



MÁSTER UNIVERSITARIO EN OPTOMETRÍA Y CIENCIAS DE LA VISIÓN

TRABAJO FINAL DE MÁSTER

CARACTERIZACIÓN TEÓRICA DE UN OJO MIOPE JOVEN SEGÚN LA REFRACCIÓN PERIFÉRICA

BERTA RODRÍGUEZ BELLO

JESUS ARMENGOL CEBRIAN
MONTSERRAT AUGÉ SERRA
JAUME PAUNÉ FABRÉ
DEPARTAMENTO DE ÓPTICA Y OPTOMETRÍA

JULIO 2014



MÁSTER UNIVERSITARIO EN OPTOMETRÍA Y CIENCIAS DE LA VISIÓN

La Sra. Montserrat Augé Serra y el Sr. Jaume Pauné Fabrè, como tutores del trabajo y el Sr. Jesus Armengol Cebrian como director del trabajo

CERTIFICAN

Que la Sra. Berta Rodríguez Bello ha realizado bajo su supervisión el trabajo "*Caracterización teórica de un ojo miope joven según la refracción periférica*" que se recoge en esta memoria para optar al título de Máster en Optometría y Ciencias de la Visión.

Y para que conste, firmamos este certificado.

Sra. Montserrat Augé Serra
Tutora del trabajo

Sr. Jaume Pauné Fabrè
Tutor del trabajo

Sr. Jesus Armengol Cebrian
Director del trabajo

Terrassa, 20 de Junio de 2014



MÁSTER UNIVERSITARIO EN OPTOMETRÍA Y CIENCIAS DE LA VISIÓN

CARACTERIZACIÓN TEÓRICA DE UN OJO MIOPE JOVEN SEGÚN LA REFRACCIÓN PERIFÉRICA

RESUMEN

Objetivo. Caracterizar un ojo teórico de un miope joven según la refracción periférica a partir de los valores de radios, excentricidad y espesor corneales, longitud de cámara anterior, grosor de cristalino, longitud de cámara vítrea, y refracción y biometría axiales y periféricas.

Material y métodos. La muestra del estudio se compone de 42 miopes de $14,5 \pm 0,9$ años de edad, a los cuales se les ha medido la refracción y la biometría a lo largo del meridiano horizontal, hasta los 30° de excentricidad retiniana. Para ello se han utilizado el autorrefractómetro Shin Nippon NVision K5001 y el biómetro Lenstar LS 900 (Haag-Streit).

Resultados. El error refractivo promedio de los niños, en términos de equivalente esférico, ha sido de $-2,04 \pm 1,16$ D. Se ha encontrado una refracción relativamente hipermetrópea en la periferia retiniana ($1,23 \pm 1,27$ D a 30°). El promedio de longitud axial fue de $24,38 \pm 0,69$ mm, y se pudo observar como la longitud ocular disminuía hacia la periferia ($23,90 \pm 0,71$ mm a 30°). No ha existido una buena correlación entre refracción y longitud ocular. Se han determinado las geometrías corneal y retiniana a partir de las medidas biométricas ($Q_c = -0,40$; $r_c = 7,67$ mm y $r_r = 13,076$ mm; $Q_r = 0,087$ respectivamente). A partir de todos estos datos se ha creado un ojo teórico con Zemax.

Conclusiones. La hipermetropía relativa advertida en la periferia de la retina podría indicar una forma prolata del globo ocular. La no correlación entre la refracción y la longitud ocular apoya el origen multifactorial de la miopía. La refracción central obtenida en nuestro modelo de ojo no se corresponde exactamente con la media de la muestra del estudio, al igual que la refracción en la periferia, que se comporta de modo contrario.



MÀSTER UNIVERSITARI EN OPTOMETRIA I CIÈNCIES DE LA VISIÓ

CARACTERITZACIÓ TEÒRICA D'UN ULL MIOP JOVE SEGONS LA REFRACCIÓ PERIFÈRICA

RESUM

Objectiu. Caracteritzar un ull teòric d'un miop jove segons la refracció perifèrica a partir dels valors de radis, excentricitat i gruix corneals, longitud de cambra anterior, gruix de cristal·lí, longitud de cambra vítria, i refracció i biometria axials i perifèriques.

Material i mètodes. La mostra de l'estudi es compon de 42 miops de $14,5 \pm 0,9$ anys d'edat, als quals se'ls ha mesurat la refracció i la biometria al llarg del meridià horitzontal, fins als 30° d'excentricitat retiniana. Per això, s'han utilitzat el autorefractòmetre Shin Nippon NVision K5001 i el biòmetre Lenstar LS 900 (Haag-Streit).

Resultats. L'error refractiu mitjà dels nens, en termes d'equivalent esfèric, ha estat de $-2,04 \pm 1,16$ D. S'ha trobat una refracció relativament hipermetrop a la perifèria retiniana ($1,23 \pm 1,27$ D a 30°). La mitjana de longitud axial va ser de $24,38 \pm 0,69$ mm, i es va poder observar com la longitud ocular disminueix cap a la perifèria ($23,90 \pm 0,71$ mm a 30°). No ha existit una bona correlació entre refracció i longitud ocular. S'han determinat les geometries corneal i retiniana a partir de les mesures biomètriques ($Q_c = -0,40$; $r_c = 7,67$ mm i $r_r = 13,076$ mm; $Q_r = 0,087$ respectivament). A partir de totes aquestes dades s'ha creat un ull teòric amb Zemax.

Conclusions. La hipermetropia relativa advertida a la perifèria de la retina podria indicar una forma prolata del globus ocular. La no correlació entre la refracció i la longitud ocular dona suport l'origen multifactorial de la miopia. La refracció central obtinguda en el nostre model d'ull no es correspon exactament amb la mitjana de la mostra de l'estudi, igual que la refracció a la perifèria, que es comporta de manera contrària.



MASTER IN OPTOMETRY AND VISION SCIENCES

THEORETICAL CHARACTERIZATION OF A YOUNG MYOPIC EYE BY PERIPHERAL REFRACTION

ABSTRACT

Purpose. Characterization of a theoretical eye of a young myopic by peripheral refraction from the values of radii, eccentricity and corneal thickness, anterior chamber depth, lens thickness, vitreous chamber depth, and axial and peripheral refraction and biometrics.

Material and methods. The sample consists of 42 young myopics students (14.5 ± 0.9 years old). We have measured refraction and biometrics along the horizontal meridian to 30° of retinal eccentricity. This has been made with the autorefractometer Shin Nippon NVision K5001 and the biometer Lenstar LS 900 (Haag-Streit).

Results. The average refractive error of children, in terms of spherical equivalent, was -2.04 ± 1.16 D. We found a relatively hyperopic refraction in the retinal periphery (1.23 ± 1.27 D at 30°). The average axial length was 24.38 ± 0.69 mm, and it was observed that eye length decreases toward the periphery (23.90 ± 0.71 mm at 30°). There has not been a good correlation between refraction and ocular length. We have calculated corneal and retinal geometries from the biometrical measurements ($Q_c = -0,40$; $r_c = 7,67$ mm and $r_r = 13,076$ mm; $Q_r = 0,087$ respectively), and their geometries were determined. From these data it has been created a theoretical eye with Zemax.

Conclusions. The relative hyperopia noticed in the periphery of the retina suggests a prolate shape of the eyeball. The non-correlation between refraction and ocular length supports the multifactorial origin of myopia. The central refraction obtained in our eye model does not correspond exactly with the mean of the study sample, like refraction in the periphery, which behaves in a opposite way.

Índice de contenidos

1. Introducción	1
2. Estado del arte.....	3
2.1. Desarrollo ocular y emetropización	3
2.2. Teorías de aparición y progresión de la miopía.....	4
2.2.1. Factores genéticos	5
2.2.2. Factores ambientales.....	5
2.2.3. Refracción periférica y miopía.....	7
2.3. Técnicas para el control de la progresión miópica según la refracción periférica.....	9
2.4. Ojo teórico	15
3. Objetivos	19
4. Material y métodos	21
4.1. Instrumentos utilizados.....	21
4.1.1. Autorrefractómetro	21
4.1.2. DMFE (Dispositivo para la Medida de la Fijación Exéntrica)	22
4.1.3. Biómetro	23
4.1.4. Zemax.....	24
4.2. Selección de la muestra.....	25
4.3. Procedimiento de medida	25
5. Resultados	29
5.1. Refracción axial y periférica.....	30
5.2. Biometría axial y periférica.....	35
5.3. Cálculo de las geometrías corneales y retinianas	39
5.4. Creación del ojo teórico	43
6. Discusión y conclusiones	51
Referencias bibliográficas	55

Índice de figuras

Figura 1. Relación entre el trabajo de cerca y las horas al aire libre (Rose et al., 2008).	6
Figura 2. Refracción relativa periférica del equivalente esférico (RPSE) en función del ángulo de rotación del ojo para los grupos en los que no progresa la miopía (NP) y los grupos en los que sí progresa (P) (Faria-Ribeiro et al., 2013).	8
Figura 3. Longitud ocular relativa periférica (RPLE) en función del ángulo de rotación del ojo para el grupo en el que no progresa la miopía (NP) y el grupo en el que sí lo hace (P) (Faria-Ribeiro et al., 2013).	9
Figura 4. Esquema de los objetivos ópticos de una estrategia de tratamiento periférico para disminuir la progresión de la miopía (Smith, 2011).	10
Figura 5. La ortoqueratología compensa la región foveal mientras que simultáneamente miopiza la región parafoveal del ojo miope.	11
Figura 6. Progresión de la miopía en sujetos que llevaban gafas y en sujetos que llevaban lentes de ortoqueratología (Cho, Cheung, and Edwards, 2005).	11
Figura 7. Incremento de la longitud axial con lentes blandas, lentes RPG y lentes de orto-k (Walline, Jones, and Sinnott, 2009).	12
Figura 8. Un ojo miope con forma prolata es relativamente hipermetrope en la periferia, por lo que requiere un corrección relativamente más positiva en la zona periférica de la lente (Howell, E).	14
Figura 9. Modelo de ojo esquemático de Helmholtz-Laurance (1909) (Almeida and Carvalho, 2007).	16
Figura 10. Modelo de ojo esquemático de Gullstrand (1911) (Almeida and Carvalho, 2007). ...	16
Figura 11. Modelo esquemático de Emsley (1946) (Almeida and Carvalho, 2007).	17
Figura 12. Modelo de ojo esquemático de Liou y Brennan (Liou and Brennan 1997).	18
Figura 13. Shin Nippon NVision K500 (http://www.shin-nippon.jp/products/nvk5001/index.html)	21
Figura 14. DMFE (Díaz, 2013).	23
Figura 15. Lenstar LS 900 (Haag-Streit) (http://www.haag-streit.com/products/biometry/lenstar-ls-900r.html)	24
Figura 16. Esquema del procedimiento de medida de la biometría periférica.	26
Figura 17. Espejo de 1ª superficie.	27

Figura 18. Dos modos de medida (a) “dirección corneal” y (b) “dirección pupilar” para un ángulo de incidencia de 50°. La línea discontinua representa la dirección deseada y la línea continua la dirección real que sigue el haz. Como se ha comentado, se produce un menor desplazamiento cuando el haz incide normal a la córnea (Atchison and Charman, 2011).....	27
Figura 19. Parámetros para la determinación del contorno retiniano (Atchison and Charman, 2011).	40
Figura 20. Cálculo de la refracción central del ojo teórico en Zemax.....	46
Figura 21. Cálculo de la refracción a 10° del ojo teórico en Zemax.....	47
Figura 22. Cálculo de la refracción a 20° del ojo teórico en Zemax.....	48
Figura 23. Cálculo de la refracción a 30° del ojo teórico en Zemax.....	48

Índice de tablas

Tabla 1. Parámetros del ojo esquemático de Helmholtz- Laurance.....	16
Tabla 2. Parámetros del ojo esquemático de Gullstrand.....	16
Tabla 3. Parámetros del ojo esquemático de Emsley.....	17
Tabla 4. Parámetros del ojo esquemático de Liou y Brennan.....	18
Tabla 5. Principios de operación del Shin Nippon NVision K5001.....	22
Tabla 6. Muestra analizada.....	29
Tabla 7. Valores promedios, desviaciones estándar, y máximos y mínimos (en dioptrías) de los vectores de potencia para los distintos puntos retinianos medidos de los ojos derechos.....	31
Tabla 8. Valores promedios, desviaciones estándar y máximos y mínimos (en dioptrías) de los vectores de potencia para los distintos puntos retinianos medidos de los ojos izquierdos.....	31
Tabla 9. Valores del ERPR de los ojos derechos.....	34
Tabla 10. Valores del ERPR de los ojos izquierdos.....	34
Tabla 11. Datos biométricos axiales para los ojos derechos.....	35
Tabla 12. Datos biométricos axiales para los ojos izquierdos.....	36
Tabla 13. Valores de longitud axial y longitudes excéntricas en los distintos puntos retinianos medidos para los ojos derechos.....	36
Tabla 14. Valores de longitud axial y longitudes excéntricas en los distintos puntos retinianos medidos para los ojos izquierdos.....	36
Tabla 15. Valores de radios corneales a 20° en los ojos derechos.....	39
Tabla 16. Valores calculados de Q_c	40
Tabla 17. Valores obtenidos para la geometría retiniana.....	42
Tabla 18. Valores de los parámetros oculares introducidos en Zemax. Se muestran en color azul los valores obtenidos a través de la biometría.....	44
Tabla 19. Refracción axial y periférica obtenida con Zemax.....	48

Índice de gráficos

Gráfico 1. Equivalente esférico (M) de ambos ojos para los distintos puntos retinianos medidos.....	32
Gráfico 2. Componente J0 para los puntos retinianos medidos de los ojos derechos.....	33
Gráfico 3. Componente J45 para los puntos retinianos medidos de los ojos izquierdos.	33
Gráfico 4. ERPR de ambos ojos para los distintos puntos retinianos medidos.	35
Gráfico 5. Longitud ocular de los ojos derechos en los distintos puntos medidos.	37
Gráfico 6. Longitud ocular de la hemirretina nasal de los ojos izquierdos.	37
Gráfico 7. Relación entre el equivalente esférico (M) y la longitud axial de los ojos derechos..	38
Gráfico 8. Relación entre el equivalente esférico (M) y la longitud axial de los ojos izquierdos.	38
Gráfico 9. Ejemplo del resultado del cálculo de las coordenadas retinianas para uno de los casos.....	43
Gráfico 10. Ejemplo de obtención de la forma de la córnea y de la retina en uno de los casos. 43	
Gráfico 11. Refracción axial y periférica del equivalente esférico obtenido del promedio de la muestra y el obtenido con Zemax.	49

1. Introducción

La miopía es el trastorno visual más común entre la población. En los últimos años, su proporción en los Estados Unidos ha aumentado de un 25% (Saw et al., 1996) a un 40% (Myrowitz, 2012). Incluso en algunas regiones de Asia ha alcanzado proporciones epidémicas que superan el 80% (Woo et al., 2004; Lin et al., 2004).

Las personas con un alto grado de miopía, especialmente aquellos con cambios degenerativos o patológicos, tienen un mayor riesgo de desarrollar una deficiencia visual o ceguera permanente. Ciertamente, las condiciones relacionadas, como la degeneración macular, el desprendimiento de retina, el glaucoma o las cataratas, tienden a ocurrir a una edad más temprana en los miopes.

Además, la miopía supone una carga económica importante para la sociedad. En los Estados Unidos se gastan billones de dólares al año en refracciones y correcciones ópticas para la miopía, sin contar los costes debidos al tratamiento de las enfermedades oculares derivadas (Vitale et al., 2006).

En consecuencia, existe un gran interés en las intervenciones que puedan controlar o limitar la progresión de la miopía, y este ha sido el objetivo de numerosas investigaciones. Sin embargo, los esfuerzos para frenar la progresión con enfoques ópticos y farmacéuticos han producido beneficios muy limitados.

En los últimos años se ha informado de que el perfil de la imagen de la retina periférica juega un papel importante en el proceso de control de la visión. Los ojos miopes presentan a menudo una refracción periférica hipermetrope en comparación con el eje visual central, y se ha sugerido que este desenfoque que se produce en la periferia puede actuar como una señal para aumentar la miopía. En relación, han cobrado fuerza las estrategias de corrección que tienen en cuenta la óptica periférica de la retina, ya que se ha visto cambiando este desenfoque hipermetrope a miope se puede lograr una disminución de la progresión de la miopía (Smith, 2011).

El diseño de lentes para corregir los defectos de refracción periféricos es más complicado que el diseño para corregir tan sólo la visión foveal. Para este último caso, se desea mantener el poder efectivo de una lente a través de una gran variedad de ángulos de visión. Aparte de los factores de ajuste tales como la distancia de vértice y el centro de rotación del ojo, el

diseño no se ve afectado por las diferencias entre las personas. Para la corrección de la visión periférica, la variedad de competencias efectivas requeridas en una sola lente es grande y además, existen grandes diferencias en la óptica periférica entre personas con el mismo error refractivo foveal.

La tecnología oftálmica actual permite la medición de los componentes oculares del ojo humano, como la córnea y el cristalino, con una precisión y una personalización considerables. Esta tecnología abre la posibilidad de explorar algunas características del ojo con el fin de mejorar los métodos de corrección ópticos.

Una herramienta importante a la hora de diseñar métodos de corrección que modifiquen la periferia retiniana son los ojos esquemáticos. Durante más de 150 años se han publicado docenas de modelos de ojos, desde los más simples, con una sola superficie de refracción, hasta los más complejos, con más de 4 superficies y con lentes de índice gradiente (GRIN). Atendiendo a distintas características podemos encontrar una gran variedad de modelos:

- Reducido (una sola superficie de refracción) vs anatómico (córnea y cristalino).
- Monocromático vs policromático
- Paraxial vs comportamiento óptico finito
- Cristalino como lente homogénea vs cristalino como lente GRIN
- En eje vs fuera de eje
- No acomodado vs acomodado
- Independiente de la edad vs dependiente de la edad
- Genérico vs personalizado

Es importante darse cuenta de que no hay ningún modelo de ojo que sea perfecto para todos los objetivos. Un modelo apropiado es aquel que da resultados válidos para un proyecto determinado, lo que significa que no los más sofisticados son siempre los mejores.

Hasta la actualidad se han creado ojos esquemáticos basados en medidas con adultos, pero ninguno exclusivamente con niños miopes. El objetivo principal de este trabajo es crear un ojo teórico a través de la determinación de la geometría retiniana ideal en niños con diferentes grados de miopía. Es importante tener en cuenta a niños ya que se encuentran en pleno desarrollo físico, en la época en la que más aumenta la miopía. La importancia de este ojo esquemático radica en que posibilitará diseñar y optimizar los cálculos de la geometría de lentes, y muy especialmente de lentes de contacto que modifiquen la refracción periférica, ya que permitirá predecir la focalización de imágenes excéntricas.

2. Estado del arte

2.1. Desarrollo ocular y emetropización

La emetropía es la condición refractiva en la cual los objetos lejanos se enfocan en la retina sin necesidad de un esfuerzo acomodativo, para lo que se requiere una correlación precisa entre los componentes oculares y la longitud axial del ojo. Para mantener la emetropía durante el crecimiento ocular, el ojo debe coordinar el aplanamiento corneal y lenticular para compensar el aumento de longitud axial (Brown, Koretz, and Bron, 1999). El concepto de emetropización fue reconocido por primera vez por Straub en 1909, y representa el primer enlace entre el concepto de homeostasis y el error refractivo (Flitcroft, 2013). Cualquier interrupción de este crecimiento coordinado de los componentes oculares dará lugar a un error de refracción.

El rango de errores refractivos al nacer sigue una distribución aproximadamente normal, con la mayoría de los niños siendo hipermétropes y con un pico para las 2-3 dioptrías (D) de hipermetropía (Wood, Hodi, and Morgan, 1995). Entre los 3 y 9 meses de edad se produce una significativa reducción de hipermetropía y descenso en la variabilidad en el error refractivo. En promedio, los ojos de los niños se incrementan $1,20 \pm 0,51$ mm en longitud axial y disminuyen en $3,62 \pm 2,13$ D el poder corneal hasta los 12 meses de edad (Zadnik et al., 2003), siguiendo pocos cambios hasta los tres años (Atkinson et al., 2000; Mutti et al., 2004). En este periodo se alcanzan valores promedios en longitud axial y en poder corneal que son iguales en un 90% y en un 155% respectivamente, a la edad de 6 años (Zadnik et al., 2003). Por tanto, la emetropización parece ser un proceso rápido que ocurre durante el primer año de vida, reduciendo así la probabilidad de cambio de refracción sustancial después de este primer período (Mutti, 2007). Se puede observar una emetropización más rápida en presencia de errores refractivos altos (Saunders, Woodhouse, and Westall, 1995).

