



Universidad de Valladolid

FACULTAD DE CIENCIAS

Grado en Óptica y Optometría

MEMORIA TRABAJO FIN DE GRADO TITULADO

**¿PRODUCE EL DESCENTRAMIENTO DE LAS LENTES
INTRAOCULARES EFECTOS PRISMÁTICOS?**

JOSÉ LUIS PASCUAL ALCÁNTARA

GRADO EN ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

TUTOR: MIGUEL MALDONADO

ÍNDICE

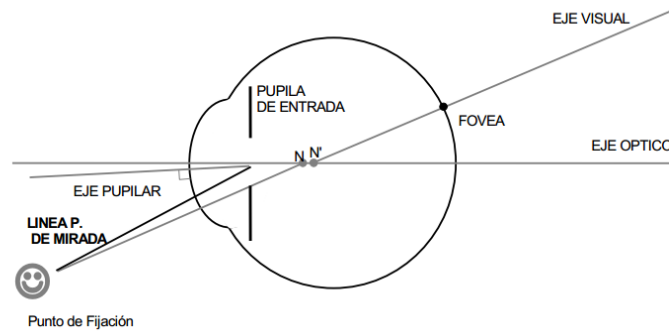
TÍTULO	PÁGINA
1. INTRODUCCIÓN-----	1
1.1 EJES DE REFERENCIA DEL SISTEMA ÓPTICO HUMANO-----	1
1.2. LEY DE PRENTICE -----	2
1.3. LENTES INTRAOCULARES -----	3
1.3.1. LIOs FÁQUICAS -----	3
1.3.2. LIOs PSEUDOFÁQUICAS -----	6
1.3.2.1. ESPECIFICACIONES DE LAS LIOs MONOFOCALES -----	7
1.3.2.2. ESPECIFICACIONES DE LAS LIOs MULTIFOCALES -----	8
2. JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO DE FIN DE GRADO-----	9
3. MATERIAL Y MÉTODOS-----	9
3.1. MODELO DE OJO TEÓRICO COMPLETO -----	10
3.2. LA CÓRNEA EN EL OJO TEÓRICO -----	10
3.3. EL CRISTALINO EN EL OJO TEÓRICO-----	12
3.4. ASOCIACIÓN ENTRE CÓRNEA Y CRISTALINO -----	13
3.5. POSICIÓN DE LAS LENTES INTRAOCULARES EN EL OJO RESPECTO DE LA SUPERFICIE CORNEAL -----	15
4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN -----	15
4.1. EFECTO PRISMÁTICO EN LAS LENTES INTRAOCULARES -----	15
4.1.1. EFECTO PRISMÁTICO EN LAS LENTES INTRAOCULARES FÁQUICAS DE CÁMARA ANTERIOR -----	16
4.1.2. EFECTO PRISMÁTICO EN LAS LENTES INTRAOCULARES FÁQUICAS DE CÁMARA POSTERIOR-----	16
4.1.3. EFECTO PRISMÁTICO DE LAS LENTES INTRAOCULARES PSEUDOFÁQUICAS -----	17
4.2. DISCUSIÓN -----	17
5. CONCLUSIONES -----	18
6. RESUMEN -----	18

7. BIBLIOGRAFÍA -----	19
7.1. LIBROS -----	19
7.2. ARTÍCULOS -----	19
7.3. TESIS -----	19
7.4. ARCHIVOS PDF -----	20

1. INTRODUCCIÓN

Para conocer si existen o no efectos prismáticos en las lentes intraoculares es necesario conocer los ejes de referencia del sistema óptico humano, la Ley de Prentice y los tipos y características de las lentes intraoculares existentes:

1.1. EJES DE REFERENCIA DEL SISTEMA ÓPTICO HUMANO

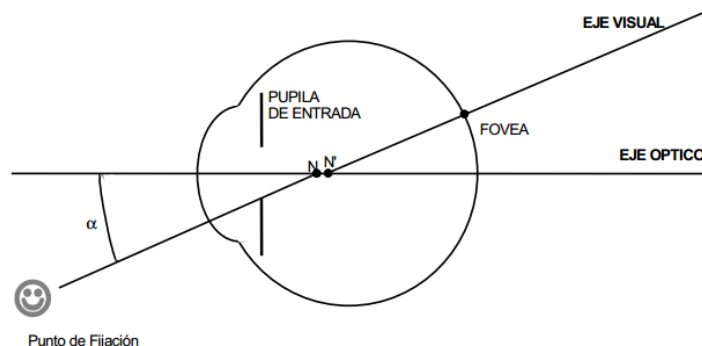


Eje Óptico: es la recta que une los centros de curvatura de las superficies refractivas del ojo (córnea y cristalino). Se trata de un concepto teórico, ya que los diferentes elementos ópticos del ojo no están centrados y resulta difícil definir un único eje. El eje óptico corta a la retina en un punto situado fuera de la fovea

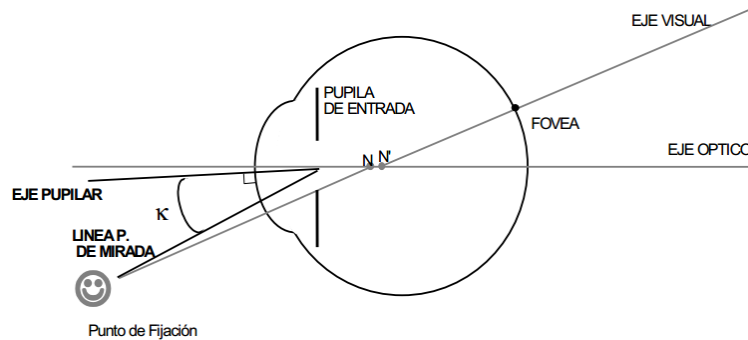
Eje Visual: es la recta que une el punto de fijación con la fovea, pasando por los puntos nodales N y N' (el eje visual es prácticamente perpendicular a la córnea)

Eje Pupilar: es la recta perpendicular a la córnea que pasa por el centro de la pupila de entrada

Línea Principal de Mirada: es la recta que une el centro de la pupila de entrada con el punto de fijación (representa el punto hacia el que aparentemente está mirando el ojo).



