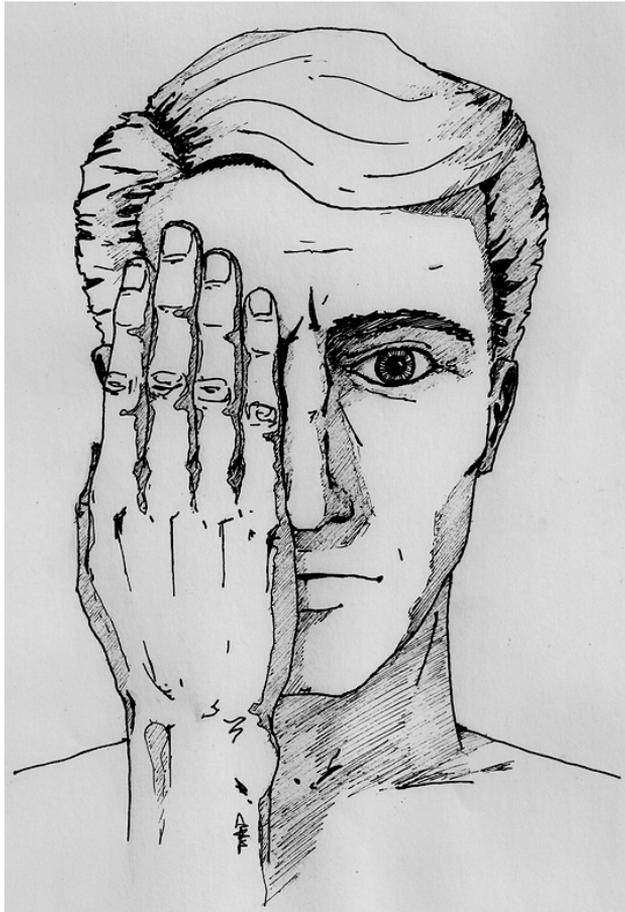


ANOMALÍAS MONOCULARES DE LA VISIÓN



Edición a cargo de Ana Isabel Sánchez Cano y Justo Arines Piferrer

UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA

ANOMALÍAS MONOCULARES DE LA VISIÓN

ANOMALÍAS MONOCULARES DE LA VISIÓN

Edición a cargo de

Dra. Ana Isabel Sánchez Cano

Profesora del Grado en Óptica y Optometría de la Universidad de
Zaragoza

Dr. Justo Arines Piferrer

Profesor del Grado en Óptica y Optometría de la Universidade de
Santiago de Compostela

2015

UNIVERSIDADE DE SANTIAGO DE COMPOSTELA



This work is under a Creative Commons BY-NC-SA 3.0 license.
Any form of reproduction, distribution, public communication or transformation of this work not included under the Creative Commons BY-NC-SA 3.0 license can only be carried out with the express authorization of the proprietors, save where otherwise provided by the law.

You can access the full text of the license by clicking on the following link:

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/3.0/>



Esta obra se encuentra bajo una licencia Creative Commons BY-NC-SA 3.0.
Cualquier forma de reproducción, distribución, comunicación pública o transformación de esta obra no incluida en la licencia Creative Commons BY-NC-SA 3.0 solo puede ser realizada con la autorización expresa de los titulares, salvo excepción prevista por la ley. Puede acceder Vd. al texto completo de la licencia haciendo clic en este enlace:

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/3.0/es/legalcode.es>



Esta obra atópase baixo unha licenza Creative Commons BY-NC-SA 3.0.
Calquera forma de reprodución, distribución, comunicación pública ou transformación desta obra non incluída na licenza Creative Commons BY-NC-SA 3.0 só pode ser realizada coa autorización expresa dos titulares, agás excepción prevista pola lei.

Pode acceder Vd. ao texto completo da licenza premendo nesta ligazón:

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/3.0/es/legalcode.gl>

©Universidade de Santiago de Compostela, 2015

Edita Servizo de Publicacións e Intercambio Científico da
Universidade de Santiago de Compostela, Campus Vida, 15782
Santiago de Compostela

usc.es/publicacions

DOI: <http://dx.doi.org/10.15304/op.2015.647>

ÍNDICE

PRÓLOGO	9
---------------	---

CAPÍTULO 1: EL OJO COMO INSTRUMENTO ÓPTICO:

Justo Arines Piferrer

1.1 Formas y dimensiones del ojo humano	12
1.2 La córnea y la película lagrimal	13
1.3 La pupila	14
1.4 El cristalino.....	15
1.5 Los humores	16
1.6 La retina como detector de radiación	16
1.7 Transmisión, absorción, reflexión y dispersión.....	17
1.8 Formación de imagen	21
1.9 Resumen	24
1.10 Bibliografía.....	25

CAPÍTULO 2: AGUDEZA VISUAL, CALIDAD VISUAL:

Ana Isabel Sánchez Cano

2.1 Definición de agudeza visual	28
2.2 Optotipos para la medida de la agudeza visual.....	29
2.3 Factores que afectan la agudeza visual.....	33
2.4 Medida de la agudeza visual.....	36
2.5 Resumen	37
2.6 Bibliografía.....	37

CAPÍTULO 3: REFRACCIÓN: Ana Isabel Sánchez Cano

3.1 Refracción objetiva	40
3.2 Refracción subjetiva en visión lejana	58
3.3 Refracción subjetiva en visión próxima	54
3.4 Resumen	55
3.5 Bibliografía.....	56

CAPÍTULO 4: ABERRACIONES ÓPTICAS: Justo Arines Piferrer

4.1 Definición de aberración óptica.....	58
4.2 Representación de las aberraciones ópticas.....
4.3 Factores que afectan a la estimación de los polinomios de Zernike.....	63
4.4 Características y origen de las aberraciones oculares.....	63
4.5 Medida de aberraciones ópticas.....	67
4.6 Aberraciones y calidad de imagen (AV, exploración del ojo, alteración causada por cirugía).....	70
4.7 Resumen	74
4.8 Bibliografía.....	76

CAPÍTULO 5: MIOPIA: Ana Isabel Sánchez Cano

5.1 Miopía.....	78
5.2 Etiología	81
5.3 Clasificación	83
5.4 Clínica	87
5.5 Otras miopías	90
5.6 Resumen	92
5.7 Bibliografía.....	92

CAPÍTULO 6: HIPERMETROPÍA: Ana Isabel Sánchez Cano

6.1 Hipermetropía.....	96
6.2 Etiología	99
6.3 Clasificación	99
6.4 Clínica	103
6.5 Resumen	104
6.6 Bibliografía.....	105

CAPÍTULO 7: ASTIGMATISMO: Ana Isabel Sánchez Cano

7.1 Astigmatismo.....	108
7.2 Etiología	109
7.3 Clasificación	111
7.4 Clínica	114
7.5 Resumen	116
7.6 Bibliografía.....	116

CAPÍTULO 8: ACOMODACIÓN Y PRESBICIA: Justo Arines Piferrer

8.1 Definición de acomodación	118
8.2 Mecanismo de la acomodación.....	119
8.3 Componentes de la acomodación	119
8.4 Amplitud de acomodación.....	120
8.5 Acomodación y corrección de ametropías.....	121
8.6 Definición de presbicia.....	122
8.7 Presbicia y ametropías	123
8.8 Clínica (signos y síntomas).....	124
8.9 Resumen	125
8.10 Bibliografía.....	126

CAPÍTULO 9: CORRECCIÓN ÓPTICA DE LOS DEFECTOS DE REFRACCIÓN: Justo Arines Piferrer

9.1 Prescripción de correcciones ópticas.....	128
9.2 Corrección con lentes oftálmicas.....	129
9.3 Corrección con lentes de contacto	134
9.4 Corrección con cirugía refractiva	136
9.5 Corrección de la presbicia	136
9.6 Cálculo de la adición	140
9.7 Resumen	141
9.8 Bibliografía.....	144

APÉNDICE I: CÓDIGOS QR Y ENLACES WEB COMPLEMENTARIOS.....145

Ana Isabel Sánchez Cano, Justo Arines Piferrer

PRÓLOGO

La Real Academia de la Lengua Española define la palabra optometría como la medida de la agudeza visual para corregir los defectos de la visión mediante lentes. Posiblemente este fuese su origen pero, en la actualidad, la formación del optometrista se asienta sobre sólidos conocimientos de ciencias físicas y biomédicas. Con estos capítulos se ha tratado de recoger los conocimientos imprescindibles para diferenciar los distintos tipos de ametropías, realizar y analizar de forma crítica un examen refractivo abordándolo desde distintos puntos de vista y valorar el modo de corregir estas ametropías. Se ha intentado abordar los diferentes temas de forma precisa, sin redundancias y con un lenguaje técnico a la vez que fácilmente comprensible para los que se inician en este apasionante campo de la visión. Aunque la mayor parte del contenido de estos capítulos se ha extraído de la bibliografía existente, ha quedado completado con la experiencia de los autores. Esta obra va destinada no solo a estudiantes del Grado en Óptica y Optometría sino a todos aquellos profesionales que se dedican a la visión.

Los autores agradecen la colaboración a Dña. Teresa Arines Piferrer por las ilustraciones realizadas y de D. Juan Luis Fuentes Bernal por habernos facilitado algunas de las fotografías del polo posterior oculares mostradas en este libro.

Los autores y editores.

CAPÍTULO 1: El ojo como instrumento óptico

Justo Arines Piferrer

OBJETIVOS

- Comprender el ojo como un instrumento formador de imagen.
- Conocer las estructuras ópticamente más importantes desde el punto de vista óptico.
- Presentar parámetros oculares ópticamente relevantes, potencia dióptrica, índice de refracción...
- Conocer el modelo de ojo reducido.
- Aprender a construir geoméricamente la imagen generada por el ojo reducido.

CONTENIDO

- 1.1 Formas y dimensiones del ojo humano**
- 1.2 La córnea y la película lagrimal**
- 1.3 La pupila**
- 1.4 El cristalino**
- 1.5 Los humores**
- 1.6 La retina como detector de radiación**
- 1.7 Transmisión, absorción, reflexión y dispersión**
- 1.8 Formación de imagen**
- 1.9 Resumen**
- 1.10 Bibliografía**

1.1. Formas y dimensiones del ojo humano

El ojo humano consta de 5 superficies refractoras (lágrima, cara anterior y posterior de la córnea y cara anterior y posterior de cristalino). La potencia de la córnea y el cristalino es consecuencia directa de la forma de sus caras, la separación entre ellas y el índice de refracción del medio. Del mismo modo la relación entre el poder dióptrico del ojo y su longitud axial nos va a determinar el error refractivo esférico que presente el ojo. En la figura 1 mostramos las dimensiones de las estructuras ópticamente más relevantes del ojo promedio.

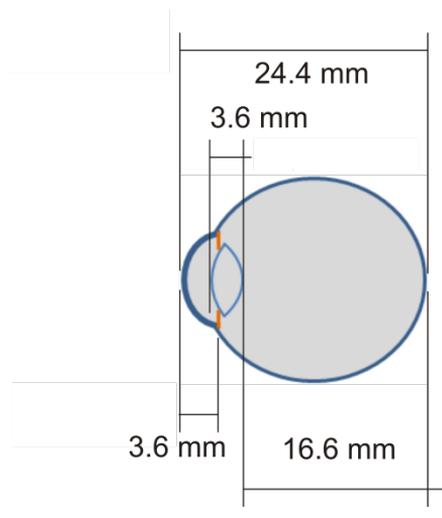


Figura 1: Dimensiones del ojo promedio.

La lágrima es la primera superficie ocular que se encuentra la luz. Al ser un líquido su forma será similar a la de la cara anterior de la córnea sobre la que descansa, una vez se haya estabilizado (tardando entre 4 y 6 segundos en alcanzar dicho estado).

La córnea es una superficie esférica que se aplana hacia los bordes, es decir, su radio de curvatura local va aumentando a medida que nos acercamos al limbo esclerocorneal, facilitando la continuación con el globo ocular que presenta un radio de curvatura mayor que el corneal. Las caras anterior y posterior de la córnea no son paralelas, siendo el radio de curvatura de la cara posterior menor que el anterior.

El cristalino presenta también dos superficies esféricas de radios de curvatura de signos opuestos, lo que le confiere forma biconvexa. Sus radios de curvatura son también distintos siendo el de la cara posterior de nuevo el de menor valor.

En su conjunto el ojo promedio presenta una longitud axial de 24.4 mm. La córnea presenta un espesor de 550 nm, la cámara anterior una profundidad de 3.6 mm, el cristalino un espesor de 3.6 mm (sin acomodar), y la cámara posterior de 16.6 mm.

1.2.La córnea y la película lagrimal

La córnea es un tejido altamente transparente. Tiene un espesor de 0.5-0.6 mm en el centro y de 1 mm en la periferia. Su índice de refracción es 1.376 y el radio de curvatura medio de la cara anterior 7.7 mm, mientras que el de la cara posterior es de 6.8 mm, lo que proporciona una potencia óptica de unas 43 D.

La córnea se compone de tres capas: el epitelio corneal de 50-56 μm de espesor y compuesto a su vez por 5-7 capas de tejido escamoso; el estroma corneal de 0.5-0.54 mm de espesor, compuesto por fibras de colágeno ordenadas en unas 200-250 láminas paralelas a la superficie corneal. Dentro de cada capa

las fibras se orientan en la misma dirección, mientras que se presentan oblicuas respecto a las capas adyacentes, presentando una tendencia a la orientación vertical y horizontal. El diámetro de las fibras de colágeno (30-38 nm) y su ordenación contribuyen notablemente a la transparencia de la córnea y a su carácter birrefringente (el índice de refracción depende del plano en el que vibre la radiación luminosa). El desorden de las fibras de colágeno que se produce en el edema corneal es el responsable de la pérdida de su transparencia.

Por su parte la película lagrimal constituye el primer elemento óptico del sistema visual humano. Su integridad es fundamental para garantizar la salud de la córnea y conjuntiva, y asegurar una buena calidad óptica de la córnea. Es importante para suavizar la superficie óptica corneal que es irregular debido a las microvellosidades de las células de la capa más superficial del epitelio. Su índice de refracción medio es de 1.337 y su espesor medio es aproximadamente de 1.5-3 μm . La película lagrimal tarda entre 4 y 6 segundos en estabilizarse, momento en el que la superficie anterior es más suave induciendo menos aberraciones ópticas.

1.3. La pupila

La pupila es el espacio libre que deja el iris, a través del cual la luz llega al cristalino. Su tamaño es capaz de cambiar entre 1.6 y 8 mm aproximadamente. Sus funciones principales son: controlar la cantidad de luz que alcanza la retina, y limitar la contribución de los

rayos periféricos que presentan mayor aberración óptica, mejorando de este modo la calidad óptica del ojo.

1.4. El cristalino

El cristalino es una lente biconvexa de entre 20-30 D, transparente y elástica. Está anclado por detrás del iris y delante del cuerpo vítreo, gracias a un sistema de fibras que se denomina Zónula de Zinn, y que a su vez esta enganchada en el cuerpo ciliar. Mediante el músculo ciliar se controla la tensión que se ejerce sobre la zónula y por tanto la curvatura de sus caras. Al cambio de potencia del cristalino se le llama acomodación y es el mecanismo que permite al ser humano enfocar a distintos planos.

El cristalino está constituido por una serie de capas de células que le confieren la propiedad de ser un medio de gradiente de índice (esto quiere decir que hay una variación continua del índice de refracción desde el centro a la periferia). Aún no se conoce con suficiente precisión su distribución pero se estima que en el centro su valor es de 1.443 mientras que en la periferia es de 1.362.

El cristalino es un medio transparente que con la edad se va opacificando, aumentando la dispersión de la luz a su paso y reduciendo por tanto el contraste de las imágenes. Con la edad, además, se vuelve menos elástico (sobre todo su núcleo) por lo que se pierde la capacidad para cambiar su forma y enfocar objetos cercanos, fenómeno que se conoce como presbicia.

1.5. Los humores

El humor acuoso es una sustancia líquida, de índice de refracción $n=1.3374$, contenido en la cámara anterior, constituido fundamentalmente por agua salada. Su principal función desde un punto de vista óptico es la de servir, junto a la córnea, de filtro al infrarrojo B y C. Por su parte el humor vítreo es un líquido viscoso transparente, de índice de refracción $n=1.3360$, que rellena el cuerpo vítreo. Desde el punto de vista óptico la degeneración del humor vítreo provoca la dispersión de la luz (*scattering* en inglés) reduciendo el contraste de las imágenes o la aparición de zonas de oscuridad en casos más severos (que el paciente refiere como moscas volantes o miodesopsias).

1.6. La retina como detector de radiación

La retina constituye el elemento detector de radiación, es la encargada de transducir la señal luminosa en señal eléctrica que pueda interpretar nuestro cerebro. Los fotorreceptores encargados de la transducción se clasifican en bastones y conos, presentando estos últimos tres variantes según su curva de sensibilidad espectral a la luz, y responsables por tanto de la visión cromática. En la figura 2 mostramos las curvas de sensibilidad espectral de los distintos fotorreceptores. Los tres tipos de conos tienen los picos de absorción en 450 nm que se corresponde a la longitud de onda del azul, en 560 nm (verde), y 630 nm (rojo). Por su parte los bastones no distinguen el color, pero son mucho más sensibles a la radiación luminosa, activándose en condiciones escotópicas.

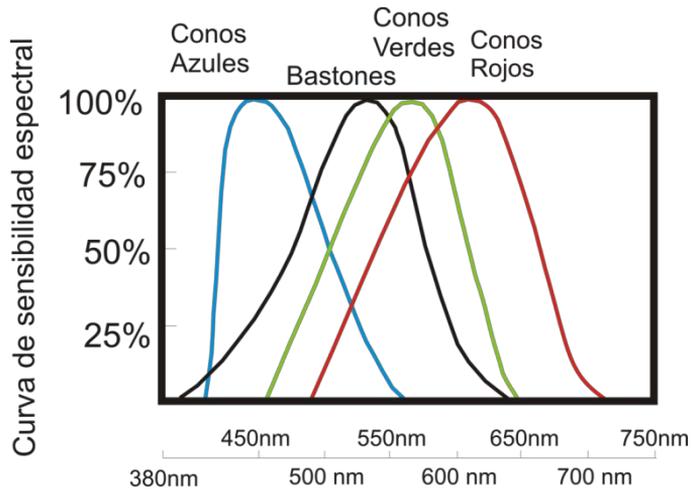


Figura 2: Curvas de sensibilidad espectral de los fotorreceptores de la retina humana.

La estructura anatómica de los fotorreceptores provoca que la eficiencia del guiado de luz y detección de la misma dependa de su ángulo de incidencia sobre el fotorreceptor, provocando una disminución de la respuesta visual a medida que el estímulo se aleja del centro pupilar. A este hecho se le llama efecto Stiles-Crawford y tiene como consecuencia una reducción del paso de la luz incidente en la retina procedente de zonas periféricas de la pupila, aumentando de esta forma la profundidad de foco del ojo y reduciendo el efecto de las aberraciones ópticas sobre la imagen que se forma sobre la retina.

1.7. Transmisión, absorción, reflexión y dispersión

La óptica del ojo humano interactúa con la luz que entra en el ojo de forma que ésta sufre procesos de transmisión, reflexión, esparcimiento y absorción. En la figura 3a mostramos el espectro de

transmisión de los distintos medios oculares. Como se puede observar actúan como filtros pasabanda que en su conjunto consiguen atenuar fuertemente (mediante procesos de absorción) todas las longitudes de onda excepto las pertenecientes al espectro visible.

Por otra parte en la figura 3b mostramos el espectro de absorción de los distintos pigmentos retinianos: Pigmentos maculares MP, P410-P435, Hemoglobina (HbO₂) y Melanina. Estos pigmentos son los encargados de: absorber la luz esparcida a través de las distintas capas de la retina y coroides, con el fin de aumentar el contraste de las imágenes detectadas por los fotorreceptores; de absorber gran parte del espectro inferior a 400nm previniendo la aparición de daños por exposición al ultravioleta; y reducir el efecto de la aberración cromática producida por luz perteneciente a ese rango de longitudes de onda. Del mismo modo la distribución espacial de estos pigmentos es determinante para las características del espectro de reflexión ocular. Por otra parte la capa limitante interna y la capa de fibras nerviosas dificultan (debido a su estructura y propiedades ópticas) la correcta validación del verdadero espectro de reflexión del fondo ocular. La reflectancia del fondo ocular aumenta con la longitud de onda hasta llegar al infrarrojo cercano.

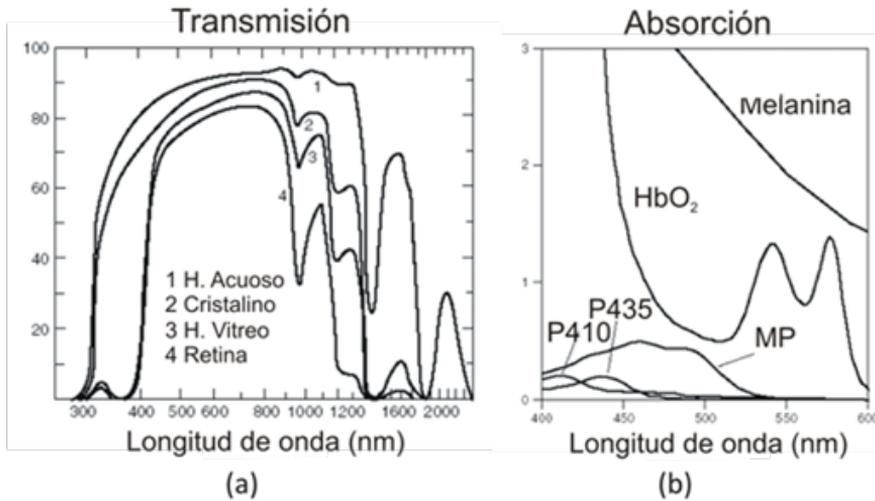


Figura 3: (a) Espectro de Transmisión de los medios oculares; (b) Espectro de absorción de los pigmentos de la retina.

Por último comentaremos que el ojo (y muy en particular la córnea) modifica el estado de polarización de la luz. En particular la córnea presenta un comportamiento biaxial, el cual se debe a la orientación de las distintas láminas de fibras de colágeno que conforman el estroma. El cristalino presenta igualmente cierto grado de polarización aunque sustancialmente menor que el corneal. En cuanto a la retina, presenta una interacción con la luz polarizada un poco más compleja que la córnea o el cristalino. Esta complejidad se debe a su estructura en capas diferenciadas. Así por una parte la capa limitante interna se comporta como una superficie reflectante manteniendo el grado de polarización incidente. El epitelio pigmentario retiniano (EPR) y la membrana de Bruch (MB) presentan cierto grado de birrefringencia (el índice de refracción depende del plano en el que vibra la onda electromagnética incidente). Más aún estas capas presentan características

diferenciadas respecto a la luz dispersada hacia atrás. Mientras el EPR mantiene el estado de polarización incidente la MB provoca la despolarización de la luz. La capa que contiene las fibras de Henle también presenta birrefringencia, al igual que la capa de fibras nerviosas. Finalmente aunque no forme parte de la retina mencionamos aquí la esclera, la cual presenta también cierto grado de birrefringencia.

Este comportamiento de la retina frente a la luz polarizada puede ser aprovechado para mejorar la calidad de las imágenes obtenidas del fondo ocular y facilitar la identificación de distintas estructuras retinianas de interés oftalmológico. Esta es la base de la técnica de imagen polarimétrica.

Relacionado con el proceso de despolarización se encuentra la dispersión. La dispersión de luz ocurre siempre que la luz encuentra discontinuidades en el índice de refracción. Ésta depende del tamaño relativo de la estructura respecto a la longitud de onda de la radiación incidente. Para el proceso visual, la dispersión de luz en el sentido de propagación es la más importante ya que reduce el contraste de las imágenes registradas por los fotorreceptores. Sin embargo para la observación del fondo ocular afectan por igual tanto la dispersión en el sentido de propagación de la luz como la que se produce en sentido contrario. Las principales fuentes de dispersión en el ojo humano en cuanto a la luz retrodispersada son: posibles opacidades en la córnea o cristalino, cuerpos opacos en el humor vítreo, retina (vasos, MB), coroides (vasos sanguíneos, melanocitos, pigmentos oculares...) y esclera.

1.8. Formación de imagen

Desde el punto de vista óptico el ojo se comporta como una cámara de fotos, donde el conjunto córnea, pupila y cristalino se comportan como el objetivo y la retina como el detector de la cámara.

