su plano focal imagen caiga sobre la córnea. El error refractivo es directamente proporcional al desplazamiento axial del test respecto a su posición cero. El diseño del test con varias líneas perpendiculares facilita el enfoque y permite calcular el astigmatismo. La acomodación es una fuente de error.

Los optómetros objetivos, se basan en los mismos principios que los subjetivos, pero el examinador no precisa de la colaboración del sujeto para determinar cuándo la imagen del test está correctamente enfocada en la retina. Los más antiguos, se remontan al año 1920. El examinador, observa directamente la imagen del test sobre el fondo de ojo. La mejor imagen del test se determina por simple enfoque (como en el refractómetro de Astron) o con la ayuda de un disco de Scheiner (como en el optómetro de Hartinger) (11).

Los **autorrefractómetros objetivos** de forma convencional aparecieron en los años setenta. Utilizan luz infrarroja para refractar el ojo automáticamente mediante retinoscopia, una fuente de fijación y un optómetro de Badal. La luz infrarroja se usa por las características oculares de transmisión y reflexión de la luz que se logran en la esclera (regresa el reflejo desde la coroides y esclera). Ésto, junto con los efectos de la aberración cromática longitudinal, da un error sistemático de aproximadamente  $-0,50$  D que tienen que ser adicionadas para compensar la refracción ocular con la luz visible.

Este diseño fue incorporado por el autorrefractómetro Dioptron (Coopervision), desarrollado por Munnerlyn. La luz infrarroja se alinea y pasa a través de una mascarilla rectangular ubicada dentro de una caja que hay dentro de un tambor rotatorio.

El lápiz de luz pasa a través de una lente separadora polarizado al sistema del optómetro. Este sistema se mueve a los laterales para encontrar el enfoque óptimo en la abertura de la retina, que se logra cuando una señal pico se recibe desde el sensor de luz (11).

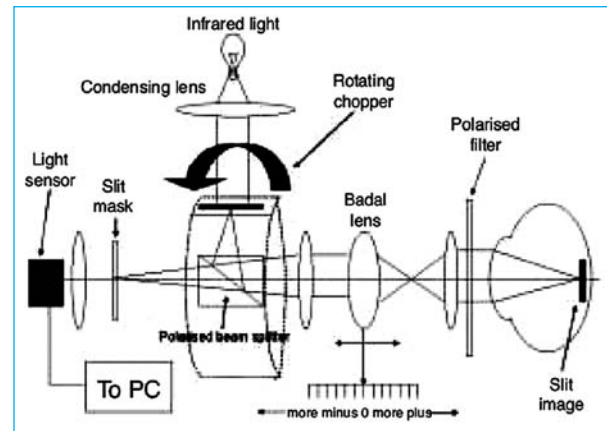


Fig. 12: Principio de funcionamiento del autorrefractómetro.

El sistema mide por lo menos tres meridianos en el ojo, de donde deriva el poder refractivo usando la función de seno-cuadrado. Ésta, describe la variación de poder astigmático meridional. Desde estos puntos, el resto de la curva puede ser extrapolada en función de calcular el máximo y el mínimo del valor del poder resultante.

Fundamentalmente existen tres tipos de autorrefractómetros que aportan refracción objetiva: a) Retinoscopia, b) Refracción con doble agujero esteopeico de Scheiner y c) Análisis de la calidad de la imagen.

Dan buenos resultados en ojos sanos con pupilas medianas a grandes. La operación es muy sencilla y rápida, pero los resultados refractivos deben considerarse preliminares. Tiene exactitud para identificar refracción sin cambios y refracciones postoperatorias estables, pero los resultados no son suficientemente fiables para servir en prescripción de gafas. Se recomienda refinar los valores mediante técnicas subjetivas.

a) Como ejemplo de refractómetros automáticos que trabajan con luz infrarroja y cuyo principio de funcionamiento se basa en la **Retinoscopia** tomaremos el Ophtalmometron de Bausch & Lomb.