Varios estudios que han examinado las correlaciones entre la magnitud del error refractivo y los distintos componentes oculares han sugerido que la longitud axial, en particular la profundidad de la cámara vítrea, es el principal determinante del error refractivo (a medida que la longitud axial se incrementa, se produce una disminución de la hipermetropía o un aumento de la cantidad de miopía). Aunque también se ha encontrado una correlación más fuerte entre el poder corneal y el error refractivo, sugiriendo que el incremento del poder corneal se asocia a mayores niveles de miopía. Sin embargo, el poder refractivo del cristalino

juega un papel poco significativo en la determinación del error refractivo (Garner et al., 1990; Goss et al., 1990).

Numerosos estudios que compararon grupos con diferente error refractivo, han encontrado que la longitud axial y la profundidad de cámara vítrea son mayores en los ojos miopes comparados con los ojos emétopes e hipermétropes. La profundidad de cámara anterior es también significativamente mayor en los miopes, sin embargo, no contribuye de manera significativa a la magnitud del error de refracción.

Un estudio que comparó curvas de crecimiento ocular en niños entre 6 y 14 años, divididos en cuatro grupos de errores refractivos (hipermétropes, hipermétropes emetropizando, emétopes y miopes), mostró que existen muchas similitudes entre los patrones de crecimiento para los emétopes y los hipermétropes, mientras que las diferencias se encuentran principalmente entre los emétopes y los miopes. La relación entre los grupos apoyó el concepto de que la hipermetropía y la emetropía son más un producto del tamaño inicial en lugar de la tasa de crecimiento, mientras que la miopía se distingue más por el crecimiento que por el tamaño inicial (Jones et al., 2005).

Durante los años escolares la prevalencia de miopía se incrementa, de manera que tras los años de universidad entre el 25% (E.E.U.U. y Europa occidental) y el 75% (países industrializados de Asia) de los estudiantes son miopes (Saw et al., 1996). Un estudio realizado con estudiantes de 18 a 21 años observó que el principal factor de progresión de la miopía en los adultos jóvenes se debía a una variación en los radios corneales y no a un alargamiento axial del ojo (Jang et al., 2010).

2.2. Teorías de aparición y progresión de la miopía

La miopía suele producirse porque el ojo crece demasiado en relación con su longitud focal (Stone and Flitcroft, 2004), por lo que los ojos miopes suelen ser más largos y grandes que los emétopes. Se puede clasificar la miopía de acuerdo a la edad de inicio (Grosvenor, 1987), siendo la miopía congénita aquella que está presente en el momento del nacimiento y persiste durante la infancia, la miopía de comienzo temprano se referiría a aquella que aparece entre los 6 y los 15 años, y la miopía de inicio tardío haría referencia a la que se presenta después de los 15 años de edad. Se ha sugerido que la congénita y la de comienzo temprano se deben primordialmente a factores genéticos, mientras que la de comienzo tardío podría estar causada por factores ambientales como el excesivo trabajo de cerca o el número

de horas al aire libre. Más recientemente, se ha propuesto que el desenfoque hipermetrópico que se ha encontrado en la retina periférica de los miopes puede jugar un papel importante en el desarrollo de esta.

2.2.1. Factores genéticos

La alta heredabilidad de la miopía sugiere que existe un elevado componente genético en su etiología. Estudios con gemelos han encontrado índices de heredabilidad desde el 75% al 94%. Otra evidencia genética se refirió a que la prevalencia de miopía en niños se incrementa con el número de padres miopes (7,6%, 14,9% y 43,6% para padres no miopes, un padre miope y los dos padres miopes). Sin embargo, existen valores bajos de heredabilidad en correlaciones de descendencia cuando se ha producido un rápido cambio ambiental entre las generaciones (Myrowitz, 2012).

Han sido identificados múltiples loci genéticos en la miopía. Una revisión sobre los datos de la última década en la búsqueda de genes de miopía señala que la longitud axial y la refracción comparten genes comunes, y afirma que la mayoría de los casos de miopía no son probablemente causados por defectos en proteínas estructurales sino en defectos que involucran el control de estas (Jacobi and Pusch, 2010).

Durante la década pasada se ha avanzado en la comprensión de los mecanismos biológicos moleculares que determinan el error refractivo, apoyando la creencia de que la miopía es el resultado de una compleja interacción entre la predisposición genética y las condiciones ambientales (Foster and Jiang, 2014).

2.2.2. Factores ambientales

Los factores de riesgo ambientales se relacionan con el estatus socio-económico y el estilo de vida. Los niveles elevados de urbanización y educación tienen una mayor contribución en el desarrollo de la miopía, al igual que el excesivo trabajo de cerca, que se ha identificado como un factor de riesgo potencial. Por otro lado, el pasar tiempo al aire libre parece ser un factor protector de la aparición de miopía (Myrowitz, 2012).

Un estudio evaluó la relación de las actividades de cerca, media distancia y al aire libre con la prevalencia de miopía en niños de 6 y 12 años de edad (Rose et al., 2008). Según sus resultados (Figura 1), las actividades al aire libre son un factor crucial para el desarrollo de la miopía, en cambio, el tiempo que se pasa haciendo deporte en espacios interiores no

demonstró tener un efecto beneficioso. De las tres actividades estudiadas (cerca, media distancia y al aire libre), la única que tuvo relación con el defecto refractivo fue el número de horas al aire libre. Según el autor, la explicación residiría en la intensidad de la luz: al aire libre la intensidad es mayor, por lo que las pupilas se encuentran más contraídas, obteniéndose una mayor profundidad de foco y un menor desenfoque de la imagen. Como alternativa se propuso que la luz del sol estimula la liberación de dopamina en la retina, un neurotransmisor que regula el crecimiento del ojo.

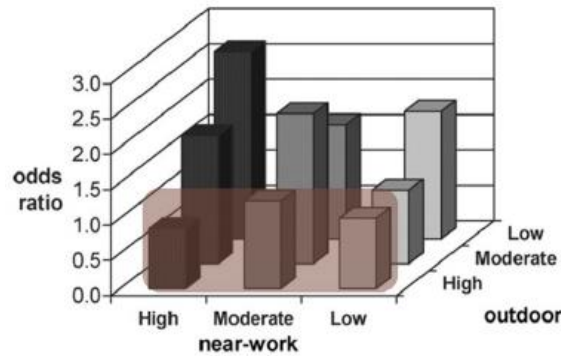


Figura 1. Relación entre el trabajo de cerca y las horas al aire libre (Rose et al., 2008).

Acomodación

Estudios en animales han confirmado que el crecimiento del ojo se guía por la experiencia visual con el objetivo de tener un enfoque óptimo de la imagen retiniana. Se ha mostrado que la interferencia con la calidad de la imagen en la retina conduciría a una interrupción en el patrón de crecimiento normal, lo que resultaría en el desarrollo de los errores de refracción (Hodos and Kuenzel, 1984; McFadden, Howlett, and Mertz, 2004). Si bien está claro que se necesitan imágenes en retina ricas en información para controlar el crecimiento del ojo, no está claro que aspectos particulares de la estructura de la imagen son relevantes (Hess et al., 2006).

Estudios del estado acomodativo en niños han sugerido que grandes retrasos acomodativos, a menudo encontrados en niños miopes, pueden estimular la progresión de la miopía (Allen and O’Leary, 2006; Berntsen et al., 2011). Esto obedecería a que como la imagen cae detrás de la retina se pondría en marcha la emetropización, haciendo que el ojo se alargue para tratar de enfocarla. Algunos estudios adaptaron gafas de lectura en niños para asegurar una imagen nítida en la retina durante las tareas de cerca pero, desafortunadamente, no consiguieron ningún resultado en la disminución de la progresión de la miopía (Shih et al., 2001; Gwiazda, 2003).

Las fuerzas mecánicas asociadas al trabajo de cerca, como las producidas por los músculos extraoculares durante la convergencia (Bayramlar, Cekiç, and Hepşen, 1999), por la contracción del músculo ciliar, o por la tensión coroidea transmitida, podrían conducir también a un aumento de la elongación axial. Si esto es así, se podría esperar que el cuerpo ciliar fuese más grueso en los miopes comparado con el de los emétopes, y de hecho hay estudios que lo indican (Oliveira et al., 2005; Bailey, Sinnott, and Mutti, 2008). Es posible que este engrosamiento altere las propiedades mecánicas necesarias para mantener la emetropía ya que restringiría la expansión ecuatorial (Mutti, 2010).

Por otro lado, se ha visto que aunque estén bajo las mismas condiciones ambientales no todos los ojos desarrollan miopía, lo que sugiere que debe de haber una diferencia en cómo el sistema visual forma la imagen en la retina de los ojos que van a ser miopes y en los que permanecerán emétopes.

2.2.3. Refracción periférica y miopía

Cuando se desarrolla miopía los ojos se vuelven más largos que anchos, llevando al globo ocular hacia una geometría prolata (Mutti et al., 2000). En consecuencia, se puede crear un desenfoque en la retina periférica, a lo largo de las dimensiones laterales desde la mácula. La refracción periférica de los ojos miopes se vuelve relativamente más hipermetrope a medida que se alarga el ojo (Lundström, Mira-agudelo, and Artal, 2009; Sng et al., 2011), al contrario que en los sujetos emétopes e hipermétropes, que normalmente muestran una relativa miopía periférica y una forma ocular oblata, apoyando las hipótesis de que el desenfoque periférico puede afectar al crecimiento ocular, especialmente a la progresión de la miopía (Smith et al., 2007; Mutti et al., 2007; Mathur and Atchison, 2013).

Experimentos con animales demostraron que el crecimiento ocular y la emetropización están mediados por mecanismos retinianos locales, y que la visión central no es suficiente para asegurar el desarrollo refractivo normal, por tanto, la fovea no es esencial para muchos aspectos dependientes de la visión en el desarrollo refractivo. Por otra parte, la retina periférica por si sola puede regular eficazmente la emetropización y mediar en muchos de los efectos de la visión en el estado refractivo del ojo (Smith et al., 2005; Smith, 2011).

Cuando hay imágenes visuales “contradictorias” entre la retina periférica y la fovea, las imágenes visuales periféricas pueden dominar en el desarrollo refractivo central debido probablemente a la presencia de más neuronas en la periferia que en la fovea (Wallman and Winawer, 2004; Smith, Campbell, and Irving, 2013). Ho et al. (2012) encontraron, mediante la

realización de electroretinogramas, respuestas eléctricas más fuertes en la retina periférica que en la retina central respondiendo al desenfoque, otro punto más a favor de la teoría de que las señales de la retina periférica dominan en el desarrollo del error refractivo con respecto a las de la retina central.

Por otra parte, la hipermetropía relativa periférica se ha asociado con mayores profundidades de cámara anterior y cámara vítrea, con cristalinios más planos y de menor volumen, y con córneas curvas (Mutti et al., 2000), lo cual podría ser un factor asociado a su crecimiento y no un factor desencadenante de la miopía (Atchison, Pritchard, and Schmid, 2006; Atchison, Mathur, and Varnas, 2013).

En la retina periférica existe además un astigmatismo substancial, y para una dada orientación, la diferencia entre la mejor refracción en la fovea y la mejor refracción en la periferia puede ser de varias dioptrías (Artal, Derrington, and Colombo, 1995). En un estudio realizado por Faria-Ribeiro et al. (2013) se halló que existían diferencias estadísticamente significativas en el patrón refractivo del astigmatismo relativo periférico de la retina nasal entre miopes estables y miopes en progresión. En los sujetos miopes en progresión se observó una refracción periférica más hipermétrope en la hemirretina nasal (Figura 2), además, mostraron curvaturas retinianas más pronunciadas (Figura 3). La forma del polo posterior mostró una fuerte correlación inversa con la refracción periférica, sugiriendo que los ojos con una forma más curva tenían una refracción relativa periférica más hipermétrope. Estos resultados sugirieron que la mitad nasal de la retina puede ser más importante en términos de mecanismos de control del crecimiento ocular.

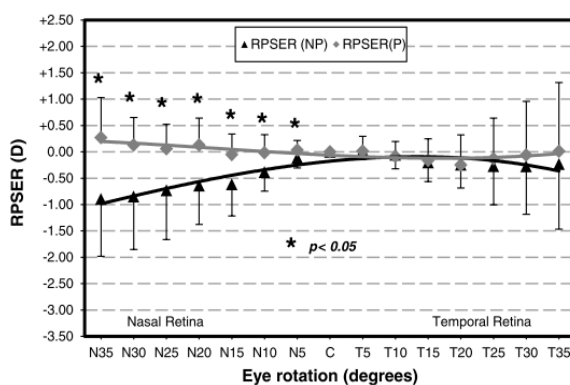


Figura 2. Refracción relativa periférica del equivalente esférico (RPSE) en función del ángulo de rotación del ojo para los grupos en los que no progresa la miopía (NP) y los grupos en los que sí progresa (P) (Faria-Ribeiro et al., 2013).

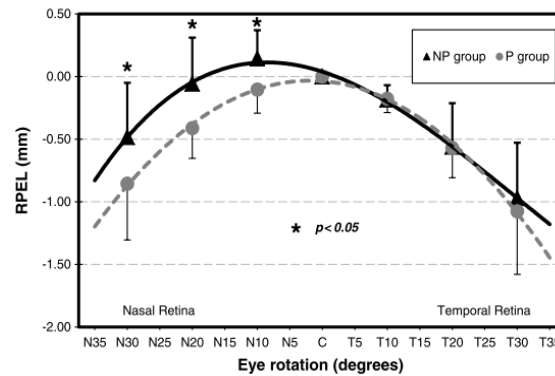


Figura 3. Longitud ocular relativa periférica (RPLE) en función del ángulo de rotación del ojo para el grupo en el que no progresa la miopía (NP) y el grupo en el que sí lo hace (P) (Faria-Ribeiro et al., 2013).

La corrección convencional de la miopía (mediante gafa) da como resultado un incremento del desenfoque relativo periférico hipermétrope (Bakaraju et al., 2008 ; Tabernero et al., 2009), que se hace mayor en miopías y a excentricidades elevadas (Lin et al., 2010). Cambiando la óptica periférica del medio de corrección es posible convertir este desenfoque periférico hipermétrope en miope (Tabernero et al., 2009). Estudios en pollos han mostrado que el crecimiento del ojo miope se redujo mediante la incorporación de lentes oftálmicas que introducían desenfoque miópico (Liu and Wildsoet, 2011; Siu et al., 2014), contrarrestando el estímulo desconocido que hace que el ojo se alargue y como consecuencia aumente la miopía.

Todos estos trabajos apoyan la hipótesis de que las estrategias de tratamiento óptico para la miopía que tengan en cuenta los efectos de la visión periférica es probable que sean más exitosas que las estrategias que manipulan solamente la visión central (Smith, 2011). Además, tienen la ventaja de generar una señal efectiva para controlar el desarrollo de la refracción central sin comprometer la visión central, y al eliminar los habituales niveles de hipermetropía periférica, pueden incluso mejorar la visión periférica (Holden et al., 2011).

2.3. Técnicas para el control de la progresión miópica según la refracción periférica

Dado que experimentos en animales muestran que la miopía relativa periférica reduce el crecimiento axial y provoca cambios hipermetrópicos en el error refractivo central (Guthrie et al., 2011; Liu and Wildsoet, 2011; Liu and Wildsoet, 2012; Tepelus et al., 2012), parece razonable sostener que inducir miopía en la retina periférica de los humanos miopes podría frenar su progresión central potencialmente (Charman et al., 2006; Smith, 2011).

La Figura 4 ilustra tres situaciones distintas de la focalización retiniana de un ojo miope. La imagen de la izquierda muestra la posición de la focalización de la imagen de un objeto distante en un ojo miope típico no acomodado. La imagen de en medio muestra cómo las lentes tradicionales proporcionan una imagen foveal en foco pero no corrigen la hipermetropía relativa que ocurre generalmente en la periferia. La imagen de la derecha representa el objetivo fundamental de una estrategia de tratamiento periférico, que sería proporcionar una visión central óptima y al mismo tiempo eliminar las señales visuales periféricas que puedan estimular el crecimiento axial, produciendo señales visuales contrarias.

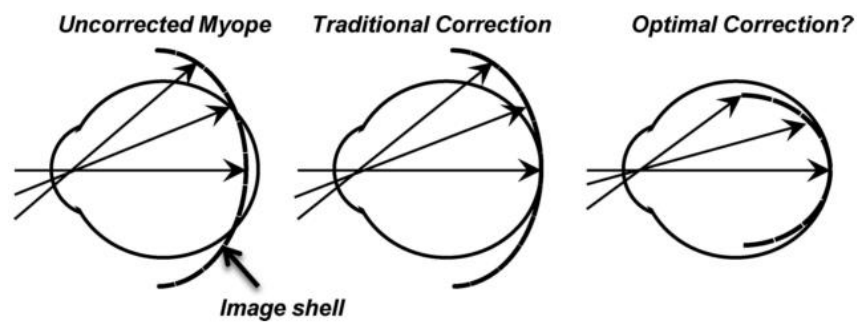


Figura 4. Esquema de los objetivos ópticos de una estrategia de tratamiento periférico para disminuir la progresión de la miopía (Smith, 2011).

Actualmente, los métodos ópticos existentes más eficaces corrigiendo la refracción periférica y controlando la miopía son la ortoqueratología nocturna y las lentes de contacto con la periferia modificada.

Ortoqueratología nocturna

Las consecuencias ópticas de los cambios morfológicos y geométricos inducidos en la córnea con la ortoqueratología son una disminución del poder refractivo en el centro corneal y un incremento de dicho poder refractivo en una zona a 2 -3 milímetros del centro de la zona de tratamiento. Los beneficios de la ortoqueratología nocturna en la progresión de la miopía son debidos a estas modificaciones que induce en el perfil corneal, ya que conllevan asociado un enfoque de la imagen en la fovea y un desenfoque periférico miópico en la periferia de la retina (Charman and Radhakrishnan, 2010; Kang and Swarbrick, 2011; Queirós et al., 2010; Lee and Cho, 2012) (Figura 5).

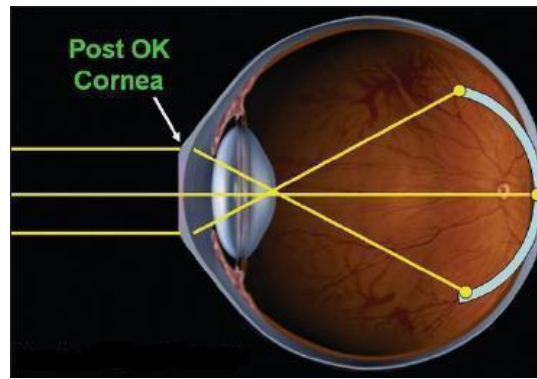


Figura 5. La ortoqueratología compensa la región foveal mientras que simultáneamente miopiza la región parafoveal del ojo miope.

Existen diversos estudios en niños que reportan un control del avance la miopía con ortoqueratología frente a otros medios de compensación (Walline, Rah, and Jones, 2004; Eiden et al., 2009; Kakita, Hiraoka, and Oshika, 2011; Cho and Cheung, 2012; Santodomingo-Rubido et al., 2013). Una investigación en 2004 estudió a niños que llevaron lentes de ortoqueratología durante 24 meses y los comparó con niños que llevaron gafas convencionales. Los resultados (Figura 6) mostraron que la ortoqueratología podía corregir y controlar la miopía eficazmente en la infancia. Sin embargo, los cambios en la longitud axial entre los niños fueron tan variables que no encontraron la forma de predecir los efectos para sujetos individuales (Cho, Cheung, and Edwards, 2005). Otro estudio más reciente (Walline, Jones, and Sinnott, 2009) confirmó que el aumento de la miopía con ortoqueratología nocturna es menor que con otros medios de corrección (Figura 7).

