

ESTUDIO PILOTO DE LA MEDIDA DE LAS VARIACIONES DE LA BIOMETRÍA OCULAR DURANTE EL DÍA



Universidad Zaragoza

Grado en Óptica y Optometría

Realizado por Raquel Alconchel Cervera

Dirección del TFG: Jorge Ares García



ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	2
1.1 ESTRUCTURAS DEL GLOBO OCULAR	2-7
1.2 FLUCTUACIONES DE LAS ESTRUCTURAS OCULARES ...	8-11
2. MATERIAL Y MÉTODOS	12-14
3. RESULTADOS	15-21
4. DISCUSIÓN	22-25
5. BIBLIOGRAFÍA	26-31

1. INTRODUCCIÓN

1.1. ESTRUCTURAS DEL GLOBO OCULAR

El globo ocular es un órgano par con forma esférica ^{1, 2}, levemente aplanado de arriba abajo ¹ y situado en el interior de la cavidad orbitaria^{1, 2}. Su diámetro anteroposterior es de 23-24 mm y su peso oscila entre 7,5-8 gr. Está formado por dos segmentos de esfera con diámetros diferentes, el menor situado en la parte anterior del globo y ocupando 1/6 del mismo y el mayor situado posteriormente ocupando 5/6 ².

Existen tres capas diferentes concéntricas: una túnica externa fibrosa y sustentante formada por la esclerótica y cornea; una túnica media vascular y pigmentada formada por la coroides, cuerpo ciliar e iris (úvea) y una túnica interna nerviosa, la retina^{2, 3}.

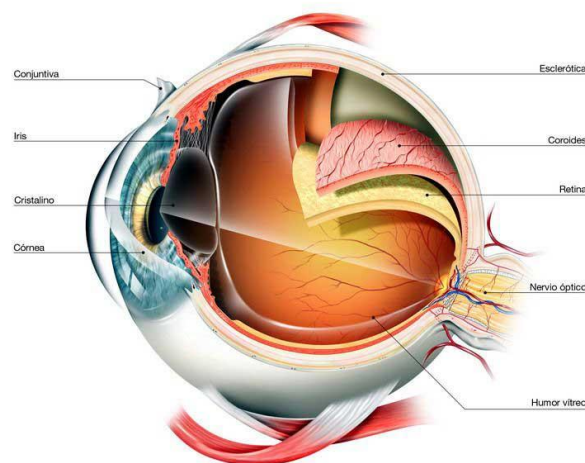


Figura 1.

Se muestra un esquema de la anatomía y estructura de un globo ocular humano. (Extraída de la página Dr.Soler: <http://drsoler.com/problemas-oculares/retinopatia-diabetica/> con acceso en enero de 2015)

El globo ocular se compartimentaliza en dos segmentos anatómicos diferenciados:

- Segmento anterior, entre la córnea y el cristalino que está relleno por el humor acuoso y se divide en dos cámaras comunicadas por la pupila, cámara anterior (córnea-iris) y cámara posterior (cara posterior iris-cristalino).
- Segmento posterior, entre el cristalino y la esclerótica que está relleno por el humor vítreo².

Túnica externa fibrosa

Se trata de una capa fibroelástica dura que hace de esqueleto fibroso del ojo ayudándole a mantener su forma esférica y resistencia y que sirve de inserción a los músculos extraoculares ^{2,4}. Se diferencian en ella dos zonas anatómicas: una parte opaca que ocupa los 5/6 posteriores llamada esclera y una parte transparente que ocupa el 1/6 anterior llamada córnea. La zona de unión entre ambas se denomina limbo esclerocorneal ².

La esclera es una estructura de consistencia firme, opaca y de color blanco con un espesor de 1mm siendo un poco mayor en su porción más posterior a la salida del nervio óptico y más fina a nivel del ecuador del globo. Es bastante avascular, pobre en células y tejido nervioso ².

Por otro lado, la córnea es transparente como resultado de la disposición de las fibras de colágeno ², está abundantemente inervada y a su vez también es avascular y resistente a la deformación ¹. Tiene forma de casquete esférico y

ovalado, con un diámetro horizontal medio de 12,6 mm y vertical de 11,7 mm. Su periferia es más plana y su espesor es variable, mayor en la periferia (0,9 mm) que en el centro (0,5 mm). Es la lente más potente del ojo (42D) y consta de 5 capas (desde el exterior hacia el interior): epitelio, membrana de Bowman, estroma, membrana de Descemet y endotelio ².

Túnica media vascular

La túnica media se compone principalmente de vasos (arterias y venas), tejido conectivo, fibroblastos y abundantes melanocitos, siendo su principal función la de nutrición ². Situada entre la túnica externa e interna ¹ está constituida por tres zonas anatómicas diferentes de delante hacia atrás: iris, cuerpo ciliar y coroides ².