La luz proveniente de una fuente con un filtro infrarrojo atraviesa un tambor rotatorio con zonas transparentes y opacas alternas. Posteriormente, se desvía por un semiespejo hacia el ojo del paciente. Las rendijas del tambor hacen que se produzca un barrido del haz de iluminación análogo a

un barrido de un retinoscopio de franja, que se repite con una frecuencia de 700 veces por segundo. El sistema de recepción está formado por un par de lentes y dos fotocélulas que forman el sistema de detección. Las lentes y las fotocélulas forman el ojo del observador artificial, de modo que el valor de la refracción se obtiene cuando se conjuga su pupila con el plano de la retina del sujeto. Cuando se consigue esta situación, la detección de la luz en las fotocélulas es simultánea, análogo a lo que sucede en la neutralización retinoscópica. En los casos, en los que la imagen de la retina se forme por delante o por detrás del plano de la pupila, será alternativamente detectada por una fotocélula y luego por la otra, dando el equivalente retinoscópico de un movimiento en contra o a favor. La lente y las fotocélulas se mueven sobre una escala graduada que indica el valor de la ametropía. Las fotocélulas dan la información necesaria a un sistema electrónico que controla un motor con el que se mueve el sistema de detección hasta conseguir la neutralización.

Para la medida del estado refractivo de los demás meridianos, el aparato rota 180° alrededor de un eje tomando una serie de medidas. La representación de los valores obtenidos en función de un

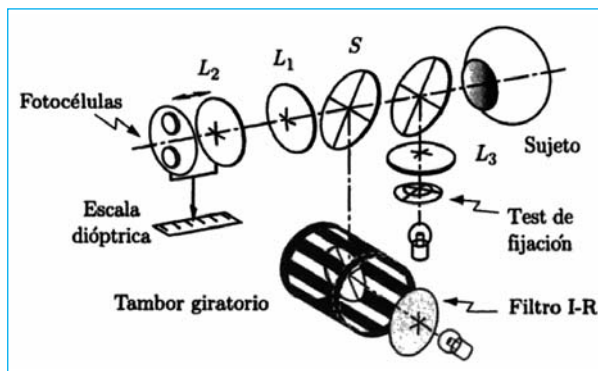


Fig. 13: Esquema de funcionamiento del Ophthalmometron de Bausch & Lomb, refractómetro automático que trabaja con luz infrarroja y basado en la retinoscopia.

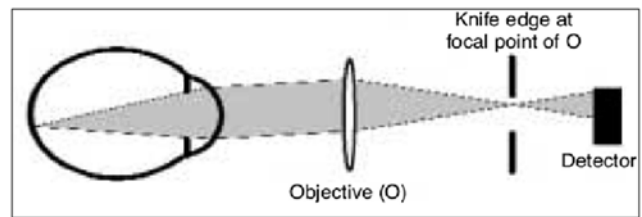
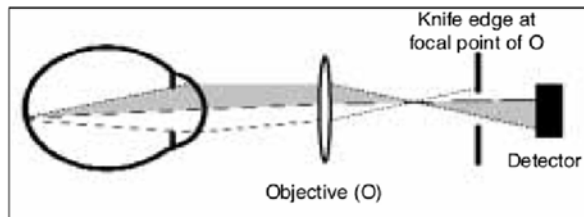


Fig. 14: Principio de retinoscopia, conocido como test de la rendija o de «filo de cuchillo» como se denominó inicialmente. Se conseguía colocando un par de láminas borde con borde. Izquierda, test para ojos miopes: el movimiento del reflejo en el detector aporta información de la naturaleza del error refractivo, la velocidad del reflejo, describe la magnitud de la refracción. Derecha, ojo emétrope.



Fig. 15: Imágenes del aspecto externo del autorefractómetro Nikon NR700, basado en la retinoscopia (16).

ángulo, se ajusta a la función seno cuadrado, a partir de la que se puede obtener el valor de la refracción ocular. Se usa una fotografía de una escena distante como objeto de fijación para el ojo examinado, colocándose en el plano focal de la lente. Para alinear el ojo, se utiliza un sistema periscopíco (11).