Ángulo α : es el ángulo que forman el eje visual y el eje óptico. Marca el descentramiento de la fovea respecto al eje óptico.

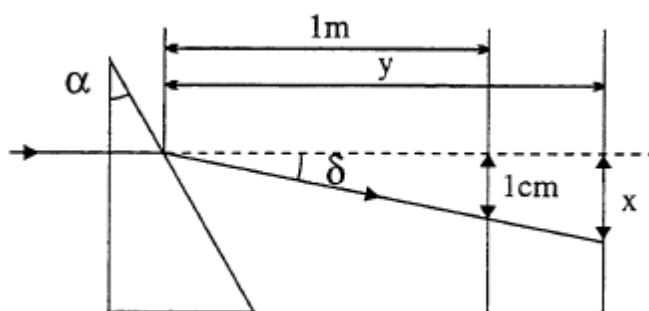


Ángulo Kappa: ángulo que forman el eje pupilar y la línea principal de mirada. Generalmente la pupila de entrada está descentrada nasalmente, y el ángulo kappa resulta ser levemente menor que el ángulo alfa.

1.2. LEY DE PRENTICE

La ley de Prentice establece una serie de relaciones para conocer el efecto prismático que se produce en una lente oftálmica en cualquier punto distinto al centro óptico.

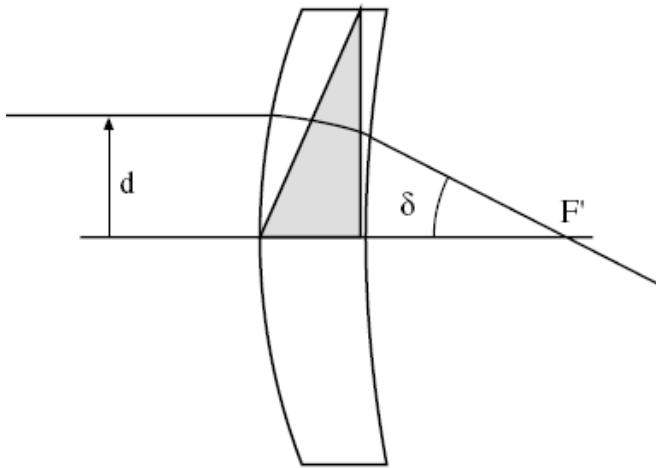
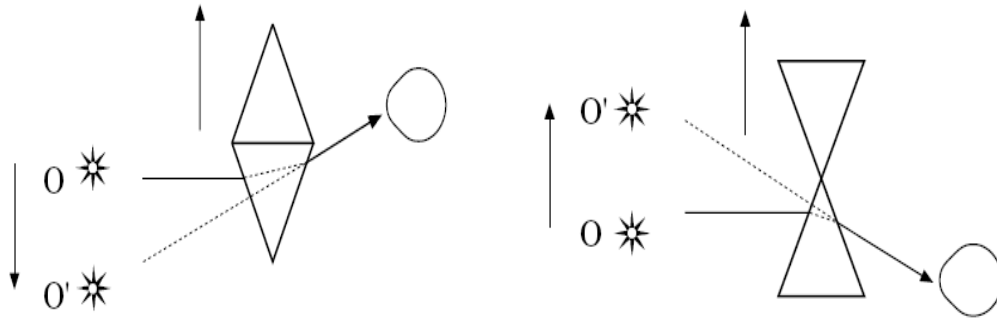
La propiedad más importante de los prismas es su capacidad de desviación de los rayos. Por lo que Prentice definió por primera vez la dioptría prismática como aquel prisma que produce una desviación de un centímetro en una pantalla situada a 1 metro para estandarizar la medida de esta desviación. Siendo:



$$\Delta = 100 \times tg(\alpha)$$

Por lo que, suponiendo que la lente positiva son dos prismas superpuestos por sus bases, se puede establecer una relación entre la desviación producida por la lente y la potencia de esta, que nos va a permitir deducir la Ley de Prentice.

Pascual, J.L.----- ¿Produce el descentramiento de las lentes intraoculares efectos prismáticos?



Como $tg \alpha = d/f'$ (siguiendo la figura de la izquierda), sustituimos en la anterior ecuación:

$$\begin{aligned} \Delta &= 100 \times tg(\alpha) = 100 \times \frac{d}{f'} \\ &= 100 \times d \times \frac{1}{f'} = 100 \times d \times P \\ &= d (cm) \times P \end{aligned}$$

1.3. LENTES INTRAOCULARES

1.3.1. LIOs FÁQUICAS:

Las LIOs fáquicas son aquéllas que se añaden al dioptrio ocular sin sustituir a ningún tejido ocular.



Lente de Worst-Fechner



Lente artisan



Lente artiflex

Se dividen en:

- Lentes fáquicas de fijación iridiana
- Lentes fáquicas de apoyo angular
- Lentes fáquicas de cámara posterior

LENTE FÁQUICAS DE FIJACIÓN IRIDIANA

LENTE DE WORST-FECHNER

Lente biconcava de cámara anterior que se pinza al iris y queda suspendida por delante de la pupila sobre la superficie del iris por la encarceración de un pequeño pliegue en el iris dentro de cada háptico de la lente en dos sitios opuestos (a las III y a las IX).