El iris es un diafragma contráctil que separa el segmento anterior del globo ocular en cámara anterior y posterior ² y tiene una abertura central, la pupila, que permite el paso de la luz ⁴ sobre la cual actúan dos sistemas de musculatura lisa: el esfínter pupilar, con inervación parasimpática que produce miosis y el dilatador pupilar, con inervación simpática que produce la midriasis ².

Situado entre el iris y la ora serrata se encuentra el cuerpo ciliar ², una estructura muscular y vascular que ofrece inserción al cristalino; la contracción y relajación del músculo liso del cuerpo ciliar controla el grosor del cristalino ⁴. Está formado por dos partes anatómicamente diferenciadas: pars plana y pars plicata. Esta última a su vez está constituida por los procesos ciliares (70-80), encargados de la producción del humor acuoso (responsable del mantenimiento de la presión intraocular) y lugar de inserción del ligamento

suspensorio del cristalino o zónula de Zinn y por el músculo ciliar o de la acomodación que cuando se contrae se reduce la tensión sobre las fibras de la zónula, haciendo que el cristalino adopte su forma más esférica y aumente su poder dióptrico (acomodación). Finalmente la pars plana, lisa y delgada, se extiende desde la pars plicata por delante hasta la ora serrata ².

La porción más posterior de la túnica media es la coroides. Es una fina capa de tejido conectivo laxo densamente vascularizado que cubre los 5/6 posteriores del globo ocular ² situada entre la esclera y el epitelio pigmentario de la retina

⁴. Desde el exterior al interior consta de varias capas:

- Capa de Haller o de los grandes vasos
- Capa de Sattleb o de vasos medianos
- Capa de Ruysch o coriocapilar

La coroides posee gran cantidad de melanocitos grandes y muy pigmentados, responsables de la densa pigmentación característica de esta capa ²

Existe una última capa situada entre la coriocapilar y el epitelio pigmentario de la retina, la membrana de Bruch ^{2, 4} compuesta por fibras colágenas y elásticas.

Túnica interna nerviosa

La retina se divide en dos partes principales: la parte posterior sensorial, que es la porción óptica de la retina, y la parte anterior, compuesta por las porciones ciliar e iridiana, que tapiza la cara interna del cuerpo ciliar y la posterior del iris.

Ambas partes de la retina están separadas por la ora serrata ^{1, 4}.

Cerca del centro de la parte posterior de la retina hay una estructura oval amarillenta de unos 5mm de diámetro denominada mácula. En su interior se encuentran la fóvea, la foveola y una zona foveal avascular. La primera de ellas es una depresión cónica situada en el centro de la mácula correspondiente al punto en donde el eje visual de la córnea y el cristalino se encuentran en la retina. A nivel foveal las capas internas retinianas están aplanadas lateralmente de forma que ésta presenta la mínima distorsión para la llegada de luz a los fotorreceptores. Los vasos sanguíneos retinianos están ausentes en la fóvea y forman la zona avascular foveal. La foveola forma el suelo central de la fóvea, con un diámetro de 0,35mm. Es la zona más delgada de la retina, no tiene células ganglionares, las células del epitelio pigmentario son más gruesas y sólo hay presencia de conos. El número de estos decrece a medida que nos alejamos del centro foveal, desapareciendo en retina periférica donde solo encontramos bastones ².

Unos 3 mm en dirección nasal de la mácula se encuentra el disco óptico o papila del nervio óptico, que se denomina punto ciego por la ausencia de fotorreceptores ¹ ya que en ella convergen las fibras nerviosas de la retina. Presenta una morfología ovalada de color amarillo-anaranjado y por donde emergen al interior del globo ocular la arteria y vena centrales de la retina ^{1,2}.

Histológicamente presenta diez capas o estratos que se extienden por toda la retina excepto en el disco óptico. Desde la coroides hasta el vítreo ²:

- Epitelio pigmentario retiniano: es la capa más externa y reposa sobre la membrana de Bruch que la separa de la coroides.

- Capa de conos y bastones: formada por los segmentos externos de los fotorreceptores.
- Membrana limitante externa: forma una línea de las uniones intercelulares entre las células de Müller y los fotorreceptores.
- Capa nuclear externa: contiene los cuerpos celulares de los fotorreceptores.
- Capa plexiforme externa: contiene las conexiones sinápticas entre los axones de los fotorreceptores y las neuronas integradoras.
- Capa nuclear interna: contiene los cuerpos celulares de las células integradoras y de las de Müller.
- Capa plexiforme interna: contiene las conexiones sinápticas entre las células integradoras y las ganglionares.
- Capa de células ganglionares: contiene los cuerpos celulares de las células ganglionares.
- Capa de fibras nerviosas: formada por los axones de las células ganglionares que convergen en la papila para formar el nervio óptico.
- Membrana limitante interna: formada por las prolongaciones internas de las células de Müller.