b) Basado en el **Principio de Scheiner**, tomaremos el Auto-Refractor 6600 (Acuity Sistem). Contiene un sistema de iluminación compuesto por cuatro diodos emisores de luz (LEDs) que emiten en el infrarrojo y están colocados en el plano focal anterior de la lente. Una segunda lente, forma la imagen de los diodos en el plano de la pupila del paciente y actúa como la lente del optómetro de Badal, siendo el test una apertura anular. Los LEDs opuestos se encienden alternativamente iluminando el test y una imagen de éste se forma en la retina del sujeto. Si la imagen está desenfocada, se localizará en posiciones diferentes de la retina cuando provenga de uno y otro LED, puesto que la luz entra en la pupila como si procediera de un disco de Scheiner (cada par de diodos se comporta como un disco de Scheiner). Por la alternancia en el encendido, se simula un movimiento oscilatorio del test, cuya amplitud depende de la ametropía del ojo (a mayor amplitud, mayor desenfoco del test y mayor ametropía). Cuando la imagen del test está enfocada en la retina, las imágenes coinciden y ya no se detecta movimiento. La medida del estado refractivo se registra cuando dos detectores



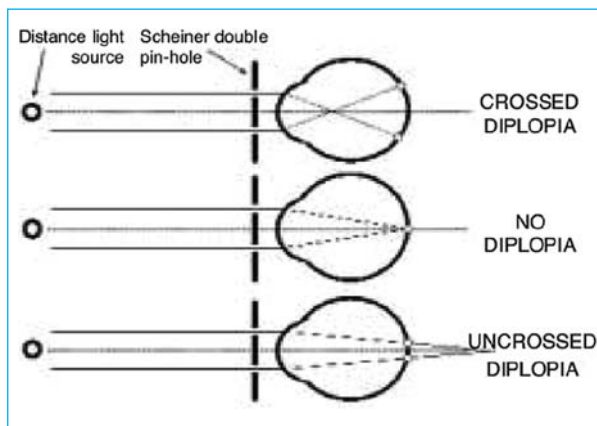


Fig. 16: Principios ópticos del doble agujero de Scheiner.

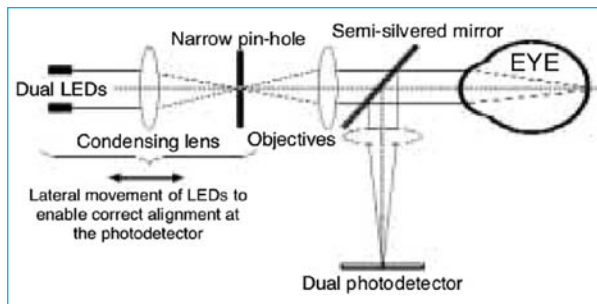


Fig. 17: Esquema de funcionamiento de los autorefractómetros basados en el principio del doble agujero de Scheiner.



Fig. 18: Imagen del autorefractómetro Acuity Systems 6600 Auto-Refractor, año 1970 (izquierda), y modelo de autorefractómetro Topcon actual, basado en el principio de Scheiner (centro y derecha) (16).



Fig. 19: Imagen del visor para enfoque del refraccionista (izquierda). Sistemas automáticos de fijación (centro y derecha).

opuestos reciben la señal simultáneamente, es decir, cuando la imagen del test en la retina no es doble. El hecho de tener cuatro LEDs, permite medir astigmatismos porque la frecuencia a la que se encienden los LEDs enfrentados es distinta y las medidas se realizan en dos meridianos perpendiculares simultáneamente.



Fig. 20: Diferentes sistemas de pantallas para lectura de medidas. Algunos modelos permiten realizar una refractometría y queratometría simultánea.

c) El **Análisis de la calidad de la imagen**, no es un método muy utilizado actualmente. La posición más óptima del optómetro de Badal es determinada por la señal de salida del sensor de luz. El tambor rotatorio produce de forma efectiva un objetivo de fijación blanco/oscuró alternante. El sensor de luz hace coincidir el perfil de intensidad de la luz proveniente del ojo con el patrón de intensidad lumínica de la abertura del tambor rotatorio. El analizador de la imagen determina la posición óptima de la lente del optómetro de Badal. Un perfil de baja intensidad le dice al autorefractómetro que la lente de Badal no está en posición correcta para corregir el poder meridional. Cuando el perfil de intensidad alcanza la cúspide, se registra la lectura del optómetro de Badal para asignar el significado del poder meridional que está siendo medido. Ésto se realiza en los tres meridianos.