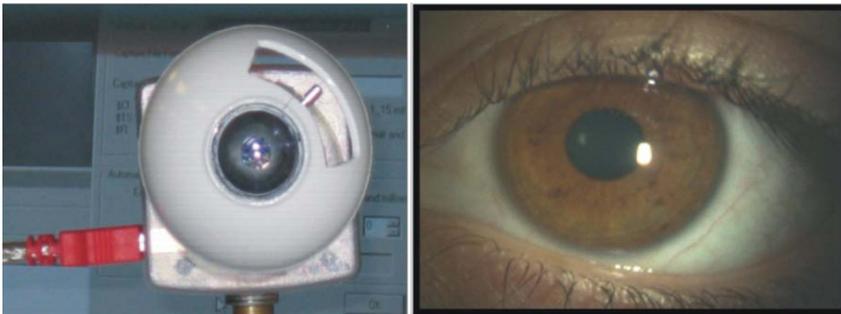


Figura 4: Semejanza entre el ojo humano y una cámara web.

Para presentar el proceso de formación de imágenes de la forma más sencilla posible necesitamos emplear lo que se conoce como *modelo de ojo reducido*. Es un modelo sencillo en el que los dioptrios asociados a la córnea y el cristalino y los humores se describen a través de un único dioptrio con un determinado índice de refracción. Este modelo sencillo presenta suficiente validez como para describir de forma básica la formación de la imagen en la retina. En la figura 5 presentamos el modelo de ojo reducido

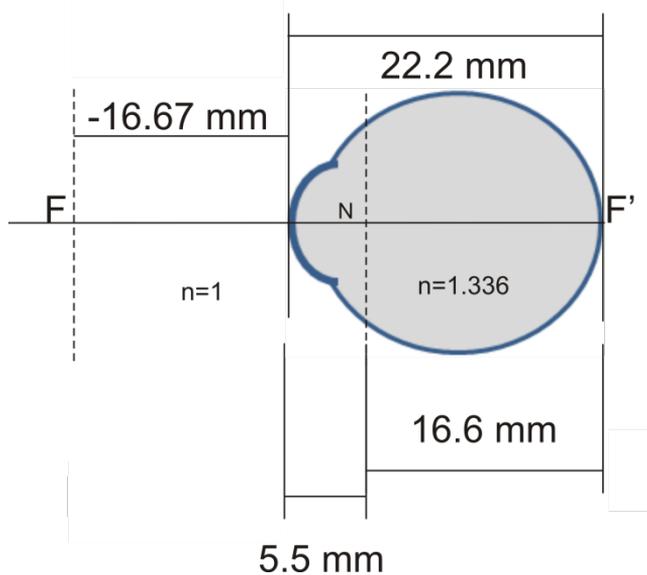


Figura 5: Modelo de ojo reducido.

El modelo de ojo reducido asigna al ojo emétrope una potencia de +60D aportada por un único dioptrio que separa el aire del interior del ojo que se considera relleno por un medio de índice de refracción próximo al del humor vítreo 1.336. Estos valores implican que la focal objeto del ojo reducido es 16.67 mm mientras que la focal imagen es 22.27 mm (distancia igual a la longitud axial del ojo reducido emétrope). Otra particularidad del ojo reducido es que considera que la pupila se encuentra sobre la superficie reducida, de forma que la pupila de entrada y salida coinciden en dicho plano.

Para describir la formación de imagen emplearemos los principios básicos de la óptica geométrica sobre el ojo reducido. En este tipo de análisis se ignoran las aberraciones así como el carácter curvado de la retina. Llegado este punto es interesante establecer la siguiente distinción. Entenderemos por *imagen retiniana* aquella

imagen que se forma sobre la retina (esté enfocada o no), mientras que al hablar de *imagen óptica* nos referiremos a la imagen nítida que proporciona el sistema refractivo del ojo suponiendo que no existiese la retina. Ambas imágenes coincidirán en el mismo plano cuando la *imagen retiniana* esté enfocada.

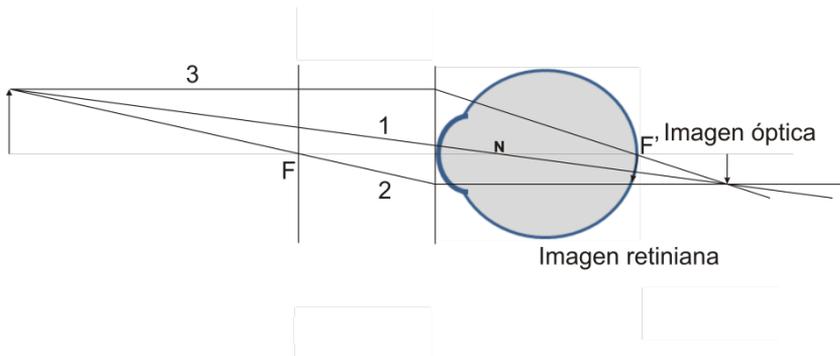


Figura 6: Formación de la imagen óptica y la imagen retiniana mediante el modelo de ojo reducido.

Vamos a continuación a determinar mediante el trazado de rayos la posición y tamaño de la *imagen óptica* y *retiniana*. Como ayuda representamos en la figura 6 el proceso. Para determinar la posición de la imagen necesitamos trazar al menos dos rayos: 1) el primer rayo se traza desde el extremo del objeto pasando por el punto nodal del ojo reducido (este rayo no se desvía); 2) el rayo dos se traza desde el extremo del punto objeto pasando por un punto focal objeto (situado delante del ojo) hasta llegar al plano de la pupila (que coincide con el vértice del dioptrio), el rayo se continúa a partir de ese punto paralelo al eje óptico. La intersección de ambos rayos determina la altura y posición del extremo de la imagen nítida. Se puede trazar un tercer rayo que se origina en el

extremo del objeto y se dibuja paralelo al eje óptico hasta llegar al plano de la pupila, a partir de ahí se hace pasar por el punto focal imagen y se continúa hasta ver donde se cruza con los otros rayos trazados previamente. Como podemos observar en el trazado de rayos, la imagen formada esta invertida y reducida respecto al objeto.

Como se verá en futuros temas, para que en un ojo emétrepe sin acomodar la imagen nítida se forme sobre la retina, el objeto debe estar situado en el infinito de forma que los rayos que lleguen al ojo sean paralelos. En el caso de ojos amétropes el objeto debe estar situado sobre el plano objeto conjugado ópticamente con la retina.

1.9. Resumen

- El ojo es un sistema óptico complejo cuyo funcionamiento se puede describir de forma sencilla.
- La potencia del ojo se reparte entre la córnea (que aporta 2/3 del total) y el cristalino.
- El índice de refracción de la córnea es 1.376, el del humor acuoso 1.337 y el del humor vítreo 1.336.
- El cristalino presenta un índice de refracción de gradiente de índice cuyo valor aumenta desde la periferia hacia el centro.
- La visión cromática es posible gracias a la alta transmitancia del ojo en el rango visible del espectro electromagnético y la existencia de fotorreceptores especializados con curvas de sensibilidad características, con máximos en el azul, verde y rojo.

- El ojo se puede representar con gran fiabilidad como un dioptrio con una única superficie refractora de +60D de potencia, de índice de refracción 1.336 y de longitud 22.2 mm.
- La imagen que forma el ojo es reducida (más pequeña que el objeto) e invertida.

1.10. Bibliografía

- Atchison D., Smith G. *Optics of the Human Eye*. 1.st ed. Londres: Butterworth-Heinemann; 2000.
- Benjamin WJ. *Borish's Clinical Refraction*. 1.st ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1998.
- Grosvenor TP., *Primary Care Optometry*, 2nd ed. Nueva York: Professional Press; 1989.

CAPÍTULO 2: Agudeza visual, calidad visual

Ana Isabel Sánchez Cano

OBJETIVOS

- Detallar el objetivo de la medida de la Agudeza Visual.
- Describir las características de los distintos optotipos de medida de la Agudeza Visual, sus escalas y su uso.
- Explicar qué tipo de factores pueden afectar la Agudeza Visual.
- Medir y anotar correctamente la Agudeza Visual en cada caso.

CONTENIDO

2.1 Definición de Agudeza Visual

2.2 Optotipos para la medida de la Agudeza Visual

2.3 Factores que afectan la Agudeza Visual

2.4 Medida de la Agudeza Visual

2.5 Resumen

2.6 Bibliografía

2.1. Definición de Agudeza Visual

La Agudeza Visual (AV) suele ser el parámetro indicador de la calidad de visión de un observador. En la práctica clínica diaria es habitual el uso de la medida de la AV para diferenciar errores refractivos de condiciones patológicas. En una determinada situación una AV baja respecto de la normalidad sirve para establecer si un sujeto necesita una prescripción óptica en visión lejana y/o en cercana. Muchas pruebas médicas oculares se basan en la valoración de la AV para comprobar si un sujeto es apto o no apto para la realización de algunas tareas. Por lo tanto, la medida de la AV es una de las principales pruebas que se utilizan para la valoración del individuo.

Uno de los enunciados más completos de la AV es la que la define como la capacidad del sistema visual humano para detectar, resolver, reconocer y localizar detalles en los objetos en condiciones de alto contraste y buen nivel de iluminación. A continuación se explican con más detalle cada uno de ellos:

- **Mínimo visible.** El observador ha de percibir la presencia o ausencia de un objeto dentro de los límites de su campo visual. Normalmente se utilizan tests circulares negros sobre fondo blanco. Se debe detectar el objeto más pequeño angularmente posible, es un proceso a nivel retiniano porque depende de la sensibilidad de los conos.
- **Mínimo separable.** Es la habilidad que tiene un observador para determinar si dos objetos muy próximos están separados o no lo están. El test de uso habitual son barras

negras y blancas verticales de igual anchura, denominadas mira de Foucault, y consiste en detectar cuándo se ven alineadas.

- **Mínimo reconocible.** El observador tiene que reconocer formas, detalles y orientaciones en los objetos. Esta es la conocida AV clínica porque se suelen usar como test objetos con detalles o características que tienen que reconocerse. A la hora de medir la AV se suelen utilizar letras, números o formas denominadas optotipos que se van haciendo progresivamente más pequeños hasta llegar al máximo reconocible.

2.2. Optotipos para la medida de la Agudeza Visual

La cuantificación de la AV se realiza en función del ángulo que subtende el detalle más pequeño que el observador puede resolver medido desde su ojo (Figura 1).

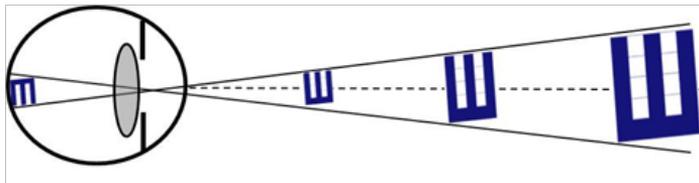


Figura 1: Ojo humano y Agudeza Visual.

El Mínimo Ángulo de Resolución (MAR) definido como el mínimo ángulo que pueden subtender dos puntos para que puedan ser resueltos por el ojo es:

$$\tan(MAR) = \frac{h}{d} \rightarrow AV_d = \frac{1'}{MAR}$$

Siendo h la mínima separación discernible en el objeto y d la distancia de observación (Figura 2). Entendiendo la AV como el poder separador de dos objetos, se define la AV_d (decimal) como se indica en la ecuación. A mayor capacidad de resolución, MAR menores y por lo tanto AV mayores siendo normales los valores de AV iguales o mayores a 1. Se puede observar que las unidades de MAR son minutos de arco y la AV es adimensional.

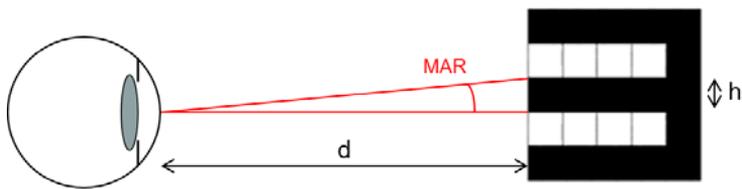


Figura 2: Definición de Agudeza Visual.

La Figura 3 muestra la construcción de un optotipo de la letra E de Snellen y C de Landolt en 5x5. La altura y la anchura de los optotipos ocupa 5 cuadros por lo que subtenden un ángulo de 5 MAR para una AV=1. Normalmente la distancia a la que se colocan los optotipos para la medida de visión lejana es de 6m aunque hay test diseñados para cualquier otra distancia dependiendo de las dimensiones de la habitación donde se haga la prueba.

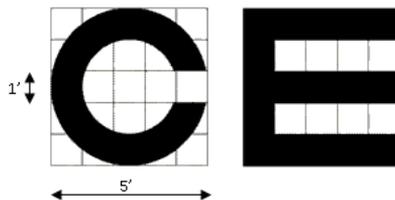


Figura 3: Construcción de distintos optotipos para la medida de la Agudeza Visual.

Otra forma clásica de definir la AV es con la notación de Snellen (Figura 4), se expresa como el cociente entre la distancia del objeto al observador, d , respecto de la distancia d_0 a la que realmente ese detalle subtende un ángulo de 1 minuto de arco. Como la prueba suele hacerse a 6m/ 20 ft, el numerador de la fracción es 6 o 20 respectivamente: $AV_s = \frac{d}{d_0}$

E	1	20/200
F P	2	20/100
T O Z	3	20/70
L P E D	4	20/50
P E C F D	5	20/40
E D F C Z P	6	20/30
<hr style="border: 2px solid green;"/>		
F E L O P Z D	7	20/25
D E F P O T E C	8	20/20
<hr style="border: 2px solid red;"/>		
L E F O D P C T	9	
F D P L T C E O	10	
P E Z O L C F T D	11	

Figura 4: Optotipo de Snellen.

Otra definición de la AV está basada en el logaritmo del MAR. Esta carta se denomina carta de Bailey-Lovie y en esta escala los valores de agudeza varían entre 1 y 0 mientras que en la AV decimal lo hacían entre 0 y 1 respectivamente.

$$\text{Log(MAR)} = \text{Log}(1'/AV_d)$$

Esta carta puede resultar poco intuitiva porque valores negativos corresponden con un buen valor de AV. Para resolver este problema propuso otra carta de AV que se denominó razón de agudeza visual (VAR, del inglés *Visual Acuity Rating*):

$$\text{VAR} = 100 - 50\text{Log(MAR)}$$

Tabla 1: Equivalencias entre criterios de medida de la Agudeza Visual.

AVd	AVs (m)	AVs (ft)	Log MAR	VAR
2.00	6/3	20/10	-0.3	115
1.50	6/4	20/12	-0.2	110
1.20	6/5	20/16	-0.1	105
1.00	6/6	20/20	1	100
0.80	6/8	20/25	0.1	95
0.60	6/10	20/30	0.2	90
0.50	6/12	20/40	0.3	85
0.40	6/15	20/50	0.4	80
0.30	6/20	20/60	0.5	75
0.25	6/24	20/80	0.6	70
0.20	6/30	20/100	0.7	65
0.15	6/40	20/125	0.8	60
0.125	6/50	20/160	0.9	55
0.10	6/60	20/200	1.0	50

En la Tabla 1 pueden verse las equivalencias entre las distintas tablas para la medida de la AV.

2.3. Factores que afectan la agudeza visual

La realización de la medida de la AV es un proceso sencillo y rutinario pero existen una serie de factores que afectan dicha medida y que es necesario conocer para valorar si han afectado a la medida y en qué grado.

Factores que dependen del sistema visual

En este apartado se incluyen factores que influyen en la formación de imágenes a través del sistema visual, los más importantes son:

- **Aberraciones y difracción.** Se produce un desenfoque que hace que el observador no sea capaz de ver los detalles más finos y existe disminución de la AV.
- **Diámetro pupilar.** En diámetros menores de 2mm aparece difracción mientras que en diámetros mayores de 5mm influyen las aberraciones. Los mejores resultados de AV se obtienen con valores pupilares intermedios.

Factores que dependen del optotipo y de las condiciones ambientales

La elección de un optotipo y la preparación del gabinete para la correcta toma de la AV son extremadamente importantes, no controlar los parámetros que se indican a continuación hará que el resultado de la medida de agudeza no sea exacto.

- **Carta de optotipos.** El uso de un tipo de carta de optotipos para la medida de la AV será determinante en el resultado final. El uso de cartas de letras, números o símbolos darán AV ligeramente superiores que con las cartas de C de Landolt o la E girada o tumbada de Snellen. Del tipo de optotipo depende su identificación, por ejemplo, se reconocen mejor detalles verticales que horizontales al igual que influye el número de optotipos en una línea o si se evalúan de forma individual o agrupados.
- **Luminancia.** En luminancias altas se encontrarán valores de AV mayores. En condiciones de iluminación fotópicas las normas establecen que los optotipos proyectados deben tener una iluminancia de 480-600lux y los retroiluminados de 120-150cd/m².
- **Contraste.** Las cartas de optotipos tienen letras negras sobre fondo blanco. El contraste se define a partir de los valores de luminancia máxima (L_{max}) y mínima (L_{min}) facilitados por las partes blancas y negras de la carta respectivamente.

$$C = \frac{L_{max} - L_{min}}{L_{max} + L_{min}}$$

Se suele recomendar que el contraste mínimo se sitúe como mínimo en 0.9 debido a que la AV disminuye con la raíz cuadrada del contraste del optotipo.

Factores fisiológicos

Otro conjunto de factores que influye en el resultado de la AV son aspectos fisiológicos de cada individuo tales como la estructura de la retina y la distribución de los fotorreceptores.

- **Localización de los fotorreceptores.** El tamaño y la localización de conos y bastones supone una limitación en la AV del ojo. En la zona foveal retiniana están los conos en una densidad mucho más alta que en la retina periférica donde aparecen los bastones (Figura 5). Consecuencia de esto es que en la retina central la AV será máxima e irá decreciendo a medida que se pasa a la retina periférica.



Figura 5: Ojo derecho. Fondo de ojo de un sujeto sano.

- **Distribución de la retina.** En un ojo sano la AV será máxima en la fóvea e irá disminuyendo al aumentar la excentricidad de la retina, aproximadamente a 10° de la fóvea la AV se reduce a un tercio de su valor máximo.

2.4. Medida de la agudeza visual

Clínicamente la AV se mide sin corrección (AV_{sc}), con corrección (AV_{cc}) y si es necesario con agujero estenopeico. Habitualmente se miden ambos ojos de forma monocular y por último binocularmente. Se anota la AV de la última línea de letras medida correctamente junto con el número de letras reconocidas en caso de no ser la línea completa. Por ejemplo, 0.8^{+2} indica que ha leído correctamente toda la línea de AV 0.8 y 2 letras más de la siguiente línea de agudeza. El procedimiento para la medida de la AV de lejos se indica en la Figura 6.

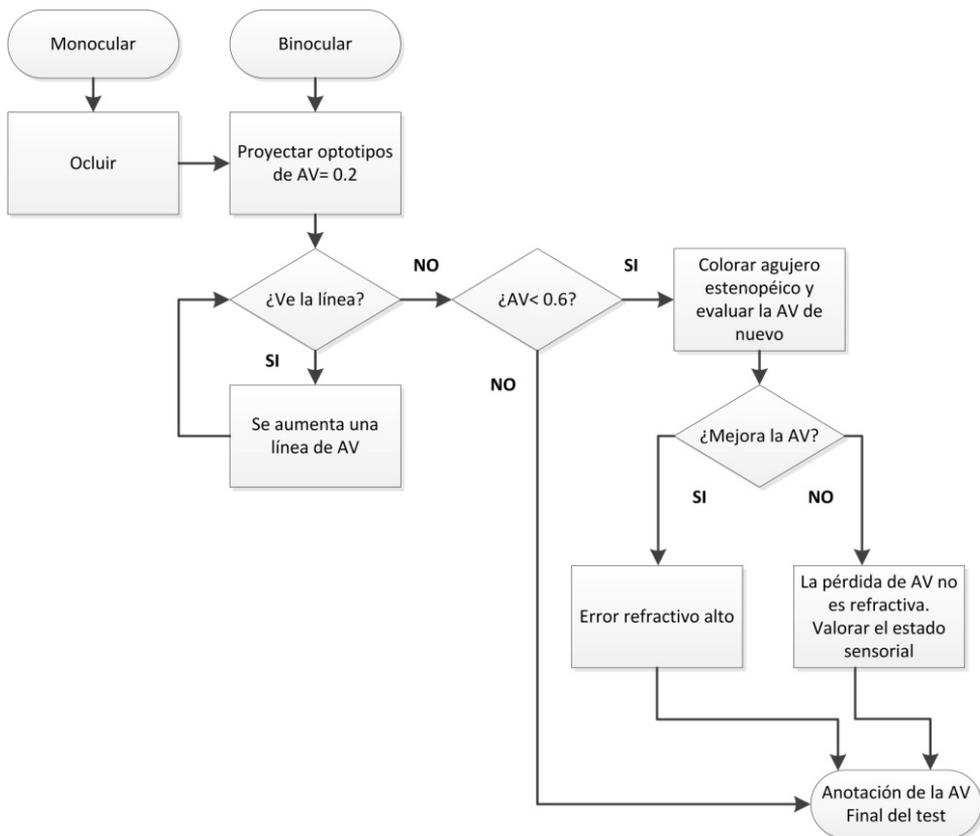


Figura 6: Diagrama de flujo para la medida de la Agudeza Visual.

Para la medida de la AV de cerca hay que utilizar las cartas de optotipos de cerca y colocarlos a la distancia de trabajo del usuario final. Hay optotipos que ya vienen con líneas de AV para 33cm o 40cm que son distancias habituales. Normalmente estos optotipos no consisten en figuras sino en frases o párrafos similares a los que se encuentran en libros.

2.5. Resumen

- La AV es un parámetro que se mide para conocer el estado refractivo y de salud ocular del paciente.
- La AV se mide en visión lejana y/o en visión próxima.
- La AV se mide de forma monocular, primero ojo derecho y luego ojo izquierdo, y finalmente binocular.
- Hay condiciones ambientales, fisiológicas y oculares que pueden influir en el valor final de la AV.

2.6. Bibliografía

- Benjamin WJ. *Borish's Clinical Refraction*. 1.st ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1998.
- Furlan W. *Fundamentos de optometría. Refracción ocular*. 1ª ed. Valencia: Universidad de Valencia; 2000.
- Grosvernor TP. *Primary Care Optometry*. 2.nd ed. New York: Professional Press; 1989.
- Martín Vecilla. *Manual de Optometría*. 1ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2011.
- Montés-Micó R. *Optometría. Principios básicos y aplicación clínica*. 1ª ed. Barcelona: Elsevier España; 2011.

CAPÍTULO 3: Refracción

Ana Isabel Sánchez Cano

OBJETIVOS

- Conocer los distintos procedimientos para realizar la refracción objetiva.
- Entender la diferencia de refracción objetiva y refracción subjetiva.
- Conocer el procedimiento para realizar la refracción subjetiva en visión lejana y también en visión próxima.

CONTENIDO

3.1 Refracción objetiva

3.2 Refracción subjetiva en visión lejana

3.3 Refracción subjetiva en visión próxima

3.4 Resumen

3.5 Bibliografía

3.1. Refracción objetiva

La determinación del estado refractivo de un sujeto puede hacerse con métodos objetivos y métodos subjetivos. Con la refracción objetiva, el examinador determina la refracción sin que sea necesaria la respuesta subjetiva del individuo. A continuación se van a explicar distintos métodos ampliamente utilizados para evaluar el error refractivo objetivo.

Retinoscopía estática

La retinoscopía estática es una técnica de refracción objetiva con el ojo desacomodado. Conocida como esquiascopia, se basa en la observación de las sombras y sus movimientos que se ven en la pupila del sujeto cuando se proyecta la luz del retinoscopio hacia el fondo del ojo. El retinoscopio consta de un cabezal, un mango donde se sitúa la fuente de alimentación y un mando móvil con el que se puede variar:

- El ancho de la franja
- El tipo de espejo (plano o cóncavo)
- La rotación de la franja a cualquier meridiano
- Intensidad de la luz emitida (apagado- máxima luminosidad)

Los retinoscopios tienen dos posiciones, al desplazar el mando móvil hacia una posición se pasa a espejo cóncavo (luz convergente), y hacia otra posición a espejo plano (luz divergente). Según el movimiento de las sombras se utiliza distinto tipo de lentes para neutralizar el movimiento del reflejo dependiendo del tipo de espejo que se esté empleando, ver Tabla 1.

Tabla 1: Movimiento de las sombras del retinoscopio.

