



# AFAQUIA Y PSEUDOAFAQUIA

## AUTOR

**Prof. Earl L. Smith III:** University of Houston

## PAR REVISOR

**Prof. Emeritus Barry L. Cole:** University of Melbourne

## INTRODUCCIÓN Y GENERALIDADES

Este capítulo incluye una revisión de:

- Ojos áfacos corregidos con anteojos
- Ojos áfacos corregidos con lentes de contacto
- Ojos áfacos corregidos con lentes intraoculares

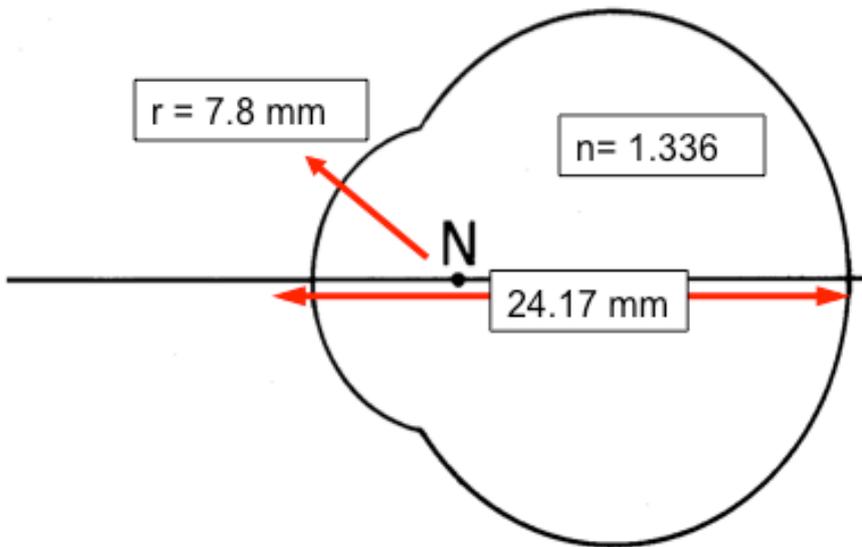
El término afaquia significa 'sin lente' (a = sin; phakos = lente). Un ojo áfaco es simplemente un ojo sin cristalino. La afaquia puede ser el resultado de una anomalía congénita o un trauma, pero está más comúnmente asociada con la eliminación quirúrgica de un cristalino con catarata. Los individuos áfacos tienen los mayores defectos de refracción que se encuentran habitualmente en la práctica típica de optometría. Debido a la magnitud del error de refracción que se produce mediante la eliminación del lente cristalino, se debe dar una consideración especial a estos pacientes cuando se corrigen con dispositivos ópticos tradicionales (es decir, gafas o lentes de contacto).

## LOS OJOS S CORREGIDOS CON ANTEOJOS

Cuando los individuos s se corrigen con anteojos, es importante tener en cuenta 1) los efectos del poder y la forma del lente corrector del tamaño de la imagen retiniana, 2) las limitaciones en el campo de visión asociado con los efectos prismáticos del lente corrector, y 3) las distorsiones asociadas con aberraciones ópticas.

## TAMAÑO DE LA IMAGEN RETINIANA

Con el fin de considerar los efectos de lente corrector en el tamaño de la imagen retiniana, se debe desarrollar un modelo de ojo esquemático apropiado. Una versión modificada de un ojo esquemático simplificado (como el ojo # 2 de Gullstrand) es una forma esquemática áfaca útil y práctica. En el ojo # 2 de Gullstrand la córnea se considera infinitamente fina y está representada por una sola superficie de refracción esférica que separa el aire del humor acuoso. Por lo tanto, cuando el cristalino se retira del ojo esquemático simplificado de Gullstrand, el modelo adquiere las características de un modelo de ojo reducido. Los planos principales se mueven hacia adelante y se unen para formar un único punto principal que corresponde al vértice de la córnea. Los puntos nodales se mueven hacia atrás y forman un único punto nodal que coincide con el centro de curvatura de la córnea. La Figura 5.1 ilustra las dimensiones básicas del ojo esquemático simplificado modificado para aplicar a la afaquia (esta es una versión del ojo # 2 de Gullstrand).



**Figura 5.1:** Las dimensiones del ojo esquemático simplificado modificado para aplicar en la afaquia (del ojo modificado #2 de Gullstrand)

**Nota:** La afaquia es principalmente una ametropía refractiva. Sin embargo, no se puede representar con precisión modificando el ojo emétrepe reducido de Emsley como se ha hecho anteriormente cuando se consideraron los efectos de la corrección de lentes en el tamaño de la imagen de la retina de los defectos más típicos de refracción (es decir, no podemos simplemente aumentar el radio de curvatura de la superficie refractiva equivalente del ojo reducido de Emsley para formar una gran hipermetropía refractiva).

Estas manipulaciones simples no son apropiadas en el caso del ojo áfaco, porque el error de refracción de un ojo áfaco no puede suponerse que es exclusivamente de naturaleza axial o refractiva. En su lugar, los defectos de refracción áfacos tienen ambos; un componente un axial y uno de refracción. El desplazamiento hacia adelante de los planos principales representa, en esencia, un alargamiento axial; el desplazamiento hacia atrás de los puntos nodales refleja la naturaleza refractiva de la ametropía.