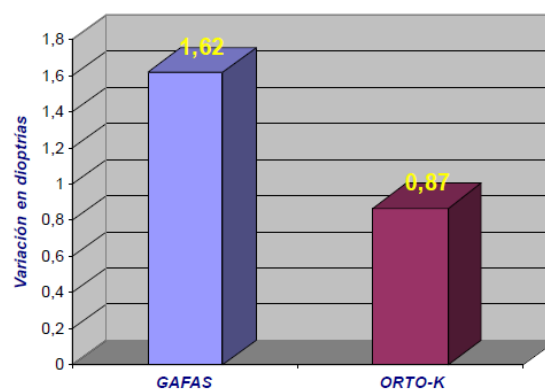


Figura 6. Progresión de la miopía en sujetos que llevaban gafas y en sujetos que llevaban lentes de ortoqueratología (Cho, Cheung, and Edwards, 2005).

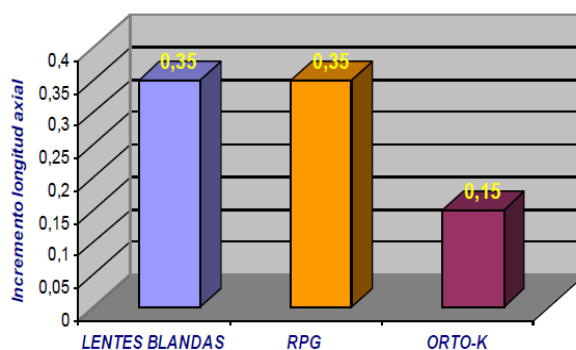


Figura 7. Incremento de la longitud axial con lentes blandas, lentes RPG y lentes de orto-k (Walline, Jones, and Sinnott, 2009).

El grado de la miopía relativa periférica inducida con ortoqueratología se incrementa con la magnitud de la corrección central. Esto es potencialmente importante porque el grado de hipermetropía relativa periférica aumenta generalmente con el grado de miopía central, al menos en bajos y moderados miopes (Atchison, Pritchard, and Schmid, 2006). En este sentido sería importante determinar si la magnitud del desenfoque miópico impuesto es un factor clave en control del crecimiento ocular (Smith, Campbell, and Irving, 2013).

Varios estudios hallaron que grandes diámetros pupilares aumentan el efecto de la ortoqueratología en su función de controlar la miopía, apoyando de nuevo la teoría de la influencia del desenfoque periférico miópico (Queirós et al., 2010; Chen et al., 2012). Además, se han encontrado patrones positivos en la aberración esférica que pueden indicar un menor retraso acomodativo, y esto ha sido propuesto como otro posible factor envuelto en el menor desarrollo de la miopía (Tarrant and Liu, 2009).

Lentes de contacto con la periferia modificada

Liu y Wildsoet caracterizaron en 2011 los efectos sobre el desarrollo del error refractivo y del crecimiento ocular en pollos jóvenes con dos diseños de lentes con zonas concéntricas, uno que provocaba un desenfoque central y otro que provocaba un desenfoque periférico. Las lentes que desenfocaban la periferia tuvieron mayores efectos tanto en el crecimiento ocular como en la refracción axial que las lentes que desenfocaban la visión central. El efecto inhibitorio del crecimiento ocular axial con lentes de +5 D en la periferia abrió la posibilidad de que lentes con un diseño concéntrico adecuado podrían controlar la progresión de la miopía en humanos.

Lopes-Ferreira et al. (2011) demostraron que las lentes de contacto blandas multifocales de diseño centro-dominante tienen la capacidad de cambiar el perfil de refracción periférica en ojos humanos emétopes, incrementando la miopía relativa periférica. Aparentemente, las lentes con adición de +3 D serían la mejor opción para generar este efecto. En un estudio posterior (Lopes-Ferreira et al., 2013) mostraron el potencial de inducción de desenfoque en ojos con miopía, y observaron que también era posible inducir cambios miópicos significativos en el patrón de la refracción periférica relativa con este tipo de lentes. Además, también observaron que la adición de +3 D inducía un efecto significativamente mayor que las lentes de adición de +2 D, aunque este incremento de 1 D en la adición no se correspondía con la misma cantidad de incremento en términos del error refractivo periférico. Ya en el año 2003, Gwiazda et al. habían observado que lentes progresivas con 2 D de adición disminuían la progresión de la miopía en niños en una cantidad estadísticamente significativa comparado con las lentes monofocales.

En 2011, Anstice y Phillips llevaron a cabo un estudio para evaluar la eficacia de una lente experimental de doble foco. La lente contaba con una zona central que corregía el error refractivo y unas zonas concéntricas de tratamiento que creaban un desenfoque retiniano miópico de 2 D. En el 70% de los niños la progresión de la miopía se redujo en un 30% o más al cabo de 10 meses de uso. Además, estas lentes proporcionaban una agudeza visual y una sensibilidad al contraste normales y permitían una correcta acomodación. Sankaridurg et al. (2011) encontraron tasas de progresión de miopía y de incremento de la longitud axial un 34% y un 33% menores respectivamente cuando se llevaban lentes de contacto de adición progresiva de hasta 2 D.

Un estudio de Berntsen et al. en 2012 dio como resultado que con el uso de lentes progresivas en niños con altos retrasos acomodativos se obtenía una reducción de la progresión de la miopía de 0,18 D después de un año. Este efecto, aunque fue estadísticamente significativo, no es clínicamente significativo. Walline et al. (2013) encontraron una reducción del 50% en la progresión de la miopía y de un 29% en la elongación axial durante el 2º año de tratamiento con lentes de contacto blandas multifocales de adición +2 en niños entre 8 y 11 años.

En 2014, Lam et al. adaptaron una lente de contacto blanda ('Defocus Incorporated Soft Contact') en niños entre 8 y 13 años de edad durante 2 años. A la mitad de ellos se le adaptó esta lente y a la otra mitad una monofocal. La lente DISC consiste en una lente bifocal de diseño en forma de anillos concéntricos, que proporcionan una adición de +2,50 D.

Encontraron que su uso diario en niños disminuía la progresión de miopía en un 25 % y la elongación axial en un 31%, si se comparaban con el grupo control. El efecto del tratamiento se correlacionó positivamente con el tiempo de uso en las lentes DISC. De hecho, la miopía en los niños que llevaba las lentes DISC durante 5 o más horas al día avanzaba un 46% menos que los del grupo control y un 58% si se llevaban 7 horas o más. Aunque este método ralentiza la progresión miópica en niños se necesitan más estudios para determinar la cantidad de desenfoque miópico que se necesita para llegar a frenar la progresión.

En cuanto al comportamiento visual, un estudio evaluó dos lentes de contacto, una monofocal estándar y una bifocal, encontrando que en cuanto a la visión central, el comportamiento fue parecido con ambas lentes, pero la agudeza visual y la sensibilidad al contraste periféricas fueron mejores con la lente bifocal (Holden et al., 2011). Otro estudio reciente (Kollbaum et al., 2013) evaluó la aceptabilidad visual una lente de contacto blanda de doble foco de CooperVision (Misight), diseñada especialmente para frenar la progresión de la miopía. Los resultados mostraron que se alcanzaba una buena agudeza visual, similar a la alcanzable con cualquier lente multifocal, sin embargo, al igual que con estas se puede experimentar alguna disminución en el rendimiento visual.

En conclusión, se puede afirmar que las lentes de contacto blandas con la periferia modificada de tal forma que inducen un desenfoque periférico miópico (Figura 8), reducen moderadamente la progresión de la miopía. Además, es probable que permitan un mejor control sobre las condiciones ópticas y como consecuencia ofrezcan un mejor control sobre la progresión miópica que las lentes oftálmicas. Sin embargo, muchos autores consideran que es preciso frenar la progresión de la miopía en al menos un 50% para que el efecto sea clínicamente significativo (Walline, 2012), y esto no se consigue en todos los casos. En cuanto al material de las lentes de contacto, un estudio indicó que el Lotrafilcon A (hidrogel de silicona) puede contribuir a una menor progresión de miopía en adultos que el hidrogel (Blacker et al., 2010), aunque no se ha vuelto a publicar nada al respecto.

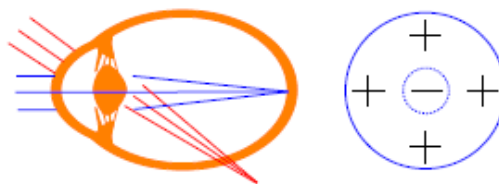


Figura 8. Un ojo miope con forma prolata es relativamente hipermétrope en la periferia, por lo que requiere un corrección relativamente más positiva en la zona periférica de la lente (Howell, E).

2.4. Ojo teórico

El interés en los aspectos fisiológicos y propiedades ópticas del ojo humano in vivo, y de cómo se relacionan con agudeza visual, viene de tiempos muy antiguos. Históricamente, después de que Gauss (1841) estableciese las leyes básicas que gobiernan las propiedades de la formación de imágenes, han sido propuestos muchos modelos teóricos de ojos.

Se pueden construir modelos de ojos a partir de valores medios de los parámetros oculares de la población. Si se asume que las superficies refractivas son esféricas y están centradas sobre un eje común, y que los índices de refracción son constantes en cada medio, se obtienen ojos esquemáticos paraxiales. Estos son solamente precisos dentro de la región paraxial, es decir, no predicen la formación de imágenes ni las aberraciones para pupilas grandes o para ángulos de más de unos pocos grados desde el eje óptico. Sin embargo, sirven como marco para el examen de una gran variedad de propiedades ópticas. Se puede obtener información sobre la magnificación, la iluminación retiniana, las pupilas de entrada y de salida, etc.

Para la determinación del tamaño de las imágenes retinianas y de su calidad debida a las aberraciones se necesitan modelos más realistas que los paraxiales. Estos se conocen como ojos esquemáticos finitos, e incluyen una o más de las siguientes características: superficies refractivas no esféricas, no alineamiento de las superficies a lo largo del eje óptico, o cristalino como lente GRIN.

Según Le Grand y El Hage (1980), Moser fue el primero en construir un ojo esquemático en 1844, pero este era hipermetrope porque tenía un valor muy bajo del índice de refracción del cristalino. El primer ojo esquemático preciso se atribuye a Listing, que en 1851 describió un modelo con tres superficies de refracción y un cristalino homogéneo (Atchison and Smith, 2002).

Helmholtz modificó el ojo esquemático de Listing cambiando las posiciones de las superficies de las lentes y también describió un modelo mucho más simple, con una sola superficie de refracción. Este modelo, que fue posteriormente modificado por Laurance y se conoce como el modelo de Helmholtz-Laurance (Figura 9), contiene todas las superficies ópticas que se encuentran en el ojo biológico, a excepción de la cara posterior de la córnea. Aunque designa índices de refracción a los componentes del ojo que no se corresponden necesariamente con los verdaderos, sus propiedades globales tienen un gran parecido con las del ojo humano (Tabla 1).

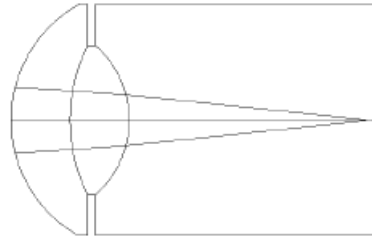


Figura 9. Modelo de ojo esquemático de Helmholtz-Laurance (1909) (Almeida and Carvalho, 2007).

Superficie	Radio (mm)	Espesor (mm)	Índice de refracción
1	8.0	3.6	1.333
2	10.0	3.6	1.450
3	-6.0	15.18	1.333

Tabla 1. Parámetros del ojo esquemático de Helmholtz- Laurance.

Posteriormente, el oftalmólogo sueco Allvar Gullstrand llevó a cabo importantes investigaciones en el campo de la fisiología y en 1911 recibió el Premio Nobel por su trabajo con respecto al ojo como un elemento óptico. Aunque el ojo esquemático simplificado de Gullstrand trata a la córnea como una sola superficie de refracción, al igual que el modelo anterior de Helmholtz-Laurence, el modelo no simplificado de Gullstrand considera que esta tiene dos superficies, lo que garantiza una formación de imagen perfecta en la retina. Aunque simplifica la córnea, el humor vítreo y el humor acuoso, contiene las superficies anteriores y posteriores del cristalino (Figura 10, Tabla 2).

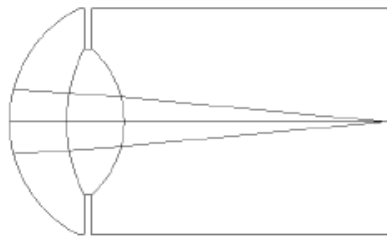


Figura 10. Modelo de ojo esquemático de Gullstrand (1911) (Almeida and Carvalho, 2007).

Superficie	Radio (mm)	Espesor (mm)	Índice de refracción
1	7.8	3.6	1.336
2	10.0	3.6	1.413
3	-6.0	16.97	1.336

Tabla 2. Parámetros del ojo esquemático de Gullstrand.

Uno de los modelos de ojos más sencillo es el de Emsley (Figura 11, Tabla 3), ya que contiene una sola superficie de refracción. La mejora de las técnicas de topografía corneal a finales de los años 80 y durante los 90, permitió la inclusión de datos de superficie corneal más precisos en los modelos de ojos. Basándose en estas técnicas, en 1995 Greivenkamp y sus colegas propusieron un ojo modelo que contenía cuatro superficies de refracción no esféricas, consideraba la sensibilidad al contraste de la retina y estaba limitado por propiedades de refracción, entre otras características. A partir de este momento y hasta la actualidad, se implementaron una increíble cantidad de técnicas e instrumentación para la medición de las características oculares.

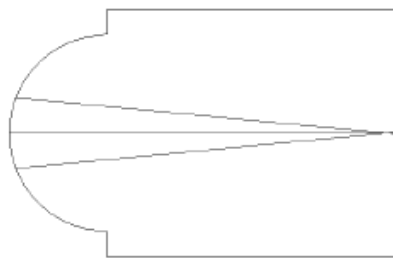


Figura 11. Modelo esquemático de Emsley (1946) (Almeida and Carvalho, 2007).

Superficie	Radio (mm)	Espesor (mm)	Índice de refracción
1	5.5	22.22	1.3333

Tabla 3. Parámetros del ojo esquemático de Emsley.

En 1997, Liou y Brennan propusieron un nuevo modelo de ojo muy interesante (Figura 12, Tabla 4). Fue el primer modelo esquemático que predijo tanto las aberraciones cromáticas como las esféricas, dentro de las tolerancias de los resultados empíricos. Además de proporcionar parámetros ópticos y servir como un vehículo para los cálculos de calidad de imagen, este modelo puede ser considerado como casi una representación anatómica exacta de un ojo humano promedio emélope (Liou and Brennan 1997).

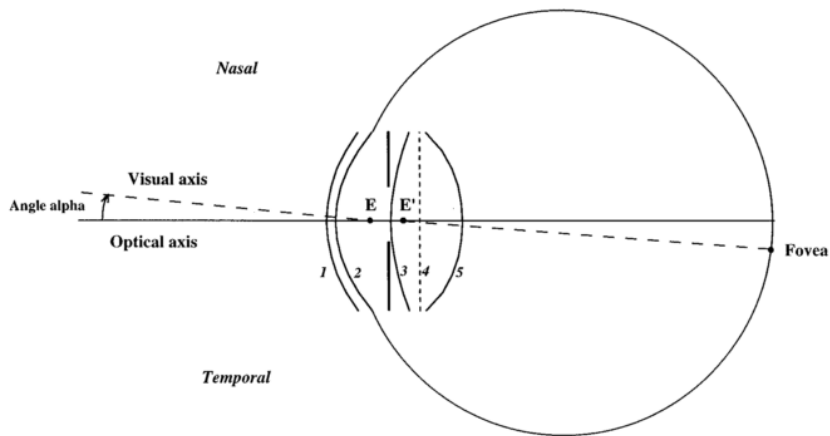


Figura 12. Modelo de ojo esquemático de Liou y Brennan (Liou and Brennan 1997).

Superficie	Radio (mm)	Asfericidad	Espesor mm)	Índice de refracción a 555 nm
1	7.7	-0,18	0.50	1.376
2	6.40	-0,60	3.16	1.336
3	12.40	-0,94	1.59	Grad A
4	Infinito	----	2.43	Grad P
5	-8.10	+0,96	16.27	1.336

Tabla 4. Parámetros del ojo esquemático de Liou y Brennan.

En los últimos años se han diseñado modelos de ojos mucho más sofisticados, por ejemplo, con cristalinos con una distribución gradiente de índice de refracción (Atchison, 2006), o modelos que reproducen aberraciones muy eficientemente (Navarro, González, and Hernández-Matamoros, 2006). En 2009, Shen y Thibos desarrollaron el primer modelo de ojo que permitió evaluar el comportamiento óptico fuera de eje, aunque debido la simpleza de su diseño geométrico no representó verdaderamente la visión real (Bakaraju et al., 2010).

3. Objetivos

El objetivo principal de este trabajo es la creación de un ojo teórico de un sujeto miope adolescente a partir de los valores de radios, excentricidad y espesor corneales, longitud de cámara anterior, grosor de cristalino, longitud de cámara vítrea y refracción y biometría axiales y periféricas.

Para conseguir este objetivo final será necesario completar algunos objetivos más específicos:

- Medir las biometrías y refracciones periféricas de un conjunto de adolescentes y seleccionar los miopes aptos para el estudio.
- Calcular las medias y desviaciones de todos los parámetros obtenidos.
- Calcular las excentricidades corneales.
- Calcular la forma de la retina (radio de curvatura y excentricidad) a partir de las medidas biométricas axiales.
- Estudiar la relación entre los parámetros biométricos y los de refracción.
- Comparar los resultados obtenidos con el ojo teórico con la refracción periférica.

Y para finalizar el trabajo intentaremos:

- Proponer mejoras al método utilizado.
- Proponer mejoras del ojo teórico al comparar los resultados de éste con la refracción periférica obtenida.

Objetivos

4. Material y métodos

Para obtener las medidas del estudio se realizaron las pruebas necesarias a alumnos de dos colegios de Terrassa. Para ello, se desplazó un equipo de profesores y alumnos de la Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa. En este apartado se hará una descripción de los instrumentos utilizados, se comentarán los criterios de inclusión y exclusión de la muestra seleccionada, y se explicará el procedimiento seguido para la obtención de los diferentes datos (condiciones experimentales, protocolo de medida, etc.).

4.1. Instrumentos utilizados

4.1.1. Autorrefractómetro

Los autorrefractómetros son instrumentos que proporcionan un valor del error refractivo de un modo objetivo, rápido y fácil. El utilizado en este estudio, tanto para medir la refracción axial como la periférica, fue el Shin Nippon NVision K5001 (Figura 13), un autorrefractómetro de campo abierto que permite que el paciente fije con los dos ojos un punto exterior lejano, evitando así la miopía instrumental asociada a los autorrefractómetros convencionales.



Figura 13. Shin Nippon NVision K5001 (<http://www.shin-nippon.jp/products/nvk5001/index.html>)

El Shin Nippon NVision K5001 (Tabla 5) utiliza tres arcos de luz infrarroja, cuyas distancias entre sí se usan para calcular los errores refractivos. Realiza medidas con diámetros pupilares muy pequeños, $\leq 2,3$ mm, lo que le permite aumentar la calidad de refracción, con especial

importancia para las mediciones fuera de eje, sobre todo en los ángulos de excentricidad más grandes. Además, ha demostrado ser uno de los instrumentos más útiles en la medida de la refracción periférica junto con el sensor de Hartmann-Shack (Fedtke, Ehrmann, and Holden, 2009).

Longitud de onda	Infrarrojo
Diámetro pupilar requerido (mm)	2,3
Meridianos	Todos
Fijación	Campo abierto
Measuring targets	3 arcos

Tabla 5. Principios de operación del Shin Nippon NVision K5001.

Este instrumento constituye un método objetivo muy valioso, que proporciona valores muy precisos y exactos en cuanto al error refractivo axial si se compara con la refracción subjetiva (diferencias de $0,14 \pm 0,35$ D)(Davies et al., 2003). Además, se ha visto que tiene una buena repetitividad, aunque la variabilidad aumenta con las medidas excéntricas (Lee and Cho, 2012).

Aunque el mecanismo exacto detrás de los cálculos del valor representativo utilizado por el Shin Nippon NVision K5001 no fue desvelado a los profesionales, un estudio encontró que es comparable a los resultados refractivos calculados mediante otros métodos convencionales (Tang, Tang, and Lam, 2014). Por tanto, el valor representativo puede servir como una buena herramienta en la práctica clínica y en la investigación en ciencias de la visión.