Movimiento observado	Espejo plano	Espejo cóncavo
Directo	Lente positiva	Lente negativa
Inverso	Lente negativa	Lente positiva

Antes de comenzar la retinoscopía, el examinador debe de establecer su distancia de examen que va a depender de la longitud de sus brazos. En la refracción en visión lejana el valor de la distancia de examen es clave puesto que su inversa da la vergencia de examen que es, en general, el valor que se ha de descontar a la potencia de las lentes añadidas en la neutralización del movimiento del reflejo retinoscópico para obtener la refracción objetiva del individuo.

Procedimiento para la realización de la retinoscopía

- La retinoscopía se comienza dirigiendo la luz hacia la pupila y moviendo la franja de luz de un lado a otro de esta para observar el movimiento de las sombras. Las sombras son directas cuando el movimiento que se le da a la franja de luz procedente del retinoscopio va en la misma dirección que el reflejo procedente de la retina. Cuando van en direcciones opuestas se tienen sombras inversas. Figura 1.

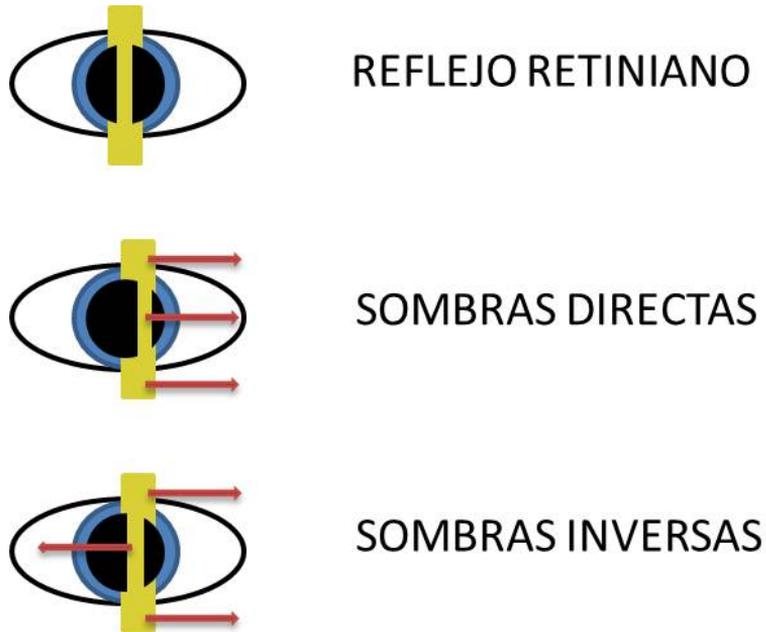


Figura 1: Reflejo retiniano en la retinoscopía.

- Se neutralizan las sombras por medio de lentes hasta que no se aprecie movimiento. El punto neutro se consigue cuando no se observa movimiento en el reflejo pupilar al desplazar la franja de luz, y la pupila se ilumina y oscurece de forma repentina. Figura 2.

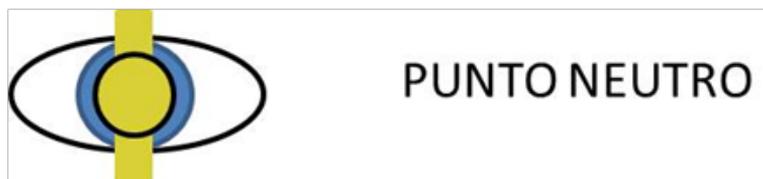


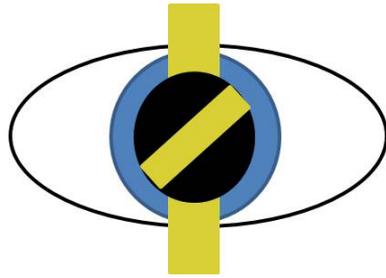
Figura 2. Reflejo retiniano en el punto neutro.

- La retinoscopía bruta es el valor total de la potencia de la lente que se ha tenido que añadir para neutralizar el reflejo.

La retinoscopía neta o refracción objetiva en visión lejana es igual al valor que resulta de restar a la retinoscopía bruta el valor de la vergencia de examen. Obviamente también se podría obtener la refracción objetiva directamente del valor de la retinoscopía bruta, anteponiendo al ojo examinado desde el principio del examen la llamada lente de trabajo que tienen los forópteros, o una lente del valor adecuado en la gafa de prueba, dando directamente la retinoscopía neta.

Además de la dirección en la que se mueven las sombras con respecto a la franja del retinoscopio, hay que observar otras características del reflejo, como la velocidad, el brillo o la anchura de este. Cuanto más veloz, más intenso y más estrecho, más cerca es está del punto neutro. En el caso de errores refractivos astigmáticos, se encuentran dos reflejos distintos en cuanto a velocidad, brillo, anchura e incluso con direcciones opuestas en cada meridiano principal. Para observarlo se debe girar la franja del retinoscopio los 360°. Para localizar el eje del cilindro hay que fijarse en los siguientes fenómenos:

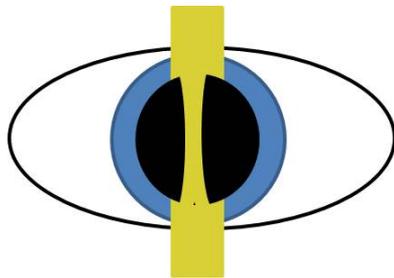
- Rotura: En los errores refractivos esféricos no aparece este fenómeno de rotura. En los astigmáticos al girar la franja el reflejo no formará siempre una línea continua con la imagen proyectada sobre la pupila, será en ocasiones una línea quebrada. Para encontrar los meridianos principales se gira la franja hasta colocarla paralela a la imagen de la franja proyectada (Figura 3).



FENÓMENO DE
ROTURA

Figura 3: Fenómeno de rotura del reflejo retiniano en la retinoscopia.

- Anchura: la anchura permanece constante en errores esféricos pero no ocurre lo mismo en el caso de errores astigmáticos (Figura 4).



FENÓMENO DE
ANCHURA

Figura 4: Anchura del reflejo retiniano en la retinoscopia.

Realización práctica de la retinoscopia

La realización de la retinoscopia requiere de unos preparativos previos de la consulta para la realización del procedimiento.

- Iluminación atenuada.
- El sujeto estará sin corrección o ligeramente miopizado.
- Los ojos del individuo han de encontrarse a la misma altura que los del examinador.

- Se proyecta un optotipo no acomodativo y el examinador debe situarse a la distancia de examen de modo que el sujeto pueda ver el optotipo con el ojo que no se explore en ese momento.
- Se sostiene el retinoscopio con una mano de forma que con el pulgar se pueda cambiar la posición del mando móvil y pasar de espejo plano a cóncavo o girar la franja. Durante la retinoscopía el examinador utiliza el ojo derecho para examinar el ojo derecho del sujeto sujetando el retinoscopio con la mano derecha y el ojo izquierdo para examinar el ojo izquierdo del paciente sujetándolo con la izquierda.
- El procedimiento se detalla en la Figura 5 para refracciones esféricas y en la Figura 6 para refracciones astigmáticas.

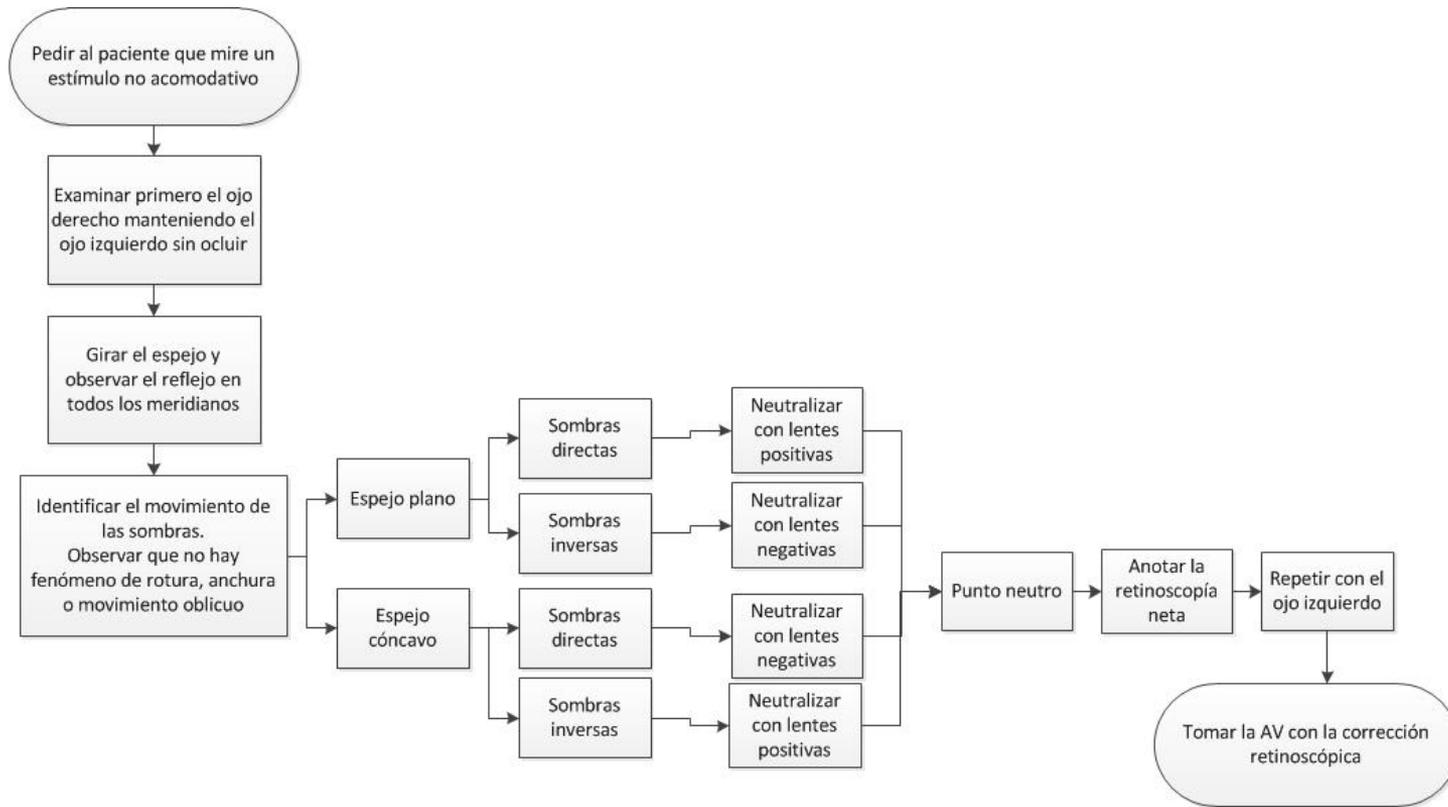


Figura 5: Diagrama de flujo para la realización de la retinoscopia en ametropías esféricas.

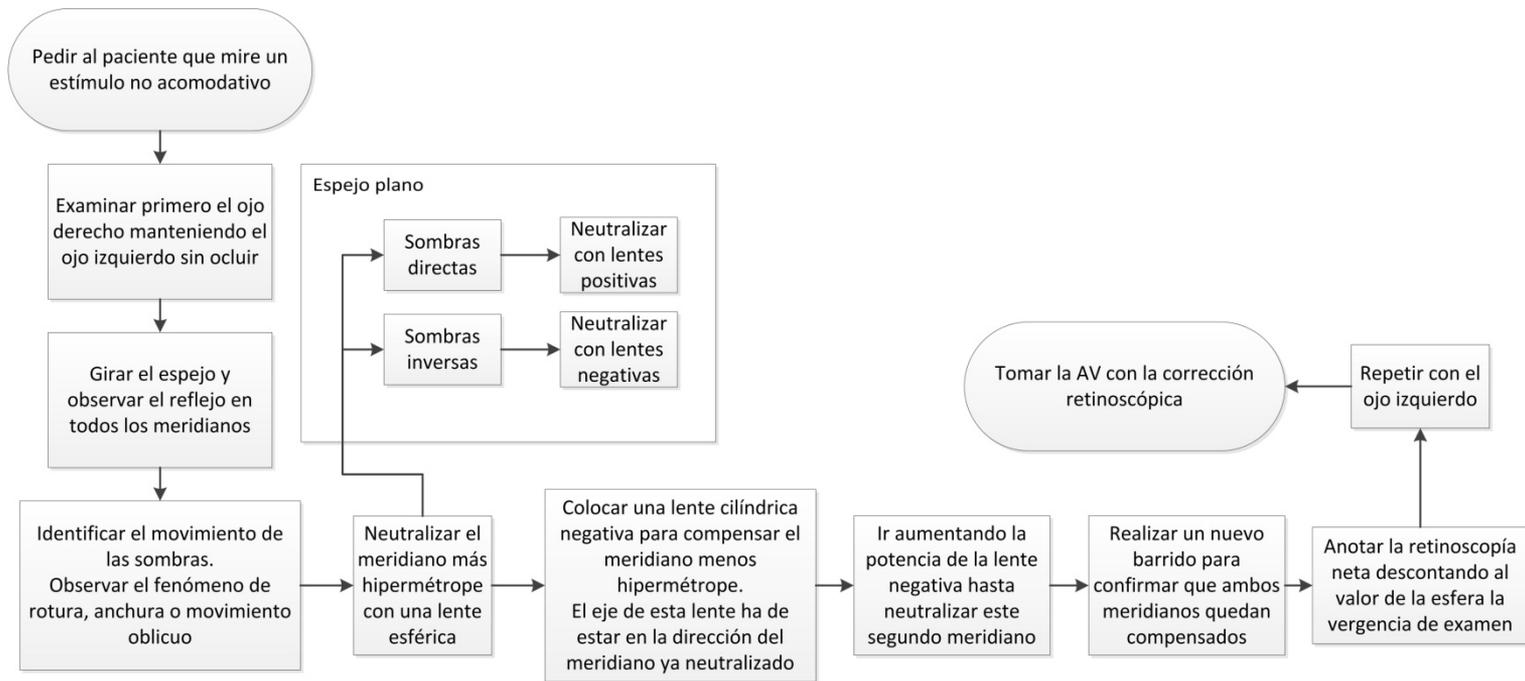


Figura 6: Diagrama de flujo para la realización de la retinoscopia en ametropías astigmáticas.

Autorrefracción y aberrometría

En la actualidad hay equipos comerciales que dan la refracción objetiva sentando al individuo cómodamente sin más intervención por parte del examinador. Los fundamentos de este tipo de aparatos van más allá de las pretensiones de este capítulo. Se recomienda ver el manual de usuario que cada examinador disponga y seguir las instrucciones de uso de cada equipo en concreto.

3.2. Refracción subjetiva en visión lejana

El procedimiento de refracción subjetiva tiene como objetivo final encontrar el valor esférico cilíndrico que corrija la ametropía de un determinado paciente. Se indican los pasos que se han de seguir para una correcta prescripción a un sujeto determinado.

Refracción subjetiva monocular

Se describe con detalle cada uno de los pasos a seguir en el procedimiento de la refracción subjetiva monocular en visión lejana partiendo siempre de la refracción objetiva esférica cilíndrica que se puede obtener por retinoscopía, autorrefractómetro, aberómetro...o cualquier otro método disponible. Todos los pasos que se explican se hacen en primer lugar para el ojo derecho manteniendo ocluido el ojo izquierdo y luego se repiten en el ojo izquierdo ocluyendo el derecho. En los casos en los que el individuo no mejora su AV puede utilizarse el agujero estenopeico para comprobar que si el defecto es refractivo mejorará su agudeza mientras que si son causas no refractivas no mejorará.

- El sujeto se sienta cómodamente.
- Ajustar la gafa de pruebas o el foróptero lo mejor posible en la cara de la persona:
 - Distancia interpupilar de lejos del sujeto.
 - Longitud de las varillas.
 - Altura de la montura ajustando el puente.
 - Ángulo pantoscópico y nivel de la montura.
- Iluminación normal.
- Proyectar el optotipo de menor AV que se disponga.
- Miopizar al sujeto con una lente de +1.50D.
- Reducir la potencia esférica en pasos de 0.25 hasta que alcance la máxima agudeza visual con la máxima esfera positiva. A cada paso debe mejorar aproximadamente una línea de AV.
- Continuar hasta que no exista mejora alguna en AV al restar potencia. No se debe reducir más positivos cuando no gana una línea más aunque el sujeto la vea mejor.
- Ajuste fino del cilindro. Se utilizan los Cilindros Cruzados de Jackson (CCJ) que es una lente esferocilíndrica donde la potencia del cilindro es el doble que la esfera y de signo contrario (Figura 7).



Figura 7: Imagen de los Cilindros Cruzados de Jackson.

- Pedir al individuo hasta que mire dos líneas por debajo de su mejor agudeza visual con esferas.
- Informar al sujeto que se le van a ofrecer dos imágenes en secuencia de modo que con ellas verá más borroso. Se le informa que ha de responder de manera rápida cuál de las dos percibe con una mayor /menor borrosidad.
- Seguir el procedimiento que se expresa en los diagramas de flujo:
 - Determinación del eje del cilindro compensador. Figura 8.
 - Determinación de la potencia del cilindro compensador. Figura 9.
 - Si la primera elección tras introducir los CCJ es que ve mejor con cilindro positivo entonces uno de los meridianos principales no está miopizado en tal caso se aumentan

esferas hasta miopizar completamente ambos meridianos principales.

- Por cada $-0.50D$ de cilindro añadido al emplear los CCJ añadir $+0.25D$ a la esfera y del mismo modo, por cada $+0.50D$ de cilindro, poner $-0.25D$ de esfera.
- Comprobar que se alcanza la máxima AV monocular.
- Repetir con el ojo contralateral.
- Equilibriobiocular. Es una técnica que se utiliza para igualar el estímulo de acomodación de ambos ojos, relajándolo al máximo. Se caracteriza por la ausencia de fusión porque se presenta estímulos diferentes a cada ojo usando prismas, filtro rojo o polarizados, que el sujeto tiene que comparar en términos de nitidez. Una vez identificada la mejor imagen se añade $+0.25D$ en ese ojo para igualar borrosidades.
- Equilibrio binocular. Colocar la corrección óptica en ambos ojos y medir la agudeza visual binocular que ha de ser igual o mejor que las monoculares. Con este procedimiento se pretende encontrar la fórmula más positiva con menor cantidad de cilindro y menos anisometropía que proporcione la máxima agudeza visual, buena fusión y visión binocular.

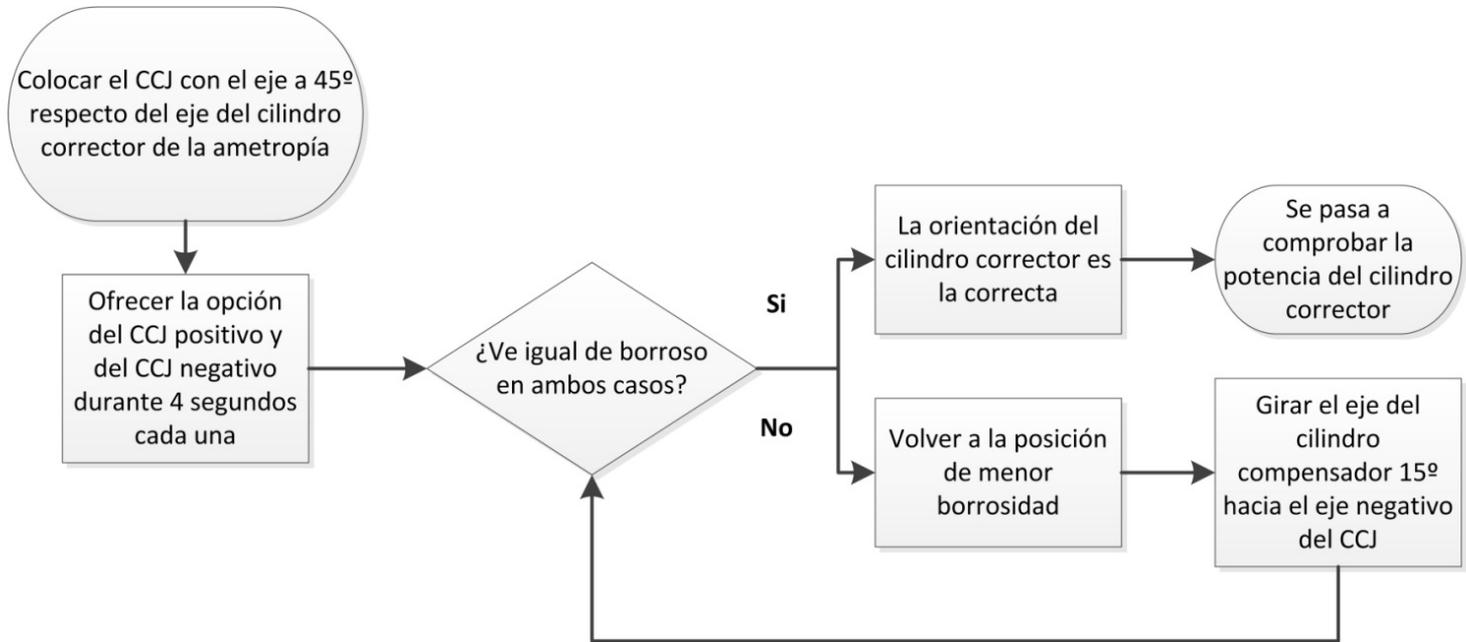


Figura 8: Diagrama de flujo para el ajuste del eje del cilindro corrector de la ametropía.

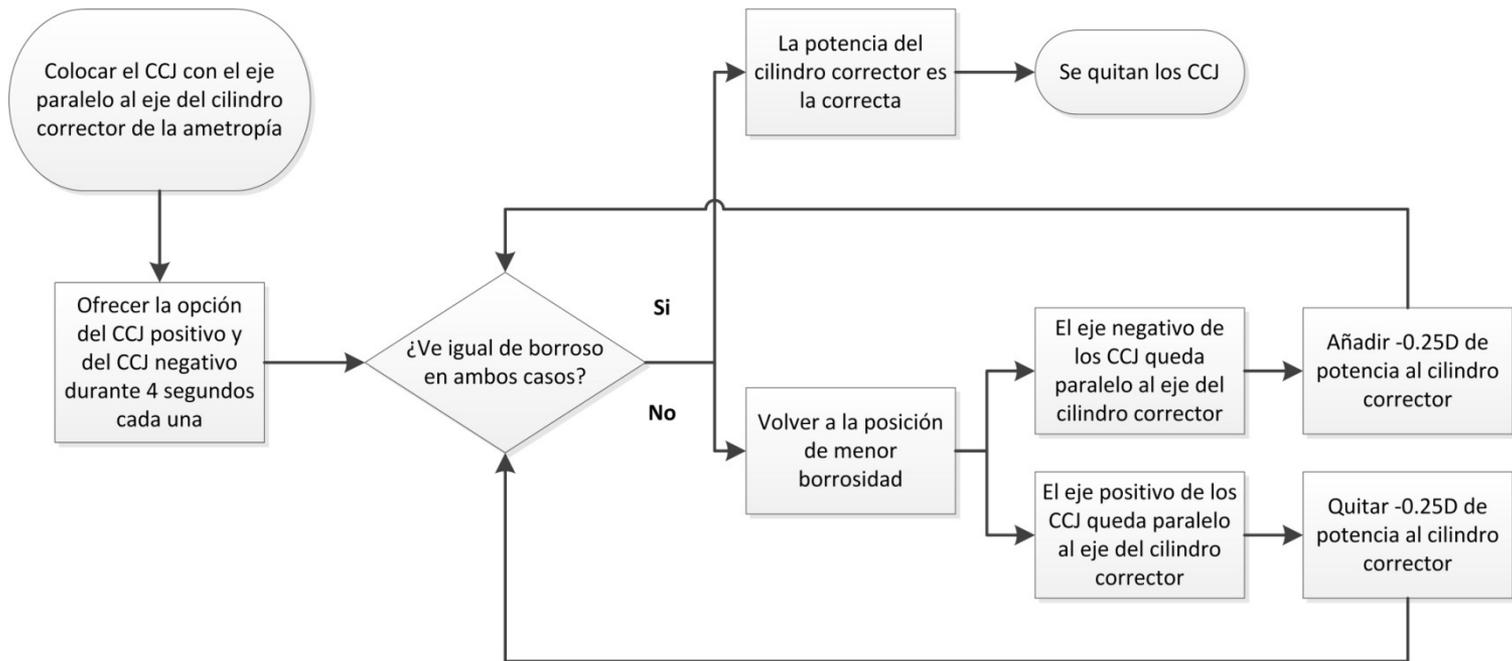


Figura 9: Diagrama de flujo para el ajuste de la potencia del cilindro corrector de la ametropía.