En 1980, Jan Worst implantó por primera vez la lente de fijación iridiana en un ojo fáquico con el objetivo de conseguir la oclusión pupilar en ya que el paciente tenía una diplopia intratable.

La principal desventaja de esta lente es la dificultad de la implantación.

En la actualidad este modelo de lente se ha dejado de usar, ya que es un modelo primitivo.

LENTE INTRAOCULAR ARTISAN

Lente convexo-cóncava de cámara anterior que se pinza al iris.

Proviene de la lente de Worst y tiene un diámetro óptico de mayor de 5 mm para reducir problemas de deslumbramiento etc (5-6 mm).

Su geometría es esférica, lo que es importante a la hora de valorar sus aberraciones con el descentramiento.

LENTE ARTIFLEX

Lente artisan más flexible. Tiene una óptica flexible de silicona de 6 mm de diámetro y hápticos de PMMA

LENTE FÁQUICAS DE APOYO ANGULAR

LENTE DE BAIKOFF

Lente con hápticos en forma de Z que apoyan en el ángulo lo cual permiten una cierta flexibilidad de la lente para adaptarse a diferentes dimensiones del segmento anterior. Los hápticos tienen una angulación de 25° para proyectar el implante adecuadamente delante de la pupila.

La zona óptica es bicóncava con un diámetro de 4,5 mm y se sitúa a 1,2 mm delante del cristalino

El diseño tuvo que ser modificado por la constante pérdida endotelial, por lo que se modificaron posteriormente

LENTE ZSAL

Lente plano-cóncava de polimetil metacrilato (PMMA) con los hápticos en forma de Z. Tiene una zona óptica de 5,5 mm siendo efectiva de 5,0 mm; con estas medidas y con un borde transicional de tres caras en la periferia de la zona óptica se intenta disminuir la incidencia de halos y deslumbramiento.

LENTE CACHET

Es una lente acrílico hidrofóbica y de soporte angular para la corrección de miopía. Tiene una zona óptica de 6 mm y un diámetro total de 12,5-14 mm.



Lente de Baikoff

LENES FÁQUICAS DE CÁMARA POSTERIOR

ICL

Lente refractiva fáquica diseñada para ser implantada en la cámara posterior, entre el iris y el cristalino, apoyando al nivel del sulcus ciliar.

Está fabricada con un material derivado del colágeno (collamer). El Collamer presenta un índice de refracción de 1,453 a 350C, y absorbe la radiación UV.

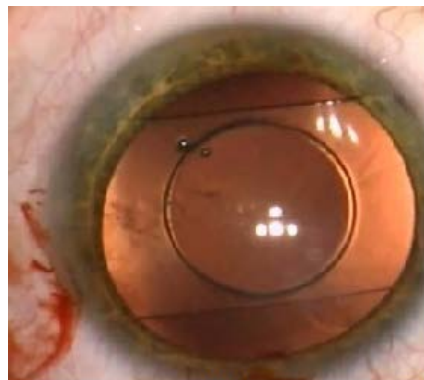
PRL

Lente refractiva fáquica de silicona la cual no es capaz de corregir astigmatismo y con una zona óptica de 4,5-5 mm. La distancia con el cristalino es algo menor apoyando en la zónula.

Todos estos tipos de lentes tienen los mismos efectos al ser descentrados. Estos efectos de descentramiento son las aberraciones de alto orden (coma, aberración esférica, astigmatismo secundario, etc)



ICL



PRL

1.3.2. LIOs PSEUDOFÁQUICAS

Las lentes intraoculares pseudofáquicas son aquéllas que sustituyen al contenido del cristalino.

Pueden ser monofocales o multifocales. Las multifocales se dividen en tres tipos: lentes refractivas, lentes difractivas y lentes híbridas.

La refracción de un haz luminoso consiste en un cambio que se produce en su dirección de propagación, al pasar de un medio con un determinado índice de refracción a otro cuyo índice de refracción es diferente.

Las lentes intraoculares multifocales que se diseñan teniendo en cuenta este principio utilizan un método refractivo multizonal, es decir, anillos concéntricos que se alternan con potencias para la visión de cerca y de lejos. Esto se consigue cambiando el radio de curvatura de los diferentes anillos.

La difracción es una propiedad fundamental de todo fenómeno ondulatorio y, en el caso de la radiación luminosa, se observa cuando un haz de luz encuentra a su paso un obstáculo o abertura que limitan su extensión. Las lentes intraoculares multifocales difractivas están formadas por anillos concéntricos donde se tallan unos escalones que permiten que la luz entre en la lente se difracte creando dos focos: uno para la visión de lejos y otro para la visión de cerca.

Las lentes híbridas utilizan los dos principios ópticos de refracción y difracción para formar los focos independientes de cerca y de lejos. A pesar de esta clasificación, no existe una lente puramente refractiva ni puramente difractiva; los fenómenos de difracción pueden jugar un papel importante de las lentes refractivas y las zonas de una lente difractiva tienen que cumplir ciertas condiciones de refracción.