Con el fin de determinar los efectos de lentes en anteojos sobre el tamaño de imagen retiniana en un ojo áfaco, se debe determinar la magnitud del defecto refractivo. Si se supone que el ojo áfaco era emétrepe antes de retirar la lente del cristalino, podemos adoptar las dimensiones estándar para el ojo esquemático simplificado. A continuación, el defecto refractivo del ojo es simplemente la diferencia entre el poder de refracción total del ojo áfaco y el poder de refracción requerido para enfocar la luz paralela de un objeto en el infinito en la retina. Como un ojo áfaco no tiene lente cristalino, el poder de refracción total del ojo es igual a la potencia de refracción de la córnea. Para el modelo esquemático áfaco,

$$F = (n' - n)/r$$

$$F = (1.336 - 1.0)/0.0078 \text{ m}$$

$$F = +43.08\text{dpt}$$

El poder de refracción requerido para enfocar la luz paralela en la retina es igual a la vergencia reducida asociada con la distancia entre el plano principal del ojo y la retina (es decir, en este caso la longitud axial verdadera del ojo; 24,17 mm).

$$L' = n'/l'$$

$$L' = 1.336/0.02417 \text{ m}$$

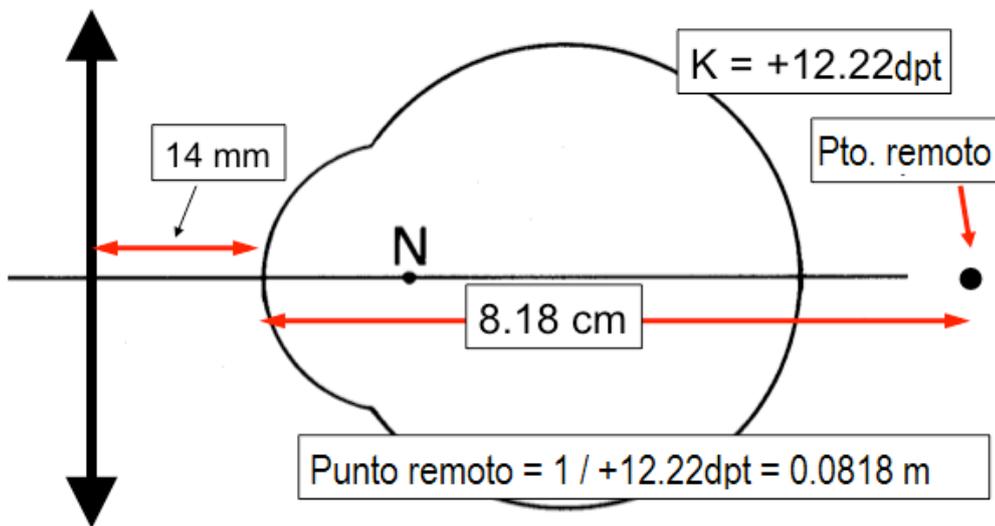
$$L' = +55.3\text{dpt}$$

El poder adicional que se debe incrementar en la córnea para enfocar el ojo áfaco para el infinito es

$$K = 55.3\text{dpt} - 43.08\text{dpt} = +12.22\text{dpt}$$

Es decir, el ojo áfaco es hipermetrope de 12.22dpt.

Asumiendo que este ojo áfaco se corrige con anteojos a una distancia vértice de 14 mm (ver Figura 5.2). ¿Cómo serán la MA y la MRA asociadas con esta estrategia de corrección?



**Figura 5.2:** Un ojo áfaco corregido con anteojos colocados a una distancia al vértice de 14 mm

Uno de los procedimientos más sencillos para determinar la **Magnificación Relativa en Anteojos** se trata en este caso de calcular la potencia total equivalente para la combinación ojo áfaco-lente. En primer lugar, se debe calcular la potencia efectiva requerida el lente en anteojos.

$$F_v = 1 / \text{distancia entre el plano de los anteojos y el PR del ojo}$$

La ubicación del Punto Remoto (PR) del ojo se puede determinar por medio de la refracción ocular.

$$1/+12.22\text{dpt} = 0.0818\text{ m}$$

Es decir, el PR está 8.18 cm detrás de la córnea.

La distancia focal del lente corrector debe ser igual a la distancia del plano de los anteojos al PR del ojo (es decir, 8.18 cm + 1.4 cm = 9.58 cm). Por lo tanto, el poder requerido es

$$F_v = 1/0.0958\text{ m} = +10.43\text{dpt}$$

Como la MRA es igual a la relación de los poderes de refracción de la combinación del emétrope estándar y el ojo áfaco-lente, la siguiente fórmula se puede utilizar para determinar la relación entre los tamaños de imagen retiniana en un ojo emétrope y este ojo áfaco.

$$MRA = \frac{+60\text{dpt}}{10.43\text{dpt} + 43.08\text{dpt} - [0.014(10.43\text{dpt})(43.03\text{dpt})]}$$

$$MRA = \frac{+60\text{dpt}}{47.22\text{dpt}} = 1.27$$

Es decir, la imagen retiniana en este ojo áfaco es alrededor de 27% más grande que en el ojo emétrope estándar.

**Magnificación de los Anteojos** se puede calcular mediante la siguiente relación:

$$MA = \frac{\text{distancia entre el PR y los anteojos}}{\text{distancia entre el PR y el plano principal}}$$

$$MA = \frac{9.58 \text{ cm}}{8.18 \text{ cm}}$$

$$MA = 1.17$$

Es decir, la corrección en anteojos incrementó el tamaño de la imagen no corregida en cerca de un 17%.

El hecho de que la MRA es mayor que la MA en este caso hace hincapié en el hecho de que una parte de la ametropía de este ojo áfaco es de naturaleza axial. Específicamente, la distancia entre el plano y la retina principal de este ojo áfaco es mayor que la distancia correspondiente en el ojo emétrope estándar.

Magnificación de forma

Los valores de MRA y MA calculados anteriormente sólo reflejan los efectos de la potencia del lente corrector en el tamaño de la imagen retiniana. Para la mayoría de los defectos de refracción el lente corrector pueden considerarse infinitamente delgado y la contribución de la forma del lente para dar la magnificación de la imagen se puede ignorar. Sin embargo, los lentes de anteojos para áfacos tienen típicamente al centro espesores entre 6,0 y 7,0 mm y, por lo tanto, se debe considerar la influencia de la forma del lente corrector en el tamaño final de la imagen retiniana (Figura 5.3).