3.3. Refracción subjetiva en visión próxima

En los sujetos presbíteros es necesario el uso de una adición para focalizar en distancias próximas como consecuencia de las limitaciones que sufre el sistema acomodativo a partir de los 40-45 años aproximadamente. Esta adición normalmente será un valor esférico positivo, el mismo para ambos ojos y para su medida será necesario que:

- El sujeto amétrope lleve su corrección de visión lejana.
- Utilizar la distancia habitual de trabajo del individuo.

Método de tanteo

- Iluminación de la consulta normal y con luz auxiliar para iluminar homogéneamente el test.
- La prueba puede hacerse monocular o binocular.
- Tener en cuenta la edad y el estado refractivo, Tabla 2. Introducir lentes positivas en pasos de +0.25D hasta alcanzar una AV de la unidad.
- Comprobar en gafa de prueba la corrección y el recorrido de visión clara del sujeto, es decir, pedir a la persona que se acerque el test hasta que lo vea borroso y que se lo aleje hasta que lo vuelva a ver borroso. La distancia de trabajo debe estar en la mitad de este intervalo, si no es así, sumar o restar 0.25 de adición.

Tabla 2: Adición aproximada en función de la edad del sujeto.

Edad	Miopía Emetropía	Hipermetropía baja	Hipermetropía alta
38-43	0	+0.75	+1.25
44-49	+0.75	+1.25	+1.75
50-56	+1.25	+1.75	+2.25
57-62	+1.75	+2.25	+2.50
>63	+2.25	+2.50	+2.50

3.4. Resumen

- La precisión en la realización de la refracción objetiva es importante para que sea un punto de partida fiable de la refracción subjetiva.
- La refracción objetiva, en sus distintas modalidades, es útil para encontrar el error refractivo. En sujetos no colaboradores la retinoscopía es la técnica más eficaz de refracción objetiva.
- La refracción en visión lejana y en visión próxima puede realizarse en foróptero y en gafa de prueba. La gafa de prueba presenta la ventaja de que es posible ver el lenguaje corporal del sujeto al que se refracciona y actuar en consecuencia.
- La prescripción en visión próxima ha de realizarse para la distancia de trabajo habitual del paciente, esta distancia variará de un sujeto a otro. Independientemente de la forma en la que se realice la corrección en cerca siempre es necesario comprobar la prescripción en gafa de prueba.

3.5.Bibliografía

- Benjamin WJ. *Borish's Clinical Refraction*. 1.st ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1998.
- Carlson NB, Kurtz D, Heath D, Hines C. *Procedimientos Clínicos en el Examen Visual*. Madrid: Ediciones Genova, 1990.
- Furlan W. *Fundamentos de optometría. Refracción ocular*. 1ª ed. Valencia: Universidad de Valencia; 2000.
- Grosvernor TP. *Primary Care Optometry*. 2ª ed. New York: Professional Press; 1989.
- Martín Vecilla. *Manual de Optometría*. 1ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2011.
- Montés-Micó R. *Optometría. Principios básicos y aplicación clínica*. 1ª ed. Barcelona: Elsevier España; 2011.

CAPÍTULO 4: Aberraciones ópticas

Justo Arines Piferrer

OBJETIVOS

- Comprender el concepto de aberración óptica.
- Conocer el origen de las aberraciones ópticas.
- Entender la descripción matemática de las aberraciones ópticas.
- Interpretar las distintas formas de representar las aberraciones.
- Comprender los distintos tipos de aberraciones.
- Conocer distintos sistemas de medida de aberraciones ópticas.
- Entender la influencia de las aberraciones sobre la calidad de imagen y Agudeza Visual.

CONTENIDO

- 4.1 Definición de aberración óptica**
- 4.2 Presentación de las aberraciones ópticas**
- 4.3 Factores que afectan a la estimación de los polinomios de Zernike**
- 4.4 Características y origen de las aberraciones oculares**
- 4.5 Medida de aberraciones ópticas**
- 4.6 Aberraciones y calidad de imagen (AV, exploración del ojo, alteración causada por cirugía)**
- 4.7 Resumen**
- 4.8 Bibliografía**

4.1. Definición de aberración óptica

Según la norma española la aberración óptica o error de frente de onda es la longitud de camino óptico (es decir, el índice de refracción multiplicado por la distancia de propagación) entre un frente de onda plano en la pupila de entrada del ojo, y el frente de onda de la luz que emerge del ojo procedente de una fuente puntual situada en la retina. Dicha función bidimensional se expresa comúnmente en coordenadas cartesianas o polares debido a la forma de la pupila humana. Por otra parte, la diferencia de camino óptico (OPD, *optical path difference* en inglés) es el valor negativo del error de frente de onda.

Las aberraciones se clasifican en dos grupos, aberraciones de bajo orden (correspondientes a desenfoque, astigmatismo y prismas) y aberraciones de alto orden (aquellas que para su descripción necesitan polinomios de grado mayor que 2): coma, esférica, trebol...

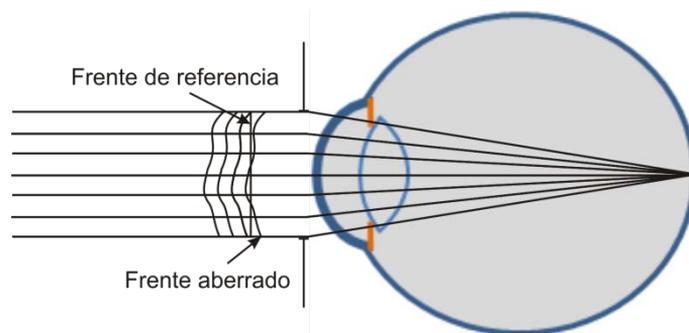


Figura 1: El error de un frente de onda que emerge del ojo.

4.2. Representación de las aberraciones ópticas

El estándar internacional establecido para describir las aberraciones ópticas oculares determina el uso de la base ortonormal de polinomios de Zernike. Esto significa que cualquier aberración se va a poder representar mediante la expresión

$$W(u, v) = \sum_{n,m} a_n^m Z_n^m(u, v) \text{ donde } u, v \text{ son unas coordenadas genéricas}$$

que por ejemplo pueden representan tanto a coordenadas cartesianas como polares. Podemos interpretar, que la aberración del frente de onda se puede construir entonces sumando ingredientes conocidos (polinomios de Zernike) cuyas cantidades vienen determinadas por los coeficientes de Zernike a_n^m .

Los polinomios de Zernike se denotan por convenio de la siguiente forma Z_n^m donde n indica el grado del polinomio (potencia de la coordenada radial) y m la frecuencia acimutal (número de máximos que presenta). Distintos polinomios de esta base han recibido nombres que han dotado de significado clínico a lo que inicialmente era una formulación matemática: desenfoque, astigmatismo, coma, esférica, trifolio... En la tabla 1 presentamos una lista con algunos de los polinomios de Zernike con sus correspondientes nombres.

Tabla 1: Nombres de Polinomios de Zernike y notación empleada.

Nombre Común	Polinomio de Zernike
Pistón	Z_0^0
Prisma vertical	Z_1^{-1}
Prisma horizontal	Z_1^1
Astigmatismo oblicuo	Z_2^{-2}
desenfoque	Z_2^0
Astigmatismo	Z_2^2
Trifolio oblicuo	Z_3^{-3}
Coma vertical	Z_3^{-1}
Coma horizontal	Z_3^1
Trifolio horizontal	Z_3^3

En la siguiente figura 2 presentamos de forma gráfica los polinomios de Zernike recogidos en la tabla 1.

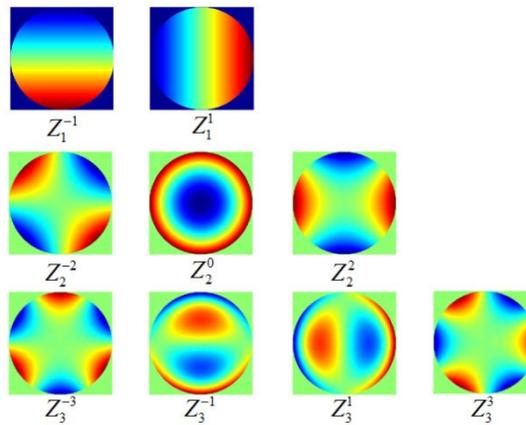


Figura 2: Representación en mapa de colores de los polinomios de Zernike listados en la tabla 1.

El uso de los polinomios de Zernike permite desgranar la aberración de frente de onda en sus constituyentes y saber así por ejemplo cuánto desenfoque, astigmatismo, o coma presenta el frente. Sin embargo para realizar este análisis es necesario calcular la magnitud a_{nm} y el eje α_{nm} de cada componente según las siguientes expresiones:

$$a_{nm} = \sqrt{(a_n^m)^2 + (a_n^{-m})^2} \quad \alpha_{nm} = \frac{a \tan\left(\frac{a_n^{-m}}{a_n^m}\right)}{|m|}$$

Otro parámetro que se emplea con gran frecuencia para cuantificar la magnitud de la aberración del frente de onda es el valor RMS (*root mean square error*). Éste se calcula como la raíz cuadrada del valor medio, calculado sobre la pupila, del cuadrado del error de frente de onda. También se obtiene de calcular el módulo del vector de coeficientes de Zernike ($RMS = \sum_{n,m}^{\infty} \sqrt{(a_n^m)^2}$) y por tanto nos da idea de la magnitud de la aberración del frente de onda.

Los datos de aberraciones de frente de onda se presentan de distintas formas: 1) como una lista de coeficientes de Zernike normalizados; 2) como un diagrama de barras que muestra los valores de los coeficientes de Zernike; 3) como un mapa topográfico de la superficie del frente de onda; 4) o en base a la imagen que las aberraciones proporcionarían de un objeto puntual (PSF del inglés *Point Spread Function*). La representación mediante mapas se realiza o bien en escala de grises o colores, presentando la aberración tanto de forma continua, como en formato “módulo

longitud de onda” en cuyo caso el gráfico presenta saltos separados entre ellos una longitud de onda. Esta forma de visualizar la aberración es muy útil para realizar una estimación de su magnitud sin más que contar el número de saltos que ésta presenta. En la figura 3 mostramos ejemplos de las diferentes formas de representar el error de frente de onda incluyendo datos extraídos de un aberrómetro comercial.

Normalized Zernike coefficients in microns @ 4.50 mm

ordering	value
0	2.38
1	-0.63
2	-0.03
3	-0.23
4	1.31
5	-1.01
6	0.16
7	-0.19
8	0.03
9	0.00



(a)

(b)

Figura 3: Lista de coeficientes proporcionada por un aberrómetro comercial; (b) representación gráfica del error de frente de onda y PSF.

A la hora de dar valores de los coeficientes de Zernike es obligado que como dato adicional se proporcione el radio de la pupila sobre la que se ha realizado la estimación de los mismos, ya que es un parámetro fundamental en el proceso de cálculo. Dicho

dato se debe dar en milímetros. Por otro lado la magnitud de los coeficientes de Zernike se debe expresar en micrómetros.

4.3. Factores que afectan a la estimación de los polinomios de Zernike

A la hora de comparar medidas obtenidas con distintos sistemas o en distintos momentos es importante conocer cuáles son los factores que pueden ocasionar, que aun midiendo la misma aberración de frente de onda, los coeficientes de Zernike presenten distinto valor.

- 1) Radio de la pupila sobre la que se hace la estimación distinto.
- 2) El ojo se haya rotado o trasladado respecto al instrumento de medida, o respecto a la posición correspondiente a la medida anterior.
- 3) Los puntos de muestreo del frente de onda hayan cambiado.
- 4) El número de polinomios de Zernike empleados en la reconstrucción del frente de onda sea distinto.

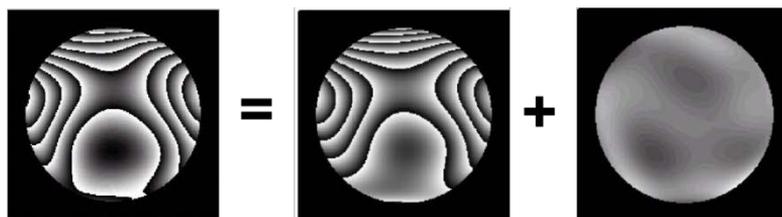
De modo que es importante tener en cuenta que debido a estos factores es posible que el mismo frente de onda aberrado pueda ser descrito por vectores de coeficientes de Zernike distintos.

4.4. Características y origen de las aberraciones oculares

La aberración ocular se puede dividir en dos componentes. Por una parte encontramos una componente de evolución temporal lenta, comúnmente denominada estática (principal responsable de la

aberración ocular) y por otro lado una componente de evolución temporal más rápida, conocida como componente dinámica. Las principales fuentes de estas aberraciones incluyen la lágrima, la córnea y el cristalino. Además de las aberraciones de primer y segundo orden (prismas, desenfoque y astigmatismo) que se corrigen con lentes oftálmicas o lentes de contacto, el ojo humano también presenta lo que denominamos aberraciones de alto orden provocadas por posibles irregularidades en sus superficies refractoras y a posibles descentramientos o inclinaciones relativas entre los distintos elementos ópticos oculares. De estas aberraciones de alto orden la principal causante es la córnea.

Por otra parte la componente dinámica presenta una magnitud sustancialmente inferior a la estática. Su fluctuación temporal se produce en intervalo de tiempos mucho menores que el segundo, por lo que sus fuentes deben mostrar cambios temporales de la misma escala de tiempos. Hasta el momento no se ha completado la identificación de todos los mecanismos involucrados, aunque algunos ya han sido identificados: la lágrima, posibles desplazamientos longitudinales de la retina debido a la presión vascular, movimientos oculares, y desplazamientos axiales y microfluctuaciones del cristalino inducidos tanto por la presión vascular como por la presión intraocular.



Error de frente de onda Componente estática Componente dinámica

Figura 4: El error de frente de onda del ojo humano es la suma dos componentes: 1) estática; 2) dinámica.

Las estadísticas poblacionales realizadas muestran también el valor medio de las distintas componentes de la aberración ocular, pudiéndose observar su decrecimiento a medida que avanzamos en el orden modal. Todos los estudios muestran la relevancia de las aberraciones de 2º orden (responsables del 90% de la aberración en pupilas de 5 mm) y 3º orden (8% del total de la aberración). También concluyen que el aumento del tamaño pupilar está correlacionado con un aumento significativo de la aberración y en particular con el de las componentes de orden alto.

En cuanto a la estadística temporal se conoce que: 1) la fluctuación temporal de las aberraciones es similar entre sujetos; 2) Se han observado fluctuaciones de la aberración de hasta 200 Hz; 3) la fluctuación está correlacionada con el ritmo cardiaco y respiratorio a través del cristalino presentando dos frecuencias de oscilación características a 2 Hz y 0.5 Hz respectivamente; 4) las aberraciones de alto y bajo orden cambian con la acomodación.

De las fuentes que originan la fluctuación y que han sido identificadas hasta el momento las de mayor relevancia son cambios en el cristalino (cambios provocados por microfluctuaciones de la

acomodación) y en la lágrima (se ha observado que ésta tarda entre 4-6 segundos en estabilizarse y generar por tanto el menor nivel de aberración). Desde un punto de vista práctico este dato implica que para hacer medidas de topografía corneal o de aberrometría ocular se debe pedir al paciente que parpadee y posteriormente esperar unos 5 segundos antes de tomar la medida, incluyendo este paso en los protocolos de medida empleados.

Otro elemento importante en la estadística temporal de la aberración ocular, que está relacionado con el cristalino, es el proceso de fijación. Durante la medida de aberraciones oculares el sujeto debe fijar a un punto o un objeto, de forma que se espera que mantenga constante su estado refractivo (y por tanto su acomodación). Pero es sabido que el ojo sufre microfluctuaciones de la acomodación, no sólo involuntarias como las inducidas por el ritmo cardiaco y respiratorio, sino también pseudocontroladas, relacionadas con el proceso de fijación, proceso en el que se trata de obtener y mantener la mejor calidad de imagen. Este proceso depende entre otros factores de la ametropía del sujeto, del tipo de test de fijación y de su luminancia. Así que la capacidad de fijación será otro factor a tener en cuenta en el análisis temporal.

Es importante tener en mente qué sucede con las aberraciones oculares a medida que nos separamos de la fovea. Distintos estudios reconocen una disminución significativa de la calidad de la imagen debido al aumento de la aberración esférica y astigmatismo, aumentando cuadráticamente con la excentricidad.

Por otra parte la dispersión natural de la luz debida a los medios oculares provoca lo que se conoce como aberración

cromática axial. Esta aberración es la base de la diferencia refractiva encontrada al observar optotipos de distinto color (base sobre la que se apoya el test bicromático). La magnitud de esta aberración presenta una dispersión poblacional muy baja, siendo de 0.5D entre el verde-rojo y de 1D entre el azul-verde. Pero la dispersión inducida por los medios oculares también genera aberración cromática lateral (el aumento lateral del sistema óptico ocular depende de la longitud de onda o color de la radiación que se esté observando). Este fenómeno provoca la observación de bordes coloreados.

4.5. Medida de aberraciones ópticas

Para la medida de aberraciones ópticas se dispone actualmente de distintos sistemas comerciales, donde unos nos dan información sobre las aberraciones exclusivamente de la córnea (topógrafos) y otros de las aberraciones totales del ojo (aberrómetros). Con estos sistemas buscamos desviaciones de una determinada magnitud (gradiente, curvatura, altura...) respecto a un valor de referencia.

En el caso de los topógrafos la mayor parte extraen información de la curvatura de la córnea a partir de la deformación del patrón de franjas que sobre ella se proyecta (ver figura 5). A la hora de calcular las aberraciones los topógrafos necesitan imponer una forma de referencia a la córnea. Este punto es importante a la hora de comparar datos obtenidos mediante topógrafos distintos, ya que estos dependerán del modelo corneal que tengan implementado.

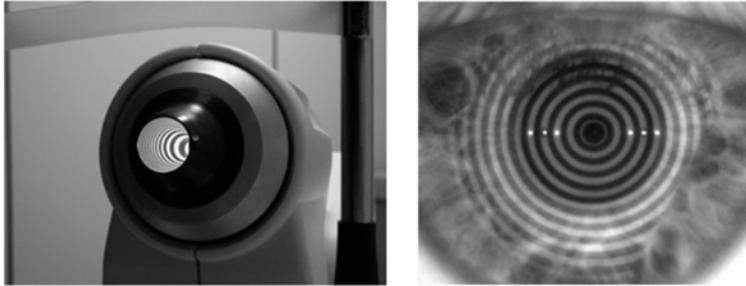


Figura 5: Imagen de la proyección de anillos topográficos sobre córnea.

Por su parte los aberrómetros extraen información sobre la pendiente local del frente de onda a partir del desplazamiento del diagrama de impactos obtenido respecto a unas posiciones de referencia (ver figura 6). Los datos de pendiente local son posteriormente integrados matemáticamente para obtener los coeficientes de Zernike. En la figura se muestra la pupila del paciente -círculo coloreado-, la matriz de microlentes que muestrea el frente de ondas (malla cuadrada). Los puntos del plano uv representan la imagen aberrométrica también conocida como diagrama de impactos.

Debido al proceso de medida y obtención de la información aberrométrica, tanto los datos topográficos como aberrométricos dependen de una serie de factores intrínsecos del propio instrumento: 1) la calidad de la cámara empleada en el registro de la imagen; 2) el modelo de córnea (en el caso de topógrafos); 3) la distribución y número de los puntos de muestreo; 4) y el algoritmo de estimación. Asimismo dependen de otros factores asociados al manejo del instrumento y el sujeto bajo estudio como: 1) enfoque y centrado del instrumento; 2) estado de la película lagrimal; 3)

estado acomodativo del ojo (sólo en caso de aberrómetros); 4) fijación del sujeto.

Actualmente el aberrómetro más usado es el Hartmann-Shack (o Shack-Hartmann según el orden en el que se recojan sus inventores). Este sistema emplea un conjunto de lentes de tamaño reducido (del orden de los cientos de micras) que muestrean la luz que emana de la pupila del paciente, proporcionándonos información del gradiente local del frente. Existe una variante de este dispositivo, el sistema de Trazado de Rayos Laser. Su funcionamiento es similar. Este sistema introduce un rayo de luz en el ojo por distintas partes de la pupila y observa la zona de la retina donde impacta. A partir del diagrama de impactos de todos los rayos determina la aberración presente en el ojo.

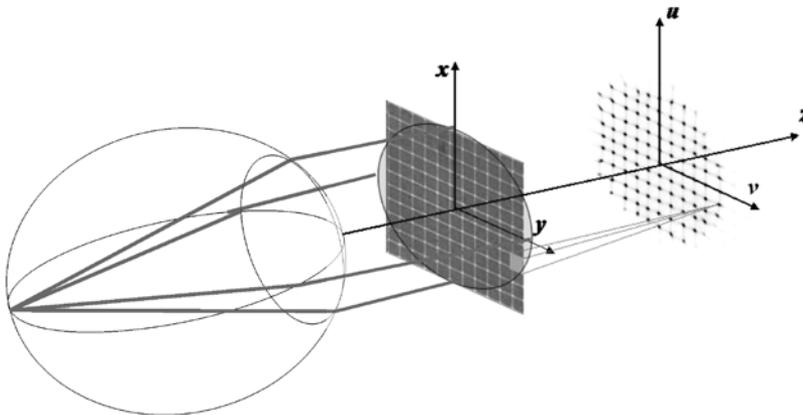


Figura 6: Esquema del funcionamiento de un sensor Hartmann-Shack.

4.6. Aberraciones y calidad de imagen (AV, exploración del ojo, alteración causada por cirugía)

Las aberraciones oculares, su excesiva magnitud o su progresión, pueden ser una herramienta diagnóstica de patologías oculares como por ejemplo el queratocono o la degeneración marginal pelúcida. Pero desde el punto de vista del paciente su mayor efecto es el deterioro de la calidad de imagen. Este deterioro se manifiesta en una pérdida de agudeza visual, pero también en una disminución de la calidad / resolución de las imágenes retinianas obtenidas con los instrumentos de exploración de fondo de ojo.

Para entender el efecto de las aberraciones sobre la formación de imagen tenemos que tener en cuenta que la imagen que se forma en la retina se puede describir matemáticamente como la convolución de la función respuesta de impulso del sistema (PSF) con la imagen geométrica que proporciona el ojo. Expliquemos que es la PSF y la convolución. Como se indicó anteriormente la PSF es la respuesta de impulso del sistema, esto es, como se ve un punto brillante a través de nuestro sistema (un punto brillante es por ejemplo una estrella del firmamento). Las aberraciones de nuestro ojo hacen que el punto brillante se vea como una mancha con una forma determinada (directamente relacionada con las aberraciones que presente el ojo). Así pues nuestro ojo con aberraciones provoca que un punto se vea como una mancha deformada. Si consideramos que los objetos que vemos están formados por puntos brillantes de distinto color e intensidad, podremos decir que nuestro ojo substituye cada punto brillante del objeto por una mancha deformada, provocando que al final la imagen sea borrosa.

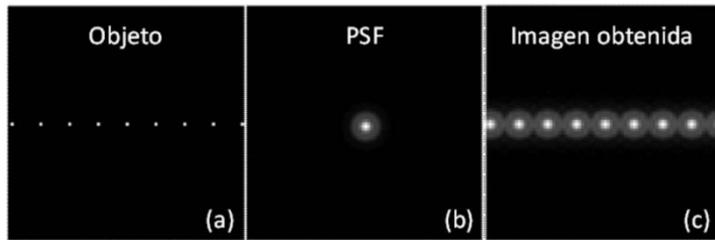


Figura 7: (a) Objeto; (b) PSF del ojo; (c) Imagen proporcionada por un ojo con desenfoco.

En la figura 7 mostramos un ejemplo de cómo las aberraciones emborronan la imagen que nuestro ojo nos ofrece. Escogemos para facilitar la comprensión un objeto formado por puntos independientes alineados (fig. 7a). La aberración que le suponemos al ojo es un desenfoco (como el que tendría un miope o un hipermetrope sin acomodar). En la fig. 7b mostramos como ve un punto ese ojo con desenfoco, se puede ver que el punto ahora es una mancha. En la fig. 7c vemos como sobre cada punto del objeto tenemos una mancha. Si en vez de tener puntos separados los tuviésemos muy juntos nos encontramos con que las manchas se solaparían dando lugar a una línea desenfocada como se puede ver en la figura 8.