1.3.2.1. ESPECIFICACIONES DE LAS LENTES MONOFOCALES

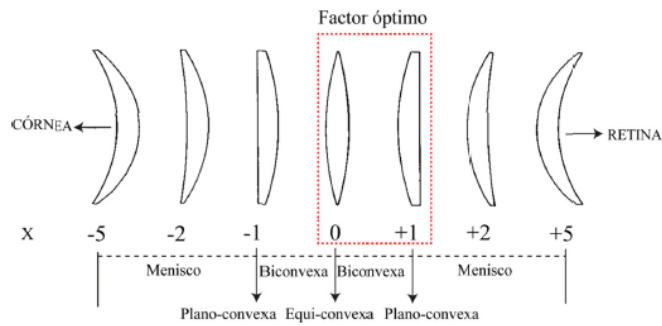
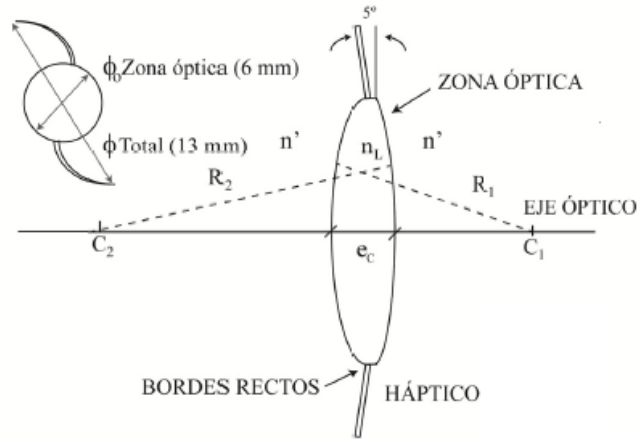
Una LIO monofocal se define matemáticamente por medio de los radios de curvatura de las superficies anterior y posterior.

El espesor central de la lente se sitúa entre 0,7 y 1,2 mm. El diámetro de zona óptica es de 6 mm y el diámetro total suele estar sobre los 12 mm.

Pueden ser esféricas o asféricas, consistiendo el procedimiento habitual de diseño en:

- La evaluación del factor forma para optimizar el foco paraxial
- La minimización de la aberración esférica dotando de asfericidad a una o las dos caras de la LIO.

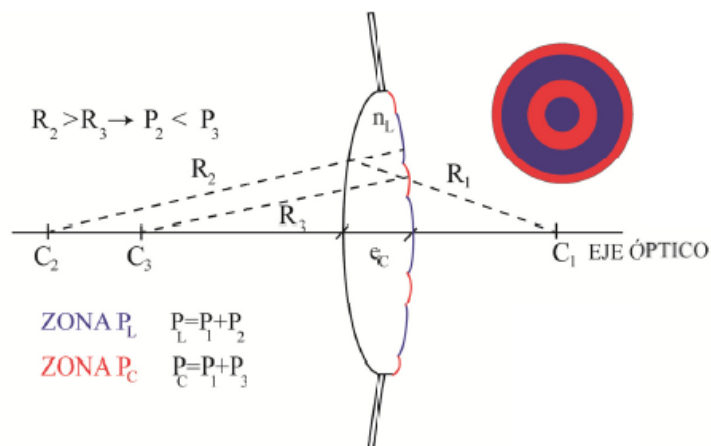
Pascual, J.L.----- ¿Produce el descentramiento de las lentes intraoculares efectos prismáticos?



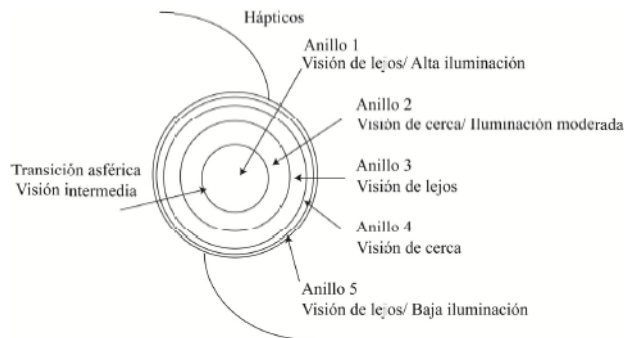
Las LIOs esféricas tienen como objetivo compensar la aberración esférica positiva de la córnea.

1.3.2.2. ESPECIFICACIONES DE LAS LENTES MULTIFOCALES

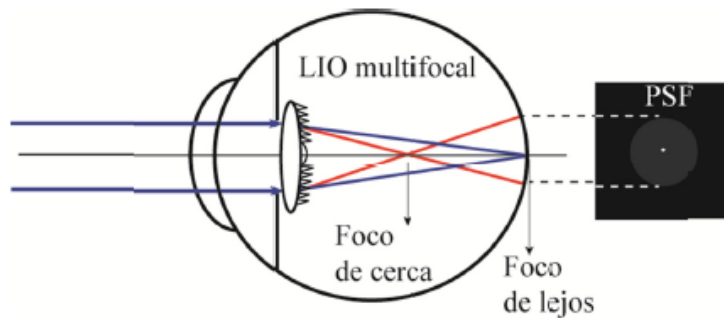
El parámetro más importante de diseño es el número de anillos concéntricos que alternan la visión de cerca con la de lejos.



Ejemplo: Lente ReZoom



Por lo que el funcionamiento de la lente multifocal en el ojo sería el siguiente:



2. JUSTIFICACIÓN DEL TRABAJO DE FÍN DE GRADO

Debido a que no se encuentran estudios que demuestren y/o aborden de la ley de Prentice llevada a los descentramientos de las lentes intraoculares.

El objetivo del siguiente trabajo es dilucidar si resulta plausible la hipótesis de que el descentramiento de las lentes intraoculares también puede producir efectos prismáticos.

3. MATERIAL Y MÉTODOS

Para llevar a cabo esta tarea, se desarrollará un modelo de ojo completo con la óptica geométrica.