4.1.2. DMFE (Dispositivo para la Medida de la Fijación Excéntrica)

El DMFE (Figura 14) es un aparato diseñado específicamente para un estudio anterior llevado a cabo en la Facultad de Óptica y Optometría de Terrassa (Díaz, 2013). Se compone un led que cambia de color de manera secuencial y que se puede desplazar por una guía graduada. Esta guía está montada sobre un trípode regulable en altura y calibrado para hacer medidas de hasta 40° de excentricidad para una distancia de observación de 3 metros, tanto en dirección horizontal como vertical, o en cualquier otro meridiano. Este sistema permite realizar las medidas de refracción axial y periférica de manera rigurosa y controlada.



Figura 14. DMFE (Díaz, 2013).

4.1.3. Biómetro

Para medir la longitud axial y periférica de los ojos se utilizó el biómetro Lenstar LS 900 (Haag-Streit) (proporcionado por la empresa W.M. BLOSS. S.A.) (Figura 15), que utiliza como principio de medida el OLCR (reflectometría óptica de baja coherencia) y es capaz de determinar con gran exactitud las dimensiones del ojo usando 16 escaneos como medida principal. Con un disparo se obtienen medidas de 9 estructuras diferentes a lo largo del eje visual, aunque el espesor de la retina, la excentricidad del eje visual y la distancia blanco-blanco no fueron utilizadas para la obtención de los resultados:

- Paquimetría corneal
- Queratometría (32 puntos en dos zonas circulares)
- Profundidad de cámara anterior
- Espesor del cristalino
- Longitud axial
- Espesor de la retina
- Excentricidad del eje visual
- Diámetro pupilar
- Distancia blanco-blanco



Figura 15. Lenstar LS 900 (Haag-Streit) (<http://www.haag-streit.com/products/biometry/lenstar-ls-900r.html>).

El Lenstar permite modificar los parámetros en casos de pacientes afáquicos o pseudofáquicos y para ojos con condiciones especiales, como los rellenos de silicona. Además, utiliza un diodo superluminiscente (SLD) de 820 nm con capacidad de penetrar cataratas maduras. Los resultados son representados gráficamente en una pantalla LCD. Esta tecnología se acompaña del software Eyesuite, que a partir de las mediciones realizadas puede calcular la lente intraocular a implantar en el paciente, aunque en este trabajo no se hizo necesaria esta aplicación.

Según varios estudios realizados con el Lenstar, el instrumento obtiene medidas biométricas precisas, fiables y con alta repetitividad sin la necesidad de contacto con el ojo, por lo que es aceptado muy bien por los pacientes (Kołodziejczyk et al., 2011; El Chehab et al., 2011; Huang et al., 2012). En un estudio llevado a cabo por Cruysberg et al. en 2010, el instrumento mostró una excelente reproducibilidad.

4.1.4. Zemax

Zemax es un programa de diseño óptico que se utiliza para el diseño y análisis de sistemas de imagen e iluminación. Trabaja con trazado de rayos, modelando la propagación de estos a través de sistemas ópticos. Ofrece la posibilidad de modelar cualquier sistema óptico, comprendiendo desde mapas corneales, lentes con gradiente de índice, superficies inclinadas y descentradas, y prácticamente cualquier forma de superficie. Además, puede producir diagramas de puntos. Zemax puede realizar trazados de rayos secuenciales estándar a través de elementos ópticos, trazados de rayos no secuenciales para analizar luz difusa y propagación

de haces en óptica física. Debido a su flexibilidad, es una excelente opción para análisis de los sistemas ópticos complejos, tales como el ojo humano (Tocci, 2007).

4.2. Selección de la muestra

La muestra del estudio está formada por alumnos de los cursos de 2º y 3º de ESO de dos colegios de Terrassa: Escola El Cim e IES Investigador Blanxart. Para su participación en el estudio se envió un consentimiento informado a los padres de los alumnos donde se informaba de las pruebas a realizar, siguiendo los principios éticos de la Declaración de Helsinki. A todos los alumnos se les realizó un examen optométrico que incluyó pruebas de agudeza visual, retinoscopía, cover test y comitancia, punto próximo de convergencia, estereopsis y visión del color, y se entregó un informe individual a cada uno.

Criterios de inclusión

Para seleccionar los sujetos válidos para el estudio se establecieron los siguientes criterios de inclusión:

- ✓ Sujetos de 2º y 3º de la ESO.
- ✓ Ausencia de patologías oculares y cirugías refractivas y de cristalino.
- ✓ Miopía entre -0,75 D y -6 D.
- ✓ Astigmatismo ocular menor o igual a 0,75 D.
- ✓ Anisometropía inferior a 1,50 D.
- ✓ No presentar problemas de visión binocular como estrabismos o ambliopías.

4.3. Procedimiento de medida

Autorrefracción

La autorrefracción se realizó en eje, a 10°, a 20° y a 30° en el meridiano horizontal, tanto para la retina nasal como para la retina temporal, y en ambos ojos. Las medidas se realizaron sin cicloplejia, de todas formas para controlar la acomodación se utilizó una distancia de fijación de 3 metros. La iluminación de los espacios fue baja para conseguir pupilas grandes de forma natural y facilitar así las medidas más excéntricas. Se tomaron tres medidas en cada posición y se anotó el promedio. Para tomar las medidas excéntricas los sujetos mantuvieron la cabeza recta sobre la mentonera del instrumento y giraron solamente los ojos, mirando al

led de fijación del DMFE correspondiente en cada caso. En el IES Investigador Blanxart en lugar de utilizar el DMFE se marcaron puntos en la pared, calibrados para una distancia de 3 metros.

Biometría

Las condiciones experimentales fueron las mismas que para las medidas de la autorrefracción, ya que los espacios donde se realizaron las dos medidas fueron los mismos. En un principio, las medidas deseadas eran a 0° , a 10° , a 20° y a 30° en el meridiano horizontal, tanto para retina nasal como temporal, y en ambos ojos.

En la Escola El Cim nos encontramos con que las medidas correspondientes a la retina temporal eran imposibles de realizar debido a la proximidad del biómetro al ojo, que hacía que el instrumento tapase los puntos de fijación. Por tanto, sólo se pudieron obtener los datos biométricos de la retina nasal (en ambos ojos). Se realizaron 4 medidas en cada posición y se anotó el promedio.

En el IES Blanxart se cambió el procedimiento anterior para conseguir medir también el lado temporal de la retina, aunque sólo se tomaron medidas para los ojos derechos (Figura 16). Para ello se utilizó un espejo de primera superficie (Figura 17) colocado a 45° delante del ojo izquierdo de los sujetos, que actuaba como ojo de fijación, mientras que el biómetro capturaba las medidas del ojo derecho. A través de este espejo se veían los puntos de fijación, colocados a 3 metros a la izquierda del paciente sobre una pared. En el caso de la medida a 30° temporales, el tamaño del espejo fue insuficiente para lograr reflejar el punto de fijación correspondiente y por tanto, se tomó la medida a 25° .

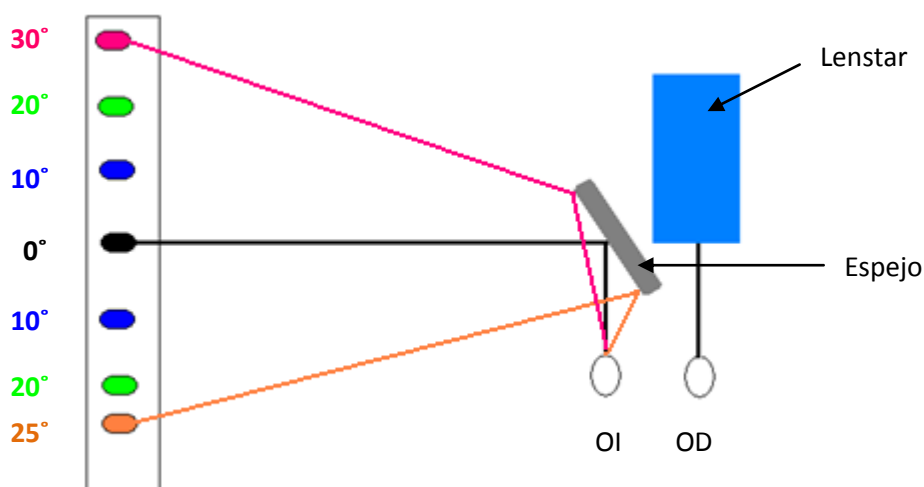


Figura 16. Esquema del procedimiento de medida de la biometría periférica.



Figura 17. Espejo de 1ª superficie.

Tanto con el autorrefractómetro como con el biómetro se tomaron las medidas haciendo que los haces de luz de los instrumentos incidiesen de forma normal a la superficie anterior de la córnea. Esto significa que la intersección axial del haz incidente extrapolado se encuentra en el centro del radio de curvatura sagital correspondiente al punto de entrada de la córnea. Si consideramos la córnea como una superficie esférica esta posición no se movería, pero para una típica córnea prolata, este punto se alejaría a medida que aumentase el ángulo de incidencia. Se han realizado las medidas incidiendo de forma normal a la superficie corneal, y no apuntando al centro pupilar, porque según Atchison y Charman (2011), hasta una excentricidad de 30° la desviación que sufre el haz es menor y las medidas son lo bastante precisas, ya que se toman en un punto retiniano lo más próximo posible al que deseamos (Figura 18).

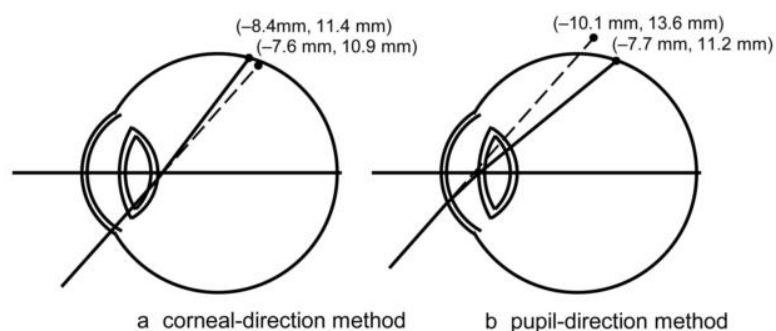


Figura 18. Dos modos de medida (a) “dirección corneal” y (b) “dirección pupilar” para un ángulo de incidencia de 50° . La línea discontinua representa la dirección deseada y la línea continua la dirección real que sigue el haz. Como se ha comentado, se produce un menor desplazamiento cuando el haz incide normal a la córnea (Atchison and Charman, 2011).

5. Resultados

Se han examinado un total de 182 sujetos, 83 alumnos de la Escola El Cim y 99 alumnos del IES Investigador Blanxart.

De los 83 adolescentes del primer centro, 25 eran miopes (>0,5 D), de los cuales 2 se excluyeron del estudio por superar el umbral de astigmatismo fijado en los criterios de inclusión. De los 23 que entraron en el estudio (60,9% niñas y 39,1% niños), fueron válidos los datos de ambos ojos en 14 de ellos, de los 9 restantes tan sólo se tomaron en cuenta los datos de uno de los ojos, bien porque excedían el astigmatismo estipulado en los criterios de inclusión o porque la miopía no era lo suficientemente alta como para constituir un ojo miope representativo, aunque en ningún caso se superaba las 1,5 D de anisometropía fijadas en los criterios de inclusión. En resumen, se analizaron los datos de 37 ojos.

De entre los 99 sujetos del segundo centro se encontraron 21 miopes (>0,5 D), de los cuales 2 fueron excluidos de la muestra, uno por presentar un astigmatismo elevado en ambos ojos y otro por presentar una anisometropía superior a 1,50 D. De los 19 participantes en el estudio (63,2% niñas y 36,8% niños), se tomaron en cuenta los datos de los dos ojos en 9 sujetos, y de un sólo ojo en 10 de ellos, bien porque excedían el astigmatismo estipulado en los criterios de inclusión o porque la miopía no era lo suficientemente alta como para constituir un ojo miope representativo. En total se analizaron 28 ojos.

En resumen, entraron en el estudio 42 sujetos (61,9% niñas y 38,1% niños), aunque sólo 65 ojos (33 ojos derechos y 32 ojos izquierdos) (Tabla 6). La media de edad de los participantes fue de $14,5 \pm 0,9$ años. Debemos destacar que los diámetros pupilares durante las medidas no fueron en ningún caso menores a 4,5 mm.

	Alumnos examinados	Miopes	Miopes en el estudio	Ojos analizados
Escola El CIM	83	25 (30,1%)	23	37
IES Blanxart	99	21 (21,2%)	19	28
TOTAL	182	46 (25,3%)	42	65

Tabla 6. Muestra analizada.

5.1. Refracción axial y periférica

Para los análisis estadísticos en los que se manejan refracciones esferocilíndricas, tratar los datos como valores aislados de esfera, cilindro y eje no tiene sentido, sobre todo cuando se refiere a la orientación del astigmatismo. Si por ejemplo se promedian los ejes de 100 ojos con astigmatismo, la validez clínica de dicho promedio es nula.

Teniendo en cuenta esto, para el estudio estadístico de los datos del error refractivo se descompondrá este en tres componentes dióptricas, una para representar la esfera y dos para la representación del astigmatismo, ya que se trata de dato direccional y la aplicación de estadística convencional sobre este podría dar lugar a resultados erróneos. Estas tres componentes (M, J0 y J45) se denominan vectores de potencia, y son una representación geométrica de los errores refractivos esferocilíndricos. M es el equivalente esférico, J0 se corresponde con la potencia de un cilindro cruzado de Jackson con su eje a 0° y J45 con el eje a 45°. Esta descomposición vectorial fue planteada por Thibos et al. en 1997 y su principal ventaja reside en que las tres componentes son matemáticamente independientes entre sí. A continuación, se muestran las fórmulas mediante las cuales se pueden obtener las componentes M, J0 y J45 a partir de los valores de esfera, cilindro y eje:

$$M = S + \frac{C}{2}$$

$$J0 = -\left(\frac{C}{2}\right) \cos(2\theta)$$

$$J45 = -\left(\frac{C}{2}\right) \sin(2\theta)$$

S → valor esférico de la refracción

C → valor del cilindro

θ → eje del astigmatismo

Al tratarse el error refractivo de una variable cuantitativa se ha realizado una estadística descriptiva de sus valores. A continuación se muestran dos tablas (Tabla 7 y Tabla 8) con los valores promedios, desviaciones estándar (SD), y máximos (MAX) y mínimos (MIN) de M, J0 y J45 (en dioptrías) para los distintos puntos retinianos medidos. La primera tabla contiene los datos de los ojos derechos, y la segunda los de los ojos izquierdos:

		Retina temporal			Axial	Retina nasal		
		30°	20°	10°		10°	20°	30°
M	Promedio	-0,57	-1,38	-1,81	-2,01	-2,02	-1,38	-0,92
	SD	1,48	1,30	1,11	1,17	1,16	1,30	1,41
	MAX	3,38	1,25	-0,38	-0,75	-0,38	0,50	1,13
	MIN	-3,25	-4,25	-4,25	-4,50	-4,63	-4,38	-4,50
J0	Promedio	-0,43	-0,35	-0,10	0,01	0,00	0,03	-0,28
	SD	0,81	0,53	0,23	0,15	0,23	0,45	0,62
	MAX	1,86	1,00	0,35	0,37	0,57	1,24	1,75
	MIN	-2,73	-1,46	-0,61	-0,24	-0,38	-0,86	-1,57
J45	Promedio	0,11	0,00	-0,01	-0,01	0,17	0,11	0,12
	SD	0,49	0,27	0,15	0,15	0,26	0,32	0,39
	MAX	1,18	0,73	0,34	0,37	0,75	0,72	1,24
	MIN	-1,60	-0,50	-0,32	-0,30	-0,19	-0,87	-0,70

Tabla 7. Valores promedios, desviaciones estándar, y máximos y mínimos (en dioptrías) de los vectores de potencia para los distintos puntos retinianos medidos de los ojos derechos.

		Retina temporal			Axial	Retina nasal		
		30°	20°	10°		10°	20°	30°
M	Promedio	-1,06	-1,81	-1,88	-2,07	-1,78	-1,20	-0,70
	SD	1,47	1,24	1,09	1,15	1,24	1,47	1,75
	MAX	1,63	-0,13	-0,50	-0,75	-0,13	-0,88	2,63
	MIN	-3,88	-5,00	-4,75	-4,63	-4,25	-4,25	-6,75
J0	Promedio	-0,69	-0,43	-0,02	0,03	0,10	0,05	-0,10
	SD	0,75	0,32	0,31	0,21	0,37	0,33	0,52
	MAX	0,86	0,17	0,75	0,37	0,74	1,12	1,11
	MIN	-2,24	-1,00	-0,62	-0,37	-0,63	-0,60	-1,08
J45	Promedio	0,21	0,16	0,06	-0,02	-0,08	-0,11	0,04
	SD	0,56	0,31	0,16	0,11	0,21	0,24	0,64
	MAX	1,55	0,91	0,49	0,26	0,33	0,40	3,09
	MIN	-0,62	-0,37	-0,37	-0,25	-0,62	-0,75	-0,57

Tabla 8. Valores promedios, desviaciones estándar y máximos y mínimos (en dioptrías) de los vectores de potencia para los distintos puntos retinianos medidos de los ojos izquierdos.

Resultados

A continuación, se muestran tres gráficos (Gráfico 1, Gráfico 2 y Gráfico 2) donde se ven representados los equivalentes esféricos (M) y las componentes J0 y J45 de ambos ojos:

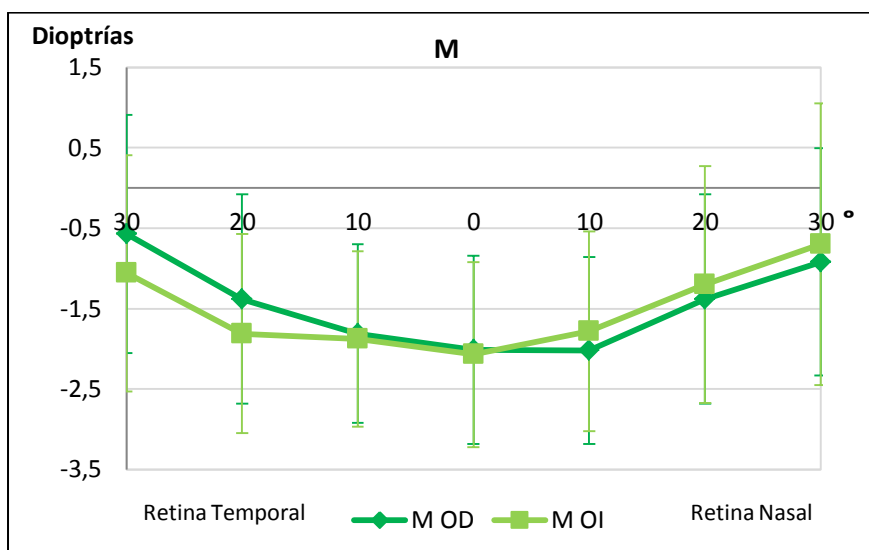


Gráfico 1. Equivalente esférico (M) de ambos ojos para los distintos puntos retinianos medidos.

En el Gráfico 1 se puede observar como a medida que nos alejamos del punto central o foveal (0°), es decir, a mayor excentricidad retiniana, los valores de equivalente esférico son menores. Esto significa que la miopía en los puntos retinianos excéntricos es menor que en la fovea. Se puede apreciar que las curvas son bastante similares para ambos ojos, sin embargo, para los ojos derechos la hemirretina nasal es más miope que la hemirretina nasal de los ojos izquierdos, y en el caso de la hemirretina temporal, ocurre lo contrario. Esta aparente asimetría entre los ojos derechos y los izquierdos no es estadísticamente significativa (test de Friedman, sig.>0,05), por lo que asumimos que los dos ojos tienen el mismo comportamiento en cuanto a refracción periférica se refiere. En cuanto a la variabilidad del error refractivo, se puede observar que la desviación estándar aumenta a medida que aumenta la excentricidad retiniana, lo que se puede achacar a la variabilidad de medida del autorrefractómetro en estas posiciones periféricas.