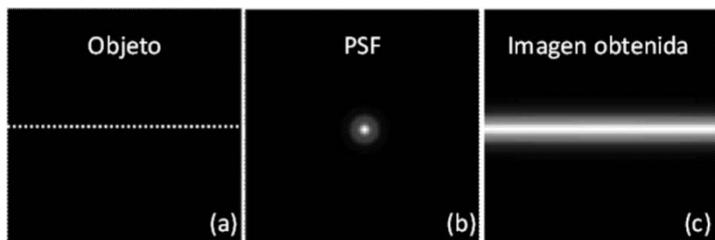


Figura 8: (a) Objeto; (b) PSF del ojo; (c) Imagen proporcionada por un ojo con desenfoco.

Sí en vez de un objeto sencillo como el empleado en las figuras 7 y 8 para ejemplificar el proceso de la convolución, lo que observa nuestro ojo desenfocado (miope o hipermetrope sin acomodar) es una escena compleja como por ejemplo un bosque, encontramos que se emborrona la imagen, como se muestra en la figura 9.

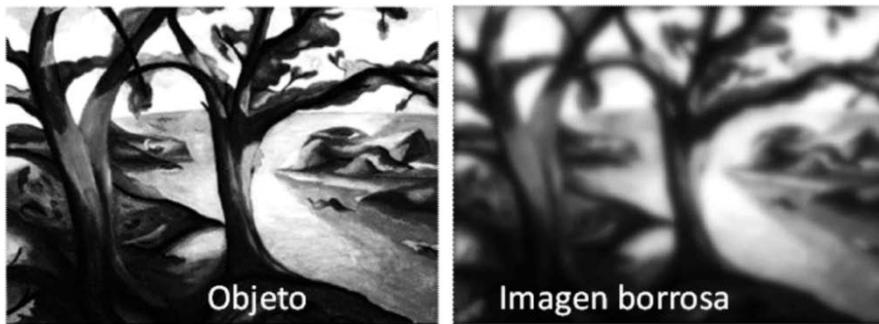


Figura 9: Escena natural desenfocada por la aberración ocular.

Esta implicación directa de las aberraciones sobre la PSF hace que muchas veces se use esta representación para visualizar el tipo y magnitud de aberraciones que presenta el ojo. Cuando representamos las focales del conoide Sturm en el caso de astigmatismos, o círculos borrosos en el caso de miopía o hipermetropía lo que realmente graficamos es la PSF del ojo. Cuanto mayor es la magnitud de la ametropía mayor es la extensión de la PSF y menor es la calidad de la imagen, por tanto la agudeza visual se verá reducida. Esta relación entre PSF y agudeza visual es cierta para aberraciones moderadas altas. Cuando las aberraciones son pequeñas la degradación de la imagen puede ser superada por la adaptación de nuestro cerebro a ver los objetos con ese grado de emborronamiento, de forma que sujetos con PSF de menor calidad

que otros pueden alcanzar mayores agudezas visuales. Pero debemos recalcar que esto sucede para aberraciones bajas.

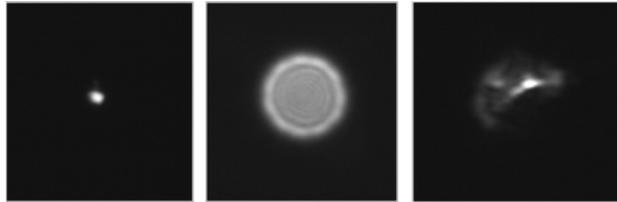


Figura 10: Ejemplos de PSF de ojos con aberraciones de distinta magnitud.

Por otra parte, si la imagen que se forma sobre la retina del sujeto se ve emborronada por las aberraciones del ojo, tendremos que estas aberraciones también degradarán las imágenes que se pretendan obtener del fondo de ojo con los distintos instrumentos oftalmológicos existentes. Esto ha generado un gran desarrollo tecnológico en técnicas de corrección de aberraciones como la óptica adaptativa gracias a las cuales se está pudiendo observar los fotorreceptores retinianos *in vivo*.

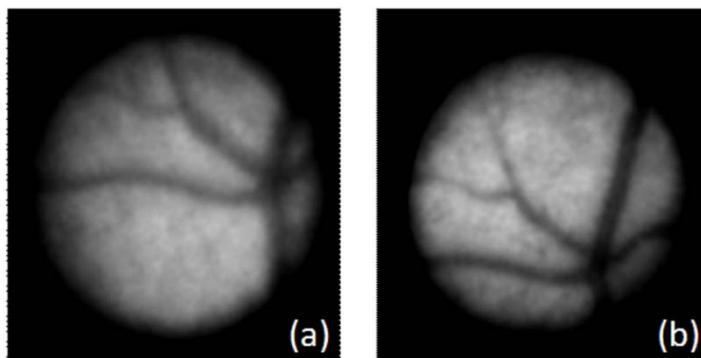


Figura 11: (a) Imagen de fondo de ojo degradada por el astigmatismo del paciente; (b) imagen tras corregir el astigmatismo.

Así como los ojos no patológicos presentan grados de aberración generalmente bajos (si descontamos las aberraciones de orden bajo) nos encontramos que cualquier alteración de tanto la córnea como del cristalino generan un aumento de estas aberraciones. Así pues es de esperar que en caso de una cirugía refractiva LASIK, una cirugía de cataratas o una queratotomía radial las aberraciones oculares de alto orden aumenten y por tanto la agudeza visual se pueda ver disminuida respecto a la que el paciente alcanzaba con su corrección con gafa.

4.7. Resumen

- El error de frente de onda es la longitud de camino óptico (es decir, el índice de refracción multiplicado por la distancia de propagación) entre un frente de onda plano en la pupila de entrada del ojo, y el frente de onda de la luz que emerge del ojo procedente de una fuente puntual situada en la retina.
- Las aberraciones se clasifican en dos grupos, aberraciones de bajo orden (correspondientes a desenfoque, astigmatismo y prismas) y aberraciones de alto orden (aquellas que para su descripción necesitan polinomios de grado mayor que 2)
- Las aberraciones ópticas oculares se expresan empleando la base ortonormal de polinomios de Zernike.
- El RMS nos informa de la magnitud de la aberración del frente de onda.

- El radio de pupila sobre el que se estima la aberración es un dato fundamental para poder intercambiar valores de polinomios de Zernike.
- El valor de los coeficientes estimados depende de: el radio de la pupila usada para la estimación; el centrado y enfoque de la pupila; la distribución de puntos de muestreo del sensor; y el número de Zernikes que se estime. También dependen de las características técnicas del sensor de frente de onda empleado.
- Las aberraciones oculares se deben fundamentalmente a: la lágrima, la córnea y el cristalino y la longitud axial del ojo.
- Las aberraciones oculares presentan una componente estática (de variación temporal lenta) y una componente dinámica (que varía con rapidez).
- En una población de ojos sanos las aberraciones de bajo orden suponen el 90% de la aberración, las de alto orden un 10%.
- La lágrima tarda una media de entre 4-6 segundos en estabilizarse después del parpadeo, siendo este tiempo el que se debe esperar para realizar la medida aberrométrica o topográfica.
- Las aberraciones oculares aumentan fuera de eje. Así la degradación de la imagen en la retina periférica será mayor que en la foveal.
- La medida de aberraciones ópticas oculares se hace regularmente mediante aberrómetros (que nos dan la

aberración total del ojo) y topógrafos (que nos proporcionan únicamente la de la córnea).

- La PSF (respuesta de impulso del sistema) viene determinada por las aberraciones oculares y nos da idea de cómo ve un punto determinado ojo. La imagen que se forma en la retina es el resultado de la convolución de la PSF con la imagen geométrica del objeto formada por el ojo.
- Las aberraciones oculares disminuyen la calidad de las imágenes observadas por el sujeto, pero también afectan a las imágenes que se pueden extraer del fondo de ojo con los instrumentos de exploración, es por ello que para obtener alta resolución se necesitan mecanismos que permitan la corrección de estas aberraciones.

4.8. Bibliografía

- UNE-EN ISO 24157, “Óptica e Instrumentos oftálmicos: Métodos de presentación de las aberraciones del ojo humano”, 2009.
- Benjamin WJ. *Borish's Clinical Refraction*. 1.st ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1998.
- Grosvernor TP. *Primary Care Optometry*. 2.nd ed. New York: Professional Press; 1989.
- Montés-Micó R. *Optimetría. Principios básicos y aplicación clínica*. 1ª ed. Barcelona: Elsevier España; 2011.

OBJETIVOS

- Comprender el concepto de miopía, su etiología, epidemiología e importancia.
- Identificar las manifestaciones clínicas características y diferenciar este defecto refractivo de otras ametropías.
- Conocer las distintas clasificaciones de la miopía y cómo se realiza su diagnóstico.

CONTENIDO

5.1 Miopía

5.2 Etiología

5.3 Clasificación

5.4 Clínica

5.5 Otras miopías

5.6 Resumen

5.7 Bibliografía

5.1. Miopía

La miopía es una ametropía esférica en la que los rayos procedentes del infinito focalizan por delante de la retina. Ópticamente esta ametropía esférica corresponde a un desenfoque positivo que causa emborronamiento en la imagen de la retina provocando visión borrosa (Figura 1). Se clasifica como ametropía esférica porque puede corregirse con lentes de superficie esférica que sitúan el foco sobre la retina del ojo (Figura 2).

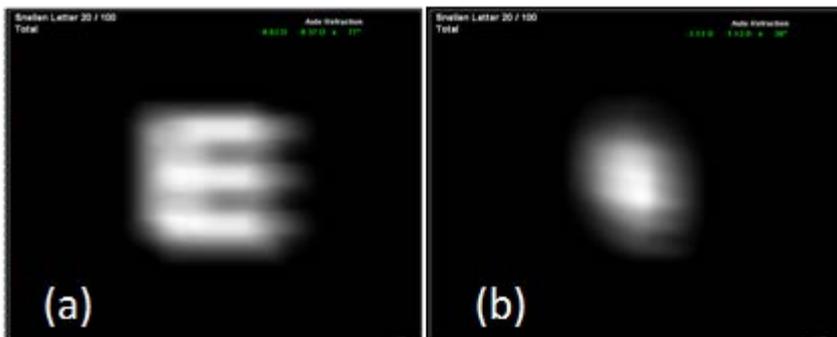


Figura 1: Letra E de Snellen vista por un miope bajo (a) y por un miope alto (b) con pupila de 4mm de diámetro.

Un ojo miope es aquel que tiene un exceso de potencia para su longitud axial. Este tipo de ametropía puede deberse a dos causas distintas; la miopía axial aparece si el ojo tiene una longitud excesiva; y la miopía refractiva si los elementos refractivos (córnea y cristalino) introducen un exceso de potencia dióptrica (Figura 3). Es habitual que miopías por debajo de -4D se deban a una combinación de ambas mientras que las mayores sean miopías axiales.

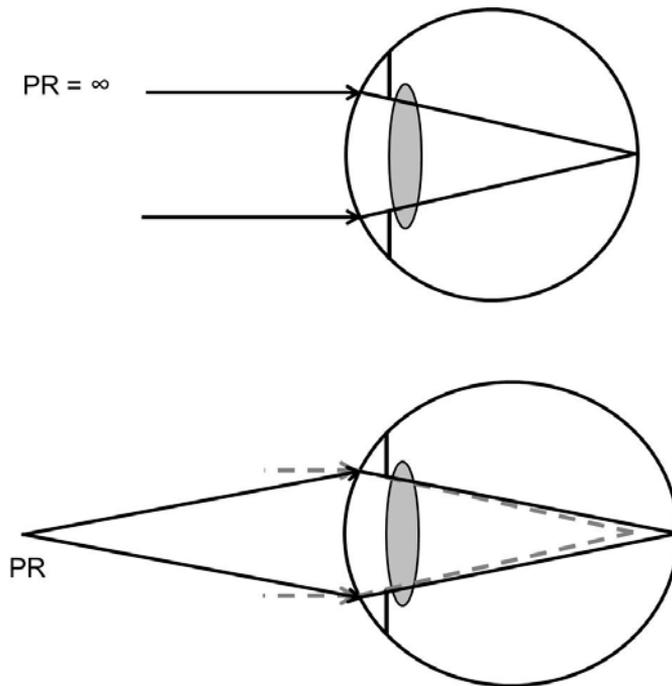


Figura 2. Esquema de focalización en un ojo emétrope (arriba) y en uno miope (abajo).

El estado refractivo ocular se refiere a la posición del punto remoto del ojo, es decir, del punto conjugado de la retina en ausencia de acomodación. En un ojo miópico este punto remoto se corresponde con la distancia más lejana a la que puede ver de forma nítida y que está posicionado a una distancia finita por delante del ojo.

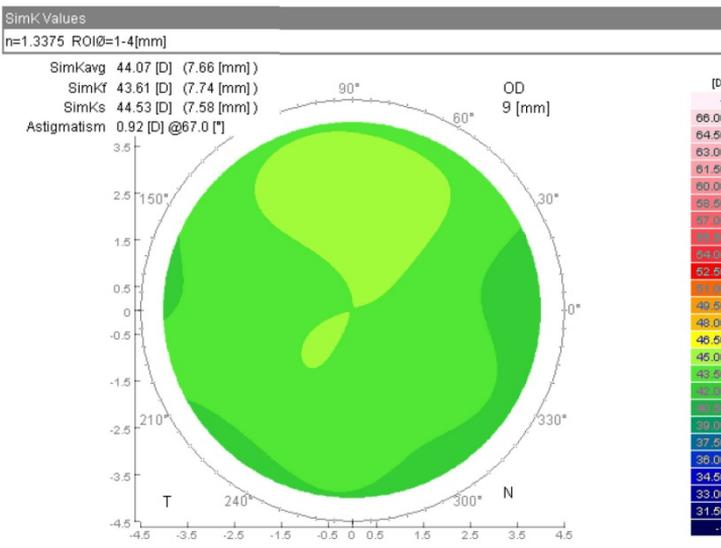


Figura 3: Imagen topográfica de un miope de más de -5D.

La corrección del error refractivo miópico se hace con una lente divergente haciendo coincidir el foco imagen de la lente con el punto remoto del ojo. El punto próximo es aquel cuya imagen se enfoca sobre la retina en estado de máxima acomodación y también está situado por delante del ojo. En la zona existente entre el punto lejano y el punto próximo el ojo miope tiene una buena agudeza visual.

Las lentes divergentes tienen potencia negativa y compensan el exceso de potencia que tienen los ojos miopes colocando el punto focal imagen de la lente en el punto remoto del ojo. Un ojo con exceso de potencia de +1.50D se dirá que es miope de -1.50D ya que es el valor de la lente correctora necesaria para emetropizar dicho ojo.

5.2. Etiología

Existen numerosos factores al error refractivo de los individuos que forman una población. Hay numerosos estudios al respecto que demuestran que el porcentaje de miopía existente en un núcleo determinado varía en función de los aspectos analizados a continuación.

Herencia

En la miopía los factores genéticos desempeñan un papel muy importante. En estudios que correlacionan padres e hijos se han encontrado semejanzas principalmente entre la longitud axial y la potencia corneal. En estudios realizados en hermanos gemelos se ha encontrado el mismo resultado anterior junto con similitudes en el error refractivo.

Trabajo realizado de cerca

Actualmente, con los estudios existentes, no puede concluirse categóricamente que los trabajos realizados en visión próxima causen directamente cambios miópicos en los ojos.

La acomodación tónica o acomodación en ausencia de estímulo acomodativo en ocasiones se ha relacionado con la miopía puesto que los miopes muestran menores niveles de acomodación tónica que los hipermétropes. No se ha demostrado que la acomodación tónica sea un factor de riesgo para la miopía.

Edad

En la primera década de la vida hay una mayor prevalencia de errores refractivos hipermetrópicos frente a los miópicos. En la segunda década la tendencia se invierte y es en la tercera década, entre los 21 y los 30 años cuando parece claro el aumento de la prevalencia de la miopía. Para los sujetos por encima de los 40 años los valores del error refractivo tienden a ser muy próximos a la emetropía y alcanzan valores más positivos cuanto más avanzada es la edad de la población.

Raza y sexo

En estudios realizados a escolares considerando la raza como el principal factor de estudio, se puede considerar que la prevalencia en poblaciones asiáticas es mayor que en poblaciones blancas y, a su vez, esta última mayor que en poblaciones afroamericanas.

En cuanto al sexo no existen estudios concluyentes al respecto, puede encontrarse bibliografía en uno o en otro sentido.

Enfermedades sistémicas y oculares

El síndrome de Down, diabetes o el albinismo están estrechamente relacionados con errores refractivos, por ejemplo este último se caracteriza por errores miópicos y astigmatismos altos. La catarata nuclear y la catarata capsular posterior provocan cambios miópicos en el individuo al igual que pueden aparecer tendencias miópicas en alteraciones corneales o retinianas.

5.3. Clasificación

Hay numerosas clasificaciones de la miopía pero en este capítulo sólo se hablará de las más significativas (Tabla 1).

Tabla 1: Clasificación de los distintos tipos de miopía.

Según la edad de aparición	Características anatómicas del ojo	Punto de vista clínico	Tipo de progresión	Grado
Congénita	Axial	Fisiológica	Estacionaria	Baja
De comienzo en la infancia	Refractiva	Patológica	Progresiva temporalmente	Media
De comienzo temprano en el adulto			Progresiva permanente	Elevada
De comienzo tardío en el adulto				

Clasificación según la edad de aparición

En función de la edad de aparición se da esta clasificación que resulta muy útil porque puede predecir el desarrollo de la miopía. El periodo de desarrollo de la miopía varía entre los individuos tanto en sintomatología como en progresión. Aproximadamente a partir de los 16 años el error refractivo se estabiliza y permanece constante durante la edad adulta. De todos modos existe un pequeño porcentaje de la población que desarrolla cambios miópicos a lo largo de su vida (Figura 4).

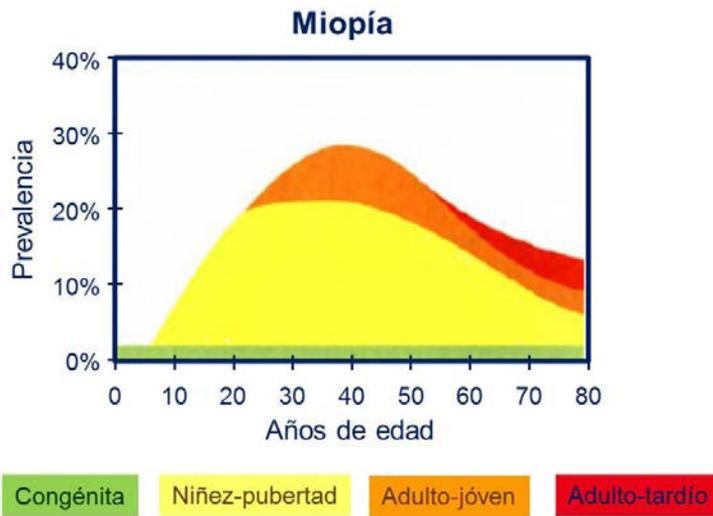


Figura 4: Prevalencia de la miopía en función de la edad del sujeto.

Se clasifica según la edad en los siguientes 4 tipos:

- Miopía congénita. Miopía que aparece en el nacimiento, persiste durante toda la vida y suele presentar valores elevados, de hasta -10.00D.
- Miopía de comienzo en la infancia. Aparece entre los 6 años y la adolescencia. Es la miopía más común y su prevalencia es del 2% a los seis años hasta el 20% a los veinte años.
- Miopía de comienzo temprano en el adulto. La aparición se produce entre los 20 y los 40 años y su prevalencia en Europa y EEUU es del 30% aproximadamente.
- Miopía de comienzo tardío en el adulto. Es una miopía que aparece a partir de los 40 años y es la que menor prevalencia tiene. Una de sus causas es la aparición de cataratas.

Características anatómicas del ojo

- Axial. La longitud axial del ojo es demasiado larga para la potencia refractiva total del ojo.
- Refractiva. La potencia refractiva del ojo es demasiado elevada para la longitud axial del ojo. Dentro de esta categoría puede haber tres grupos:
 - De índice. Cambios en los índices de refracción de los medios oculares. La causa principal es el aumento del índice de refracción del cristalino debido a cataratas o diabetes.
 - De curvatura. Aumento de potencia secundario a la disminución del radio de curvatura de alguna superficie ocular, principalmente córnea.
 - De cámara anterior. La disminución de la profundidad de cámara anterior del ojo produce la miopización del ojo si todos los demás parámetros permanecen constantes. El desplazamiento anterior del cristalino o su cambio de curvatura suelen ser las principales causas de este tipo de miopía.

Miopía fisiológica y patológica

- Fisiológica o simple (Figura 5). Aquella miopía en la que todos los componentes ópticos del ojo tienen valores que pueden considerarse dentro de los parámetros normales de una población. Miopías bajas, inferiores a -6.00D que no acompañan de lesiones oculares.

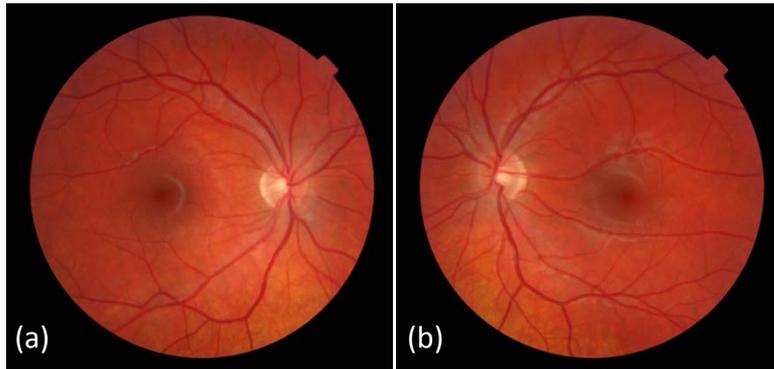


Figura 5: Fondo de ojo de un sujeto miope bajo, (a) ojo derecho y (b) ojo izquierdo. Autor: Juan Luis Fuentes Bernal. Hospital Universitario Miguel Servet. Zaragoza.

- Patológica, magna o degenerativa (Figura 6). Miopía en la que alguno o todos los componentes ópticos del ojo están fuera de los parámetros normales en una población. Miopías elevadas, mayores de $-6.00D$, y progresivas, acompañadas habitualmente de lesiones oculares que aumentan rápidamente, asociadas a opacidades vítreas y alteraciones coriorretinianas.

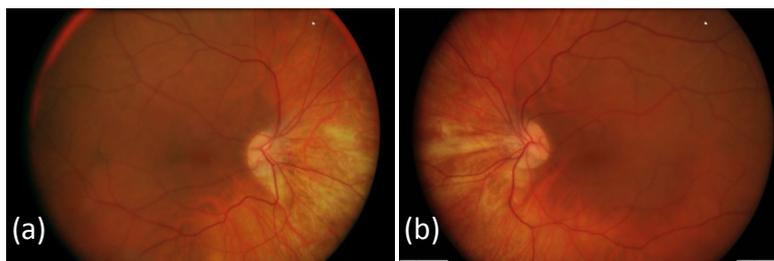


Figura 6: Fondo de ojo de un sujeto miope alto, (a) OD (b) OI. Autor: Juan Luis Fuentes Bernal. Hospital Universitario Miguel Servet. Zaragoza.

Tipo de progresión

- Estacionaria. Se desarrolla en la etapa de crecimiento, habitualmente es de baja magnitud, de 1.50D a -2.00D. No evoluciona en la edad adulta y puede disminuir en la vejez.
- Progresiva temporalmente. Aparece en la pubertad y se detiene al final de la segunda década de la vida, a partir de entonces la progresión se detiene.
- Progresiva permanente. Crece muy rápidamente hasta los 35 años y a partir de entonces avanza de forma moderada.

Grados de miopía

- Miopía baja. Menos de -4.00D.
- Miopía moderada. Entre -4.00D y -8.00D.
- Miopía elevada. Mayor de -8.00D.

5.4. Clínica

Signos

En la miopía simple el aspecto ocular y del fondo de ojo son normales, no existen signos clínicos relevantes. El esfuerzo acomodativo que tienen que realizar los miopes es menor que los emétopes lo que en ocasiones puede manifestarse con unas pupilas ligeramente midriáticas y alteración de la relación acomodación-convergencia. Es típica la imagen del miope entornando los ojos para ver de lejos para conseguir miosis y profundidad de foco.