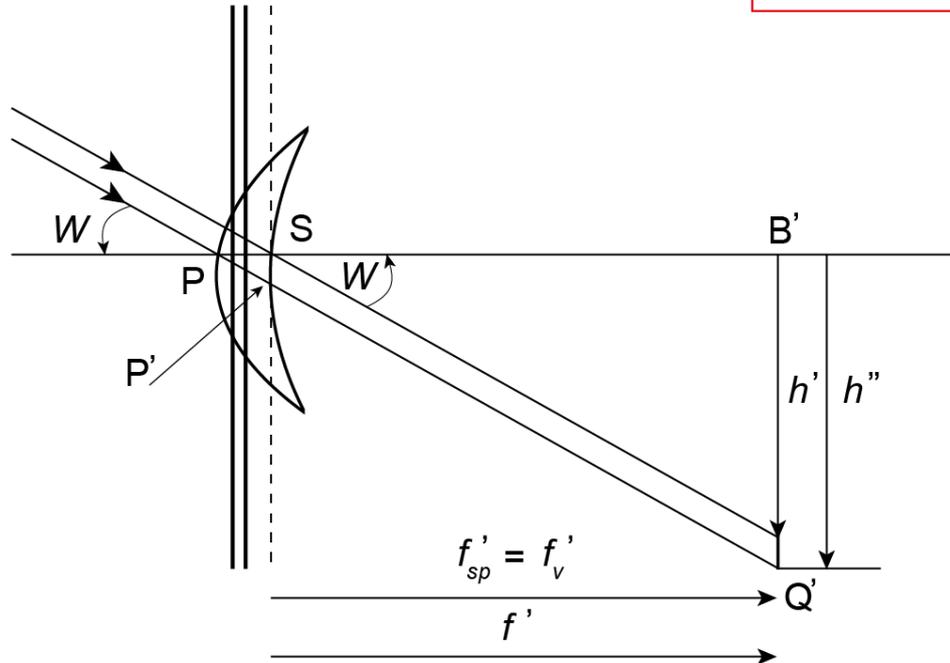
La magnificación de forma de ampliación la magnificación angular que se produce por la forma del lente corrector y se relaciona con el hecho de que con los lentes gruesos el segundo plano principal del lente corrector no se corresponde con el vértice posterior del lente. La magnificación de forma para un lente corrector (es decir, el factor de forma; S) depende del espesor del lente (t), el índice de refracción del lente (n), y el poder de refracción de la superficie frontal del lente (F1). La siguiente relación se puede utilizar para calcular la magnificación de forma para un lente corrector.

$$S = \frac{1}{1 - (t/n)F_1}$$

Rayos del objeto distante

Magnificación de Forma

Mag. angular debida a la forma del lente corrector.



Con un lente grueso los planos principales se no corresponden con el vértice posterior del lente

$h^1$  = tamaño imagen basada en poder vértice post.  
 $h''$  = tamaño imagen basada en poder verdadero

Figura 5.3: Se debe considerar la forma del lente corrector en el tamaño final de la imagen retiniana

La tabla a continuación hace una lista de los factores de típicos de la forma para los lentes positivos:

Poder del Lente (dpt)	Espesor Central (mm)	Factor de Forma
+2.00	2.5	1.01
+4.00	3.6	1.02
+6.00	4.8	1.03
+8.00	5.0	1.04
+10.00	6.0	1.05
+12.00	6.8	1.06
+14.00	7.6	1.08
+16.00	8.4	1.10

De esta tabla se puede observar que la magnitud del factor de forma no llega a ser significativa hasta que la potencia del lente excede aproximadamente 8,00dpt. Pero para los hipermetropes altos y el individuo áfaco promedio, el factor de forma se debe considerar con el fin de determinar la MRA y la MA totas. La MRA y MA totales están dadas por las siguientes relaciones:

$$MA \text{ Total} = MA \times S$$

$$\text{MRA Total} = \text{MRA} \times S$$

Es decir, los aumentos totales se determinan multiplicando los valores de la MRA y la MA producidas por la potencia del lente corrector por la magnificación angular (S) producida por la forma del lente.

**Nota:** Se debe tener en cuenta que, dado que el espesor de un lente negativo no aumenta a medida que el poder se incrementa, la magnificación de forma no es una consideración importante para la corrección de la miopía, incluso cuando la magnitud de la corrección es grande.

Para el ojo áfaco considerado anteriormente, si el factor de forma se supone que es 1.06, los valores totales de MRA y MA serán:

$$\text{Total MA} = 1.17 \times 1.06 = 1.24$$

$$\text{Total MRA} = 1.27 \times 1.06 = 1.35$$

En este ejemplo, el ojo áfaco era emétrope antes de retirar el lente cristalino. La MRA final será diferente si el ojo fue amétrope antes de convertirse áfaco. Si el ojo era miope axial antes de convertirse en áfaco, la MRA final será mayor que la del ojo emétrope. Si el ojo era hipermétrope refractivo antes de retirar el lente cristalino, la MRA también sería mayor que para el ojo emétrope.

### Limitaciones del Campo de Visión

Además de experimentar dificultades que se asocian con el aumento producido por los lentes positivos altos en anteojos, también en la afaquia se experimentan limitaciones en el campo de visión debido a los efectos prismáticos de estos lentes. Considérese el efecto prismático en el borde de un lente de 10,00dpt que tiene un diámetro total de 40mm. La potencia prismática en el borde del lente se puede calcular usando la ley de Prentice.

$$\text{Poder del prisma} = \text{poder del lente (dpt)} \times \text{distancia desde el centro óptico (cm)}$$