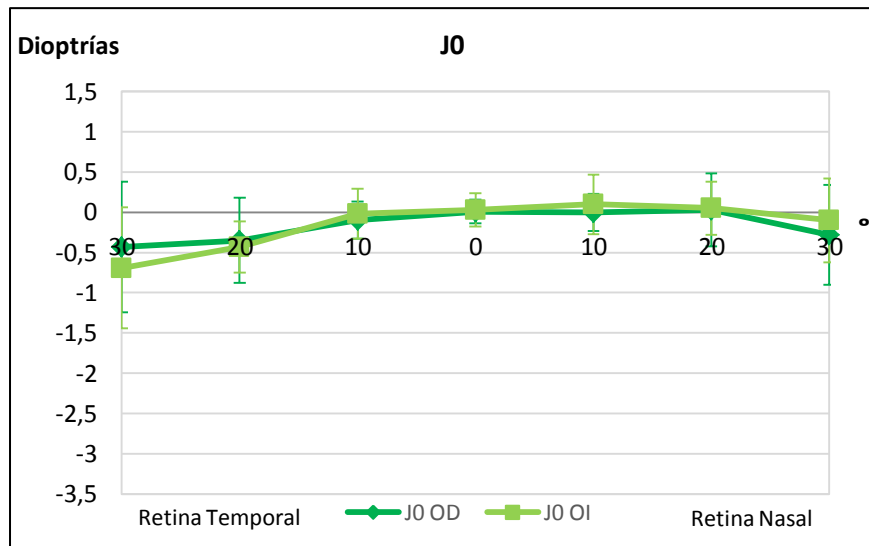


Gráfico 2. Componente J0 para los puntos retinianos medidos de los ojos derechos.

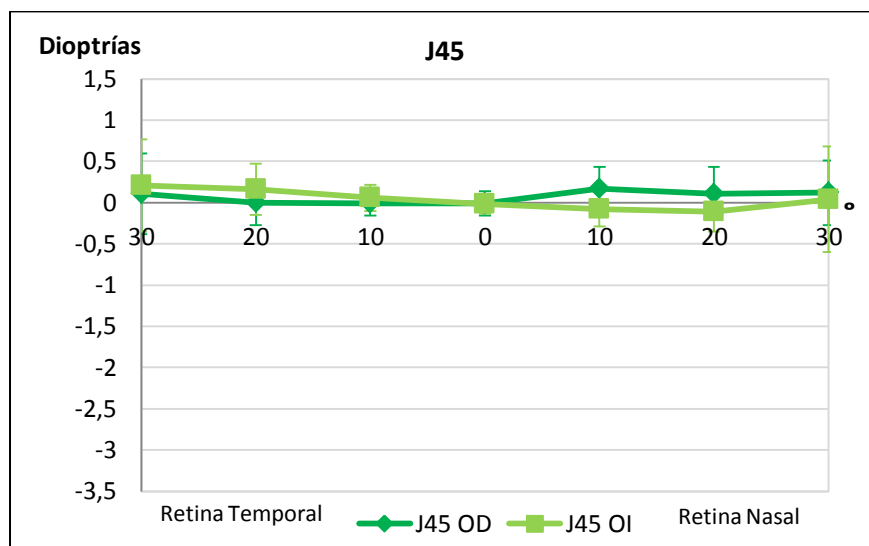


Gráfico 3. Componente J45 para los puntos retinianos medidos de los ojos izquierdos.

Con respecto al Gráfico 2, vemos que la componente J0 del astigmatismo es prácticamente nula a lo largo de la hemirretina nasal, a excepción de a los 30°, donde se hace un poco más negativa. En el caso de la hemirretina temporal, se puede apreciar como a partir de los 20° de excentricidad comienza a aumentar su valor, haciéndose más negativa. Este comportamiento es igual para ambos ojos. En cuanto al Gráfico 3, podemos observar que la componente J45 del astigmatismo es bastante estable y prácticamente nula a lo largo de todos los puntos estudiados en los dos ojos.

Error Refractivo Periférico Relativo

Para obtener el Error Refractivo Periférico Relativo (ERPR) se calcula la diferencia de la componente M en el centro foveal con la componente M en las distintas posiciones periféricas (Tabla 9 y Tabla 10). Si igualamos el valor de la componente M central a cero, un valor de ERPR >0 significará que existe una hipermetropía periférica relativa, y un valor de ERPR <0 significará que existe una miopía periférica relativa. Mediante este cálculo sería como si neutralizásemos el error refractivo foveal, por lo que se aprecia mejor el defecto refractivo periférico.

	Retina temporal			Axial	Retina nasal		
	30°	20°	10°		10°	20°	30°
Promedio	1,44	0,63	0,19	0	-0,02	0,63	1,09
SD	1,24	0,77	0,35	0	0,34	0,68	0,92
MAX	4,88	2,50	1,00	0	0,75	2,13	3,25
MIN	-0,38	-1,00	-0,50	0	-0,88	-0,63	-1,75

Tabla 9. Valores del ERPR de los ojos derechos.

	Retina temporal			Axial	Retina nasal		
	30°	20°	10°		10°	20°	30°
Promedio	1,01	0,26	0,18	0	0,29	0,86	1,36
SD	1,36	0,88	0,56	0	0,51	0,95	1,56
MAX	4,88	4,13	2,75	0	2,00	4,50	6,13
MIN	-2,25	-0,75	-0,38	0	-0,75	-0,88	-2,75

Tabla 10. Valores del ERPR de los ojos izquierdos

Si representamos los valores de estas tablas en un gráfico (

Gráfico 4), obtenemos las mismas curvas que para el Gráfico 1, pero con el error refractivo central igualado a cero:

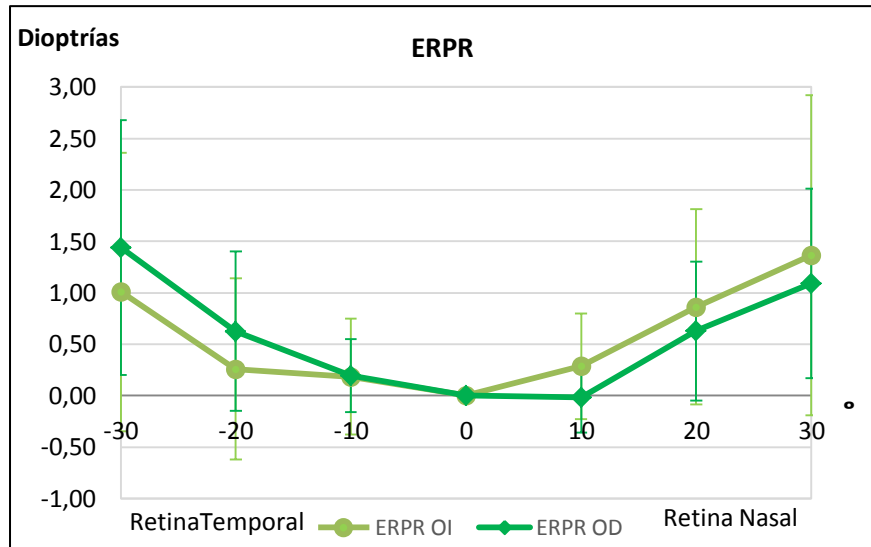


Gráfico 4. ERPR de ambos ojos para los distintos puntos retinianos medidos.

5.2. Biometría axial y periférica

Podemos separar los datos obtenidos con el biómetro en dos partes. Por un lado se han tomado medidas en eje, de las que disponemos de todos los datos biométricos axiales que da el instrumento. A continuación se muestran dos tablas con los valores promedios de cada uno, una para los ojos derechos y otra para los ojos izquierdos (Tabla 11 y Tabla 12 respectivamente):

	Promedio	SD	MAX	MIN
Longitud axial (mm)	24,31	0,68	25,27	22,66
Espesor corneal (μm)	544,42	29,40	595	482
Profundidad cámara anterior(mm)	3,36	0,22	3,88	3,02
Espesor cristalino (mm)	3,37	0,17	3,75	3,07
Radio meridiano plano (mm)	7,78	0,24	8,42	7,18
Radio meridiano curvo (mm)	7,64	0,25	8,19	6,99
Eje meridiano plano ($^{\circ}$)	86,28	80,25	179	2

Tabla 11. Datos biométricos axiales para los ojos derechos.

	Promedio	SD	MAX	MIN
Longitud axial (mm)	24,44	0,69	25,46	23,18
Espesor corneal (μm)	556,11	31,20	598	485
Profundidad cámara anterior(mm)	3,40	0,29	4	3,05
Espesor cristalino (mm)	3,38	0,16	3,70	3,04
Radio meridiano plano (mm)	7,85	0,25	8,42	7,51
Radio meridiano curvo (mm)	7,71	0,25	8,26	7,37
Eje meridiano plano ($^{\circ}$)	111,19	74,39	176	4

Tabla 12. Datos biométricos axiales para los ojos izquierdos.

Por otro lado tenemos solamente el valor de longitud ocular total para los puntos retinianos excéntricos. Los valores para ambos ojos se muestran en las siguientes tablas (Tabla 13 y Tabla 14):

		Retina temporal			Axial	Retina nasal		
		25 $^{\circ}$	20 $^{\circ}$	10 $^{\circ}$		10 $^{\circ}$	20 $^{\circ}$	30 $^{\circ}$
Biometría (mm)	Media	23,86	23,87	24,01	24,31	24,25	23,87	23,78
	SD	0,81	0,79	0,78	0,68	0,74	0,65	0,60
	MAX	24,83	24,87	24,97	25,27	25,50	24,97	24,61
	MIN	22,55	22,52	22,63	22,66	22,63	22,55	22,50

Tabla 13. Valores de longitud axial y longitudes excéntricas en los distintos puntos retinianos medidos para los ojos derechos.

		Retina temporal			Axial	Retina nasal		
		25 $^{\circ}$	20 $^{\circ}$	10 $^{\circ}$		10 $^{\circ}$	20 $^{\circ}$	30 $^{\circ}$
Biometría (mm)	Media	-	-	-	24,44	24,21	24,12	24,08
	SD	-	-	-	0,69	0,73	0,73	0,73
	MAX	-	-	-	25,46	25,56	25,47	25,43
	MIN	-	-	-	23,18	23,23	23,00	22,98

Tabla 14. Valores de longitud axial y longitudes excéntricas en los distintos puntos retinianos medidos para los ojos izquierdos.

Las casillas correspondientes a la hemirretina temporal de los ojos izquierdos aparecen en blanco ya que corresponden a los niños del colegio El Cim, a los cuales había sido imposible realizarles las medidas, tal y como se explica en el apartado de material y métodos.

A continuación se representan gráficamente los valores de longitud total de la retina de los ojos derechos (Gráfico 5), ya que son de los únicos que tenemos los valores correspondientes de las dos hemirretinas. Podemos observar que la longitud del ojo se reduce progresivamente a medida que nos alejamos de 0° a ambos lados (nasal y temporal).

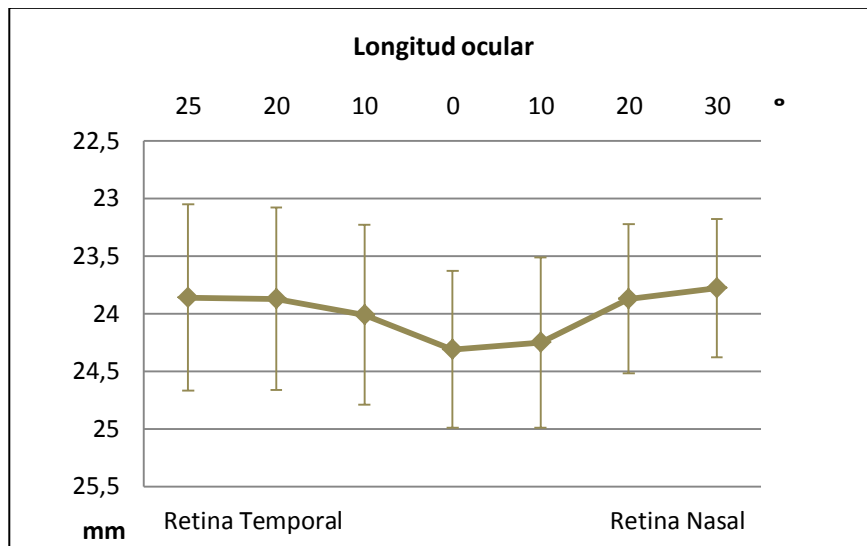


Gráfico 5. Longitud ocular de los ojos derechos en los distintos puntos medidos.

En el caso de los ojos izquierdos, solamente podemos representar en un gráfico la longitud ocular del lado nasal de la retina, ya que no disponemos de los valores temporales. Si lo hacemos (Gráfico 6), vemos que la longitud ocular, al igual que ocurre para los ojos derechos, disminuye a medida que aumenta la excentricidad retiniana.

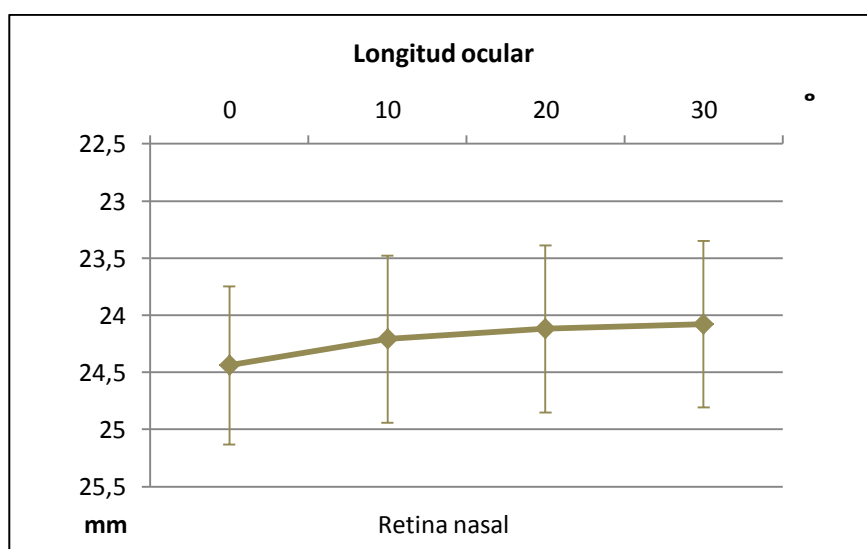


Gráfico 6. Longitud ocular de la hemirretina nasal de los ojos izquierdos.

Resultados

Si se colocan en unas gráficas de dispersión los valores del equivalente esférico y los valores de longitud axial para ambos ojos, y se crean líneas de tendencia (Gráfico 7 y Gráfico 8), se puede observar que los datos no están relacionados entre sí ($r^2=0,02$ y $r^2=0,1693$ para ojo derecho y ojo izquierdo respectivamente). De esto se deduce que la refracción no se relaciona con la longitud del ojo.

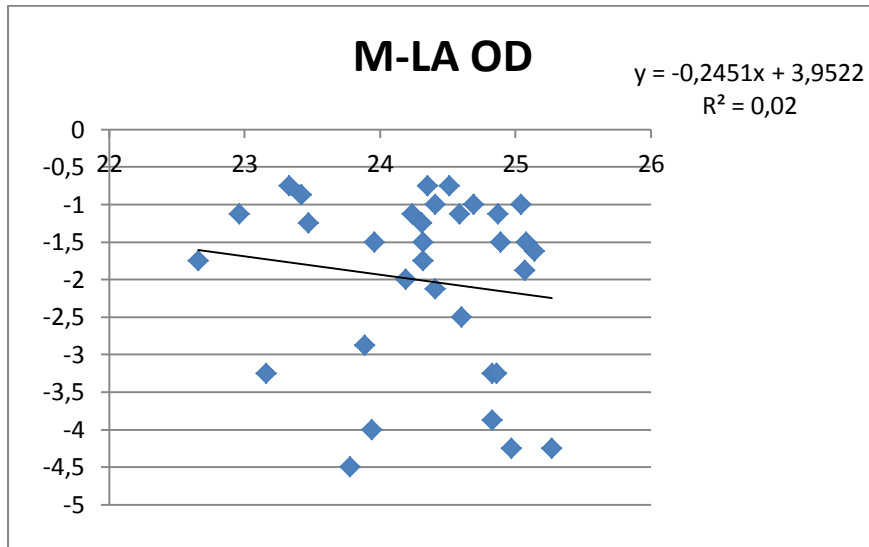


Gráfico 7. Relación entre el equivalente esférico (M) y la longitud axial de los ojos derechos.

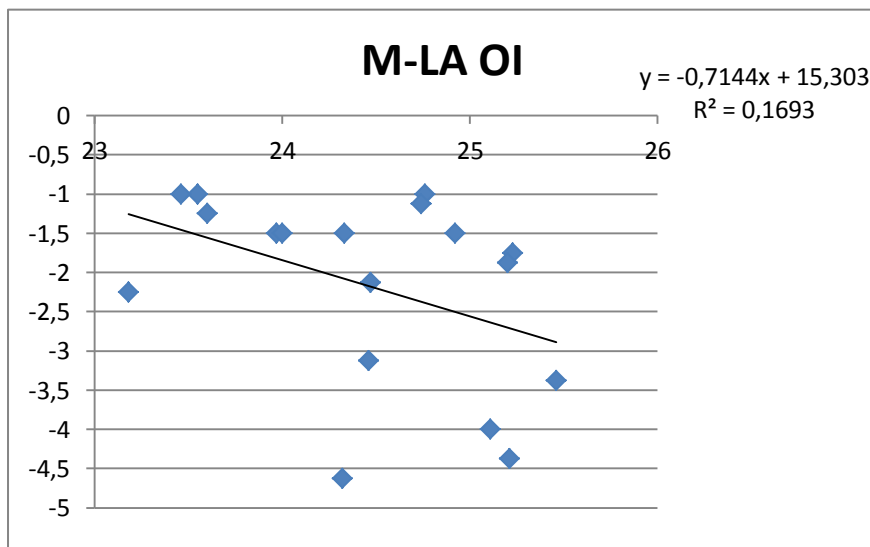


Gráfico 8. Relación entre el equivalente esférico (M) y la longitud axial de los ojos izquierdos.

5.3. Cálculo de las geometrías corneales y retinianas

Los datos obtenidos con el biómetro en eje nos dan la medida del radio de curvatura corneal de forma directa. Para calcular la forma (constante cónica) de la córnea hemos medido también las potencias corneales cuando se tomaba la medida de longitud ocular a 20° de excentricidad (Tabla 15).

	Temporal				Nasal			
	<i>Meridiano plano</i>		<i>Meridiano curvo</i>		<i>Meridiano plano</i>		<i>Meridiano curvo</i>	
	P (D)	r(mm)	P (D)	r(mm)	P (D)	r(mm)	P (D)	r(mm)
Promedio	43,28	7,80	44,73	7,55	42,69	7,92	44,65	7,57
SD	1,32	0,24	1,49	0,25	1,60	0,29	1,66	0,28
MAX	45,94	8,13	7,80	7,92	46,14	8,24	47,96	7,98
MIN	41,50	7,35	42,59	7,07	40,96	7,31	42,27	7,04

Tabla 15. Valores de radios corneales a 20° en los ojos derechos.

Los valores de potencia se pasaron a radios mediante la siguiente fórmula:

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

siendo r el radio en metros, n' el índice de refracción equivalente a la córnea que utiliza el biómetro (1,3375), n el índice de refracción del aire (1) y P el valor de la potencia en dioptrías.

Para calcular la Q_c se utiliza la siguiente ecuación:

$$Q_c = \frac{r_c^2 - r_s^2}{r_s^2 \sin^2 \theta}$$

donde r_c es el radio corneal central, r_s es el radio corneal a 20° y θ es el ángulo al que se encuentra la posición que hemos medido (20°). r_c se ha sustituido por los valores de los radios planos porque en los datos biométricos nos daba el ángulo del eje plano, que en la mayoría de sujetos coincidía con el eje horizontal, dentro de un margen de 40°, es decir, los radios estaban entre 20° por encima o por debajo de 0°. Esto no ocurría en algunos casos: en uno de ellos el eje del radio plano estaba a 90°, por lo que en este caso se le dio el valor el radio curvo a r_c , en otros casos los ejes eran oblicuos, por lo que se utilizó el promedio de los dos radios.