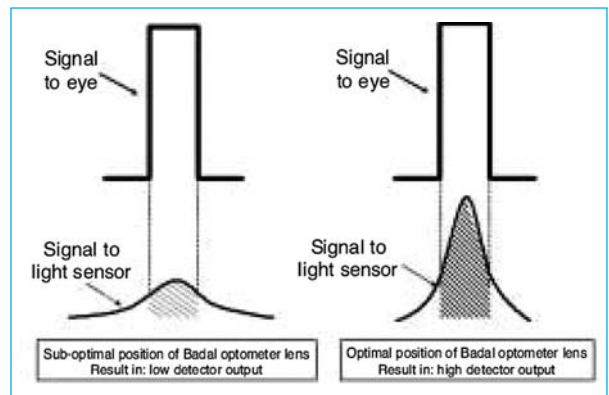


Fig. 21: Refracción usando el Principio de análisis de la calidad de la imagen.

Los autorrefractómetros tienen algunos inconvenientes que describimos a continuación:

A) Requieren que el paciente esté perfectamente alineado, pues pueden producir error en la medida si el ojo está a una distancia incorrecta.

B) Necesitan diámetros pupilares mayores de 3 mm para evitar medidas incorrectas.

C) No proporcionan lectura si la córnea es irregular o no hay transparencia de medios.

D) Por la acomodación proximal/instrumental no detectan: pseudomiopías, excesos acomodativos o hipermetropías latentes.

E) A diferencia de la retinoscopia, no detectan cambios corticales en el cristalino.

En los últimos años se ha añadido **capacidad subjetiva** a varios autorrefractómetros objetivos. La agudeza visual puede medirse antes y después de la refracción. El eje del cilindro y la esfera se ajustan manualmente de acuerdo con la respuesta del paciente a varios optotipos que se le presentan. La prueba del cilindro cruzado está incorporada, con visiones sucesivas de dos imágenes a escoger. La parte objetiva de la refracción es similar a la de los refractómetros objetivos. En algunos de estos instrumentos se ha incorporado pruebas de brillo y cerca. Puede utilizarse para refinar la refracción las capacidades subjetivas de los refractómetros combinados (5).

Para establecer rangos de fijación se han utilizado gran variedad de objetos, que van desde estrellas poco interesantes hasta fotografías con la periferia desenfocada que tienen como finalidad relajar la acomodación. Todos los autorrefractómetros ahora usan la técnica de «foggíng» para relajar la acomodación previamente a la refracción objetiva. Los examinadores deberán indicar a los pacientes que el objetivo se verá borroso previamente a las mediciones que se tomarán.



Fig. 22: Cartillas de fijación usadas en los autorefractómetros. Para relajar la acomodación las imágenes se desenfocan en los bordes, es la técnica del «foggíng».

Sin embargo, aún con esta técnica de borrosidad ocurren micro fluctuaciones en la acomodación por encima de 0,50 dioptrías. Algunos de estos efectos se contrarrestan al promediar lecturas múltiples, sin embargo el error no se elimina completamente.

## MEDIDA DE LA ACOMODACIÓN

La **amplitud de acomodación** también se conoce como el rango máximo de acomodación. Y es la diferencia de distancia de lectura más alejada y la distancia de lectura más cercana en la que el texto se enfoca de forma adecuada. Ambos se basan en las posiciones del punto remoto (punto más ale-

jado al que el ojo puede formar una imagen nítida sobre la retina) y el punto próximo de acomodación (punto más próximo al que el ojo puede formar una imagen nítida sobre la retina) (4,5).

Los métodos subjetivos para medir la acomodación son:

**1. Método de Donders o acercamiento**, en monocular y con la refracción para lejos se coloca una cartilla de cerca a 50 cm del ojo. El paciente fijará las letras más pequeñas que pueda leer. Se aproxima lentamente la cartilla y se pregunta al paciente por el punto en el que aparece borroso de forma sostenida. Es impreciso, y tiende a sobreestimar la amplitud de acomodación.

**2. Método de Sheard o lentes negativas**, más efectivo aunque todavía no exacto. Mirando un optotipo a 40 cm con las letras más pequeñas, se introducen lentes negativas en pasos de 0,25 D en monocular y con la corrección completa para lejos. El ritmo será constante para mover la localización de la imagen en la retina, hasta que el paciente reporta un punto de borrosidad constante que no puede ser aclarado.