En la miopía patológica los ojos pueden tener exoftalmos por el alargamiento del globo ocular pero los signos principales podrán verse en el fondo del ojo. Las alteraciones anatómicas del

ojo miope patológico hacen que éste se asocie principalmente con cataratas, glaucoma y desprendimiento de retina. Los hallazgos en el fondo de ojo podrán ser los siguientes:

- Creciente miópico. Papila óptica de tamaño y apariencia normales con una semiluna blanca en la zona temporal aparentemente pigmentada. Este creciento aparece porque la longitud axial del ojo es demasiado larga y esclera, coroides y retina no crecen por igual.
- Atrofia circumpapilar. Es un caso extremo del creciento miópico.
- Alteraciones coriorretinianas. Zonas de atrofia en la coroides por su distensión. La retina queda extremadamente delgada y pueden verse a través los vasos de la coroides (Figura 7).

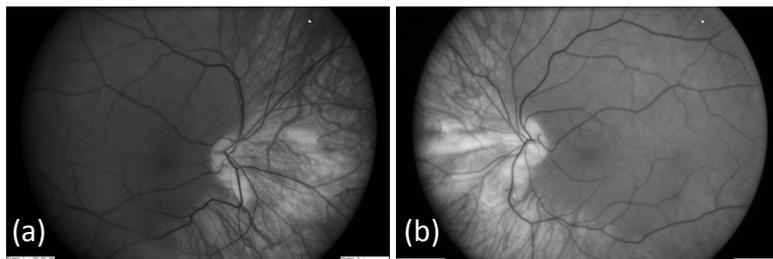


Figura 7: Imagen libre de rojos de un fondo de ojo de un sujeto miope alto, (a) OD y (b) OI. Autor: Juan Luis Fuentes Bernal. Hospital Universitario Miguel Servet. Zaragoza.

- Ectasias de la esclera. Zonas donde la esclera queda al descubierto por no estar protegida por la retina y por coroides.

- Lesiones maculares. Este tipo de lesiones producen una disminución muy importante de la agudeza visual (Figura 8).



Figura 8: Lesión macular, OD. Autor: Juan Luis Fuentes Bernal. Hospital Universitario Miguel Servet. Zaragoza.

- Lesiones retinianas periféricas. Son importantes puesto que pueden tener como consecuencia desprendimiento de retina.
- Alteraciones del vítreo. Pueden aparecer condensaciones, licuefacciones o desprendimiento de vítreo posterior.
- Opacidades en el cristalino. Situación más común que en un sujeto emétrope.

Síntomas

Los síntomas que refiere un sujeto miope son percibidos por el sujeto explorado y pueden dividirse en dos bloques:

- Síntomas de la miopía simple.

- Disminución de la agudeza visual de lejos.
- Fotofobia consecuencia de la midriasis ocular.
- Síntomas de la miopía patológica.
 - Disminución de la agudeza visual de lejos incluso con corrección óptica.
 - Escotomas. Las lesiones retinianas provocan alteraciones en el campo visual. En el caso de la miopía magna es común tener una mancha ciega más extensa. El creciente miópico temporal repercutirá en el campo visual nasal.
 - Miodesopsias. La degeneración del vítreo tiene consecuencia la aparición de flóculos.
 - Metamorfopsias. Alteración de la retina central que hace que las líneas rectas de una rejilla de Amsler se vean torcidas o deformadas.
 - Disminución de la visión nocturna.

5.5. Otras miopías

Es frecuente encontrar situaciones mal llamadas miopías que se explican por el estado de reposo de la acomodación o acomodación tónica que es un valor no nulo que se encuentra entre +0.65D y +0.75D. Este estado acomodativo se debe a la falta de estímulo, de iluminación, de atención o a la comodidad del sujeto.

- Miopía nocturna. Es un tipo de miopía que aparece en condiciones de baja iluminación y alcanza valores entre -1.00D y -1.25D. Dado que en esta situación hay una debilidad de estímulo, la acomodación tiende al estado de

reposo que es de +0.75D aproximadamente. La penumbra provoca el aumento del diámetro pupilar y el aumento de la aberración esférica positiva así que los rayos que entran por la pupila periférica focalizan por delante de los que lo hacen por el centro pupilar. Consecuencia de esto es que el plano de mejor imagen queda desplazado hacia delante de la retina y se produce la miopización ocular. En condiciones escotópicas la aberración cromática aumenta debido a que el máximo de sensibilidad espectral pasa de 555nm en fotópica a 510nm en escotópica. Este desplazamiento hacia longitudes de onda más cortas tiene un valor de -0.35D y se denomina desplazamiento de Purkinje.

- Miopía de campo vacío. Este tipo de miopía se produce en visión fotópica en ausencia de estímulo acomodativo. Su valor es el mismo que el de la acomodación tónica de la miopía nocturna, pero en este caso no influyen las aberraciones.
- Miopía instrumental. Los instrumentos ópticos están diseñados para formar la imagen final en una posición donde pueda ser vista por un observador con la acomodación relajada. Al observador, conocedor de la posición y de la cercanía del instrumento, se le induce una miopía aparente debida a la tendencia natural a acomodar. Todo instrumento tiene que ser puesto a punto antes de usarse, cuando un sujeto gradúa un visor, tiende a usar la potencia que compensa su acomodación tónica.

- Pseudomiopía. Miopía secundaria a un espasmo del músculo ciliar que tienen un carácter reversible. Esta miopía aparente es producida por una excesiva respuesta acomodativa y puede eliminarse instilando ciclopléjico. La medida clínica de ésta puede realizarse al producir la relajación del músculo ciliar.

5.6. Resumen

- La miopía es una ametropía refractiva que se corrige con lentes divergentes que compensan el exceso de potencia del ojo miope.
- No es un defecto refractivo habitual en la infancia pero aumenta su prevalencia en la segunda y en la tercera década de la vida para disminuir a partir de los 40 años con la aparición de la presbicia.
- La miopía patológica no debe ser tratada como un defecto refractivo sino como una enfermedad ocular.
- La miopía patológica está estrechamente relacionada con las cataratas, glaucoma y desprendimiento de retina.

5.7. Bibliografía

- Atchison D, Smith G. *Optics of the Human Eye*. 1.st ed. London: Butterworth-Heinemann; 2000.
- Benjamin WJ. *Borish's Clinical Refraction*. 1.st ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1998.
- Furlan W. *Fundamentos de optometría. Refracción ocular*. 1ª ed. Valencia: Universidad de Valencia; 2000.

- Grosvernor TP. *Primary Care Optometry*. 2nd ed. New York: Professional Press; 1989.
- Martín Vecilla. *Manual de Optometría*. 1^a ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2011.
- Montés-Micó R. *Optometría. Principios básicos y aplicación clínica*. 1^a ed. Barcelona: Elsevier España; 2011.

CAPÍTULO 6: Hipermetropía

Ana Isabel Sánchez Cano

OBJETIVOS

- Comprender el concepto de hipermetropía, su etiología, epidemiología e importancia.
- Identificar las manifestaciones clínicas características y diferenciar este defecto refractivo de otras ametropías.
- Conocer las distintas clasificaciones de la hipermetropía y cómo se realiza su diagnóstico.

CONTENIDO

6.1 Hipermetropía

6.2 Etiología

6.3 Clasificación

6.4 Clínica

6.5 Resumen

6.6 Bibliografía

6.1. Hipermetropía

La hipermetropía es una ametropía esférica en la que los rayos procedentes del infinito focalizan por detrás de la retina (Figura 1). Ópticamente esta ametropía esférica corresponde a un desenfoque negativo que causa emborronamiento en la imagen de la retina provocando visión borrosa. Se clasifica como ametropía esférica porque puede corregirse con lentes de superficie esférica que sitúan el foco sobre la retina del ojo.

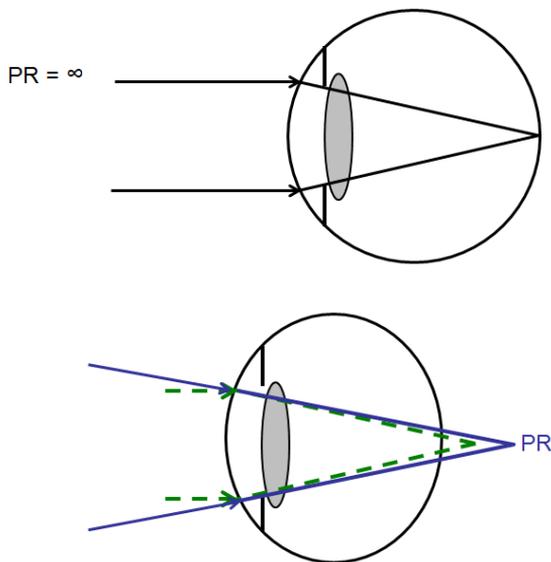


Figura 1: Esquema de focalización en un ojo emétrepe (arriba) y en uno hipermétrope (abajo).

Un ojo hipermétrope es aquel que tiene un déficit de potencia para su longitud axial. Este tipo de ametropía puede deberse a dos causas distintas; la hipermetropía axial aparece si el ojo tiene una longitud muy corta y la hipermetropía refractiva si los elementos refractivos (córnea y cristalino) no tienen suficiente

potencia dióptrica. Es habitual que hipermetropías por debajo de +4D se deban a una combinación de ambas mientras que las mayores sean causa de pequeñas longitudes axiales del ojo (Figura 2).

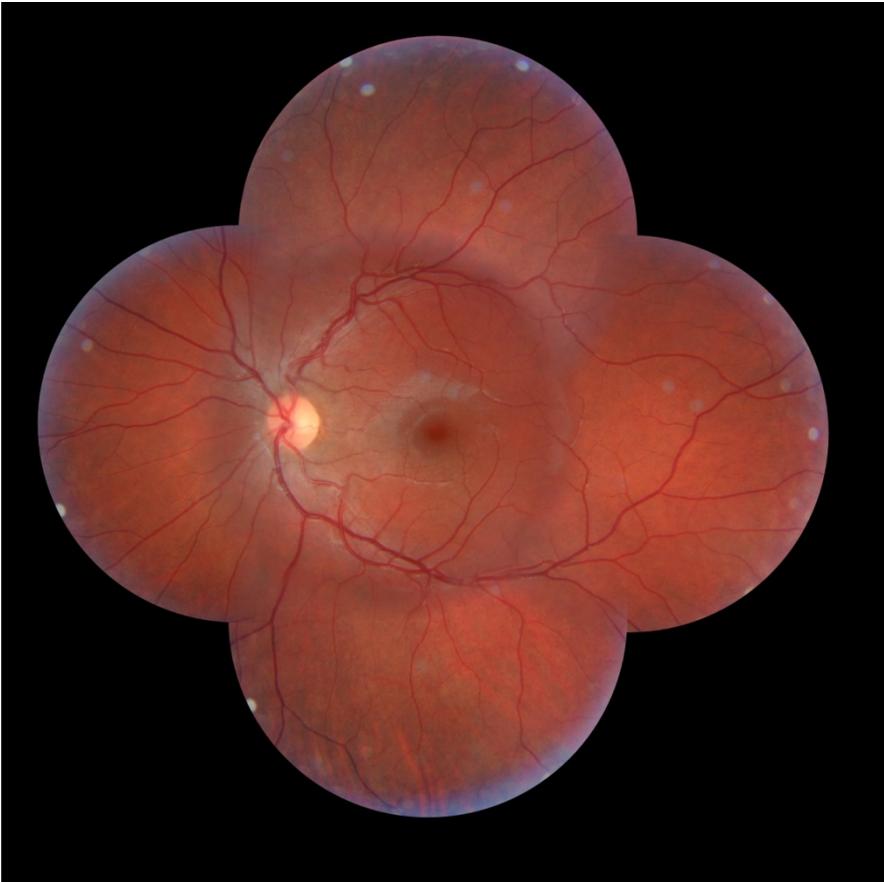


Figura 2: Retina central y periférica de un ojo izquierdo sano.
Autor: Juan Luis Fuentes Bernal. Hospital Universitario Miguel Servet. Zaragoza.

En un ojo hipermetrópico, el punto remoto siempre es un punto imaginario cuya posición está detrás de la retina y el punto próximo puede ser un punto real situado por delante de la retina o

también imaginario por detrás de la retina. Dependiendo de la amplitud de acomodación del individuo se obtendrá una visión más o menos nítida, por ejemplo, si la amplitud de acomodación es menor que el grado de hipermetropía, punto remoto y punto próximo se encuentran por detrás de la retina, así que no se podrá tener visión nítida incluso con la máxima acomodación posible. A grandes rasgos el hipermetrope tiene limitada la visión próxima y es en ellos donde aparecerá más temprano la presbicia.

La corrección del error refractivo hipertrópico se hace con una lente convergente haciendo coincidir el foco imagen de la lente con el punto remoto del ojo. Las lentes convergentes tienen potencia positiva y compensan el déficit de potencia que tienen los ojos hipertrópicos. Un ojo con defecto de potencia de $-1.50D$ se dirá que es hipermetrope de $+1.50D$ ya que es el valor de la lente correctora necesaria para emetropizar dicho ojo.

En los sujetos hipertrópicos con valores de acomodación normales para su edad se alcanzan excelentes valores de agudeza visual debido a que el ojo, con una adecuada acomodación, puede llevar la imagen formada por el sistema óptico al plano retiniano. Es importante señalar que la agudeza visual en visión lejana de un hipermetrope no corregido puede mejorarse con la acomodación, quedando limitado solamente por su amplitud de acomodación. Este hecho es totalmente opuesto al caso del miope no corregido, cuya agudeza visual en visión lejana nunca puede corregirse con la acomodación. La agudeza visual del hipermetrope en visión próxima depende del grado de ametropía, de la distancia a la que se intenta ver y de la amplitud de acomodación. Es habitual que los

hipermétropes corregidos refieran que ven más grande la imagen que cuando la ven sin estar corregidos.

6.2. Etiología

Tradicionalmente se ha prestado menos atención a la hipermetropía que a la miopía dado que se ha considerado que estaba causada por factores genéticos o hereditarios y no por factores ambientales. Se cree en el carácter hereditario dominante de las hipermetropías leves en el recesivo de las elevadas. Con menos frecuencia se dan hipermetropías congénitas pero aparecen adquiridas debidas a patologías causantes de la disminución de la longitud axial del ojo.

6.3. Clasificación

Hay numerosas clasificaciones de la hipermetropía y a continuación se enumeran algunas de ellas (Tabla 1).

Tabla 1: Clasificación de los distintos tipos de hipermetropía.

Grado	Características anatómicas del ojo	Punto de vista clínico	Acción de la progresión
Baja	Axial	Fisiológica	Total
Media	Refractiva	Patológica	Latente
Elevada			Manifiesta (Absoluta + Facultativa)

Grados de hipermetropía

Dependiendo de la potencia dióptrica necesaria para la compensación de la ametropía la clasificación es la siguiente:

- Baja. De 0 a +3.00D
- Media. De +3.25D hasta +5.00D
- Alta. A partir de +5.25D

En función de las características anatómicas

Al igual que la miopía, la hipermetropía se clasifica en:

- Axial. La longitud axial del ojo es demasiado corta para la potencia total del ojo.
- Refractiva. La potencia refractiva del ojo es demasiado poca para la longitud axial del ojo. En este caso suelen aparecer tres grupos:
 - De índice. Debido a variaciones en los índices de refracción de los medios oculares (Figura 3).

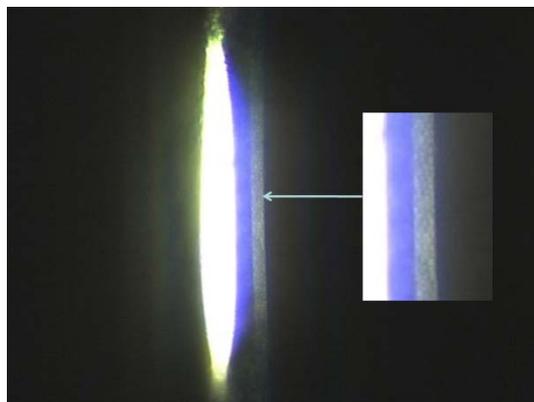


Figura 3: Imagen del endotelio corneal tomada por reflexión especular en lámpara de hendidura.

- De curvatura. La disminución de la potencia refractiva total del ojo se debe al incremento de los radios de curvatura de la córnea, principalmente, o del cristalino.
- De cámara anterior. El aumento de la profundidad de cámara anterior produce la disminución de la potencia refractiva total del ojo cuando todos los demás parámetros permanecen constantes (Figura 4).

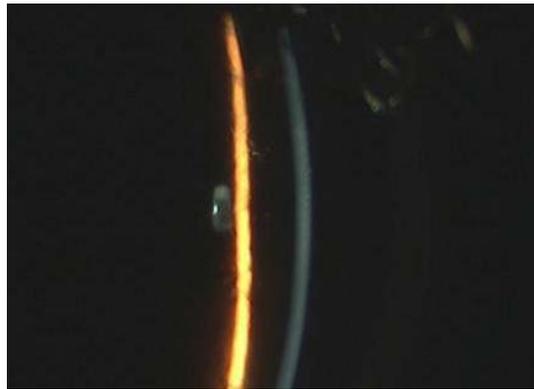


Figura 4: Profundidad de cámara anterior tomada con lámpara de hendidura.

Fisiológica y patológica

Al igual que en la clasificación de la miopía puede hacerse una diferenciación entre la hipermetropía patológica y la fisiológica:

- Fisiológica. Son aquellas hipermetropías que se deben a la falta de acuerdo entre la longitud axial del ojo y su poder refractivo total.

- Patológica. Las hipermetropías patológicas suelen ser secundarias a problemas tumorales, aplanamientos corneales o hemorragias.

Clasificación por la acción de la acomodación

Se ha explicado que la amplitud de acomodación del sujeto hipermetrópico es importante a la hora de obtener niveles excelentes de agudeza visual. Según la acción de la acomodación la clasificación de la hipermetropía es la siguiente:

- Total. Magnitud total de la hipermetropía. Valor total de la retinoscopia utilizando ciclopléjico para controlar la acomodación en el caso de que fuera necesario.
- Latente. Hipermetropía que no aparece en la refracción subjetiva. Es secundaria al tono excesivo o espasmo del músculo ciliar. Es imprescindible la refracción con ciclopléjico para poder determinar su valor.
- Manifiesta. Hipermetropía cuantificable en el examen refractivo, que se compensa con la acomodación o con una lente. En un examen refractivo en visión lejana es el valor del máximo de lentes positivas necesarias para alcanzar la máxima agudeza visual. Se encuentran dos subtipos:
 - Absoluta. No puede compensarse con la acomodación. Es la responsable de que el hipermetrope no alcance una agudeza visual normal en visión lejana.
 - Facultativa. Puede compensarse con la acomodación o con lentes.

6.4. Clínica

Signos

En las hipermetropías bajas el ojo puede tener una apariencia normal pero será en las elevadas cuando puedan aparecer manifestaciones clínicas:

- Cámara anterior. Puede ser menor que en emétopes u otro tipo de amétopes lo que favorece la aparición de un glaucoma agudo de ángulo estrecho.
- Acercamiento excesivo de los objetos. Si la amplitud de acomodación no es suficiente para compensar una hipermetropía muy alta el sujeto se acerca los objetos con el fin de verlos más grandes.
- Estrabismo convergente. Secundario al exceso de acomodación mantenido para ver bien en visión lejana. Esta situación es muy frecuente en niños.
- Conjuntivitis. Consecuencia del continuo esfuerzo acomodativo y por la congestión de la zona anterior del ojo.

Síntomas

- Disminución de la agudeza visual de cerca. Situación temprana en hipermetropías medias y altas con amplitudes de acomodación disminuidas haciéndose más patente en situaciones de luz tenue o en presencia de cansancio.
- Disminución de la agudeza visual en lejos. Tras la disminución de la agudeza en cerca se afecta la agudeza visual en lejos.

- Cefaleas y astenopia en situaciones de trabajo en visión próxima. Suelen incrementarse con el cansancio y a lo largo del día desapareciendo cuando se termina el esfuerzo acomodativo.
- Espasmo acomodativo. Visión borrosa debido a la contracción del músculo ciliar y que puede resolverse mirando a través de una lente divergente o negativa. Estos casos pueden confundirse con miopes y debe utilizarse ciclopléjico para realizar una correcta refracción ocular.

6.5. Resumen

- La hipermetropía es una ametropía refractiva que se corrige con lentes convergentes que compensan el defecto de potencia del ojo hipermetrope.
- La presencia de hipermetropía es normal en la infancia pero dependiendo de su valor y de la diferencia de refracción entre ambos ojos pueden darse ambliopías y estrabismos.
- La hipermetropía está fuertemente ligada a la amplitud de acomodación por lo que en edades tempranas será necesario el uso de ciclopléjicos para realizar una refracción adecuada.
- En el adulto la hipermetropía no varía significativamente su valor pero si aumenta es preciso descartar patologías que puedan disminuir la longitud axial del ojo.

6.6. Bibliografía

- Atchison D, Smith G. *Optics of the Human Eye*. 1.st ed. London: Butterworth-Heinemann; 2000.
- Benjamin WJ. *Borish's Clinical Refraction*. 1.st ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1998.
- Furlan W. *Fundamentos de optometría. Refracción ocular*. 1ª ed. Valencia: Universidad de Valencia; 2000.
- Grosvernor TP. *Primary Care Optometry*. 2.nd ed. New York: Professional Press; 1989.
- Martín Vecilla. *Manual de Optometría*. 1ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2011.
- Montés-Micó R. *Optometría. Principios básicos y aplicación clínica*. 1ª ed. Barcelona: Elsevier España; 2011.

CAPÍTULO 7: Astigmatismo

Ana Isabel Sánchez Cano

OBJETIVOS

- Comprender el concepto de astigmatismo, su etiología, epidemiología e importancia.
- Identificar las manifestaciones clínicas características y diferenciar este defecto refractivo de otras ametropías.
- Conocer las distintas clasificaciones del astigmatismo y cómo se realiza su diagnóstico.

CONTENIDO

7.1 Astigmatismo

7.2 Etiología

7.3 Clasificación

7.4 Clínica

7.5 Resumen

7.6 Bibliografía

7.1. Astigmatismo

El astigmatismo es una ametropía producida por un sistema óptico con potencia variable de un meridiano a otro que no es capaz de formar una imagen puntual a partir de un punto en el espacio objeto. Los meridianos principales del sistema óptico del ojo son aquellos meridianos de potencia máxima y mínima. En cualquier otro meridiano se encuentra una potencia que toma un valor intermedio entre los valores máximo y mínimo de los dos meridianos principales. La toricidad corneal suele ser la mayor causa de astigmatismo en el ojo, habitualmente el meridiano vertical tiene más curvatura que el meridiano horizontal.

La refracción que se produce en una superficie tórica hace que de cada punto se formen dos líneas focales distintas correspondientes a los meridianos principales, son las focales de Sturm. Entre ambas está el círculo de mínima confusión y en cualquier otro plano entre ambas focales la imagen es una elipse borrosa(Figura 1).

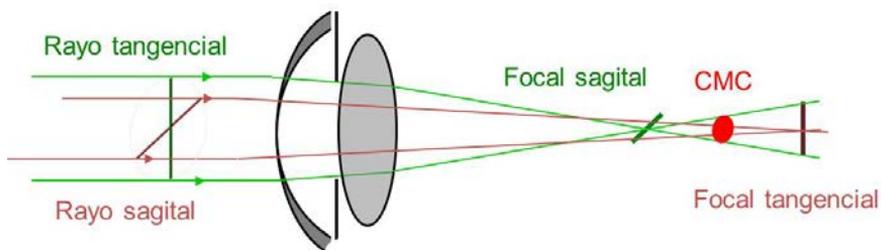


Figura 1: Focales de Sturm y Círculo de Mínima Confusión (CMC) en un ojo astigmático.

Astigmatismos de hasta $\pm 0.50D$ apenas influyen en la calidad visual ocular pero valores mayores provocan visión borrosa a todas las distancias. Habitualmente el paciente astígmata refiere dolores oculares y de cabeza en tareas en visión próxima principalmente. La acomodación desplazará hacia delante el intervalo de Sturm pero no modificará su valor ya que la distancia entre ambas focales siempre permanecerá constante. En astigmatismos hipermetrópicos con la acomodación se puede llegar a mejorar la agudeza visual llevando el círculo de mínima confusión sobre la retina. En astigmatismos mixtos también podrá haber buena agudeza visual debido a que el círculo de mínima confusión queda en el plano retiniano y cada una de las focales de Sturm a uno y otro lado de la retina. La corrección del astigmatismo siempre se realiza con lentes tóricas.