Como se han tomado las medidas a 20° a la izquierda y a la derecha del punto central, obtenemos dos Q_c , pero para los cálculos se empleará el promedio de estos dos valores. Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 16:

	r_c	r_s (20° Nasal)	r_s (20° Temporal)	Q_c Nasal	Q_c Temporal	Q_c media
Promedio	7,67	7,92	7,80	-0,51	-0,28	-0,40

Tabla 16. Valores calculados de Q_c .

Una vez conocemos la constante cónica de la córnea (Q_c), junto con el radio corneal y las longitudes oculares en los distintos puntos excéntricos, podemos calcular la forma de la retina. Para ello se llevará a cabo un procedimiento igual al explicado en un artículo de Atchison y Charman (2011). Los parámetros para la determinación del contorno retiniano se muestran en la Figura 19. Cabe destacar que en la figura hay una errata, ya que la coordenada retiniana se encuentra mal situada, la verdadera posición correspondería al punto donde la línea discontinua corta la curvatura retiniana.

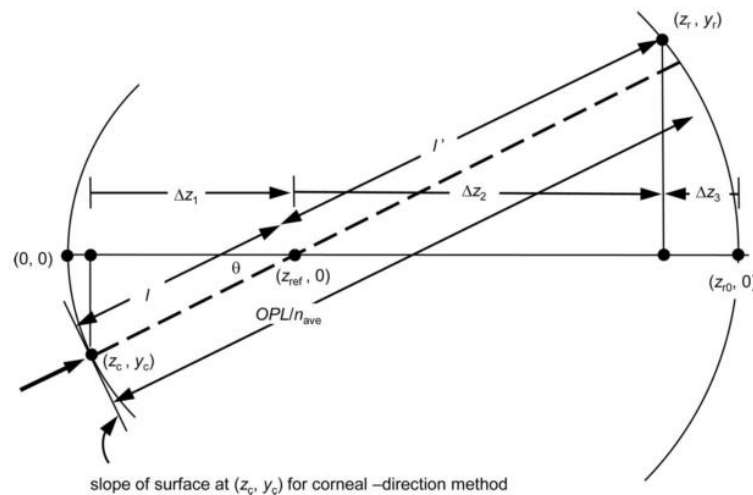


Figura 19. Parámetros para la determinación del contorno retiniano (Atchison and Charman, 2011).

Las distancias Δz_1 , Δz_2 y Δz_3 se representan con flechas, hacia la derecha para Δz_1 y Δz_2 , indicando distancias positivas, y hacia la izquierda para Δz_3 , indicando una distancia negativa. El rayo incide perpendicularmente en la córnea con un ángulo θ , las coordenadas corneales son (z_c, y_c) , y z_{ref} es la distancia desde el vértice corneal al punto de referencia, donde la prolongación del rayo cortará al eje.

Para obtener las coordenadas corneales (z_c, y_c) y las distancias z_{ref} y l , se utilizan las ecuaciones que siguen a continuación. La ecuación para calcular las coordenadas de superficie es la de un elipsoide

$$y_c^2 + (1 + Q_c)z_c^2 - 2z_cr_c = 0 \quad (1)$$

A partir de los datos conocidos r_c , Q_c y θ , se puede obtener z_c a partir de la siguiente ecuación:

$$z_c = r_c \frac{1 + \tan^2 \theta (1 + Q_c) - \sqrt{1 + \tan^2 \theta (1 + Q_c)}}{(1 + Q_c)[1 + \tan^2 \theta (1 + Q_c)]} \quad (2)$$

Una vez se obtiene el valor z_c de la ecuación anterior, se puede hallar la otra coordenada corneal, y_c :

$$y_c = \sqrt{[2z_cr_c - (1 + Q_c)z_c^2]} \quad (3)$$

Para un determinado punto fuera de eje, la distancia de la superficie al punto donde la normal corta al eje es el radio de curvatura sagital

$$r_s = \sqrt{(r_0^2 - Q_c y_c^2)} \quad (4)$$

y r_s es equivalente a la distancia l (según Figura 19). La distancia z_{ref} es

$$z_{ref} = r_c \cos \theta + z_c \quad (5)$$

La distancia desde el punto axial, correspondiente a la sagita de la córnea, al centro de referencia, es

$$\Delta z_1 = z_{ref} - z_c \quad (6)$$

La distancia supuesta del camino del rayo antes del punto de referencia es

$$l = \sqrt{(\Delta z_1^2 + y_c^2)} \quad (7)$$

La distancia supuesta del rayo después del punto de referencia está relacionada con l y con la longitud ocular por

$$l' = (\text{longitud ocular}) - l \quad (8)$$

Las componentes axiales y de altura de la posición retiniana correspondientes a l' son

$$\Delta z_2 = l' \cos \theta \quad y_r = l' \sin \theta \quad (9)$$

Resultados

donde y_r es la coordenada vertical del punto retiniano. La posición horizontal determinada de la coordenada retiniana, relativa a la posición retiniana en eje $(z_{r0}, 0)$ es

$$\Delta z_3 = -(z_{r0} - z_{ref} - \Delta z_2) \quad (10)$$

Aquí, z_{r0} es dada por la suma de las distintas longitudes de camino óptico.

Las coordenadas retinianas estimadas se ajustan a un elipsoide para obtener finalmente la forma de la retina:

$$y_r^2 + (1 + Q_r)z_r^2 - 2z_r r_{r0} = 0 \quad (11)$$

donde r_{r0} es el radio de curvatura retiniano y Q_r es la asfericidad retiniana.

Los resultados retinianos obtenidos tras aplicar este procedimiento se muestran en la siguiente tabla (siendo r^2 el coeficiente de regresión o bondad del ajuste).

Tabla 17):

	Promedio	SD	MIN	MAX
Q_r	0,087	0,098	-0,067	0,301
r_{r0}	13,076	0,948	11,360	14,724
r^2	0,987	0,008	0,974	0,999

siendo r^2 el coeficiente de regresión o bondad del ajuste.

Tabla 17. Valores obtenidos para la geometría retiniana.

Los cálculos se han realizado únicamente para las retinas de los alumnos del IES Investigador Blanxart, ya que eran los únicos de los que disponíamos los datos de la biometría de la hemirretina temporal.

A continuación podemos ver gráficamente el resultado del cálculo de las coordenadas retinianas (z_r, y_r) para unos de los casos, donde se ha ajustado una curva de segundo grado a las parejas de valores (z_r, y_r^2) según la ecuación 11:

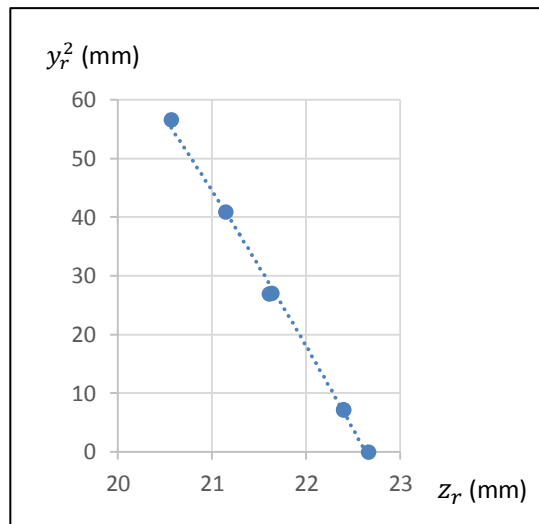


Gráfico 9. Ejemplo del resultado del cálculo de las coordenadas retinianas para uno de los casos.

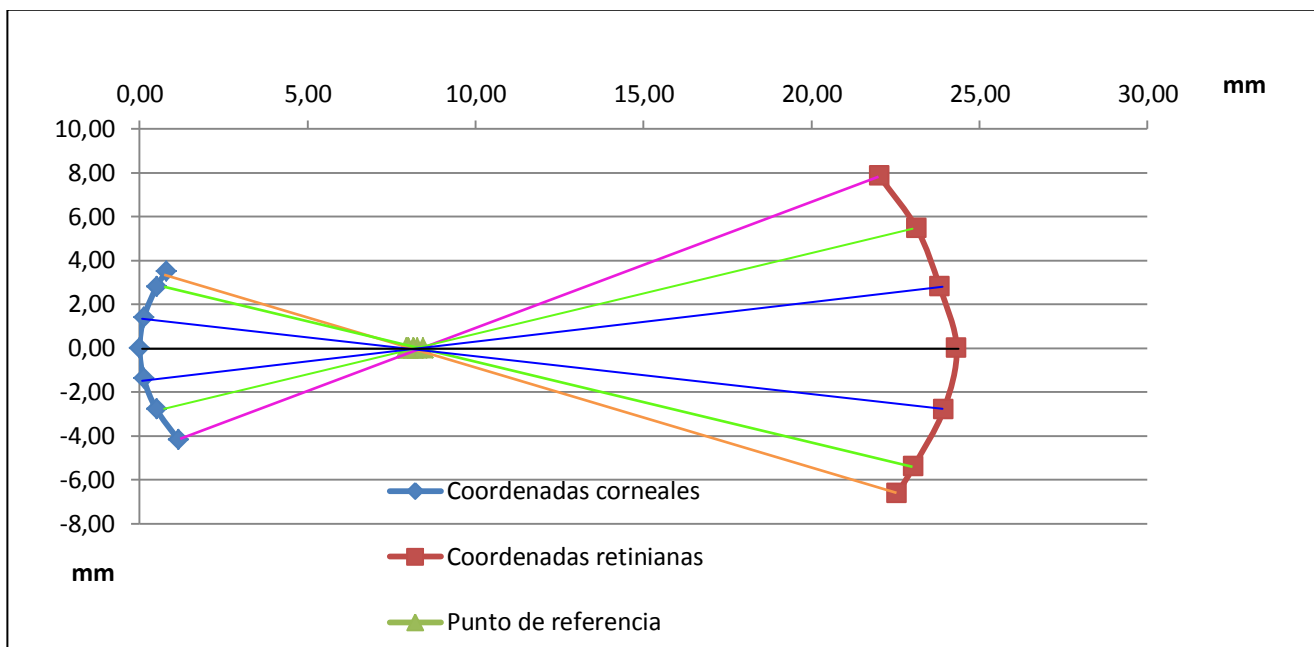


Gráfico 10. Ejemplo de obtención de la forma de la córnea y de la retina en uno de los casos.

El gráfico anterior (Gráfico 10) representa las geometrías corneal y retiniana calculadas para uno de los casos.

5.4. Creación del ojo teórico

Para crear un ojo teórico debemos introducir los datos de los parámetros oculares en el software de diseño óptico (Zemax). A continuación se muestra una tabla (Tabla 18) con los valores utilizados en Zemax:

Resultados

Superficie	Nombre	Radio	Espesor	n	Semi- Ø	Constante cónica
0	objeto	infinito	9.30958	1.336	0	0
*	Coordinate Break	-	-9.30958	-	-	-
1	RETINA	13.076	17.03558	1.336	12.00	0.087
2	CARA POST. CR	6.00	3.37	1.422	4.50	-1
3	CARA ANT. CR	-10.20	0	1.3374	4.50	-3,1316
4	PUPILA	infinito	3.36	1.3374	3.00	0
5	CARA POST. CÓRNEA	-6.30	0.54442	1.376	6.00	0
6	CARA ANT. CÓRNEA	-7.67	636.472886	1	6.00	-0,40

Tabla 18. Valores de los parámetros oculares introducidos en Zemax. Se muestran en color azul los valores obtenidos a través de la biometría.

Superficie 0

La superficie 0 se trata del objeto que utilizaremos para, a través de la posición de su imagen dada por el ojo, calcular la refracción de este. En la columna de espesor correspondiente aparece el valor de la distancia desde el objeto hasta el centro de rotación del ojo, que hemos supuesto que está a 15 mm del ápex corneal (Atchison, 2006). El índice de refracción (n) es 1,336, y corresponde con el índice de refracción del humor vítreo estándar. Al tratarse el objeto de una superficie plana su constante cónica es cero y su radio infinito.

Superficie "Coordinate Break"

Esta superficie se introduce para poder rotar el ojo respecto de su centro de curvatura, que se sitúa a 15 mm del ápex corneal.

Superficie 1

La superficie 1 la constituye la retina. Los valores de radio y constante cónica son los calculados en el apartado anterior. El espesor y el índice de refracción se corresponden con la longitud de la cámara vítrea (obtenida de las medidas biométricas) y el índice de refracción de

esta. Al semidiámetro (semi- \emptyset) se le ha asignado un valor de 12 mm, aunque esto no tiene ningún efecto a nivel óptico.

Superficie 2

Las superficie 2 se corresponde con la cara posterior del cristalino. El radio y la constante cónica asignados son valores extraídos de un estudio de Escudero-Sanz y Navarro (1999). El espesor se corresponde con el espesor del cristalino y es el valor obtenido en el promedio de las biometrías. El índice de refracción y el semidiámetro son valores estándar, coincidentes con el modelo de Escudero-Sanz y Navarro (1999).

Superficie 3

La superficie 3 se corresponde con la cara anterior del cristalino, cuyos valores de radio y constante cónica han sido extraídos del mismo estudio que los de la cara posterior. El espesor es cero, ya que la siguiente superficie se trata de la pupila y la suponemos pegada a la cara anterior del cristalino. El índice de refracción se corresponde con el índice del humor acuoso y se trata de un valor estándar, al igual que el semidiámetro.

Superficie 4

La superficie 4 la forma la pupila, cuyo radio de curvatura lógicamente es infinito, y su constante cónica cero. El espesor y el índice de refracción corresponden a valores del humor acuoso, el primero obtenido de las biometrías y el segundo estándar. Hemos supuesto un diámetro pupilar de 6 mm (semi- $\emptyset = 3$ mm), ya que la mayoría de los niños tenía una apertura similar.

Superficie 5

La superficie 5 se corresponde con la cara posterior de la córnea. El valor de su radio se ha calculado a partir del radio corneal anterior a través de una fórmula propuesta por Dunne, Royston y Barnes (1992) que los relaciona:

$$r_{c2} = 0,823 r_{c1},$$

donde r_{c2} es el radio de la cara posterior y r_{c1} el radio de la cara anterior.

La superficie se supone esférica, por eso la constante cónica es cero, al igual que hacen Escudero-Sanz y Navarro (1999) en su trabajo. El valor de espesor se corresponde con el grosor

Resultados

corneal promedio de nuestra muestra. El índice de refracción corresponde al de la córnea y se ha escogido un valor estándar, al igual que el valor de semidiámetro, que se ha supuesto 6 mm.

Superficie 6

La superficie 6 la compone la cara anterior de la córnea, cuyo radio y constante cónica hemos calculado en el apartado anterior. El semidiámetro es el mismo que el de la superficie 5 y el índice de refracción corresponde al del aire ($n=1$). En la casilla de espesor aparece el valor de la distancia (en mm), de la imagen del objeto dada por el sistema óptico del ojo, que se corresponde con el punto remoto del ojo. Si calculamos su inversa (en m) obtenemos la refracción central del ojo (en D):

$$\frac{1}{0,636472886} \approx 1,57 D$$

El valor de la distancia es un valor positivo por la dirección de la luz que hemos dispuesto, pero en realidad se trata de un error refractivo miope, ya que el punto remoto se sitúa en frente del ojo.

En la siguiente figura (Figura 20) se puede ver el cálculo que realiza el programa:

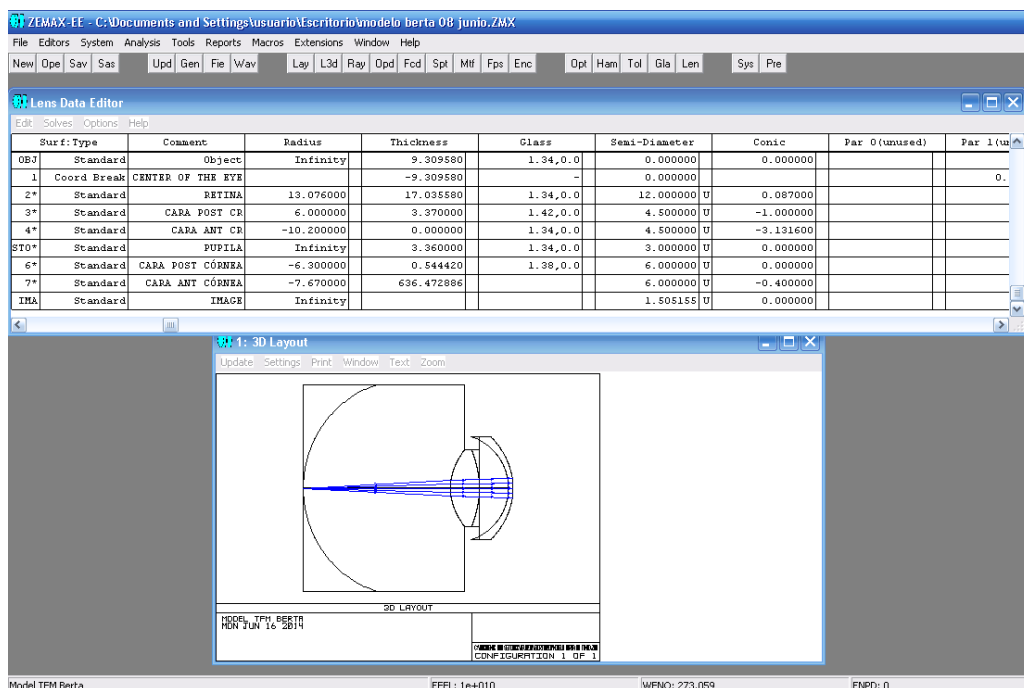


Figura 20. Cálculo de la refracción central del ojo teórico en Zemax.

Si giramos el ojo con respecto al eje Y (el eje vertical en nuestro caso), tal y como hemos hecho al medir la refracción con el autorrefractómetro, el software calculará la refracción en la periferia retiniana a los grados que se le indiquen, y podremos así comparar los comportamientos fuera de eje entre nuestro ojo teórico y los valores experimentales.

Si lo giramos 10° (Figura 21), obtenemos que la imagen del objeto se forma a 631,466555 mm, que si lo convertimos a dioptrías se corresponde con 1,58 D.

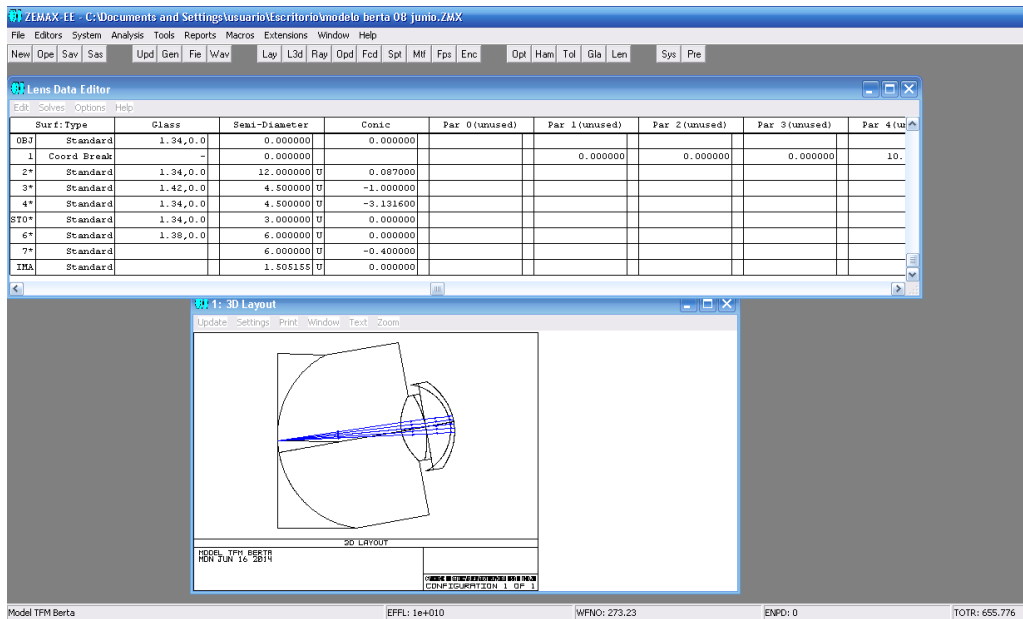


Figura 21. Cálculo de la refracción a 10° del ojo teórico en Zemax.

Si giramos el ojo 20° (Figura 22), la imagen del objeto cae a 612,261005 mm, que en dioptrías equivale a 1,63.