3.1. MODELO DE OJO TEÓRICO COMPLETO

Para realizar el modelo de ojo teórico mediante la óptica geométrica lo dividimos en las siguientes partes:

- Córnea
- Cristalino
- Asociación entre córnea y cristalino

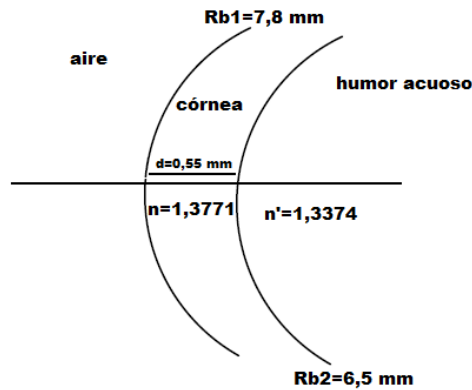
Para realizar el modelo de ojo vamos a necesitar una serie de valores anatómicos, los cuales son valores medios de toda la población.

GROSOR CORNEAL	0,55 mm
RADIO DE LA CARA ANTERIOR CORNEAL	$7,8 \times 10^{-3} \text{ m}$
RADIO DE LA CARA POSTERIOR CORNEAL	$6,5 \times 10^{-3} \text{ m}$
ÍNDICE DE REFRACCIÓN DE LA CÓRNEA	1,3771
ÍNDICE DE REFRACCIÓN DEL HUMOR ACUOSO	1,3374
RADIO DE LA CARA ANTERIOR DEL CRISTALINO	10,2 mm
RADIO DE LA CARA POSTERIOR DEL CRISTALINO	6,1 mm
ÍNDICE DE REFRACCIÓN DEL CRISTALINO	1,42
ÍNDICE DE REFRACCIÓN DEL HUMOR VÍTREO	1,336
ESPESOR CRISTALINO	4 mm
DISTANCIA DESDE EL VÉRTICE CORNEAL HASTA LA CARA ANTERIOR DEL CRISTALINO	3,60 mm
DISTANCIA DESDE EL VÉRTICE CORNEAL HASTA LA CARA POSTERIOR DEL CRISTALINO	7,6 mm

3.2. LA CÓRNEA EN EL OJO TEÓRICO

La córnea se toma como la asociación de dos dioptros con distintos radios de curvatura con una distancia entre ambos, la cual se considera el grosor medio de la córnea que es de 550 micras o, lo que es lo mismo, 0,55 mm.

Pascual, J.L.----- ¿Produce el descentramiento de las lentes intraoculares efectos prismáticos?



La potencia de cada dioptrio se obtiene mediante la expresión:

$$P = \frac{n' - n}{r}$$

Luego en el primer dioptrio:

$$P_1 = \frac{n - 1}{Rb1} = \frac{1,3771 - 1}{7,8 \times 10^{-3}} = 48,35 D$$

En el segundo dioptrio:

$$P_2 = \frac{n' - n}{Rb2} = \frac{1,3374 - 1,3771}{6,5 \times 10^{-3}} = -6,11 D$$

Posteriormente, hallamos la potencia total de la córnea mediante la fórmula:

$$\begin{aligned} P(\text{córnea}) &= P_1 + P_2 + \frac{d}{n} P_1 P_2 = 48,35 - 6,11 - \frac{0,55 \times 10^{-3}}{1,3771} \times 48,35 \times 6,11 \\ &= 42,36 D \end{aligned}$$

Los planos principales resultantes de la asociación de los dos dióptrios son:

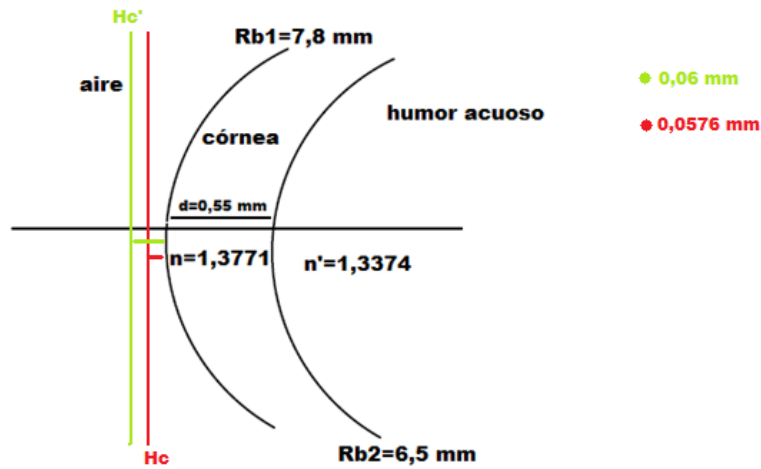
$$H1Hc = \frac{d}{n} \times \frac{P_2}{P(\text{total})} = \frac{0,55 \times 10^{-3}}{1,3771} \times \frac{-6,11}{42,36} = -5,76 \times 10^{-5} m = -0,0576 mm$$

$$\begin{aligned} H2Hc' &= -\frac{d}{n} \times \frac{P_1}{P(\text{total})} = -\frac{0,55 \times 10^{-3}}{1,3771} \times \frac{48,35}{42,36} = -6,1 \times 10^{-4} m \\ &= -0,61 mm \end{aligned}$$

Por lo que, el plano principal Hc estará 0,0576 mm por delante de la superficie corneal y el plano Hc' estará 0,61 mm por delante de la superficie

Pascual, J.L.----- ¿Produce el descentramiento de las lentes intraoculares efectos prismáticos?

posterior corneal, o lo que es lo mismo, 0,060 mm por delante de la superficie corneal como se observa en la siguiente figura:



Por último, la posición de los focos del sistema óptico llamado córnea serían los siguientes:

$$HF = -\frac{1}{P(\text{total})} = -\frac{1}{42,36} = -23,61 \text{ mm}$$

$$H'F' = -\frac{n'}{P(\text{total})} = -\frac{1,3374}{42,36} = 31,57 \text{ mm}$$