7.2. Etiología

A lo largo de la vida se producen cambios espontáneos o inducidos en la potencia y en la orientación del astigmatismo ocular. Se cree que la estabilización del astigmatismo se produce alrededor de los seis años de edad. En el nacimiento es habitual la presencia de astigmatismo inverso que va disminuyendo en los meses posteriores. En la primera década de vida predominan astigmatismos directos de baja potencia que se mantendrán hasta los 50 años aproximadamente donde disminuye el astigmatismo directo y reaparece el astigmatismo inverso. La explicación a este fenómeno radica en que el párpado superior pierde tonicidad lo que permite un mayor aplanamiento del meridiano vertical. La variación

del astigmatismo podría ser explicada por teorías que indican que la presión del párpado superior sobre la córnea o la acción de la gravedad aumentan la curvatura del meridiano vertical ocular (Figura 2).

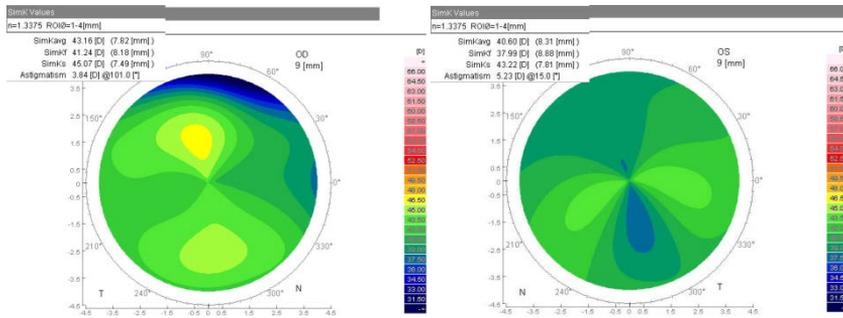


Figura 2: Imágenes topográficas donde se aprecia el meridiano corneal más potente, el vertical en el caso (a) y el horizontal en el caso (b).

Regla de Javal

El astigmatismo fisiológico es aquel que tiene su origen en la superficie anterior corneal y que no suele provocar disminución de la agudeza visual. El astigmatismo total del ojo es la suma del astigmatismo corneal (cara anterior corneal) y del interno (cara posterior corneal, cristalino e inclinación de las superficies ópticas respecto del eje visual).

Estadísticamente se encontró que el valor promedio de este astigmatismo interno era de $-0.50D \times 90^\circ$. El astigmatismo total se puede calcular de forma precisa con la regla de Javal simplificada siguiente: $AT = AC - 0.5 \times 90^\circ$.

7.3. Clasificación

Hay numerosas clasificaciones y tipos de astigmatismo pero sólo se hablará de las más significativas (Tabla 1).

Tabla 1: Clasificación de los distintos tipos de astigmatismo.

Características anatómicas del ojo	Posición de los meridianos principales	Orientación de los meridianos principales	Según el error refractivo	Magnitud
De índice	Regular	Directo	Simple	Bajo
De curvatura	Irregular	Inverso	Compuesto	Medio
De posición		Oblicuo		Alto

Características anatómicas del ojo

- De índice. Cambios en los índices de refracción de los medios oculares. La causa principal es el aumento del índice de refracción del cristalino debido a cataratas provocando un astigmatismo irregular.
- De curvatura. Este tipo de astigmatismo se produce porque las superficies oculares no son esféricas o de revolución.
 - Córnea. Es en esta estructura donde aparecen la mayor parte de los cambios que producen astigmatismo.
 - Congénitas o hereditarias. Normalmente se deben a alteraciones compensadas en parte por el cristalino.
 - Adquiridas. Causadas por traumatismos, tumoraciones, queratocono, cirugía

(refractiva o de catarata) o por el uso de lentes de contacto.

- Cristalino. Ciertas situaciones infecciosas o traumáticas pueden afectar su integridad.
- De posición. Se produce por el desalineamiento más allá del fisiológico de las superficies de la córnea y del cristalino con el plano retiniano. Normalmente está producido por luxaciones de cristalino o mal posicionamiento de lentes intraoculares.

Regular o irregular

La posición relativa de los meridianos principales define esta clasificación:

- Astigmatismo regular. En este tipo de astigmatismo los meridianos principales son perpendiculares entre sí. Este astigmatismo es más común que el astigmatismo irregular.
- Astigmatismo irregular. Los meridianos principales no son perpendiculares entre sí. Suele ser secundario a patologías del segmento anterior del globo ocular.

Orientación de los meridianos principales del ojo

El astigmatismo regular se puede clasificar en función de la dirección de los meridianos principales.

- Astigmatismo directo o según la regla. El meridiano más curvo o de mayor potencia presenta una orientación vertical dentro del rango $90^{\circ} \pm 20^{\circ}$.

- Astigmatismo inverso o contra la regla. El meridiano más curvo o de mayor potencia presenta una orientación horizontal dentro del rango $0^\circ \pm 20^\circ$.
- Astigmatismo oblicuo. El meridiano más curvo o de mayor potencia presenta una orientación oblicua dentro del rango $20^\circ - 70^\circ$ o entre $110^\circ - 180^\circ$.

Tipos de astigmatismo según el error refractivo

Se ha hablado con anterioridad de las focales de Sturm y en función de su posición respecto del plano retiniano aparece la siguiente clasificación del astigmatismo:

- Astigmatismo simple. La ametropía sólo está presente en uno de los dos meridianos principales. A su vez hay de dos tipos:
 - Astigmático miópico simple. Una línea focal se coloca sobre la retina y la otra línea focal por delante de ésta.
 - Astigmático hipermetrópico simple. Una línea focal se coloca sobre la retina y la otra línea focal por detrás de ésta.
- Astigmatismo compuesto. Los dos meridianos principales son amétropes.
 - Astigmatismo miópico compuesto. Ambas focales están situadas por delante de la retina.
 - Astigmatismo hipermetrópico compuesto. Ambas focales están situadas por detrás de la retina.

- Astigmatismo mixto. Los dos meridianos principales presentan ametropía, uno miópica y el otro hipermetrópica, de manera que una focal se sitúa por delante de la retina y la otra por detrás.

Magnitud del astigmatismo

En función de la magnitud del astigmatismo podría clasificarse como:

- Astigmatismo bajo, de 1.00D hasta 1.50D
- Astigmatismo medio, de 1.75D hasta 2.50D
- Astigmatismo alto, desde 2.75D en adelante

7.4. Clínica

Signos

El astigmatismo tiene un signo clínico inequívoco que es la diferencia de potencia corneal (y de los radios de curvatura) que puede verse al hacer una refracción objetiva, subjetiva o topografía corneal. Al igual que en otras ametropías, el diámetro pupilar influye en la imagen final retiniana (Figura 3).

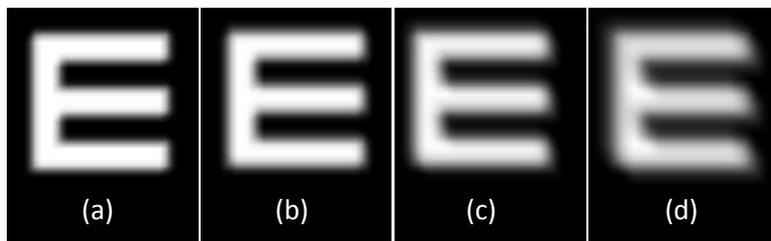


Figura 3: E de Snellen vista por un ojo astigmático en el que se varía el tamaño pupilar (a) 2mm, (b) 3mm, (c) 4mm y (d) 5mm.

Pueden presentarse casos de astigmatismos muy altos o patológicos con disminución de la agudeza visual incluso con su mejor corrección. Esto puede deberse al uso de lentes oftálmicas que presenten aberraciones fuera de eje o correcciones tardías del error refractivo, por ejemplo.

Síntomas

Los sujetos astígmatas leves no suelen tener síntomas que indiquen mala visión a no ser que requieran hacer trabajos de muy alta precisión. En algunos casos se puede referir fotofobia o lagrimeo debido a un esfuerzo continuado o, si no se porta la corrección, desdoblamiento y sombra en las letras o indican verlas alargadas.

Los pacientes astígmatas elevados pueden indicar situaciones más graves como visión borrosa o doble imagen, posiciones compensadoras de cabeza, disminución de la hendidura palpebral para simular estenopeico, acercamiento excesivo de los textos o cefaleas (Figura 4).



Figura 4: E de Snellen vista por un ojo astigmático de potencia elevada.

7.5. Resumen

- El astigmatismo es la ametropía más difícil de corregir.
- Los astigmatismos leves o moderados apenas se modifican a lo largo de la vida del sujeto. Este tipo de astigmatismos no está asociado a ninguna patología.
- Los astigmatismos elevados pueden relacionarse con patologías corneales especialmente si varía su eje y aumenta su valor.

7.6. Bibliografía

- Atchison D, Smith G. *Optics of the Human Eye*. 1.st ed. London: Butterworth-Heinemann; 2000.
- Benjamin WJ. *Borish's Clinical Refraction*. 1.st ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1998.
- Furlan W. *Fundamentos de optometría. Refracción ocular*. 1ª ed. Valencia: Universidad de Valencia; 2000.
- Grosvernor TP. *Primary Care Optometry*. 2.nd ed. New York: Professional Press; 1989.
- Martín Vecilla. *Manual de Optometría*. 1ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2011.
- Montés-Micó R. *Optometría. Principios básicos y aplicación clínica*. 1ª ed. Barcelona: Elsevier España; 2011.

CAPÍTULO 8: Acomodación y presbicia

Justo Arines Piferrer

OBJETIVOS

- Comprender el concepto de acomodación y presbicia, cambios fisiológicos asociados, su evolución con la edad.
- Conocer los conceptos de Amplitud de Acomodación, Punto Próximo, Retraso acomodativo.
- Comprender la relación entre acomodación y ametropía.
- Identificar las manifestaciones clínicas características y diferenciar este defecto refractivo de otras ametropías.
- Familiarizarse con el concepto de Presbicia

CONTENIDO

- 8.1 Definición de acomodación**
- 8.2 Mecanismo de la acomodación**
- 8.3 Componentes de la acomodación**
- 8.4 Amplitud de acomodación**
- 8.5 Acomodación y corrección de ametropías**
- 8.6 Definición de presbicia**
- 8.7 Presbicia y ametropías**
- 8.8 Clínica (signos y síntomas)**
- 8.9 Resumen**
- 8.10 Bibliografía**

8.1. Definición de acomodación

La acomodación es el proceso por el que el sistema ocular adapta su potencia para la observación adecuada de objetos situados a diferentes distancias. También se podría definir como el aumento de potencia del cristalino con el fin de observar objetos situados a menor distancia que el punto remoto del ojo (recordamos que el punto remoto es el lugar del espacio en el que se encuentra un objeto que se observa nítidamente con el ojo sin acomodar).

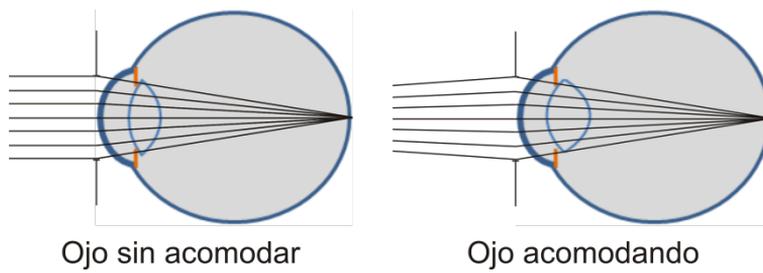


Figura 1: Ojo reducido emétreo sin acomodar y acomodando. Observase el incremento en el ancho del cristalino con el fin de aumentar la potencia del ojo.

La acomodación que se estimula para ver un determinado objeto se calcula a partir de la diferencia entre las vergencias del punto remoto y la del objeto que se observa:

$$A = R - X = 1/d_r - 1/x$$

Donde R es la vergencia del punto remoto, X es la vergencia del plano objeto, d_r es la distancia a la que se encuentra el punto remoto y x la distancia a la que se encuentra el objeto observado. En el caso de que el objeto se sitúe sobre el punto remoto la acomodación estimulada es cero y el cristalino estará en estado de reposo.

8.2. Mecanismo de la acomodación

La acomodación es el resultado del cambio de forma del cristalino en el que debido a la contracción del músculo ciliar se relaja la tensión en las fibras de la zónula de Zinn y se produce una reducción en el diámetro ecuatorial del cristalino y un aumento en la separación y curvatura de sus caras anterior y posterior. Debido a la contracción del iris también se produce un desplazamiento del cristalino hacia la cámara anterior. Así pues la acomodación es principalmente un resultado del carácter plástico del cristalino (especialmente de su núcleo), de modo que puede cambiar de forma aumentando su poder dióptrico.

El proceso de acomodación siempre lleva asociados los procesos de contracción pupilar y convergencia (movimiento del ojo hacia el lado nasal). Esta sincinesis acomodación-convergencia-contracción pupilar se debe a los tres procesos están regidos por la inervación del tercer par craneal.

8.3. Componentes de la acomodación

La acomodación presenta 4 componentes:

- a) Acomodación tónica: presente en ausencia de estímulo acomodativo, representa el estado de reposo acomodativo y es consecuencia del tono del músculo ciliar.
- b) Acomodación de convergencia: cantidad de acomodación estimulada por la convergencia de los dos ojos.

- c) Acomodación proximal: se debe a la sensación de cercanía del objeto y es causante de lo que se conoce como miopía instrumental
- d) Acomodación refleja: se produce como respuesta a la borrosidad de la imagen.

8.4. Amplitud de acomodación

Al hablar de acomodación también tenemos que definir una serie de parámetros que nos serán imprescindibles para caracterizarla: Punto Próximo, Amplitud de Acomodación, Recorrido o Rango de Acomodación.

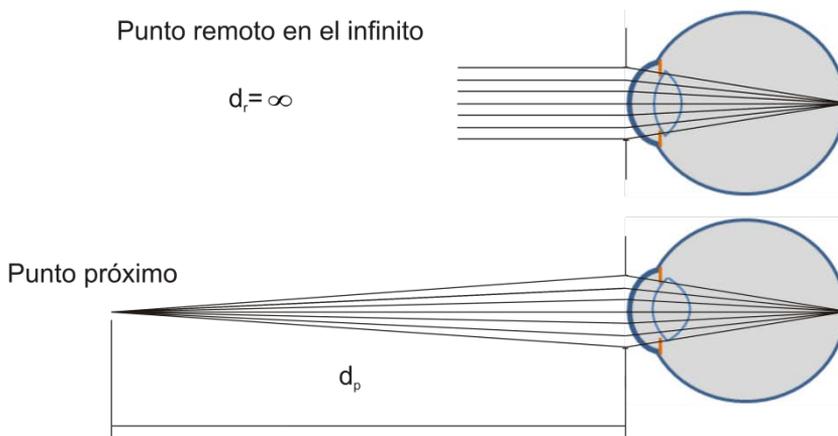


Figura 2: Ojo emélope observando el infinito sin acomodar y acomodando al máximo observando en su punto próximo.

El **punto próximo** es el punto más cercano que se puede observar estimulando al máximo la acomodación. La **Amplitud de Acomodación** (AA) es la cantidad de acomodación máxima que se puede estimular. Se calcula como la diferencia entre el Remoto (R)

y el Próximo (P): $AA=R-P=1/d_r-1/d_p$. El **Recorrido o Rango de Acomodación** se define como la distancia entre el punto remoto y el punto próximo. Depende de la ametropía del ojo.

La amplitud de acomodación depende de la edad presentando su nivel máximo en la infancia y disminuyendo desde esa etapa progresivamente. En la siguiente figura mostramos la curva de evolución. Se observa cómo hasta los 40 la reducción sigue una tendencia lineal con la edad, pero a partir de ahí la tendencia se hace más pronunciada hasta llegar a las 55 años, momento en el que el decaimiento se reduce.

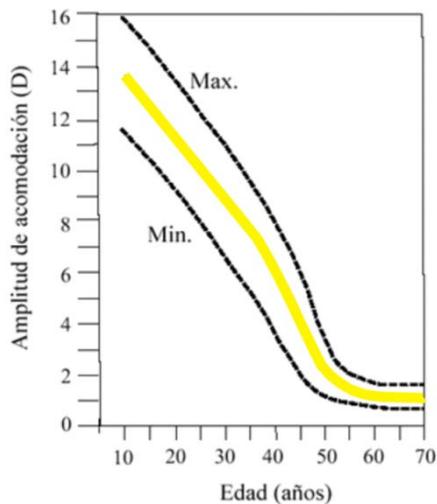


Figura 3: Evolución de la amplitud de acomodación con la edad.

8.5. Acomodación y corrección de ametropías

La magnitud de la acomodación estimulada para observar nítidamente un objeto cercano depende de la ametropía del paciente y del tipo de corrección que porte (gafas o lentes de contacto).

Mientras que la acomodación estimulada en el caso de corrección con lentes de contacto es igual a la que estimularía un emétrope, en el caso de corrección con gafas nos encontramos que por una parte los miopes necesitan acomodar menos y los hipermétropes más que si corrigiéramos con lentes de contacto. De este modo un sujeto miope usuario de gafas que se pasa a usar lentes de contacto aumenta la demanda acomodativa. En el caso del hipermetrope sucede lo contrario.

8.6. Definición de presbicia

La presbicia es la disminución fisiológica progresiva de la capacidad acomodativa del ojo, hecho que se manifiesta como un aumento en la dificultad de observar nítidamente objetos cercanos. Se puede definir también como el alejamiento progresivo del punto remoto a medida que aumenta la edad.

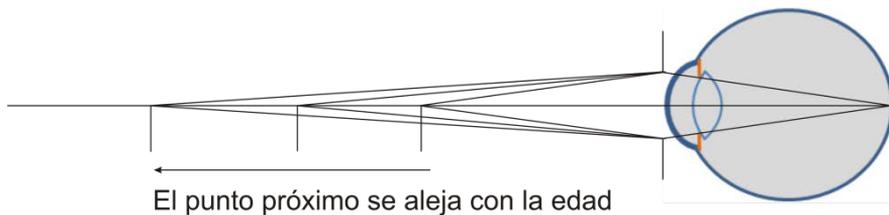


Figura 4: Representación del alejamiento del punto próximo con la edad.

La reducción de la capacidad acomodativa se debe a una disminución de la elasticidad del cristalino, y especialmente de su núcleo que es el que mayor deformación sufre durante el proceso acomodativo. No es un problema del musculo ciliar ni de las fibras

de la zónula de Zinn, los cuales mantienen sus propiedades elásticas.

8.7. Presbicia y ametropías

La presbicia es un proceso independiente del carácter amétrope del ojo, sin embargo la aparición de síntomas relacionados sí que lo están. Este hecho lleva a pensar que el comportamiento de la presbicia en ojos miopes es distinto al de los hipermétropes o astigmatas.

Las posibles diferencias en la aparición de síntomas asociados a la presbicia tienen que ver con la demanda acomodativa, la cual depende del grado de ametropía del ojo. Un ejemplo, un emétrope que observe un objeto situado a 40 cm presenta una demanda acomodativa de 2.5 D, mientras que si fuera miope de -2.5D la demanda acomodativa sería 0 D, y en el caso de un hipermétrope de +2.5D la demanda acomodativa sería de 5D. Por supuesto este razonamiento se realiza bajo la premisa de que el sujeto está sin corregir, en caso contrario la acomodación estimulada sería muy parecida en los tres casos.

Por otro lado como se vio en el apartado anterior, la demanda acomodativa que sufre el ojo amétrope cuando está corregido con gafas es distinta a la que experimenta cuando emplea lentes de contacto. De este modo un sujeto miope usuario de gafas que se pasa a usar lentes de contacto aumenta la demanda acomodativa y por tanto la presbicia se manifestaría con antelación. En el caso del hipermétrope sucede lo contrario, el paso de gafa a lente de contacto retrasa la aparición de síntomas.

8.8. Clínica (signos y síntomas)

La presbicia es resultado de un proceso de degeneración fisiológica no patológico. Si incidencia es del 100%. La edad de aparición se encuentra entre los 40-45 años. La prevalencia es del 100% al llegar a la década de los 50.

Signos:

- Disminución de la amplitud de acomodación.
- Alejamiento del punto próximo de convergencia.
- Aumento de la relación AC/A (relación convergencia acomodación /acomodación).



Figura 5: Sintomatología del presbicia; alejamiento del texto. Dibujo cortesía de la dibujante Teresa Arines.

Síntomas:

- Alejamiento del texto para su observación nítida.
- Dificultad para realizar trabajos en cerca.

- Necesidad de aumento de luz para leer.
- Fatiga ocular nocturna post trabajo en cerca.

8.9. Resumen

- La acomodación es el proceso por el cual el sistema ocular adapta su potencia para la observación adecuada de objetos a diferentes distancias.
- La acomodación estimulada para observar un objeto depende de la ametropía del paciente no corregido.
- La acomodación es resultado del cambio de forma del cristalino (especialmente de su núcleo). La pérdida de su elasticidad es la causa de la presbicia.
- El proceso de acomodación siempre lleva asociados los procesos de contracción pupilar y convergencia.
- La acomodación presenta 4 componentes: Tónica asociada al tono del músculo ciliar; de convergencia que se estimula al converger los ojos; Proximal, inducida por la sensación de cercanía; Refleja, originada por la borrosidad de la imagen observada.
- La amplitud de acomodación es la cantidad de acomodación máxima que un sujeto puede estimular. Disminuye con la edad.
- La presbicia es la disminución fisiológica progresiva de la capacidad acomodativa del ojo. Se debe a una disminución de la plasticidad del cristalino y en especial de su núcleo. Se manifiesta antes en hipermétropes no corregidos que en

emétropes o miopes. En miopes se manifiesta antes si usa lentes de contacto (al revés con el hipermetrope).

- Signos con los que se manifiesta: disminución de la amplitud de acomodación, alejamiento del punto próximo, aumento de la relación AC/A. Síntomas que refiere el paciente, que necesita alejar el texto, dificultad para trabajos en visión próxima, fatiga ocular nocturna.

8.10. Bibliografía

- Atchison D, Smith G. *Optics of the Human Eye*. 1.^a ed. Londres: Butterworth-Heinemann; 2000
- Benjamin WJ. *Borish's Clinical Refraction*. 1st ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1998.
- Grosvernor TP. *Primary Care Optometry*. 2.nd ed. New York: Professional Press; 1989.
- Montés-Micó R. *Optimetría. Principios básicos y aplicación clínica*. 1.^a ed. Barcelona: Elsevier España; 2011.
- Martín Vecilla. *Manual de Optimetría*. 1.^a ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2011.
- Borrás García, M. Rosa, *Optimetría: Manual de exámenes clínicos*, 3.^aEd, Colección Aula Politécnica Óptica), UPC Barcelona, 1999

CAPÍTULO 9: Corrección óptica de los defectos de refracción

Justo Arines Piferrer

OBJETIVOS

- Conocer el convenio TABO de notación de prescripción de errores refractivos.
- Conocer las reglas de transposición.
- Comprender las distintas técnicas de corrección de ametropías.
- Familiarizarse con la influencia del tipo de corrección sobre el tamaño de la imagen retiniana y la acomodación.

CONTENIDO

- 9.1. Prescripción de correcciones ópticas**
- 9.2. Corrección con lentes oftálmicas**
- 9.3. Corrección con lentes de contacto**
- 9.4. Corrección con cirugía refractiva**
- 9.5. Corrección de la presbicia**
- 9.6. Cálculo de la adición**
- 9.7. Resumen**
- 9.8. Bibliografía**

9.1. Prescripción de correcciones ópticas

Sistema TABO

Los errores refractivos se expresan indicando la esfera, el cilindro (magnitud y eje). En el caso de errores puramente esféricos se obvia la componente cilíndrica. Para indicar el eje del cilindro corrector se emplea el sistema TABO.

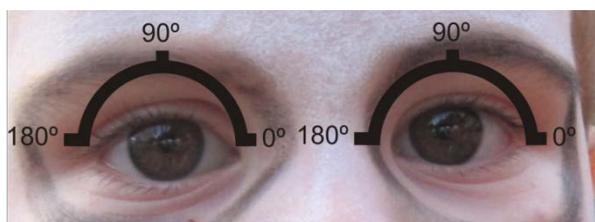


Figura 1: Sistema TABO.

Reglas de transposición

Existen distintas notaciones para expresar una corrección esferocilíndrica. La potencia generada por una lente la podemos describir como la composición de dos cilindros puros ortogonales, o una esfera de referencia más un cilindro puro. Las reglas de transposición nos dicen como pasar de una descripción a otra. Las fórmulas bicilíndrica y esferocilíndrica se expresan de las siguientes formas (vamos a considerar que $A > B$):

- Fórmula bicilíndrica: $A \text{ cil } \alpha = B \text{ cil } (\alpha + 90^\circ)$.
- Fórmula esferocilíndrica de cilindro positivo:
 $A \text{ esf} - (A - B) \text{ cil } (\alpha + 90^\circ)$.
- Fórmula esferocilíndrica de cilindro negativo:
 $B \text{ esf} + (A - B) \text{ cil } (\alpha)$.