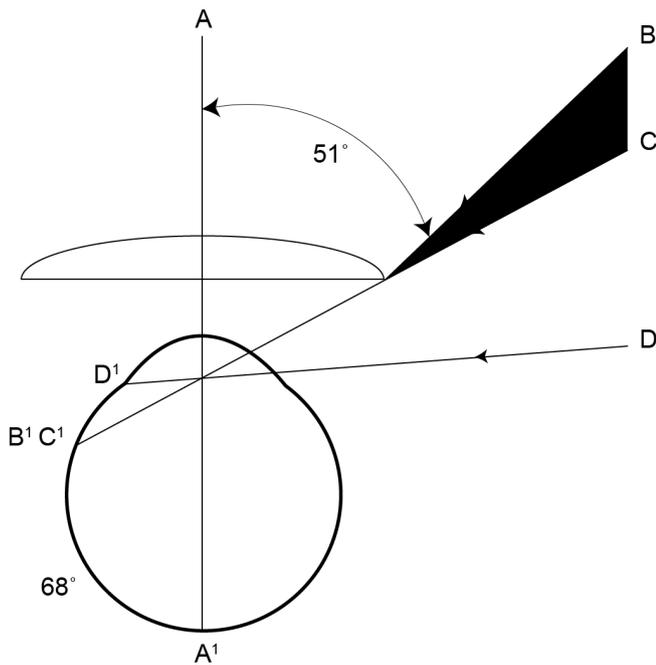
Asumiendo que el centro óptico del lente corresponde geoméricamente con el centro del lente, el efecto prismático del lente al borde descrito anteriormente será:

$$\text{Poder prismático} = +10.00\text{dpt} \times 2.0\text{cm} = 20 \text{ dioptrías prismáticas}$$

La figura 5.4 ilustra cómo las características prismáticas de un lente positivo alto pueden resultar en un aparente escotoma en el campo visual del paciente. El paciente está fijando un objeto distante a través del centro óptico de un lente positivo alto.

Se han ilustrado los rayos procedentes de una serie de objetos periféricos que están dirigidos al el centro de la pupila de entrada del ojo. Para los objetos en la periferia extrema, estos rayos no pasarán a través del lente corrector, pero en lugar entrarán en el ojo pasando por detrás del borde del lente. Estos rayos se golpean la retina y son capaces de producir sensaciones visuales que se pueden percibir (es decir, el paciente puede ver los objetos colocados en estas posiciones).

Sin embargo, habrá una serie de posiciones, donde los rayos principales del objeto intersectan el borde periférico de la lente y se desvían prismáticamente hasta tal punto que no van a entrar en el ojo (es decir, los objetos colocados en estas posiciones no puede verse). A medida que se consideran posiciones más cercanas al eje óptico de la lente, habrá una posición donde la luz, a pesar de ser desviada por los efectos prismáticos del lente, entrará en el ojo. Los objetos colocados en esta posición se pueden ver. Todos los objetos situados más centralmente que este punto también se pueden visualizar.

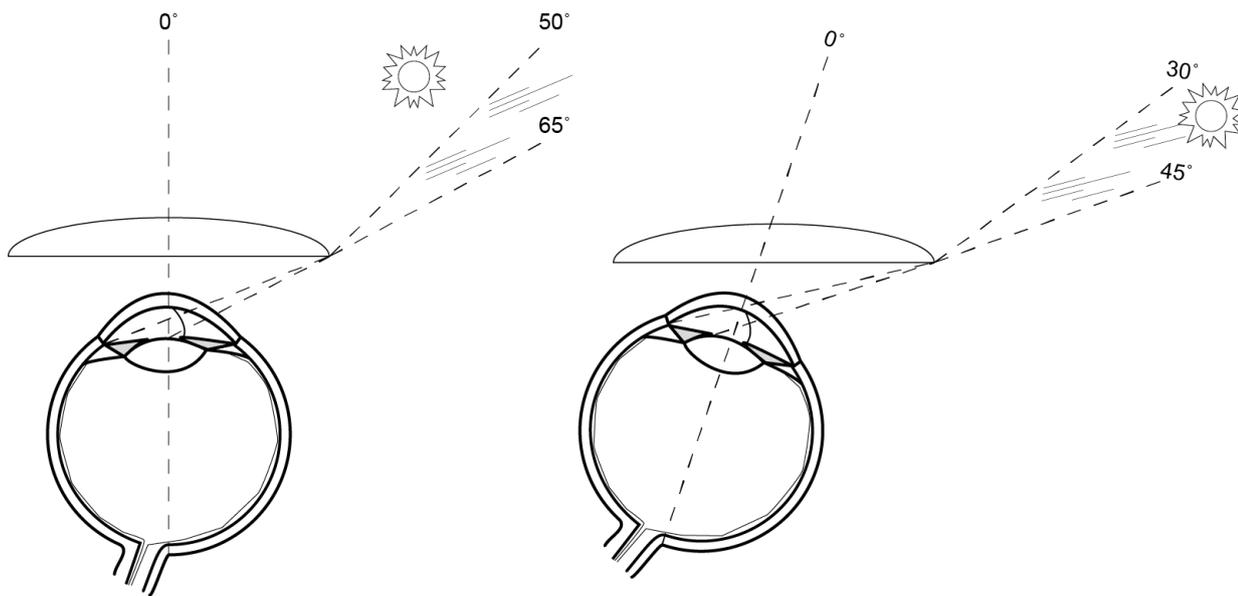


**Figura 5.4:** Ilustra como las características prismáticas de un lente positivo alto puede resultar en un escotoma aparente en el campo visual del paciente

El efecto global de las desviaciones prismáticas producidas por los lentes positivos de alta potencia es una zona ciega que rodea el campo visual central, es decir, un escotoma anular. La posición y el tamaño angular del escotoma dependen de una variedad de factores, incluyendo la potencia de la lente, el diámetro de la lente, la distancia al vértice, y el tamaño de la pupila del paciente. Típicamente, el escotoma comenzará en alrededor de  $50^\circ$  desde el eje óptico cuando el paciente está viendo en línea recta a través del centro óptico y será de unos  $12^\circ$  a  $18^\circ$  de extensión.

Como se muestra en la Figura 5.5, ya que el ojo gira para ver un objeto periférico los efectos prismáticos del lente alteran la cantidad de rotación requerida para fijar un objeto fuera del eje óptico del lente. En este ejemplo, el ojo gira  $20^\circ$  a la derecha del eje óptico para fijar un objeto.