3.3. EL CRISTALINO EN EL OJO TEÓRICO

La potencia de cada una de las caras del cristalino son:

$$P_1 = \frac{n_c - n_a}{Rb1} = \frac{1,42 - 1,3374}{10,2 \times 10^{-3}} = 8,10 \text{ D}$$

$$P_2 = \frac{n_v - n_c}{Rb2} = \frac{1,336 - 1,42}{-6,1 \times 10^{-3}} = 14 \text{ D}$$

Luego la potencia total del cristalino será:

$$P(\text{cristalino}) = P_1 + P_2 + \frac{d}{n_c} P_1 P_2 = 8,1 + 14 + \frac{4 \times 10^{-3}}{1,42} \times 8,1 \times 14 = 21,78 \text{ D}$$

Los planos principales del cristalino se situarán entonces:

$$H1Hcr = \frac{d}{n_c} n_a \times \frac{P_2}{P(\text{total})} = \frac{4 \times 10^{-3}}{1,42} \times 1,3374 \times \frac{14}{21,78} = 2,42 \text{ mm}$$

$$H1'Hcr' = -\frac{d}{n_c} n_v \times \frac{P_1}{P(\text{total})} = -\frac{4 \times 10^{-3}}{1,42} \times 1,336 \times \frac{8,1}{21,78} = -1,40 \text{ mm}$$

A continuación, puesto que se requiere saber la distancia entre el vértice corneal y los planos principales del cristalino, utilizamos las distancias desde el vértice corneal hasta las caras anterior y posterior del cristalino de la tabla anterior.

$$SH_{cr} = SH_1 + H_1H_{cr} = 3,6 + 2,42 = 6,02 \text{ mm}$$

$$SH_{cr}' = SH_2 + H_2H_{cr}' = 7,6 - 1,4 = 6,2 \text{ mm}$$

La posición de los focos serán:

$$HF = -\frac{n_a}{P(\text{cristalino})} = \frac{1,3374}{21,78} = -61,4 \text{ mm}$$

$$HF = \frac{n_v}{P(\text{cristalino})} = \frac{1,336}{21,78} = 61,34 \text{ mm}$$

3.4. ASOCIACIÓN ENTRE CÓRNEA Y CRISTALINO

La separación entre los dos sistemas es la siguiente:

$$d = H_1'^{H_2} = H_1'S + SH_2 = 0,06 + 6,02 = 6,08 \text{ mm}$$

Sabiendo esta distancia, podemos proceder a calcular la potencia total del ojo:

$$\begin{aligned} P(\text{ojo}) &= P(\text{córnea}) + P(\text{cristalino}) + \frac{d}{n_a} P(\text{córnea})P(\text{cristalino}) \\ &= 42,36 + 21,78 + \frac{6,08 \times 10^{-3}}{1,3374} \times 42,36 \times 21,78 = 59,94 \text{ D} \end{aligned}$$

Y la posición de los planos principales del ojo estarán:

$$H_1H = \frac{d}{n_a} \times \frac{P_2}{P(\text{ojo})} = \frac{6,08 \times 10^{-3}}{1,3374} \times \frac{21,78}{59,94} = 1,65 \text{ mm}$$

$$H_2'H' = -\frac{d}{n_a} \times n_v \times \frac{P_1}{P(\text{ojo})} = -\frac{6,08 \times 10^{-3}}{1,3374} \times 1,336 \times \frac{42,36}{59,94} = -4,29 \text{ mm}$$

Desde el vértice corneal sería:

$$SH = SH_c + H_cH = 1,65 - 0,06 = 1,59 \text{ mm}$$

$$SH' = SH_{cr}' + H_{cr}'H' = 6,2 - 4,29 = 1,91 \text{ mm}$$

Por último, los puntos nodales no coinciden con los principales ya que el primer medio (el aire) tiene distinto índice que el último (vítreo). Éstos puntos se desplazarán más hacia el medio más denso. Si se tiene en cuenta que en cualquier sistema óptico la distancia del punto nodal objeto al punto principal objeto es igual a la distancia del punto nodal imagen al punto principal imagen, o lo que es lo mismo:

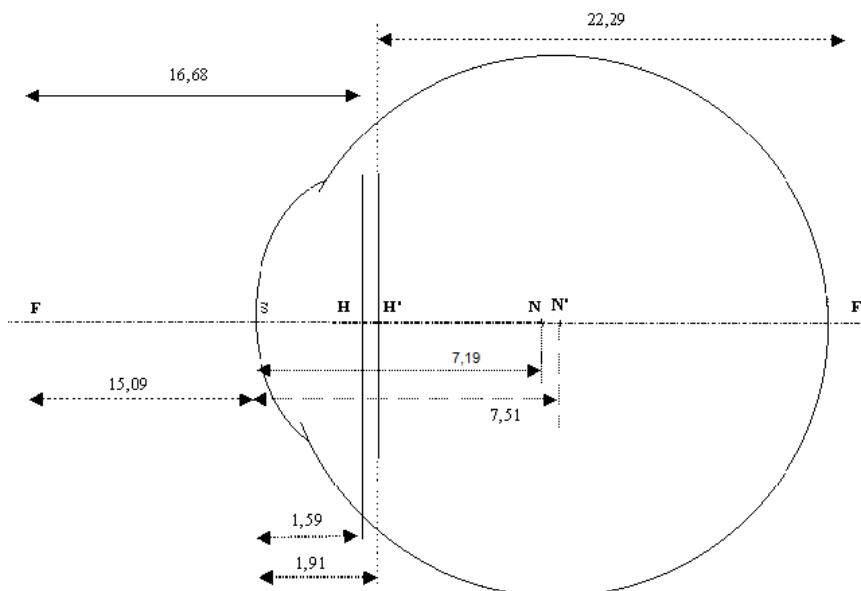
$$HN = H'N' = /H'F' / - /HF / = \frac{1,336}{59,94} - \frac{1}{59,94} = 0,02229 - 0,01668 = 0,0056m$$