Dado que la acomodación modifica la potencia refractiva del ojo, se puede medir de manera objetiva. El buen resultado de los instrumentos objetivos se fundamenta en la precisión y en el intervalo de medición del instrumento, así como en la inducción de la respuesta máxima de acomodación por parte de la persona. Los instrumentos para determinar **la refracción estática** son diferentes de los usados para la dinámica. Una única medición estática, puede pasar por alto el punto de acomodación máxima. Los **optómetros dinámicos**, proporcionan una gráfica de tiempo real de la respuesta acomodativa y representan un método fiable para valorar la amplitud real de la acomodación. El éxito de estos instrumentos también radica en la presentación adecuada de objetos alejados y cercanos, así como la posibilidad de realizar mediciones mono o binoculares.

Existe un sistema para la medida objetiva de la acomodación ocular que utiliza un dispositivo oftalmoscópico de doble paso. Norberto López Gil, en 1998 describe una metodología destinada a la misma finalidad, y en particular el empleo de un aparato de doble paso operando con luz próxima al infrarrojo, consistiendo en una comparación de las imágenes de un ojo sin acomodar y las de un ojo acomodado. Sin embargo, no se considera la intervención de un estímulo exterior controlable, ni el uso de medios específicos para proporcionarlo en combinación con el dispositivo oftalmoscópico de doble paso, que ocasione la acomodación para realizar posteriormente la medida (17).

El método se resume en la figura 23.

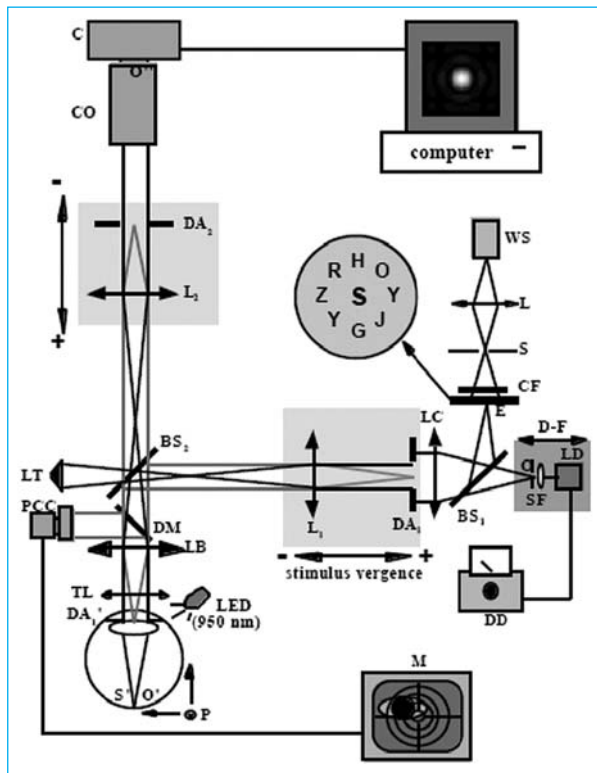


Fig. 23: Esquema del autorefractómetro de Norberto. LD: láser diodo. DD: conductor de diodo. SF: filtro espacial. BS1, BS2: hendidas de rayo. WS: fuente de luz blanca. L: lente convergente. S: tope. CF: filtro de color. E: estímulo para acomodación. LC, L1, LB y L2: lentes. DA1 y DA2: aperturas. LT: trampa de luz. TL: lente de prueba. P: posición del ojo. DM: espejo de control pupilar. PCC: cámara para centrado pupilar. M: monitor. CO: objetivo de la cámara. C: cámara (17).

La medida objetiva de la acomodación ocular comprende las siguientes etapas:

- Proyectar un haz de luz puntual sobre la retina de un ojo del paciente.
- Proporcionar una estimulación controlada de la acomodación ocular, de manera que se estimula el músculo ciliar de al menos dicho ojo para generar una respuesta acomodativa.
- Capturar y registrar una serie de imágenes resultado de la luz reflejada en la retina del haz de luz puntual en correspondencia con la respuesta al estímulo, con diferente posición de enfoque de la retina.
- Seleccionar por procesamiento de entre las imágenes, la de mejor calidad óptica proporcionando el valor de enfoque.