Debido a la desviación prismática del lente el ojo debe girar aproximadamente  $27^\circ$  para fijar el objeto (para un lente de 12,00dpt). El escotoma en anillo está ahora sólo a alrededor de  $30^\circ$  del eje visual del ojo, es decir, se percibe un desplazamiento en el escotoma en anillo en una dirección opuesta a la rotación del ojo. Debido a que la posición de este escotoma en anillo, con respecto al eje visual del ojo, varía como una función de la posición del ojo, a menudo se le llama un "escotoma errante en anillo".



**Figura 5.5:** El efecto prismático del lente crea un 'escotoma' que ocluye el objeto de interés de la vista a medida que el ojo rota para ver un objeto periférico

Los escotomas errantes en anillo asociados con los lentes positivos altos responsables de un síntoma a menudo reportado por los áfacos corregidos con anteojos que se llama el 'fenómeno de Jack en la caja'. Este fenómeno se refiere a la aparición repentina (o desaparición) de un objeto periférico que antes estaba oculto de la vista del paciente en el escotoma anular, pero que se hizo visible ya sea debido a los movimientos del ojo del paciente o al movimiento del objeto en sí. Esto puede ser especialmente preocupante cuando llama la atención del paciente un objeto periférico y gire sus ojos para fijar el objeto. En algunos casos, el escotoma en anillo se mueve, como resultado de los movimientos de los ojos, para ocluir el objeto de interés.

### Distorsión en alfiletero

Además de la magnificación de los objetos paraxiales, los lentes de poder positivo alto necesarios para corregir la afaquia provocan una magnificación diferencial a través del campo visual. El ojo de un individuo faco normal no sufre de una cantidad significativa de distorsión en alfiletero (cojín) o en barril (como se explica en la sección de aberraciones ópticas).

Sin embargo, la remoción del lente cristalino y junto con los efectos de los lentes de alto poder en anteojos producen un grado significativo de distorsión en cojín (es decir, la parte periférica de la campo de visión se magnifica más que el campo visual central). Como resultado, las líneas rectas en la parte periférica del campo visual pueden aparecer curvas.

La distorsión de las imágenes producidas por los lentes en anteojos para afaquia se agrava si el lente corrector sufre de aberración esférica. La contribución del lente corrector en la distorsión del campo visual puede ser minimizada mediante el empleo de lentes asféricas (es decir, los lentes con corrección de la aberración esférica) para corregir la afaquia del paciente (los lentes asféricos también reducirán el tamaño del escotoma anular). La mayoría de los lentes para afaquia empleados hoy en día son asféricos.

## OJOS ÁFACOS CORREGIDOS CON LENTES DE CONTACTO

Como la afaquia es principalmente una ametropía de refracción, la MRA y la MA son sustancialmente más pequeñas cuando los ojos áfacos se corrigen con lentes de contacto. La Figura 5.6 ilustra los efectos de los lentes de contacto en el tamaño de la imagen de la retina del ojo áfaco utilizado en los ejemplos anteriores.

En los ojos áfacos, la córnea es la única estructura de refracción. Por otra parte, los planos principales de la córnea

son muy próximos entre sí y situados muy cerca del vértice corneal. Como resultado, cuando los ojos áfacos se corrigen con lentes de contacto, el lente corrector puede realmente considerarse coincidente con el plano principal del ojo. Por lo tanto, cuando el ojo áfaco se corrige con lentes de contacto, la MA será igual a 1,0; es decir, la corrección del lente de contacto no alterará el tamaño de la imagen retiniana sin corregir (recordemos que el centro óptico del lente de contacto se supone que corresponde al vértice de la córnea), sin embargo, a diferencia de los ojos facos que tienen ametropías refractivas, la MRA no será igual a la MA. En su lugar, la MRA en el ojo áfaco corregido con lentes de contacto será mayor que 1,0 porque hay un componente axial de la ametropía áfaca.

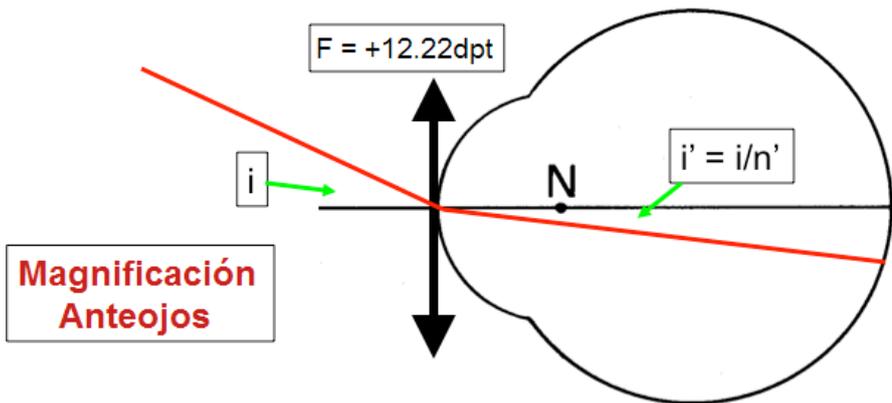


Figura 5.6: La corrección con lentes de contacto no alterará el tamaño de la imagen retiniana no corregida

Para calcular la MRA en un ojo áfaco corregido con lentes de contacto, se debe conocer bien la refracción o la longitud axial del ojo (en este caso la distancia entre el plano principal del ojo y su retina). En la siguiente fórmula, se calcula la MRA basándose en la potencia equivalente de la combinación del ojo áfaco-lente.