$$= 5,6 \text{ mm}$$

Luego la distancia desde el vértice corneal a los puntos nodales es:

$$SN = SH + 5,6 = 1,59 + 5,6 = 7,19 \text{ mm}$$

$$SN' = SH' + 5,6 = 1,91 + 5,6 = 7,51 \text{ mm}$$



3.5. POSICIÓN DE LAS LENTES INTRAOCULARES EN EL OJO RESPECTO DE LA SUPERFICIE CORNEAL

LENTE INTRAOCULAR	POSICIÓN DE LA SUPERFICIE RESPECTO DE LA SUPERFICIE OCULAR ANTERIOR DE LA LENTE	POSICIÓN RESPECTO DE LOS PLANOS NODALES DESDE LA SUPERFICIE ANTERIOR DE LA LENTE
LENTE FÁQUICA DE CÁMARA ANTERIOR	1,5 mm	$7,19 - 1,5 = 5,69$ mm
LENTE FÁQUICA DE CÁMARA POSTERIOR (ICL y PRL)	$\approx 3,8$ mm	$7,19 - 3,8 = 3,39$ mm
LENTE PSEUDOFÁQUICA	$\approx 5,8$ mm	$7,19 - 5,8 = 1,39$ mm

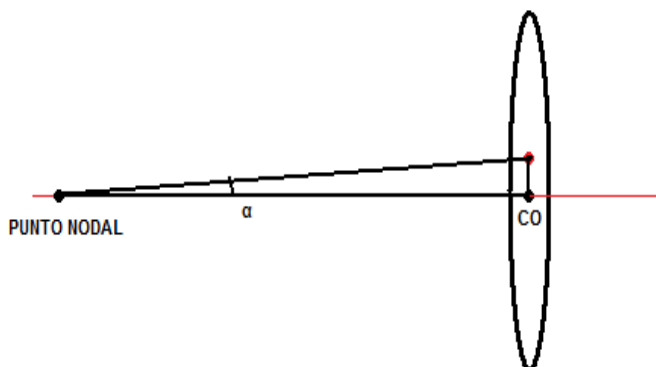
**Estos valores son aproximados ya que son hasta la primera superficie de la lente*

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1. EFECTO PRISMÁTICO EN LAS LENTES INTRAOCULARES

Para hallar la diferencia prismática en las distintas posiciones de las lentes intraoculares (cámara anterior o cámara posterior) vamos tener en cuenta la posición de la lente respecto de los planos o puntos nodales que hemos hallado anteriormente.

Para poder hacer los cálculos exactos de dioptrías prismáticas en cada una de las posiciones, vamos a hacer una relación entre ángulo de incidencia y dioptría prismática.



El desplazamiento de la lente vamos a considerar que es de 1 mm siendo la lente de 10 D para poder observar las diferencias en las distintas posiciones.

Como la distancia de una gafa al punto nodal del ojo es aproximadamente de 19,19 mm, calculamos el ángulo de la siguiente manera:

$$\tan \alpha = \frac{a}{b} = \frac{1}{19,19} = 0,0521$$

$$\alpha = \text{arc tan } 0,0521 = 2,983 \sim 3 \text{ grados}$$

Como las dioptrías prismáticas para ese punto son:

$$\Delta = dxP = 0,1 \times 10 = 1 \nabla$$

Relacionamos que para esta lente, cada 3 grados corresponde a una 1 ∇ .

4.1.1. EFECTO PRISMÁTICO EN LAS LENTES INTRAOCULARES FÁQUICAS DE CÁMARA ANTERIOR

Tras hallar la anterior relación, en las lentes intraoculares fáquicas de cámara anterior, la distancia respecto al punto nodal es menor (tabla del apartado 2.5):

d= 5,69 mm, luego:

$$\tan \alpha = \frac{a}{b} = \frac{1}{5,69} = 0,1757$$

$$\alpha = \text{arc tan } 0,1757 = 9,97 \sim 10 \text{ grados}$$

Luego las dioptrías prismáticas serían $10/3 = 3.333$ grados

4.1.2. EFECTO PRISMÁTICO EN LAS LENTES INTRAOCULARES FÁQUICAS DE CÁMARA POSTERIOR

La distancia en este caso respecto del punto nodal es de 3,39 mm. Luego:

$$\tan \alpha = \frac{a}{b} = \frac{1}{3,39} = 0,295$$

$$\alpha = \text{arc tan } 0,295 = 16,43 \sim 16 \text{ grados}$$

$$\Delta = \frac{16}{3} = 5,33 \nabla$$

4.1.3. EFECTO PRISMÁTICO EN LAS LENTES INTRAOCULARES PSEUDOFÁQUICAS

Éstas son una excepción ya que se sitúan en el punto nodal, por lo que es imposible que exista el efecto prismático de la Ley de Prentice.

Esto no quiere decir que no existan o puedan existir otros fenómenos como aberraciones ópticas de alto orden a modo de coma, el astigmatismo secundario, etc.

4.2. DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos se resumen en un aumento del efecto prismático en una misma lente cuanto más cerca del punto nodal se sitúe. Ocurrendo una excepción, ya que las lentes situadas en el punto nodal no producen efectos prismáticos. Esto es debido a que se sitúa en el punto nodal y los rayos no se desvían.

Esto puede aplicarse a que a sujetos operados de cirugía refractiva con lentes intraoculares, ya que puede invitar a estudiar hasta qué punto, el descentramiento de la lente intraocular, puede darse como tratamiento de forias elevadas no compensadas o tropias.