Se ha verificado que la utilización de un dispositivo oftalmoscópico comercial de doble paso, modificado según lo anteriormente expuesto, permite una medida eficaz de la amplitud de la acomodación. El procedimiento presenta la ventaja de evitar efectos de la pupila presentes utilizando otros ins-

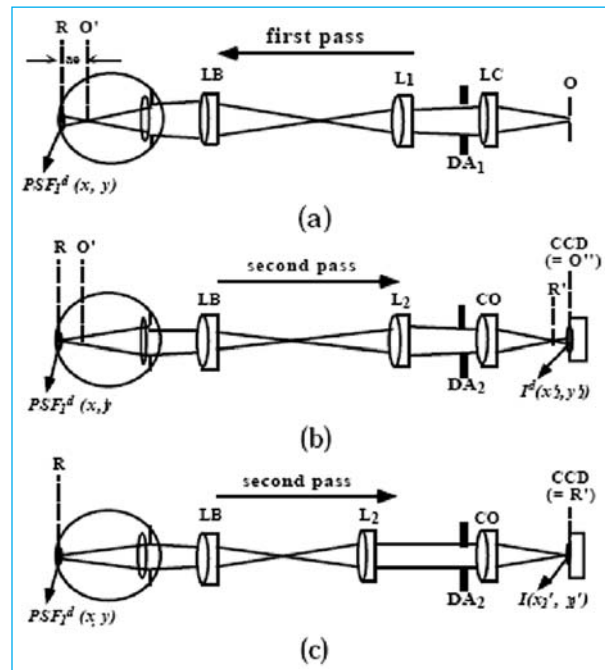


Fig. 24: Esquema de la formación de la imagen retiniana del aparato. (a) la luz cercana al infrarrojo forma la imagen (O') en la retina (R) en presencia del error acomodativo (ae). (b) segundo paso, R' es la imagen paraaxial del plano de la retina R, y O'' corresponde al plano de la cámara. (c) la lente L2 se mueve hasta llegar al plano de la retina R, conjugado con el plano R' (17).

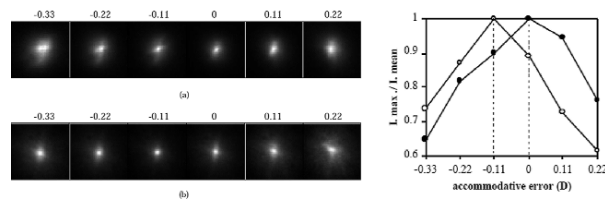


Fig. 25: Serie de imágenes recogidas al mover la lente en el segundo paso para pasar de un estímulo en el infinito (a) a uno a 25 cm. (b). El número de cada imagen representa el error acomodativo en el caso de que la imagen fuera la mejor de la serie. Derecha, máxima radiación dividida entre la mínima, para cada imagen de la serie.

trumentos. Además en comparación con otros métodos el tamaño de la pupila no es crítico y las pseudo-acomodaciones también pueden ser medidas e incluidas para contar el rango cuando un sujeto ve objetos de forma clara.

**Los autorrefractómetros de campo visual abierto** (Canon R-1 de 1981 o Grand Seiko WR-5100K de 2001) usan una visión abierta para permitirle al paciente una visión binocular sin restricciones de un blanco a distancia, es decir, enfocar cualquier objeto externo colocado a cualquier distancia. Estos aparatos, registran más hipermetropía o menos miopía que un autorrefractómetro de campo cerra-

do, según Gwiazda y Weber. Esto no es sorprendente porque la miopía instrumental puede ocurrir en un autorefractómetro con campo visual cerrado, aún con el empleo de un sistema fogging y un objetivo diseñado para reducir al mínimo la acomodación. Y se ha demostrado una mínima diferencia de 0,14 D en el equivalente esférico, comparado con refracciones subjetivas (hacia más miopía para la refracción subjetiva). El autorrefractómetro Shin-Nippon NVision-K tiene tres modos de medida: autorrefracción con queratometría simultánea, queratometría sola y refracción sola, ampliando la funcionalidad del instrumento, y permite medidas de refracción con pupilas entre 2 y 3 mm (14,15).

**Los autorrefractómetros de campo cerrado** proporcionan valores de refracción más negativos que



Fig. 26: Aspecto externo de los autorefractómetros Shin-Nippon NVision-K5001 (izquierda) y Gand Seiko WR-5100K (derecha).