Resultados

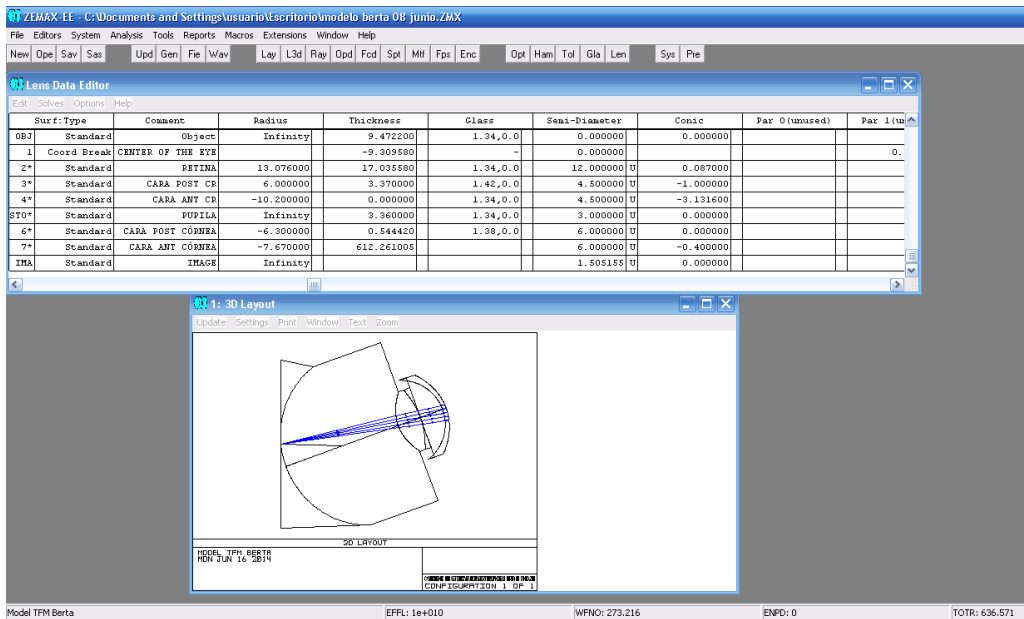


Figura 22. Cálculo de la refracción a 20° del ojo teórico en Zemax.

Por último, si giramos el ojo a 30° (Figura 23), la distancia a la imagen es de 565,430312 mm, es decir, 1,77 D.

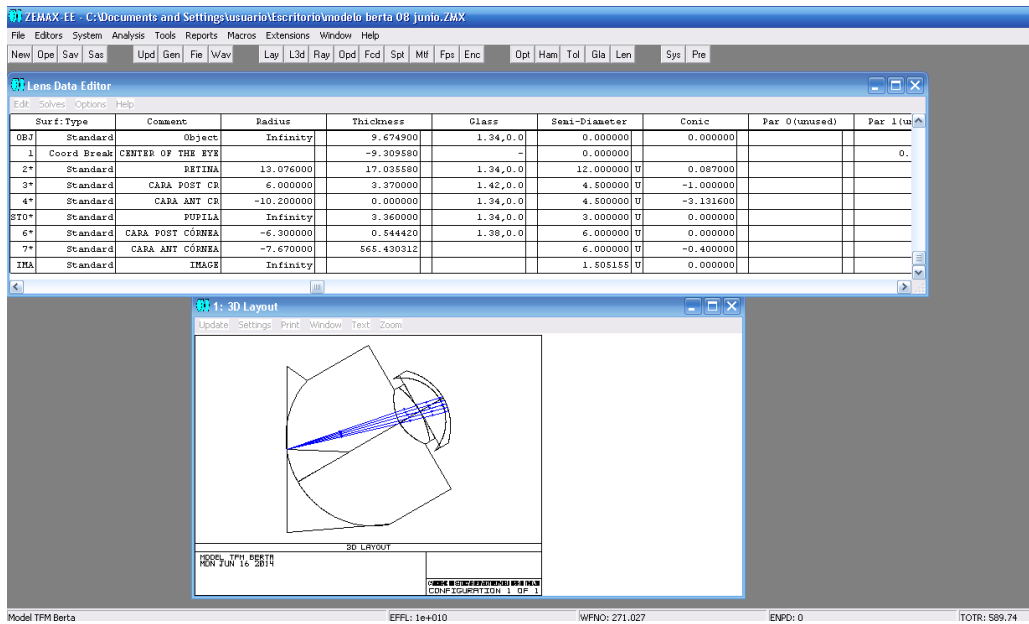


Figura 23. Cálculo de la refracción a 30° del ojo teórico en Zemax.

En resumen, los datos de la refracción axial y periférica obtenidos con Zemax han sido:

	0°	10°	20°	30°
Refracción (D)	-1,57	-1,58	-1,63	-1,77

Tabla 19. Refracción axial y periférica obtenida con Zemax.

Hay que comentar que estos valores son simétricos, es decir, iguales para retina nasal y temporal, puesto que el modelo así lo es. Como se puede contemplar en la Tabla 19, los valores se hacen mayores cuanto más nos alejamos de 0° . Si representamos los puntos en una gráfica (Gráfico 11) y los unimos, los podemos comparar con la curva del equivalente esférico promedio de la muestra del estudio:

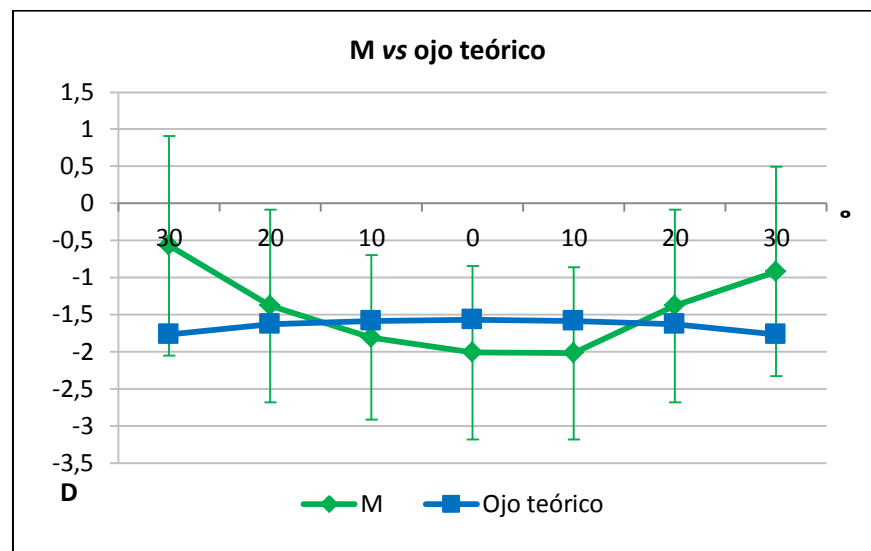


Gráfico 11. Refracción axial y periférica del equivalente esférico obtenido del promedio de la muestra y el obtenido con Zemax.

Como podíamos intuir ya, el comportamiento en la periferia entre ambos es contrario, mientras que en los datos experimentales veíamos como se producía una hipermetropía relativa periférica, en el ojo esquemático obtenido en Zemax se obtiene una miopía relativa periférica. El perfil de refracción tendría ahora una forma oblata en lugar de prolata. De todos modos, los valores para el ojo teórico se encuentran dentro de la desviación estándar del equivalente esférico. En cuanto al error refractivo central, se puede observar que es aproximadamente media dioptría menor que el de la muestra.

Resultados

6. Discusión y conclusiones

De los 182 sujetos que han participado en el estudio 46 eran miopes, es decir, en la muestra había una prevalencia de miopía del 25,3%. Este valor es levemente menor que el encontrado en niños de la misma edad ($14,5 \pm 0,9$ años) en otro estudio sobre la población mediterránea (36,56%)(García Lázaro, 2010), y mucho menor que el encontrado en otros estudios sobre niños en países asiáticos. Sin embargo, la media del error refractivo encontrado ($-2,04 \pm 1,15$ D) es similar (Lin et al., 2004). En otro estudio sobre el error refractivo en niños de diferentes etnias se encontraron prevalencias de miopía que variaban entre un 4,4% y un 18,5% (Kleinstejn et al., 2003), en este caso valores algo inferiores al encontrado en este trabajo. En cuanto al sexo, se encontró una mayor prevalencia de niñas entre los miopes (61,9%), lo cual coincide con otros estudios previos (Mutti et al., 2000, Lin et al., 2001, García Lázaro, 2010).

Refracción periférica

La forma del ojo determinada por la refracción periférica es un importante factor asociado con el error refractivo en niños. La hipermetropía relativa advertida en la periferia de la retina de los niños miopes (ver Gráfico 4) indica una forma prolata del globo ocular y por consiguiente, un diámetro axial mayor que el ecuatorial, contribuyendo así a la caracterización del ojo miope. Estos resultados coinciden con los encontrados anteriormente por varios estudios (Mutti et al., 2000, Gustafsson et al., 2001, Atchison et al., 2005). Otros modelos de ojo como los de Kooijman (1983), Escudero-Sanz y Navarro (1999) o el de Atchison (2006) también predicen cambios hipermetrópicos en la retina periférica.

En cuanto al astigmatismo periférico, se puede percibir cómo aumenta ligeramente a medida que nos alejamos de la fóvea (ver Gráfico 2 y Gráfico 3), aunque lo hace de manera asimétrica, ya que obtenemos valores más negativos en la hemirretina temporal que en la nasal. Rempt, Hoogerheide y Hoogenboom (1971) encontraron que sólo un 3,2% de los 442 sujetos que examinaron tenían una asimetría nasal-temporal significativa en su refracción periférica. Posteriormente, Millodot (1981) apuntó una asimetría en cuanto a la cantidad de astigmatismo periférico, observando también mayores magnitudes en las hemirretinas temporales, siendo este hallazgo sólo significativo hasta los 30° de excentricidad. Más recientemente Logan et al. (2004) y Faria-Ribeiro et al. (2013) advirtieron también diferencias significativas, observando valores más positivos en la mitad nasal y sugiriendo que esta puede

ser más importante en términos de control del crecimiento ocular, aunque la razón por la cual esto puede ser así no está del todo clara.

El poder en detectar cambios en la periferia retiniana debería ser mayor cuanto mayor sea el ángulo de excentricidad medido. Sin embargo, se ha escogido medir hasta 30° por dos razones: (1) porque es más factible obtener medidas con el autorrefractómetro, y (2) porque en caso de que haya diferencias significativas, un ángulo de 30° es lo suficientemente amplio como para detectarlas. Diversos autores que han estudiado la retina periférica hasta ángulos de 60° de excentricidad, como Millodot (1981) o Charman y Jennings (1982), han sugerido que el equivalente esférico en zonas tan extremas tiende a converger en los diferentes errores refractivos, lo que significa que hacia el ecuador del ojo todos los individuos de los distintos grupos refractivos tienen un diámetro similar.

Biometría

Como se puede contemplar en los gráficos Gráfico 5 y Gráfico 6, la longitud del ojo es más corta hacia la periferia, lo que se relacionaría con una periferia retiniana en la que la imagen focaliza por detrás. Sin embargo, si se representan en un gráfico de dispersión los valores de equivalente esférico axial y los valores de longitud axial (Gráfico 7 y Gráfico 8), no existe una buena correlación entre ellos, ya que no se ajustan bien a la línea de tendencia ($r^2=0,02$; $r^2=0,1693$). Este resultado apoya el origen multifactorial de la miopía, ya que aunque en promedio los ojos miopes son más largos que los emétopes, esta no es la única causa de la miopía. Si lo fuese habría una correlación entre la longitud axial y la refracción.

Geometrías corneales y retinianas

Hemos determinado, además de las medidas habituales axiales, las medidas de la constante cónica de la córnea y de la retina, así como el radio de la retina con el biómetro. Las medidas de los parámetros corneales y retinianos han resultado complejos, pero con la ayuda de los medios de cálculo electrónicos hemos podido obtener un buen número de parámetros útiles.

En este apartado hemos identificado un punto a mejorar, la medida de la constante cónica de la córnea. En nuestro método hemos tomado únicamente dos medidas (a 20° y a -20°) de la potencia corneal debido a que las pruebas fueron realizadas en un entorno de revisión visual "rápida" (un centenar de niños en tres mañanas). Con un poco más de tiempo se podrían tomar medidas de la potencia corneal a diversos ángulos y ajustar la constante cónica de la córnea de la misma forma que la de la retina.

Ojo teórico en Zemax

Los valores calculados por el software de diseño óptico se encuentran dentro de la desviación estándar de los valores promedios del equivalente esférico. Pese a esto, la refracción central obtenida en nuestro modelo de ojo no se corresponde exactamente con la media de la muestra del estudio (-1,57 D frente a -2,01 D), al igual que la refracción en la periferia, que se comporta de modo contrario. En lugar de obtener una refracción periférica relativa más hipermetrópea a medida que aumenta la excentricidad retiniana, obtenemos una refracción periférica relativa miope.

Lógicamente, la precisión anatómica es muy importante a la hora de modelar la visión, por este motivo en el modelo de ojo desarrollado se representan todas las superficies refractivas, permitiendo así variar cada parámetro particular en caso de que fuese necesario.

Para finalizar el trabajo identificaremos algunas de las razones por las cuales el comportamiento refractivo del ojo teórico calculado es distinto a los valores reales, lo que permitirá, en trabajos posteriores, mejorar el modelo:

- ✘ Los radios de curvatura y constantes cónicas asociadas a la cara anterior y posterior del cristalino se corresponden con valores obtenidos por Escudero-Sanz y Navarro (1999), y no con los valores reales de la muestra. Estos parámetros del cristalino, tal y como hemos visto en el capítulo 2.2.3., influyen de manera especial en el perfil periférico hipermetrópico de refracción (Mutti et al., 2000).
- ✘ El índice de refracción del cristalino se ha tomado como uniforme. Este aspecto se podría mejorar con un perfil GRIN del índice de refracción.
- ✘ Haber extrapolado la constante cónica de la cara anterior de la córnea a partir de los radios corneales centrales y de sólo un punto de excentricidad (20°) a cada lado del ápex.
- ✘ Suponer la cara posterior de la córnea esférica, aunque este parámetro tiene poca influencia ya que el salto de índice es pequeño.
- ✘ Utilizar valores de índices de refracción estándar. Aunque habitualmente estos valores se toman como estándares, se ha visto que pequeños cambios en sus valores

producen cambios relativamente importantes en la refracción ocular (Alba-Bueno and Millán, 2011).

Referencias bibliográficas

Alba-Bueno, F., Millán, M.S. (2011). Defocus Correction in the Optical System of the Eye: Unconventional Degrees of Freedom. *Journal of Biomedical Optics* 16 (1): 016010.

Allen, P.M., O'Leary, D.J. (2006). Accommodation Functions: Co-Dependency and Relationship to Refractive Error. *Vision Research* 46 (4) (February): 491–505.

Almeida, M.S., Carvalho, L.A. (2007). Different Schematic Eyes and Their Accuracy to the *in vivo* Eye: A Quantitative Comparison Study. *Brazilian Journal of Physics* 37 (2): 378–387.

Anstice, N.S., Phillips, J.R. (2011). Effect of Dual-Focus Soft Contact Lens Wear on Axial Myopia Progression in Children. *Ophthalmology* 118 (6) (June): 1152–61.

Artal, P., Derrington, A.M., Colombo, E. (1995). Refraction, Aliasing, and the Absence of Motion Reversals in Peripheral Vision. *Vision Research* 35 (7): 939–947.

Atchison, D.A. (2006). Optical Models for Human Myopic Eyes. *Vision Research* 46 (14) (July): 2236–50.

Atchison, D.A., Charman, W.N. (2011). Can Partial Coherence Interferometry Be Used to Determine Retinal Shape? *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 88 (5) (May): E601–7.

Atchison, D.A., Mathur, A., Varnas, S.R. (2013). Visual Performance with Lenses Correcting Peripheral Refractive Errors. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 90 (11) (November): 1304–11.

Atchison, D.A., Pritchard, N., Schmid, K.L. (2006). Peripheral Refraction along the Horizontal and Vertical Visual Fields in Myopia. *Vision Research* 46 (8-9) (April): 1450–8.

Atchison, D.A., Pritchard, N., Schmid, K.L., Scott, D.H., Jones, C.E., Pope, J.M. (2005). Shape of the Retinal Surface in Emmetropia and Myopia. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 46 (8) (August): 2698–707.

Atchison, D.A., Smith, G. Optics of the human eye. Butterworth Heinemann. Edinburgh, 2000.

Referencias bibliográficas

Atkinson, J., Anker, S., Bobier, W., Braddick, O., Durden, K., Nardini, M., Watson, P. (2000). Normal Emmetropization in Infants with Spectacle Correction for Hyperopia. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 41 (12) (November): 3726–31.

Bailey, M.D., Sinnott, L.T., Mutti, D.O. (2008). Ciliary Body Thickness and Refractive Error in Children. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 49 (10) (October): 4353–60.

Bakaraju, R.C., Ehrmann, K., Falk, D., Ho, A., Papas, E. (2010). Physical Human Model Eye and Methods of Its Use to Analyse Optical Performance of Soft Contact Lenses. *Optics Express* 18 (16) (August 2): 16868–82.

Bakaraju, R.C., Ehrmann, K., Falk, D., Ho, A., Papas, E. (2008). Pantoscopic Tilt in Spectacle-Corrected Myopia and Its Effect on Peripheral Refraction. *Ophthalmic & Physiological Optics: The Journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)* 28 (6) (November): 538–49.

Barry Eiden, S., Davis, R.L., Bennet, E.S., Dekinder, J.O. (2009). Stabilization of Myopia through Accelerated Reshaping Technologies. *Contact Lens Spectrum*.

Bayramlar, H., Cekiç, O., Hepşen, I.F. (1999). Does Convergence, Not Accommodation, Cause Axial-Length Elongation at near? A Biometric Study in Teens. *Ophthalmic Research* 31 (4) (January): 304–8.

Berntsen, D.A., Sinnott, L.T., Mutti, D.O., Zadnik, K. (2012). A Randomized Trial Using Progressive Addition Lenses to Evaluate Theories of Myopia Progression in Children with a High Lag of Accommodation. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 53 (2) (February): 640–9.

Berntsen, D.A., Sinnott, L.T., Mutti, D.O., Zadnik, K., and The CLEERE Study Group. (2011). Accommodative Lag and Juvenile-Onset Myopia Progression in Children Wearing Refractive Correction. *Vision Research* (9): 1039–1046.

Blacker, A., Mitchell, G.L., Bullimore, M.A., Long, B., Dillehay, S.M., Bergenske, P., Donshik, P., et al. (2009). Myopia Progression over Three Years of Soft Contact Lens Wear. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry*; 86 (10) (October): 1150–1153.

Brown, N.P., Koretz, J.F., Bron, A.J. (1999). The Development and Maintenance of Emmetropia. *Eye* 13 (Pt 1) (January): 83–92.

Charman, W.N., Jennings, J.A. (1982). Ametropia and Peripheral Refraction. *American Journal of Optometry and Physiological Optics* 59 (11) (November): 922–3.

Charman, W.N., Mountford, J., Atchison, D.A., Markwell, E.L. (2006). Peripheral Refraction in Orthokeratology Patients. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 83 (9) (September): 641–8.

Charman, W.N., Radhakrishnan, H. (2010). Peripheral Refraction and the Development of Refractive Error: A Review. *Ophthalmic & Physiological Optics: The Journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)* 30 (4) (July): 321–38.

Chen, Z., Niu, L., Xue, F., Qu, X., Zhou, Z., Zhou, X., Chu, R. (2012). Impact of Pupil Diameter on Axial Growth in Orthokeratology. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 89 (11) (November): 1636–40.

Cho, P., Cheung, S.W., Edwards, M. (2005). The Longitudinal Orthokeratology Research in Children (LORIC) in Hong Kong: A Pilot Study on Refractive Changes and Myopic Control. *Current Eye Research* 30 (1) (January): 71–80.

Cho, P., Cheung, S.W. (2012). Retardation of Myopia in Orthokeratology (ROMIO) Study: A 2-Year Randomized Clinical Trial. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 53 (11) (October): 7077–85.

Cruysberg, L. P. J., Doors, M., Verbakel, F., Berendschot, T.T.J.M., De Brabander, J., Nuijts, R.M.M.A. (2010). Evaluation of the Lenstar LS 900 Non-Contact Biometer. *The British Journal of Ophthalmology* 94 (1) (January): 106–10.