O al contrario, como una complicación en la cirugía, tras situar una lente intraocular descentrada, pueda provocar problemas de visión binocular al provocar posiblemente un incremento de la foria o la descompensación de un estrabismo preexistente.

TABLA RESUMEN DE LOS RESULTADOS

(Lente de 10 dp y 1 mm de descentramiento)

EFECTO PRISMÁTICO EN LAS LENTES INTRAOCULARES FÁQUICAS DE CÁMARA ANTERIOR

3,33 dioptrías prismáticas

EFECTO PRISMÁTICO EN LAS LENTES INTRAOCULARES FÁQUICAS DE CÁMARA POSTERIOR

5,33 dioptrías prismáticas

EFFECTO PRISMÁTICO EN LAS LENTES INTRAOCULARES PSEUDOFÁQUICAS
0 dioptrías prismáticas

5. CONCLUSIONES

Las conclusiones de este trabajo son las siguientes:

- La Ley de Prentice afecta todas las lentes que no estén situadas en el plano nodal ocular
- Para un mismo descentramiento y potencia de la lente, este efecto prismático será mayor cuanto más cerca del plano nodal esté.
- Por lo tanto, se podrá tratar en un futuro problemas de visión binocular mediante el descentramiento lateral de las lentes intraoculares
- Un problema de visión binocular que tenga su inicio tras la operación de cirugía refractiva (con lentes intraoculares) es posible que sea provocado por un descentramiento de la lente intraocular.

6. RESUMEN

Las lentes intraoculares pueden quedar o no perfectamente centradas después de la operación. Éste trabajo trata de ahondar en la Ley de Prentice para terminar averiguando si existe este efecto en las lentes intraoculares.

Para ello se ha desarrollado un modelo de ojo teórico, separando los dioptrios de córnea y cristalino y asociando estos para saber la situación de los puntos nodales.

Una vez realizado esto, y sabiendo aproximadamente la situación de los distintos tipos de lentes intraoculares, se ha establecido una relación con la Ley de Prentice previamente descrita para la gafa o lente oftálmica. Esta relación se realiza geoméricamente, relacionando el ángulo de 1 dioptría prismática en gafa y el ángulo que supone el mismo desplazamiento en la lente intraocular.

Los resultados han sido paradójicos, ya que se ha hallado que cuanto más cerca del punto nodal, existe mayor efecto prismático con el mismo desplazamiento y potencia de la lente. Excepto en las lentes pseudofáquicas, que al situarse en el punto nodal, este efecto no tiene lugar.

Llevado a la práctica, el descentramiento lateral de las lentes intraoculares puede ser un tratamiento para pacientes con forias elevadas no compensadas o tropias.

7. BIBLIOGRAFÍA:

7.1. LIBROS

- Geometric, physical and visual optics. Michael P. Keating
- Diseño, fabricación y control de lentes intraoculares multifocales. Laura Remón Martín. Editorial Universidad politécnica de Valencia
- Óptica fisiológica: El sistema óptico del ojo y la visión binocular. Dra M^a Cinta Puell Marin. Universidad complutense de Madrid

7.2. ARTICULOS

- Walton Nosé, Adriana Dos Santos Forseto. Anterior chamber phakic lenses (<http://www.scielo.br/pdf/rbof/v71n4/12.pdf>)
- Villarrubia Cuadrado, Gallardo Galera, Berjillos Arillo, Pérula de Torres, Labella Quesada, Palacín Miranda. Lente ZSAL-4 para la corrección de alta miopía. Arch Soc Esp Oftalmol v.77 n.12 Madrid dic. 2002
- G. Pitault, C. Leboeuf, S. Leroux les Jardins, F. Auclin and C. Baudouin. Ultrasound biomicroscopy of posterior chamber phakic intraocular lenses: a comparative study between ICL and PRL models. Quinze-Vingts National Ophtalmology Hospital.
- Raymond A. Applegate, OD, PhD; Larry N. Thibos, PhD; Arthur Bradley, PhD; Susana Marcos, PhD; Austin Roorda, PhD; Thomas O. Salmón, OD, PhD; David A. Atchison, MScOptom, PhD. Reference axis selection: subcommittee report of the ISO working group to establish standards for measurement and reporting of optical aberration of the eye.
- Yanay Ramos Pereira, Yanele Ruiz Rodríguez, Armando Capote Cabrera, Eneida Pérez Candelaria, Juan Raul Hernández Silva y Belkys Rodríguez Suárez. Posición de la lente intraocular por biomicroscopía ultrasónica en pacientes operados de catarata traumática y con lentes intraoculares Artisan/Artiflex. Revista cubana de oftalmología 2009; 22(SUP); 66-72
- Lentes fáquicas ICL --- <http://oftalmologia-avanzada.blogspot.com.es/2014/07/lentes-faquicas-icl.html> --- IOA Madrid

7.3. TESIS

- Lentes de cámara anterior en ojos fáquicos para la corrección de alta miopía. Juan J. Pérez Santoja. Universidad complutense de Madrid. Facultad de medicina. Director: Zato Gómez de Liaño

Pascual, J.L.----- ¿Produce el descentramiento de las lentes intraoculares efectos prismáticos?

- Corrección quirúrgica de la alta miopía mediante implante de lentes fásicas de cámara posterior. Ignacio Jimenez y Alfaro Marote. Universidad Complutense de Madrid. Facultad de medicina. Director: José Manuel Benítez del Castillo Sánchez.

7.4. ARCHIVOS PDF

- El ojo teórico. Óptica fisiológica. Adelina Felipe Marcet. Diplomatura en Óptica y Optometría.
- LIOs Fásicas Artisan/Artiflex. Ophtec. IOFV, Marzo 2009