$$MRA = \frac{+60dpt}{12.22dpt + 43.08dpt - [0.0(12.22dpt)(43.03dpt)]}$$

La principal ventaja de emplear esta relación para determinar la MRA es que el factor que tiene en cuenta la separación entre los elementos de refracción es cero cuando el lente corrector coincide con el plano principal del ojo. Como resultado, la potencia equivalente de la combinación del ojo-lente es simplemente igual a la potencia del ojo más la potencia del lente corrector, es decir:

$$MRA = \frac{+60dpt}{12.22dpt + 43.08dpt} = 1.08$$

La siguiente fórmula se puede emplear si se conoce la longitud axial del ojo.

$$MRA = \frac{\text{tamaño de la imagen corregida del ojo ametrope}}{\text{tamaño de la imagen del ojo emétrope}}$$

Suponiendo que un objeto distante subtende un ángulo visual de 0,1 rad al plano principal del ojo áfaco. Dado que el centro óptico del lente corrector corresponde al vértice de la superficie refractiva, un rayo dirigido al vértice de la córnea no es desviado por el lente corrector. El rayo será refractado por la córnea y el ángulo que subtende la imagen retiniana en el plano principal se puede obtener utilizando una versión simplificada de la ley de Snell. El tamaño de la imagen de la retina puede ser entonces determinado por simple geometría.

$h'$  = tamaño de la imagen retiniana (ojo áfaco)

$h' = 0.075 \text{ rad (ángulo de la imagen)} \times 24.17 \text{ mm (longitud axial)}$

$h' = 1.81 \text{ mm}$

El tamaño de la imagen formada en el ojo reducido emétrepe de Emsley se puede calcular de manera similar (1.678 mm). Luego se calcula la MRA de la siguiente manera:

$$\text{MRA} = 1.81 \text{ mm} / 1.67 \text{ mm} = 1.08$$

Es decir, el tamaño de la imagen retiniana en el ojo áfaco corregido con lentes de contacto es aproximadamente 8% más grande que la imagen en el ojo emétrepe estándar.

**Nota:** En general se acepta que una diferencia interocular en tamaño de la imagen de la retina de aproximadamente 5% es suficiente para perturbar la visión binocular sencilla (es decir, causa diplopia, alteraciones en el espacio percibido, astenopia, etc.). Es obvio a partir de los ejemplos anteriores que un individuo áfaco monocular corregido con lentes tradicionales sufrirá un grado clínicamente significativo de aniseiconia. Es prácticamente imposible que un individuo áfaco monocular pueda lograr la visión binocular simple cuando se corrige con anteojos. Ha sido reportado que algunos áfacos monoculares corregidos con lentes de contacto son capaces de obtener una visión binocular sencilla con diferencias de tamaño de imagen tan grandes hasta del 10%. Sin embargo, por lo general, incluso cuando se corrige con lentes de contacto, en la afaquia monocular no se obtiene visión binocular simple.

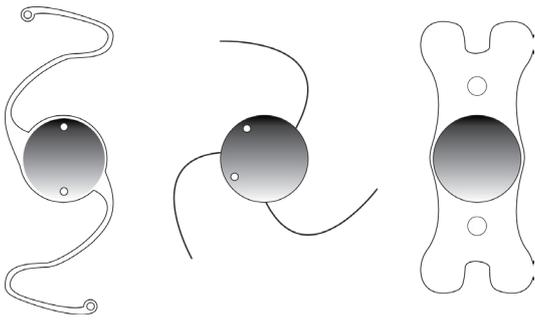
Desde un punto de vista óptico, la corrección de un ojo áfaco con lentes de contacto tiene muchas ventajas sobre el ojo con la corrección en anteojos. Sin embargo, hay un número de desventajas. Por lo general, las personas áfacas son mayores que los pacientes facos. Como resultado, sus córneas pueden no ser capaces de tolerar los lentes de contacto, como los pacientes más jóvenes. Estos pacientes mayores también pueden carecer de la destreza necesaria para insertar y retirar los lentes de contacto correctamente. Este problema se ve agravado por el hecho de que, antes de insertarse los lentes de contacto, estos pacientes tienen defectos hipermetrópicos muy grandes y sin acomodación.

## OJOS ÁFACOS CORREGIDOS CON LENTES INTRAOCULARES

A la luz de todas las desventajas ópticas asociadas con la corrección de los ojos áfacos con anteojos y lentes de contacto, no es de extrañar tanto esfuerzo invertido en el desarrollo de estrategias de corrección alternativas. El enfoque más lógico es sustituir el cristalino por un lente artificial colocado lo más cerca posible a la ubicación normal del lente natural. Aunque la idea de sustituir un cristalino con catarata con un lente intraocular (LIO) artificial no es nueva (hay reportes de intentos de sustituir el cristalino por un lente artificial de hasta 200 años de antigüedad), los avances en los procedimientos quirúrgicos y el desarrollo continuo de materiales de lentes y diseños que son tolerados fácilmente por el ojo han hecho de la implantación del LIO la estrategia de tratamiento de elección para la afaquia. Estudios recientes indican que aproximadamente el 98% de los individuos áfacos como resultado de la eliminación de un cristalino con catarata se corrige ahora con LIOs.

Como se ilustra en la Figura 5.7, hay una amplia variedad de diseños de LIOs. Los LIOs se clasifican generalmente de acuerdo con la ubicación de la parte óptica del lente y / o la estructura de soporte. Hay tres grandes clases de LIOs:

1. **Lentes de cámara anterior** tienen los aspectos ópticos del lente en la cámara anterior y típicamente se apoyan con apéndices que se encajan en el ángulo de la cámara anterior.
2. **Lentes pupilares** (fijados en el iris) tienen la parte óptica del dispositivo en el plano de la pupila y por lo general se apoyan en el iris.
3. **Lentes de cámara posterior** tienen la parte óptica del lente en la cámara posterior y típicamente son compatibles con la cápsula posterior del cristalino (en el caso de una extracción extracapsular) o por estructuras que encajan en el surco ciliar.