Como se puede observar el paso de la bicilíndrica a la esferocilíndrica consiste en escoger la potencia de uno de los cilindros para generar la esfera de referencia y restarle o sumarle un cilindro de potencia y ángulo adecuados para obtener la potencia de la otra componente de la formulación bicilíndrica.

9.2. Corrección con lentes oftálmicas

La colocación de lentes delante de los ojos del paciente cambia la forma en la que este percibe el mundo. Por una parte puede mejorar la calidad de las imágenes pero también puede hacer que los objetos parezcan estar a una distancia distinta de la real, aparenten ser más grandes o pequeños, o se desplacen por efectos prismáticos. Por otra parte las propias aberraciones que puedan presentar las lentes montadas pueden causar cierto grado de borrosidad.

Una lente oftálmica corrige un error refractivo si una vez colocada delante del ojo su punto focal de vértice posterior coincide sobre el punto remoto del ojo. En un principio cualquier diseño de lente podría ser usado, pero la mayor parte de las lentes son meniscos con las dos caras cóncavas apuntando hacia el ojo.

Las superficies que conforman la lente se pueden describir a través de la potencia o curvatura de sus dos meridianos principales. Estos meridianos son perpendiculares entre sí. Si los dos meridianos principales tienen la misma potencia (o radio de curvatura) tendremos una superficie esférica. En el caso contrario hablaremos de una lente tórica.

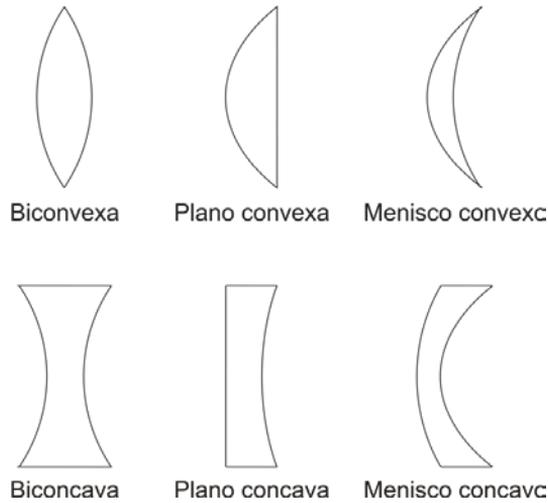


Figura 2: Distintas formas de lentes oftálmicas.

La corrección de la miopía se realiza con lentes negativas o divergentes. Estas se caracterizan por presentar el menor espesor en el centro de la lente, proporcionar una imagen reducida, y desplazar la imagen en el sentido en el que se mueve la lente. La miopía se corrige con lentes negativas porque el ojo miope tiene un exceso de potencia que hace que la imagen óptica se forme antes de la retina. De forma que debemos conseguir que la potencia del sistema disminuya para conseguir una visión nítida.

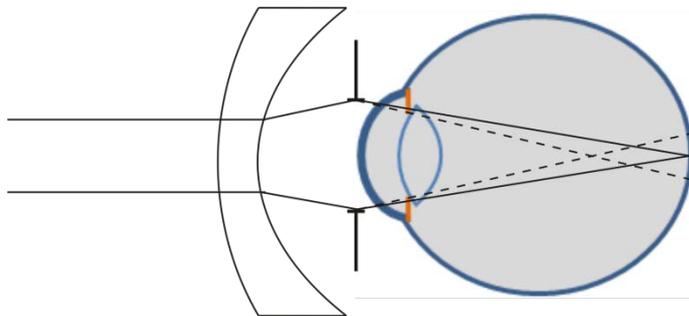


Figura 3: Corrección de un ojo miope con una lente oftálmica.

En el caso del ojo hipermetrope usaremos lentes positivas para corregir su ametropía. Las lentes positivas tienen su máximo espesor en el centro, proporcionan una imagen aumentada que se mueve en sentido contrario al del desplazamiento de la lente. Contrariamente al caso del miope, un ojo hipermetrope tiene defecto de potencia, por ello la imagen óptica se forma después de la retina. La forma de corregir este déficit es aumentando la potencia del sistema, introduciendo lentes positivas.

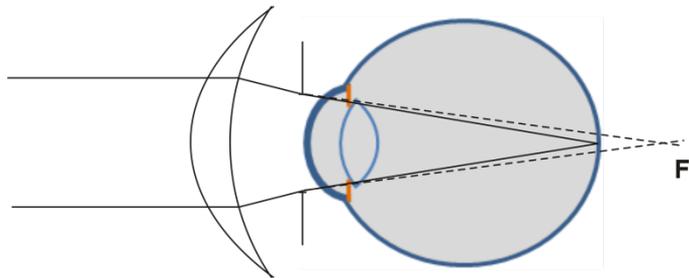


Figura 4: Corrección de un ojo miope con lente oftálmica.

Ya que para corregir un error refractivo, el punto focal de vértice posterior debe coincidir con el punto remoto del ojo, hay que tener en cuenta la posición de la lente respecto al ojo a la hora de determinar su potencia. El cambio de potencia que habría que realizar al cambiar la posición de la lente, viene determinada por la siguiente expresión:

$$F_b = \frac{F_a}{1 - dF_a}$$

donde F_b es la potencia correspondiente a la nueva posición y F_a a la posición de partida, d es la separación entre ambas posiciones (medida en metros). Esta fórmula se emplea para crear las tablas de

distometría empleadas para calcular la potencia de la lente de contacto a partir de la refracción o potencia en gafa.

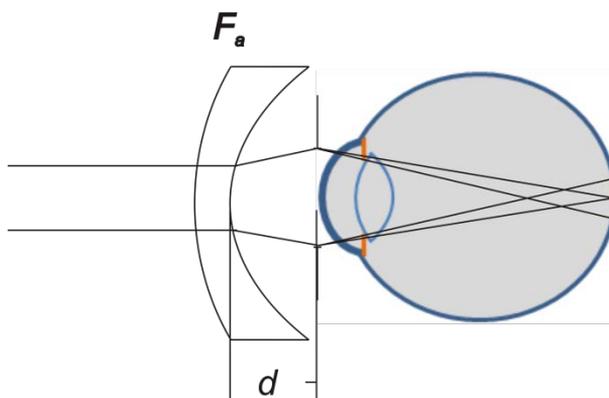


Figura 5: Descripción de los parámetros implicados en el cálculo de la potencia efectiva de la lente en función de su distancia al vértice corneal.

Así pues la potencia efectiva depende de la posición del elemento corrector respecto al ojo. De esta forma entenderemos que cuando un miope acerca su gafa al ojo lo que está haciendo es aumentar la corrección, mientras que para ese mismo efecto un hipermetrope tendría que alejarla.

El uso de lentes oftálmicas para corrección de ametropías también altera la demanda acomodativa respecto a la que el sujeto experimentaría en ausencia del elemento corrector. Esta alteración está relacionada con la separación de la lente oftálmica respecto al ojo. En un miope la demanda acomodativa es menor que la presentada por el emетроpe mientras que en el caso del hipermetrope es mayor (esto explica que los hipermétropes manifiesten antes síntomas de presbicia).

Las lentes oftálmicas suelen presentar un diseño en forma de menisco con el fin de reducir las aberraciones fuera de eje. En el caso de las lentes esferocilíndricas el diseño habitual mantiene una superficie anterior esférica y una posterior tórica (aunque algunas casas presentan la toricidad en la cara anterior). La forma final de la lente viene determinada por la potencia que debe suministrar y la curva base respecto a la que se referencian todas las superficies. En el caso de lentes con toricidad en cara posterior la curva base viene determinada por la potencia de vértice anterior de la cara anterior de la lente. En el caso de que la superficie tórica sea la anterior se escogería la menor (en valor absoluto) de las dos potencias.

Las lentes oftálmicas también producen cuando se observa por fuera de su eje, lo que se conoce como efecto prismático. Éste consiste en que la lente se comporta como un prisma, desplazando transversalmente la imagen y por tanto cambiando su posición aparente. En una lente positiva el prisma generado por la lente tiene la base hacia su centro (hacia la zona más ancha). Un prisma desvía los rayos hacia la base de forma que la imagen virtual que genera se desplaza hacia el vértice. En el caso de un ojo miope sucederá lo contrario. En la siguiente figura mostramos que sucede con la imagen observada por un ojo hipermetrope cuando la lente correctora esta desplazada inferiormente.

Como se puede observar en la figura los rayos son desplazados hacia el centro de la lente (donde está la base del prisma), de forma que el objeto aparenta desplazarse hacia arriba (donde está el vértice del prisma).

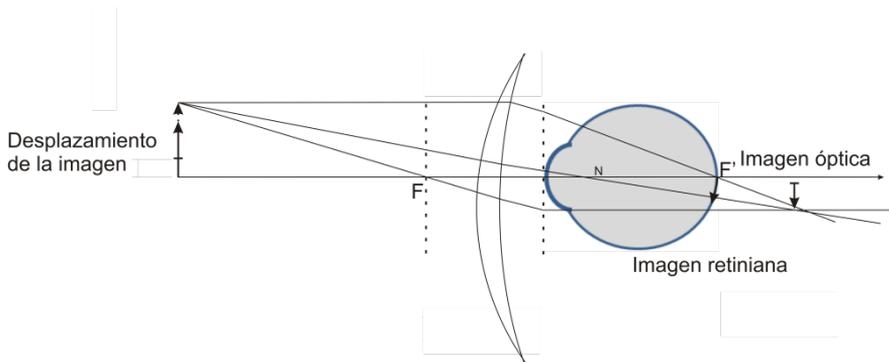


Figura 6: Efecto prismático inducido por una lente positiva desplazada inferiormente.

Los efectos prismáticos inducidos por un mal montaje de las lentes oftálmicas, o cuando el sujeto mira fuera de eje y presenta una diferencia significativa de ametropía, pueden provocar desequilibrios prismáticos y en consecuencia problemas de visión binocular; por ello es una cuestión que se debe tener en cuenta tanto en el montaje de la gafa como en la prescripción de la corrección.

9.3. Corrección con lentes de contacto

La corrección con lentes de contacto es una alternativa muy extendida al uso de lentes oftálmicas. Desde el punto de vista óptico presenta una serie de diferencias.

- Demanda acomodativa: los miopes portadores de lentes de contacto tienen que acomodar más que si llevaran gafas (los hipermetropes al contrario).
- Potencia de la lente de contacto: hay que tener en cuenta que la lente de contacto está sobre el ojo y por tanto tenemos que aplicar la fórmula de distometría para calcular

que potencia que debemos escoger, si partimos de la refracción determinada con gafa.

- Campo de visión: el campo de visión es más natural de forma que no aparecen efectos como escotoma de supresión anular, o diplopía que sí aparecen con gafa.
- Efecto prismático: no inducen efectos prismáticos de forma que la convergencia es más natural. Un hipermetrope con lente de contacto estimula menos convergencia que con gafa (sucede al revés con el miope).

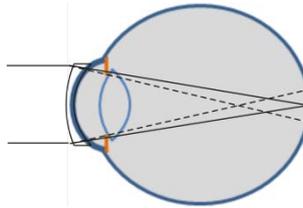


Figura 7: Corrección con lente de contacto.

Existen principalmente tres tipos de lentes de contacto:

- 1) las blandas de Hidrogel o Hidrogel Silicona (más modernas y eficaces en cuanto a transporte de oxígeno);
- 2) las rígidas (los materiales nuevos permiten más aporte de oxígeno a la córnea que las lentes de contacto blandas);
- 3) las híbridas (rígidas en su centro y blandas en la periferia).

Desde el punto de vista de salud ocular todas son adecuadas. Pero aunque parezca paradójico, las que presentan un mayor respeto por la integridad ocular son las rígidas. Asimismo son las que mejor calidad óptica proporcionan ya que se deforman menos que las blandas.

9.4. Corrección con cirugía refractiva

La cirugía refractiva es una alternativa a la corrección con gafa o lente de contacto. Podemos distinguir dos grupos de actuación: aquellas técnicas que actúan sobre la córnea; y aquellas que introducen lentes intraoculares.

Las técnicas que actúan sobre la córnea buscan corregir el error refractivo a través del cambio de forma, y por tanto de potencia de la córnea. En el caso de corrección de miopía la cirugía buscará una reducción de la curvatura de la córnea para disminuir así su potencia. Esto se consigue aplanando la córnea central. Por el contrario cuando se corrige la hipermetropía se busca un aumento de potencia corneal y por tanto de curvatura. Esto se consigue curvando la periferia.

En el caso de introducción de lentes intraoculares la corrección se consigue mediante un elemento óptico cuya potencia efectiva vendrá determinada por el error refractivo que se pretende corregir y la posición en la que se va a colocar dicho elemento, siendo este dato de crucial importancia.

9.5. Corrección de la presbicia

Al igual que los otros errores refractivos, la falta de capacidad acomodativa puede ser compensada, o mejor dicho superada mediante el empleo de gafas, lentes de contacto o cirugía refractiva.

Corrección con lentes oftálmicas

Tenemos distintas alternativas:

- Lentes monofocales para visión cercana.
- Lentes bifocales: presentan dos zonas diferenciadas una para visión lejana y otra para visión de cerca.
- Lentes trifocales: incluyen una zona para visión a distancias intermedias.
- Lentes progresivas: la potencia va aumentando de forma progresiva a lo largo de la lente con el fin de suplir la demanda acomodativa requerida para observar a distancias cada vez más próximas.

Actualmente es la forma más extendida de compensar la presbicia y de entre todas las opciones la más usada es la lente progresiva.

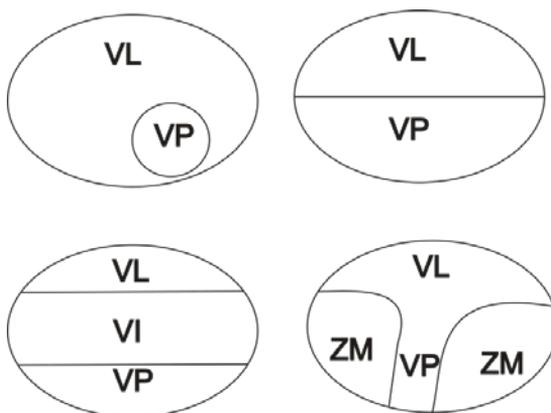


Figura 8: Modalidades de lentes para la compensación de la presbicia.

La lente progresiva presenta 4 zonas: zona de lejos, pasillo, zona de cerca y zonas marginales. El pasillo es la región de la lente donde la potencia cambia de forma suave y constante en su componente esférica para pasar de la potencia de lejos a potencias para visión intermedia, hasta llegar a la zona de cerca para visión próxima. Las zonas marginales (indicada en la figura 8 como ZM) son áreas de la lente donde hay aberraciones (en especial astigmatismo oblicuo) y a través de las cuales se percibe una gran distorsión de la escena y por tanto no se deben usar (muchos problemas de adaptación a este tipo de lentes se deben a que el sujeto, acostumbrado a mirar por las zonas laterales de su gafa monofocal, percibe una gran distorsión de la escena y problemas de fusión. La solución a este problema es tan sencilla como indicarle la necesidad de que se acostumbre a mover la cabeza para observar objetos no centrados en su campo visual con el fin de usar solo la zona central de la gafa (evitando así la distorsión inducida por las zonas marginales)

Corrección con lente de contacto

Esta posibilidad gana cada vez más adeptos ya que hay más presbitas que han sido usuarios habituales de lentes de contacto. En la actualidad se dispone de varias modalidades de corrección:

- **Monovisión:** se emplean lentes de contacto monofocales. En un ojo se coloca la potencia para visión de lejos y en el otro para visión de cerca.

- **Visión simultánea:** se emplean lentes bifocales o multifocales de forma que sobre la retina se forman dos imágenes del mismo objeto una nítida y otra borrosa
- **Monovisión modificada:** esta variante mezcla las dos anteriores. Consiste en usar dos lentes bifocales o multifocales, pero en un ojo se prioriza en la zona óptica de la lente de contacto la corrección de lejos y en el otro ojo la de cerca.

En el caso de monovisión el sujeto debe de ser capaz de fusionar imágenes distintas o suprimir el ojo cuya imagen sea borrosa. En el caso de visión simultánea deberá tolerar una pérdida de contraste. Y en el caso de monovisión modificada se encontrará con la mezcla de los dos problemas. A pesar de que la monovisión modificada parece la peor de las tres alternativas es la que más se está empleando en la actualidad.

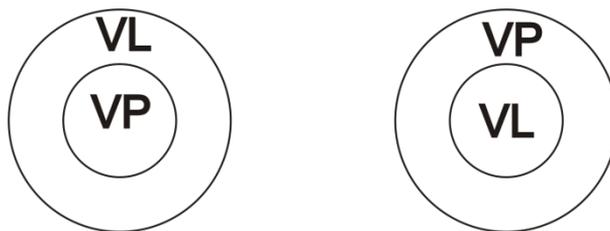


Figura 9: Monovisión modificada para corrección de la presbicia con lentes de contacto.

En el caso del uso de lentes de contacto rígidas existe otra posibilidad más, el empleo de lentes bifocales donde la zona de visión de lejos se encuentra en la parte superior y la de cerca en la inferior. En este tipo de lentes, al mirar hacia abajo, la lente apoya

sobre el párpado y el sujeto observa por la zona de cerca, al mirar de frente la lente se vuelve a centrar sobre la pupila y la observación se realiza por la zona superior de lejos.

Corrección con cirugía

Existen técnicas que actúan sobre la córnea, unas tallando diseños multifocales (presbylasik) con ablación láser, otras aumentando la asfericidad corneal por termoqueratoplastia mediante láser de Holmio:Yag, y por ultimo mediante la inserción de lentes intracorneales. Otras técnicas actúan sobre el cristalino empleando lentes multifocales o acomodativas (cuya capacidad de enfoque se debe al desplazamiento axial que realizan aprovechando la contracción del músculo ciliar).

9.6. Cálculo de la adición

La adición es el aumento de potencia esférica positiva añadida binocularmente a la compensación de lejos para superar la incapacidad acomodativa. Para calcular la adición es necesario que el sujeto esté correctamente compensado en visión lejana y conocer la distancia de trabajo.

La adición se puede calcular por distintos métodos: 1) a partir de la amplitud de acomodación (AA); 2) edad del sujeto; 3) cilindros cruzados de Jackson fusionados; 4) balance de acomodaciones relativas; 5) test bicromático; 6) método objetivo; 7) tanteo.

La adición calculada a partir de la amplitud de acomodación se determina reservando cierta cantidad de acomodación. Los

criterios más extendidos son los que reservan 1/2 o 2/3 de la amplitud de acomodación. De esta forma la Adición se calcularía mediante la siguiente ecuación:

$$A_d = -\frac{1}{d_t} - \frac{1}{2}AA \quad A_d = -\frac{1}{d_t} - \frac{2}{3}AA$$

Al dejar una parte de la amplitud de acomodación en reserva el sujeto puede ver nítidamente objetos que se encuentren más cerca que su distancia de trabajo, o más lejos, acomodando en el primer caso y relajando la acomodación en el segundo. Los valores de estas distancias que se obtienen cuando la acomodación es máxima y cuando es cero, definen el intervalo de visión nítida a través de la compensación de cerca. Así pues la adición depende de la AA y de la demanda acomodativa. En cualquier caso, procuraremos dejar la mínima adición posible, máxima entre +2.50 y +3.00 D.

Por último, debemos ser conscientes de que se debe verificar que la AV del paciente en visión cercana deber ser equivalente a la AV que éste presenta en lejos. Para ello debemos emplear los test de visión cercana.

9.7. Resumen

- La prescripción esferocilíndrica se expresa según el sistema TABO. EL ángulo de ambos ojos se mide desde la línea horizontal en sentido antihorario.
- Existen varias formas de representar la potencia de una lente, fórmula bicilíndrica, esferocilíndrica de cilindro positivo, y esferocilíndrica de cilindro negativo. En paso de

una fórmula a otra se realiza mediante las reglas de transposición.

- Las lentes oftálmicas suelen presentar un diseño en forma de menisco con el fin de reducir las aberraciones fuera de eje.
- Una lente oftálmica corrige un error refractivo si una vez colocada delante del ojo su punto focal de vértice posterior coincide sobre el punto remoto del ojo.
- La corrección de la miopía se realiza con lentes negativas o divergentes para compensar el exceso de potencia del ojo. En el caso del ojo hipermetrope usaremos lentes positivas para compensar el defecto de potencia.
- La potencia efectiva de la lente depende de la posición a la que esta se sitúa respecto al ojo. Cuando un miope acerca su gafa al ojo lo que está haciendo es aumentar la corrección, mientras que para ese mismo efecto un hipermetrope tendría que alejarla.
- El uso de lentes oftálmicas altera la demanda acomodativa y la convergencia ocular. En un miope la demanda acomodativa es menor que la presentada por emetrope mientras que en el caso del hipermetrope es mayor (esto explica que los hipermetros manifesten antes síntomas de presbicia).
- Las lentes oftálmicas inducen efectos prismáticos cuando se observa a través de ellas por fuera de su eje óptico. Estos efectos prismáticos pueden causar desequilibrios en la demanda vergencial y problemas de visión binocular.

- El uso de lentes de contacto proporciona demandas acomodativas y vergenciales similares a las del ojo sin corregir. Los miopes portadores de lentes de contacto tienen que acomodar más que si llevaran gafas (los hipermétropes al contrario). La potencia de la lente de contacto debe ser calculada a partir de la refracción (o potencia en gafa) y la distancia de vértice.
- La cirugía refractiva es una alternativa a la corrección con gafa o lente de contacto, en la que la corrección se realiza mediante cambios morfológicos de la superficie corneal o inserción de lentes intraoculares.
- La presbicia o falta de capacidad acomodativa, puede ser compensada, o mejor dicho superada mediante el empleo de gafas, lentes de contacto o cirugía refractiva. Dentro de estas opciones la más empleada es la lente oftálmica progresiva.
- Para la corrección de la presbicia es importante calcular la magnitud de la adición. Existen varios métodos: 1) a partir de la amplitud de acomodación (AA); 2) edad del sujeto; 3) cilindros cruzados de Jackson fusionados; 4) balance de acomodaciones relativas; 5) test bicromático; 6) método objetivo; 7) tanteo. Mientras sea posible se dejará una parte de la amplitud de acomodación en reserva para que el sujeto pueda ver nítidamente objetos que se encuentren más cerca de su distancia de trabajo, o más lejos, acomodando en el primer caso y relajando la acomodación en el segundo.

9.8. Bibliografía

- Benjamin WJ. *Borish's Clinical Refraction*. 1st ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 1998.
- Grosvenor TP., *Primary Care Optometry*. 2nd ed. Nueva York: Professional Press; 1989.
- Montés-Micó R. *Optometría. Principios básicos y aplicación clínica*. 1ª ed. Barcelona: Elsevier España; 2011.
- Martín Vecilla. *Manual de Optometría*. 1ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2011.
- BorrásGarcía, M. Rosa, *Optometría: Manual de exámenes clínicos*, 3ªEd, Colección Aula Politécnica Óptica), UPC Barcelona, 1999.

APÉNDICE 1: Códigos QR y enlaces web complementarios



Scale Model of the eye
<http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/vision/eyescale.html#c1>



American Optometric Association: Quick reference guides
<http://www.aoa.org/optometrists/tools-and-resources/clinical-care-publications/quick-reference-guides>



American Optometric Association
Optometric Clinical Practice Guidelines
<http://www.aoa.org/optometrists/tools-and-resources/clinical-care-publications/clinical-practice-guidelines>



Instituto Alcon: Aulas virtuales

<http://www.institutoalcon.com/es/aula-abierta/refracc.-optica-021>



Ophthalmic Lens Design

http://www.opticampus.com/cecourse.php?url=lens_design/#vision



Zernike Polynomials and Their Use in Describing the Wavefront Aberrations of the Human Eye

<http://scien.stanford.edu/pages/labsite/2003/psych221/projects/03/pmaeda/index.html>



Accommodation and presbyopia

<http://aglasser.opt.uh.edu/presbyopia/presbyopia.html>

El libro *Anomalías monoculares de la visión* es una recopilación de conceptos imprescindibles para la formación de un óptico-optometrista. Se han recogido conocimientos básicos para poder diferenciar los distintos tipos de ametropías y afrontar el examen refractivo de forma precisa. Es una obra útil y práctica que puede servir de guía a todos aquellos profesionales que se dedican a la visión.