Davies, L.N., Mallen, E.A.H., Wolffsohn, J.S., Gilmartin, B. (2003). Clinical Evaluation of the Shin-Nippon NVision-K 5001/Grand Seiko WR-5100K Autorefractor. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 80 (4) (April): 320–4.

Díaz, A. (2013). Caracterització de la refracció perifèrica en infants. Facultat d'Òptica i Optometria de Terrassa, Universitat Politècnica de Catalunya.

Referencias bibliográficas

Dunne, M.C., Royston, J.M., Barnes, D.A. (1992). Normal Variations of the Posterior Corneal Surface. *Acta Ophthalmologica* 70 (2) (April): 255–61.

El Chehab, H., Giraud, J.M., Le Corre, A., Chave, N., Durand, F., Kuter, S., Ract-Madoux, G., Swalduz, B., Mourgues, G., Dot, C. (2011). Comparison between Lenstar LS 900 Non-Contact Biometry and OcuScan RXP Contact Biometry for Task Delegation. *Journal Français D'ophtalmologie* 34 (3) (March): 175–80.

Escudero-Sanz, I., Navarro, R. (1999). Off-Axis Aberrations of a Wide-Angle Schematic Eye Model. *Journal of the Optical Society of America. A, Optics, Image Science, and Vision* 16 (8) (August): 1881–91.

Faria-Ribeiro, M., Queirós, A., Lopes-Ferreira, D., Jorge, J., González-Méijome, J.M. (2013). Peripheral Refraction and Retinal Contour in Stable and Progressive Myopia. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 90 (1) (January): 9–15.

Fedtke, C., Ehrmann, K., Holden, B.A. (2009). A Review of Peripheral Refraction Techniques. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 86 (5) (May): 429–46.

Flitcroft, D.I. (2013). Is Myopia a Failure of Homeostasis? *Experimental Eye Research* 114 (September): 16–24.

Foster, P.J., Jiang, Y. (2014). Epidemiology of Myopia. *Eye* 28 (2) (January 10): 202–8.

García, S. (2010). Prevalencia Refractiva En Una Población Mediterránea Española. *Gaceta Óptica* 448 (ISSN 0210-5284): 34–38.

Garner, L.F., Meng, C.K., Grosvenor, T.P., Mohidin, N. (1990). Ocular Dimensions and Refractive Power in Malay and Melanesian Children. *Ophthalmic & Physiological Optics: The Journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)* 10 (3) (July): 234–8.

Goss, D.A., Cox, V.D., Herrin-Lawson, G.A., Nielsen, E.D., Dolton, W.A. (1990). Refractive Error, Axial Length, and Height as a Function of Age in Young Myopes. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 67 (5) (May): 332–8.

Grosvenor, T. (1987). A Review and a Suggested Classification System for Myopia on the Basis of Age-Related Prevalence and Age of Onset. *American Journal of Optometry and Physiological Optics* 64 (7) (July): 545–54.

Gustafsson, J., Terenius, E., Buchheister, J., Unsbo, P. (2001). Peripheral Astigmatism in Emmetropic Eyes. *Ophthalmic & Physiological Optics: The Journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)* 21 (5) (September): 393–400.

Guthrie, S., Woods, J., Keir, N., Dillehay, S., Tyson, M., Griffin, R., Fonn, D., Jones, L., Irving, E. (2011). Controlling Lens Induced Myopia in Chickens with Peripheral Lens Design. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 88.

Gwiazda, J. (2003). A Randomized Clinical Trial of Progressive Addition Lenses versus Single Vision Lenses on the Progression of Myopia in Children. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 44 (4) (April 1): 1492–1500.

Gwiazda, J., Hyman, L., Hussein, M., Everett, D., Norton, T.T., Kurtz, D., Leske, M.C., Manny, R., Marsh-Tootle, W., Scheiman, M. (2003). A Randomized Clinical Trial of Progressive Addition Lenses versus Single Vision Lenses on the Progression of Myopia in Children. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 44 (4) (April): 1492–500.

Hess, R.F., Schmid, K.L., Dumoulin, S.O., Field, D.J., Brinkworth, D.R. (2006). What Image Properties Regulate Eye Growth? *Current Biology: CB* 16 (7) (April 4): 687–91.

Ho, Wing-Cheung, On-Ying Wong, Yuen-Chi Chan, Sze-Wai Wong, Chea-Su Kee, Henry Ho-Lung Chan. (2012). Sign-Dependent Changes in Retinal Electrical Activity with Positive and Negative Defocus in the Human Eye. *Vision Research* 52 (1) (January 1): 47–53.

Hodos, W., Kuenzel, W.J. (1984). Retinal-Image Degradation Produces Ocular Enlargement in Chicks. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 25 (6) (June): 652–9.

Holden, B.A., Sankaridurg, P., Lazon De la Jara, P., Ho, A., Smith, E.L., Chen, X., Lin, J., Naduvilath, T., Ge, J., et al. (2011). Central and peripheral visual performance of a novel contact lens designed to control progression of myopia. *Investigative ophthalmology & visual science*.

Referencias bibliográficas

Howell, E. Three year longitudinal follow-up data on a clinical trial of the efficacy of multifocal contact lenses for myopia control. School of Optometry & Vision Science, University of NSW, Sydney, Australia.

Huang, Jin-hai, Xin Yang, Qin-mei Wang, Shi-ming Cheng, and Jie Chen. (2012). Comparison of Lenstar and IOLMaster for Intraocular Lens Power Calculation. *Chinese Journal of Ophthalmology* 48 (11) (November): 1005–10.

Jacobi, F.K., Pusch, C.M. (2010). A Decade in Search of Myopia Genes. *Frontiers in Bioscience* 15 (January): 359–72.

Jang, M., Kim, D., Baik, H., Baek, S., Kim, H., Mah, K. (2010). Two year follow up of refractive error progression and optical component changes of colleague students. http://download.lww.com/wolterskluwer_vitalstream_com/PermaLink/OPX/A/OPX_88_3_2010_12_23_ZADNIK_201288_SDC5.pdf

Jones, L.A., Mitchell, G.K., Mutti, D.O., Hayes, J.R., Moeschberger, M.L., Zadnik, K. (2005). Comparison of Ocular Component Growth Curves among Refractive Error Groups in Children. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 46 (7) (July): 2317–27.

Kakita, T., Hiraoka, T., Oshika, T. (2011). Influence of Overnight Orthokeratology on Axial Elongation in Childhood Myopia. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 52 (5) (April): 2170–4.

Kang, P., Swarbrick, H. (2011). Peripheral Refraction in Myopic Children Wearing Orthokeratology and Gas-Permeable Lenses. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 88 (4) (April): 476–82.

Kleinstejn, R.N., Jones, L.A., Hullett, S., Kwon, S., Lee, R.J., Friedman, N.E., Manny, R.E., Mutti, D.O., Yu, J.A., Zadnik, K. (2003). Refractive Error and Ethnicity in Children. *Archives of Ophthalmology* 121 (8) (August): 1141–7.

Kollbaum, P.S., Jansen, M.E., Tan, J., Meyer, D.M., Rickert, M.E. (2013). Vision Performance with a Contact Lens Designed to Slow Myopia Progression. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 90 (3) (March): 205–14.

Kołodziejczyk, W., Gałecki, T., Łazicka-Gałecka, M., Szaflik, J. (2011). Comparison of the Biometric Measurements Obtained Using Noncontact Optical Biometers LenStar LS 900 and IOL Master V.5. *Klinika Oczna* 113 (1-3) (January): 47–51.

Kooijman, A.C. (1983). Light Distribution on the Retina of a Wide-Angle Theoretical Eye. *Journal of the Optical Society of America* 73 (11) (November): 1544–50.

Lam, C.S.Y., Tang, W.C., Tse, D.Y., Tang, Y.Y., and To, T.H. (2014). Defocus Incorporated Soft Contact (DISC) Lens Slows Myopia Progression in Hong Kong Chinese Schoolchildren: A 2-Year Randomised Clinical Trial. *The British Journal of Ophthalmology* 98 (1) (January): 40–45.

Lee, T.T., Cho, P. (2012). Repeatability of Relative Peripheral Refraction in Untreated and Orthokeratology-Treated Eyes. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 89 (10) (October): 1477–86.

Lin, L.L.K., Shih, Y.F., Hsiao, C.K., Chen, C.J. (2004). Prevalence of Myopia in Taiwanese Schoolchildren: 1983 to 2000. *Annals of the Academy of Medicine, Singapore* 33 (1) (January): 27–33.

Lin, L.L., Shih, Y.F., Hsiao, C.K., Chen, C.J., Lee, L.A., Hung, P.T. (2001). Epidemiologic Study of the Prevalence and Severity of Myopia among Schoolchildren in Taiwan in 2000. *Journal of the Formosan Medical Association = Taiwan Yi Zhi* 100 (10) (October): 684–91.

Lin, Z., Martinez, A., Chen, X., Li, L., Sankaridurg, P., Holden, B.A., Ge, J. (2010). Peripheral Defocus with Single-Vision Spectacle Lenses in Myopic Children. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 87 (1) (January): 4–9.

Liou, H.I., Brennan, N.A. (1997). Anatomically Accurate , Finite Model Eye for Optical Modeling. *Journal of the Optical Society of America A* 14 (8): 1684–1695.

Liu, Y., Wildsoet, C. (2011). The Effect of Two-Zone Concentric Bifocal Spectacle Lenses on Refractive Error Development and Eye Growth in Young Chicks. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 52 (2) (February): 1078–86..

Liu, Y., Wildsoet, C. (2012). The Effective Add Inherent in 2-Zone Negative Lenses Inhibits Eye Growth in Myopic Young Chicks. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 53 (8) (January): 5085–93.

Referencias bibliográficas

Logan, N.S. (2004). Posterior Retinal Contour in Adult Human Anisomyopia. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 45 (7) (July 1): 2152–2162.

Lopes-Ferreira, D., Ribeiro, C., Maia, R., García-Porta, N., Queirós, A., Villa-Collar, C., González-Méijome, J.M. (2011). Peripheral Myopization Using a Dominant Design Multifocal Contact Lens. *Journal of Optometry* 4 (1) (January): 14–21.

Lopes-Ferreira, D., Ribeiro, C., Neves, H., Faria-Ribeiro, M., Queirós, A., Villa-Collar, C., Jorge, J., González-Méijome, J.M. (2013). Peripheral Refraction with Dominant Design Multifocal Contact Lenses in Young Myopes. *Journal of Optometry* 6 (2): 85–94.

Lundström, L., Mira-Agudelo, A., Artal, P. (2009). Peripheral Optical Errors and Their Change with Accommodation Differ between Emmetropic and Myopic Eyes. *Journal of Vision* 9 (6): 17, 1–11.

Mathur, A., Atchison, D.A. (2013). Peripheral Refraction Patterns out to Large Field Angles. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 90 (2): 140–7.

McFadden, S.A., Howlett, M.H.C., Mertz, J.R. (2004). Retinoic Acid Signals the Direction of Ocular Elongation in the Guinea Pig Eye. *Vision Research* 44 (7) (March): 643–53.

Millodot, M. (1981). Effect of Ametropia on Peripheral Refraction. *American Journal of Optometry and Physiological Optics* 58 (9) (September): 691–5.

Mutti, D.O., Sholtz, R.I., Friedman, N.E., Zadnik, K. (2000). Peripheral Refraction and Ocular Shape in Children. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 41 (5) (April): 1022–30.

Mutti, D.O. (2007). To Emmetropize or Not to Emmetropize? The Question for Hyperopic Development. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 84 (2) (February): 97–102.

Mutti, D.O. (2010). Hereditary and Environmental Contributions to Emmetropization and Myopia. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 87 (4) (April): 255–9.

Mutti, D.O., Hayes, J.R., Mitchell, G.L., Jones, L.A., Moeschberger, M.L., Cotter, S.A., Kleinstein, R.N., Manny, R.E., for the CLEERE Study Group (2007). Refractive Error , Axial Length , and Relative Peripheral Refractive Error before and after the Onset of Myopia. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 48 (6) (June): 2510–2519.

Mutti, D.O., Mitchell, G.L., Jones, L.A., Friedman, N.E., Frane, S.L., Lin, W.K., Moeschberger, M.L., Zadnik, K. (2004). Refractive Astigmatism and the Toricity of Ocular Components in Human Infants. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 81 (10) (October): 753–61.

Myrowitz, E.H. (2012). Juvenile Myopia Progression, Risk Factors and Interventions. *Saudi Journal of Ophthalmology : Official Journal of the Saudi Ophthalmological Society* 26 (3) (July): 293–7.

Navarro, R., González, L., Hernández-Matamoros, J.L. (2006). On the Prediction of Optical Aberrations by Personalized Eye Models. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 83 (6): 371–381.

Oliveira, C., Tello, C., Liebmann, J.M., Ritch, R. (2005). Ciliary Body Thickness Increases with Increasing Axial Myopia. *American Journal of Ophthalmology* 140 (2) (August): 324–5.

Queirós, A., González-Méijome, J.M., Jorge, J., Villa-Collar, C., Gutiérrez, A.R. (2010). Peripheral Refraction in Myopic Patients after Orthokeratology. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 87 (5) (May): 323–9.

Rempt, F., Hoogerheide, J., Hoogenboom, W.P. (1971). Peripheral Retinoscopy and the Skiagram. *Ophthalmologica. Journal International D'ophtalmologie. International Journal of Ophthalmology. Zeitschrift Für Augenheilkunde* 162 (1) (January): 1–10.

Rose, K.A., Morgan, I.G., Ip, J., Kifley, A., Huynh, S., Smith, W., Mitchell, P. (2008). Outdoor Activity Reduces the Prevalence of Myopia in Children. *Ophthalmology* 115 (8) (August): 1279–85.

Sankaridurg, P., Holden, B.A., Smith, E., Naduvilath, T., Chen, X., Lazon de la Jara, P., Martinez, A., et al. (2011). Decrease in Rate of Myopia Progression with a Contact Lens Designed to Reduce Relative Peripheral Hyperopia: One-Year Results. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 52 (13) (January): 9362–7.

Referencias bibliográficas

Santodomingo-Rubido, J., Villa-Collar, C., Gilmartin, B., Gutiérrez-Ortega, R. (2013). Myopia Control with Orthokeratology Contact Lenses in Spain: A Comparison of Vision-Related Quality-of-Life Measures between Orthokeratology Contact Lenses and Single-Vision Spectacles. *Eye & Contact Lens* 39 (2) (March): 153–7.

Saunders, K.J., Woodhouse, J.M., Westall, C.A. (1995). Emmetropisation in Human Infancy: Rate of Change Is Related to Initial Refractive Error. *Vision Research* 35 (9) (May): 1325–8.

Saw, S.M., Katz, J., Schein, O.D., Chew, S.J., and Chan, T.K. (1996). Epidemiology of Myopia. *Epidemiol. Rev.* 18: 175–187.

Shen, J., Thibos, L.N. (2009). Measuring Ocular Aberrations and Image Quality in Peripheral Vision with a Clinical Wavefront Aberrometer. *Clinical & Experimental Optometry : Journal of the Australian Optometrical Association* 92 (3) (May): 212–22.

Shih, Y.F., Hsiao, C.K., Chen, C.J., Chang, C.W., Hung, P.T., Lin, L.L. (2001). An Intervention Trial on Efficacy of Atropine and Multi-Focal Glasses in Controlling Myopic Progression. *Acta Ophthalmologica Scandinavica* 79 (3) (June): 233–6.

Smith, E.L. (2011). Prentice Award Lecture 2010: A Case for Peripheral Optical Treatment Strategies for Myopia. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 88 (9) (September): 1029–44.

Smith, E.L., Campbell, M.C.W., Irving, E. (2013). Does Peripheral Retinal Input Explain the Promising Myopia Control Effects of Corneal Reshaping Therapy (CRT or Ortho-K) & Multifocal Soft Contact Lenses? *Ophthalmic & Physiological Optics: The Journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)* 33 (3) (May): 379–84.

Smith, E.L., Kee, C.S., Ramamirtham, R., Qiao-Grider, Y., Hung, L.F. (2005). Peripheral Vision Can Influence Eye Growth and Refractive Development in Infant Monkeys. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 46 (11) (November): 3965–72.

Smith, E.L., Ramamirtham, R., Qiao-Grider, Y., Hung, L.F., Huang, J., Kee, C.S., Coats, D., Paysse, E. (2007). Effects of Foveal Ablation on Emmetropization and Form-Deprivation Myopia. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 48 (9) (September): 3914–22.

Sng, C.C.A., Lin, X.Y., Gazzard, G., Chang, B., Dirani, M., Chia, A., Selvaraj, P., et al. (2011). Peripheral Refraction and Refractive Error in Singapore Chinese Children. *Investigative Ophthalmology & Visual Science* 52 (2) (February): 1181–90.

Stone, R.A., Flitcroft, D.I. (2004). Ocular Shape and Myopia. *Annals of the Academy of Medicine, Singapore* 33 (1) (January): 7–15.

Straub, M. (1909). *Über Die Aetiologie Der Brechungsanomalien Des Auges Und Den Ursprung Der Emmetropie.*

Tabernerero, J., Vázquez, D., Seidemann, A., Uttenweiler, D., Schaeffel, F. (2009). Effects of Myopic Spectacle Correction and Radial Refractive Gradient Spectacles on Peripheral Refraction. *Vision Research* 49 (17): 2176–2186.

Tang, W.C., Tang, Y.Y., Lam, C.S.Y. (2014). How Representative Is the ‘Representative Value’ of Refraction Provided by the Shin-Nippon NVision-K 5001 Autorefractor? *Ophthalmic & Physiological Optics: The Journal of the British College of Ophthalmic Opticians (Optometrists)* 34 (1) (January): 89–93.

Tarrant J., Liu Y., Wildsoet, C. (2009). Orthokeratology Can Decrease the Accommodative Lag in Myope. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 50.

Tepelus, T.C., Vázquez, D., Seidemann, A., Uttenweiler, D., Schaeffel, F. 2012. Effects of Lenses with Different Power Profiles on Eye Shape in Chickens. *Vision Research* 54 (February 1): 12–9

Thibos, L.N., Wheeler, W., Horner, D. (1997). Power Vectors: An Application of Fourier Analysis to the Description and Statistical Analysis of Refractive Error. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 74 (6) (June): 367–75.

Tocci, M.D. (2007). Optical Modeling and Analysis of a Proprietary New Contact Lens. *Contrast Optical Design & Engineering.*

Vitale, S., Cotch, M.F., Sperduto, R., Ellwein, L. (2006). Costs of Refractive Correction of Distance Vision Impairment in the United States, 1999-2002. *Ophthalmology* 113 (12) (December): 2163–70

Referencias bibliográficas

Walline, J.J., Jones, L.A., Sinnott, L.T. (2009). Corneal Reshaping and Myopia Progression. *The British Journal of Ophthalmology* 93 (9) (September): 1181–5.

Walline, J.J. (2012). Current and Future Developments in Myopia Control. *Contact Lens Spectrum*.

Walline, J.J., Greiner, K.L., McVey, M.E., Jones, L.A. (2013). Multifocal Contact Lens Myopia Control. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 90 (11) (November): 1207–14.

Walline, J.J., Marjorie J.R., Jones, L.A. (2004). The Children's Overnight Orthokeratology Investigation (COOKI) Pilot Study. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 81 (6) (June): 407–13.

Wallman, J., Winawer, J. (2004). Homeostasis of Eye Growth and the Question of Myopia. *Neuron* 43 (4) (August 19): 447–68.

Woo, W.W., Lim, K.A., Yang, H., Lim, X.Y., Liew, F., Lee, Y.S., Saw, S.M. (2004). Refractive Errors in Medical Students in Singapore. *Singapore Medical Journal* 45 (10) (October): 470–4.

Wood, I.C., Hodi, S., Morgan, L. (1995). Longitudinal Change of Refractive Error in Infants during the First Year of Life. *Eye* 9 (5) (January): 551–7.

Zadnik, K., Manny, R.E., Yu, J.A., Mitchell, G.L., Cotter, A.A., Quiralte, J.C., Shipp, M., et al. (2003). Ocular Component Data in Schoolchildren as a Function of Age and Gender. *Optometry and Vision Science: Official Publication of the American Academy of Optometry* 80 (3) (March): 226–36.