Fig. 27: Autorefractómetro Shin-Nippon NVision-K5001. Izquierda: uso de la ventana de campo amplio. Centro: medida de la visión de cerca con una carta accesoria. Derecha: pantalla con iconos para seleccionar las medidas deseadas.

la cicloplejia. El uso de la cicloplejia es limitado por el tiempo que conlleva la propia técnica, las molestias ocasionadas y ciertos riesgos como aumento de presión intraocular. Si comparamos los resultados de refracción entre los autorrefractómetros de campo abierto y la cicloplejia, Queirós, obtiene en miopes diferencias de 0,4 D más positivas en cicloplejia de equivalente esférico, sin ser estadísticamente significativas, pero para emétopes e hipermetropes, estas diferencias son sólo de 0,15 D (10).

Estos autorrefractómetros, se presentan hoy en día como buenas alternativas de screening en poblaciones infantiles y no infantiles, equilibrando la sobre-

valoración de la miopía con el control de las respuestas acomodativas y evitando los efectos adversos de la administración de cicloplejia. Además, permite su uso por personal no médico y optometristas.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Gil del Río E. Capítulos 3-9 en Óptica Fisiológica Clínica. Gil del Río E. Toray 1984, 5.ª ed. Barcelona.
2. Manual de refracción para residentes en oftalmología. Capítulos 1-2. Moreno G, Domingo G, García-Saenz, Bouza G. Essilor 1999. Madrid.
3. Miller D. Optics and Refraction. Section 2 in Ophthalmology. Yanoff M, Duker JS eds. 1999, Mosby International.
4. Kanski J. Capítulo 21 en Oftalmología Clínica. Kanski J. Elsevier España 2005, 5.ª ed. Madrid.
5. Honrubia FM. Capítulo 2 en Oftalmología General. Prof. FM Honrubia López. Ed. Edelvives.
6. Lecciones de refracción ocular por el profesor Manuel Márquez, según la edición príncipe hecha en Madrid en 1926. Ed. Essilor España. LVII congreso de la SEO.
7. Castanera, Corcóstegui, Durán de la Colina, Gª Sánchez, Martínez G.ª, Moreiras. Técnicas diagnósticas en oftalmología. Capítulos 1-2. Proust Science, 2003. Barcelona.
8. Oftalmología Básica para estudiantes de Medicina y residentes de Atención Primaria. Capítulo 5. American Academy of Ophthalmology. 5.ª ed. de la obra original en inglés. Elsevier, 2008.
9. Optics, Refraction and Contact Lenses. Basic and Clinical Science Course. Section 3. Pags. 292-297. American Academy of Ophthalmology. 1993-1994.
10. «Influence of fogging lenses and cycloplegia on open-field automatic refraction». Queirós A, Gonzalez-Méjome, Jorge J. Ophthalmic Physiol Opt. 2008 Jul; 28(4): 387-92.
11. Instrumentos ópticos y optométricos: teoría y práctica. Manuel Martínez Corral. Capítulo 11. Ed. universidad de Valencia, 1998.
12. Barraque JI: Technical session. Adv Ophthalmol. 1976. 33: 30-43.
13. Fundamentos de optometría. Refracción ocular. Furlan W, G.ª Monreal J, Muñoz Escrivá L. Capítulos 2-3. Ed. Universidad de Valencia, 2000.
14. Comparison of spherical equivalent refraction and astigmatism measured with three different models of autorefractors. Gwiazda J, Weber C. The New England College of Optometry, Boston, Massachusetts 02115, USA. Optom Vis Sci. 2004 Jan; 81(1): 56-61.
15. Objective accommodation measurement with the Grand Seiko and Hartinger coincidence refractometer. Win-Hall DM, Ostrin LA, Kasthurirangan S, Glasser A. College of Optometry, University of Houston, Texas 77004, USA. Optom Vis Sci. 2007 Sep; 84(9): 879-87.
16. Primary Care Optometry. Theodore Grosvenor. Chapter 9, Objective refraction. Fifth edition. Ed. Elsevier Inc. 2007.
17. Retinal Image quality in the human eye as a function of the accommodation. Norberto López-Gil, Ignacio Iglesias and Pablo Artal. Laboratorio de Óptica, Departamento de Física. Universidad de Murcia. Vision Research, volumen 38. Issue 19. Julio 1998.