**Figura 5.7:** Hay una amplia variedad de diseños de LIOs

Los LIOs reducen en gran medida el aumento de la imagen resultante cuando se corrige un ojo áfaco. Sin embargo, ya que los LIOs son siempre más anteriores que los planos principales del lente cristalino natural, habrá un cierto aumento en el tamaño eficaz de la imagen retiniana. Los lentes de cámara anterior y los lentes pupilares usualmente producen un aumento en la magnificación posoperatoria de aproximadamente 2 a 3%. Los lentes de cámara posterior, ya que se encuentran más cerca de la posición del lente natural, por lo general producen una magnificación posoperatoria de menos del 2% en el tamaño de la imagen. Obviamente, los efectos de magnificación de los LIOs son triviales en comparación con los asociados con anteojos o lentes de contacto. Un aspecto más crítico de la colocación de un lente intraocular es la determinación de la potencia adecuada.

Se han empleado tres procedimientos generales para determinar el poder apropiado de un LIO de implante.

### 1. La técnica del 'Lente Estándar'

Esta técnica implica simplemente la selección de un 'lente estándar' promedio (es decir, no se hace ningún esfuerzo para determinar la potencia óptima del LIO). Este procedimiento se emplea típicamente cuando las mediciones preoperatorias críticas no se pueden obtener (el examinador no tiene un queratómetro y / o un instrumento de ultrasonido) o cuando el examinador se resiste o no es capaz de emplear uno de los varios esquemas matemáticos para determinar el poder apropiado.

Afortunadamente, la ametropía postoperatoria promedio que resulta de la implantación del 'LIO estándar' (normalmente lentes de +19.5dpt), no es muy diferente de la ametropía posoperatoria promedio obtenida cuando se hacen esfuerzos para optimizar la potencia del LIO. Sin embargo, la gama de ametropías posoperatorias obtenidas con la implantación de LIOs estándar es mucho mayor que la obtenida cuando se hacen esfuerzo para determinar la potencia apropiada (véase la figura 5.8). Esto es exactamente lo que se esperaría. Dado que la variación en el poder del lente cristalino en la población adulta es pequeña en comparación con la de otras constantes ópticas oculares y puesto que el lente estándar está diseñado para el ojo "promedio", este será adecuado para una gran proporción de la población general.

Pero para aquellos individuos que tienen poderes de cristalino que no están cerca de la media para la población general, la ametropía posoperatoria resultante de la utilización de un implante de LIO estándar puede llegar a ser significativa. Los procedimientos para optimizar la potencia del LIO son fáciles de emplear y están ampliamente disponibles a partir del fabricante de LIO y de instrumentos. Como resultado, el enfoque del lente estándar no se emplea a menudo; en circunstancias normales, no hay buenas razones por las que deba emplearse.

### 2. La técnica 'Anatómica' u 'Óptica'

Esta técnica emplea principios básicos de la óptica visual y tiene en cuenta las constantes ópticas importantes del ojo del paciente (ver Figura 5.8). La siguiente ecuación es una de una familia de ecuaciones similares (por lo general llamadas ecuaciones Binkhorst-Colenbrander, el nombre de las personas que derivaron los fundamentos de este enfoque) que se utiliza para determinar la potencia óptima del LIO:

$F(l)$  = poder del LIO

$F_c$  = poder corneal

$d$  = distancia entre la córnea y el LIO

$L$  = longitud axial

n = índice refractivo del acuoso y del vítreo

$$F(l) = \frac{n}{L-d} - \frac{1}{1/F_c - d/n}$$

La ecuación básica con frecuencia se modifica para considerar la distancia entre el ápice del LIO y su segundo plano principal. Por ejemplo, el primer término de arriba en la ecuación se expresa como:

$$\frac{n}{L-d-(0.000062 \text{ mm})}$$

El valor  $F_c$  en el segundo término a menudo modificado para optimizar la ametropía posoperatoria (por ejemplo, dependiendo de las necesidades visuales del paciente, a menudo es pertinente tener una ametropía posoperatoria ligeramente miope). El valor  $F_c$  modificado a menudo se calcula de la siguiente manera:

$$F_c' = F_c + \frac{1}{1/F_s - d_v}$$

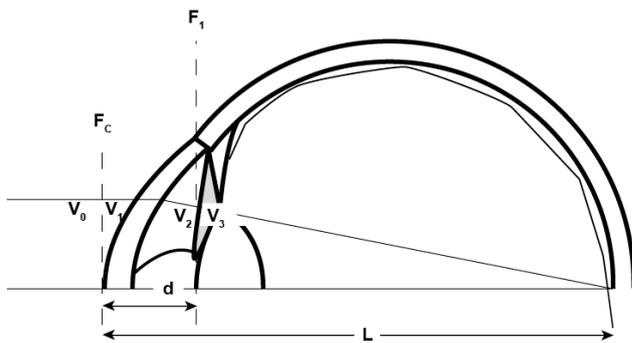
Donde,

$F_s$  = corrección en anteojos deseada posoperatoriamente

$d_v$  = distancia al vértice de la corrección posoperatoria

$F_c$  = poder corneal

Para utilizar esta ecuación para calcular la potencia del LIO, se miden el poder refractivo de la córnea (se emplea queratometría estándar, sin embargo en algunos casos se emplea un índice de refracción corneal menor;  $n = 1.332$ ) y la longitud axial del ojo se miden (ecografía modo A). A partir de estas mediciones y el conocimiento de dónde se coloca el LIO en el ojo (es decir, el valor de  $d$ ), es posible calcular la potencia del LIO deseado.



**Ecuación de "Binkhorst"**

$$F_{IO L} = \frac{n}{L - d} - \frac{1}{(1/F_c) - (d/n)}$$

donde

$d$  = posición del LIO

$L$  = longitud axial

$F_c$  = poder corneal

**Figura 5.8:** la técnica 'anatómica' u 'ópticas' de cálculo del poder del LIO

La lógica para determinar la potencia del LIO con esta ecuación es sencilla. En primer lugar, se supone que se desea que el ojo sea emétrope con el LIO (es decir, se quiere que la luz de un objeto distante que es paralela cuando interseca la córnea para llegar a un foco en la retina). El segundo término en esta ecuación calcula la convergencia de la luz en el LIO (es decir, después de la refracción en la córnea). La vergencia de la luz en el lente intraocular es una función de la potencia de la córnea y la distancia entre la córnea y el LIO. Para cumplir con los

objetivos del LIO (es decir, para enfocar esta luz en la retina), es necesario determinar la cantidad de convergencia necesaria para enfocar la luz del LIO en la retina. La distancia entre el LIO y la retina es simplemente la diferencia entre la longitud axial y el valor de  $d$ , la distancia entre la córnea y el LIO. La reducida vergencia asociada con esta distancia [es decir,  $n / (L-d)$ ] es la convergencia que la luz debe tener cuando sale de la LIO para llegar a un punto de la retina. El primer término de la ecuación Binkhorst proporciona esta información. La potencia deseada de LIO es simplemente la diferencia entre la vergencia de la luz que incide sobre el LIO y la vergencia de luz necesaria para enfocar la luz desde ese punto en la retina (es decir, la diferencia entre la vergencia que se tiene y la vergencia que se necesita).

### 3. La Técnica de la Línea de Regresión

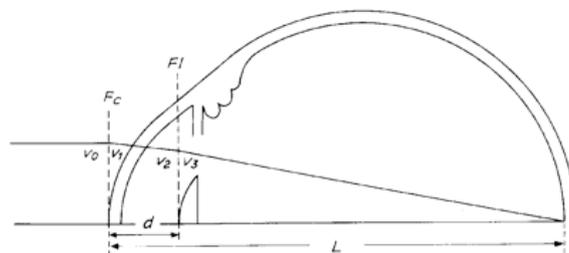
Este es un enfoque empírico que se basa en las mediciones pre y posoperatorias de una amplia muestra de pacientes que han recibido los LIOs. La estrategia de este enfoque es determinar una relación numérica entre las mediciones preoperatorias (típicamente, el poder corneal, la longitud axial y la potencia del LIO) para el estado de refracción postoperatorio. Se asume que existe una relación lineal entre la potencia del LIO requerida para producir la refracción postoperatoria deseada (por ejemplo emetropía) y los datos preoperatorios (véase la Figura 5.9). La ecuación siguiente es un ejemplo de la fórmula de regresión empleada en este enfoque.

$$F_{(LIO)} = A + (B)(L) + (C)(F_c) + (D)(AC)$$

Donde,

- $F_{(LIO)}$  = poder deseado el LIO
- A, B, C, & D son constantes derivadas empíricamente
- L = longitud axial (mm)
- $F_c$  = poder corneal
- AC = profundidad de la cámara anterior (mm)

Los valores de A, B, C y D no tienen relación directa con las mediciones preoperatorias. Basadas en experiencias pasadas, estas constantes proporcionan una ponderación a las mediciones preoperatorias. Los valores exactos dependerán del tipo de LIO, la posición del LIO, la calibración del instrumento empleado para medir la longitud axial del ojo, etc. En una situación ideal, se tendría una línea de regresión diferente (los valores de A, B, C, y D) para cada examinador, cada diseño del lente, y para cualquier otro factor que pueda influir en las mediciones preoperatorias y la posición final del LIO (es decir, la habilidad del cirujano).



$$F_{IOL} = A + B(L) + C(F_c) + D(d)$$

valores típicos

$$A = 120.6$$

$$B = -2.49$$

$$C = -0.97$$

$$D = -0.0078$$

donde  
 $d$  = posición LIO (mm)  
 $L$  = longitud axial (mm)  
 $F_c$  = poder corneal

**Figura 5.9:** La técnica de la línea de regresión para calcular el poder del LIO

Aunque este procedimiento no se basa en principios ópticos, tiene la ventaja de que el examinador puede modificar la potencia requerida del LIO basado en las experiencias del pasado con ojos similares (es decir, los valores de las constantes se pueden cambiar con el tiempo para perfeccionar el poder de LIO seleccionado; la regresión exacta empleada se puede adaptar para cada examinador). Por ejemplo, se sabe que el grado de aplanamiento de la córnea que normalmente se produce después de la extracción de cataratas varía un poco de cirujano a cirujano; estos factores individuales pueden reflejarse en las ecuaciones de regresión.

Las comparaciones de los resultados obtenidos con las fórmulas de regresión y las ecuaciones de tipo Binkhorst indican que la exactitud de las dos técnicas generales es aproximadamente la misma. Con cualquiera de las técnicas, el error de refracción posoperatorio está casi siempre dentro de 2,00dpt del valor deseado (típicamente aproximadamente el 70% de los casos tienen una precisión de alrededor de 1,0dpt de la situación de refracción deseada). Sin embargo, hay algunos errores sistemáticos que parecen ser inherentes a ambas técnicas. En general, estos procedimientos resultan en errores miópicos para ojos con longitudes axiales cortas, pero errores hipermetrópicos para ojos con longitudes axiales largas. Parece que con cualquiera de las técnicas, la medición preoperatoria más crítica es la longitud axial del ojo.

¿Cuál es la ametropía posoperatoria deseada en un paciente sometido a un procedimiento de implante de LIO? Dependiendo de las necesidades visuales del paciente, por lo general es deseable que el ojo quede ligeramente miope. Puesto que como no hay acomodación en estos ojos, nunca es deseable tener una ametropía final de tipo hipermetrópe. El defecto refractivo posoperatorio más ventajoso es un pequeño grado de astigmatismo miópico simple. Un astigmatismo miópico simple es una ventaja, ya que aumenta el rango de posiciones en que los objetos producen una imagen en la retina relativamente clara en el estado sin corrección.

## BIBLIOGRAFÍA

- Apple DJ, Kincaid Inc, Mamlis N, Olson RJ. Intraocular lenses: evolution, design, complications, pathology. Williams and Wilkins. Baltimore 1989. (Artist KrystynaSrodulski).