1.2 FLUCTUACIONES DE LAS ESTRUCTURAS OCULARES

Podemos generalizar la existencia de dos tipos de cambios en las estructuras oculares del ser humano según la escala temporal en la que se manifiestan: Las fluctuaciones que son observables en pequeños espacios temporales (segundos, minutos, horas) y los cambios que se manifiestan a mayor largo plazo (años o décadas).

En ausencia de patología, las variaciones más frecuentes que podemos observar a largo plazo son las debidas al proceso natural de envejecimiento. El proceso de envejecimiento conlleva una inexorable pérdida de la función visual espacial, temporal y del color por afectación tanto el sistema óptico, sensorial y perceptivo debido a cambios anatómicos y fisiológicos⁵⁻⁸. Sin embargo, existen razones fundadas para sospechar que algunos de estos cambios pueden ser modulados en función del grado de exposición mantenida por el individuo con determinados factores de riesgo. Un caso ejemplo son las evidencias halladas entre la esclerosis cristaliniiana y la exposición a la radiación UVA o al tabaco entre otros⁹.

Por su parte, el estudio de los cambios que ocurren a más corto plazo cobra especial importancia cuando se pueden vincular al desarrollo (y en el mejor de los casos al control) de los cambios que se manifiestan a largo plazo. El globo ocular no se mantiene fijo a lo largo del día, si no que se producen fluctuaciones en cuanto a parámetros anatómicos y fisiológicos. Entre ellos podemos señalar cambios en la presión intraocular¹⁰⁻¹² el espesor y topografía corneal¹³⁻¹⁵ la cámara anterior^{10, 16} la producción de melatonina¹⁷ el tamaño pupilar¹⁷ la longitud axial, el espesor de la coroides o la cámara del vítreo^{19,20}.

Por ser la emetropización un proceso a largo plazo de enorme interés para la población en general, son los cambios de los parámetros biométricos relativos al sistema ocular como instrumento formador de imagen los que tradicionalmente más atención han recibido. Este es por ejemplo el caso de los cambios en el espesor y topografía corneal o profundidad y volumen de la cámara anterior a lo largo del día ^{21, 22}. Sin embargo, el hecho de que la emetropización sea un proceso mayormente modulado por los cambios en la longitud axial del ojo (LAO) a través primordialmente de la profundidad de la cámara vítrea ²³, ha convertido a la LAO en el parámetro biométrico que ha recibido más atención en los estudios en modelo animal o humano.

El proceso de emetropización. Influencia del estado refractivo y la experiencia visual en el proceso de emetropización.

Son diversos los estudios en modelo animal (aves, ratones y primates) que evidencian como un desenfoque hipermetrópico artificial para la retina central (mediante lentes negativas), es capaz de “engañar” al proceso de emetropización para inducir un crecimiento excesivo del ojo para tratar de compensarlo generándose así defectos refractivos miópicos ²⁴⁻²⁸. Siendo el resultado inverso (lentes positivas induciendo ralentizaciones en el crecimiento axial) también observado para ejemplares en edades tempranas ^{29,30}.

Por su parte, los estudios en seres humanos también han evidenciado numerosas veces el papel modulador de la experiencia visual en el proceso de emetropización. Es manifiesto, tanto en humanos como en animales, que la privación visual es capaz de desviar al proceso de emetropización hacia

globos oculares demasiado elongados para su potencia dióptrica total ^{31, 32}. Esos son los casos de opacificación corneal ³³, catarata congénita ³⁴ o ptosis que se pueden encontrar en la literatura ³⁵. Por el contrario, en los humanos a día de hoy, no se ha evidenciado lo suficiente la misma influencia en la refracción central que existía en los modelos animales antes expuestos.

Sin embargo esto no quiere decir que la modulación del proceso de emetropización humano sea ajena a la prescripción refractiva, lo cierto es que los resultados de los últimos estudios de modelo animal primate y en seres humanos nos indican que la retina periférica puede tener el rol relevante en nuestro proceso de emetropización ^{36, 37}. Actualmente, es una hipótesis cada vez más aceptada que los ojos humanos tienden a ralentizar el crecimiento cuando el plano de mejor enfoque periférico se encuentra detrás de la retina periférica. Dicha condición se puede observar en la Figura 2.

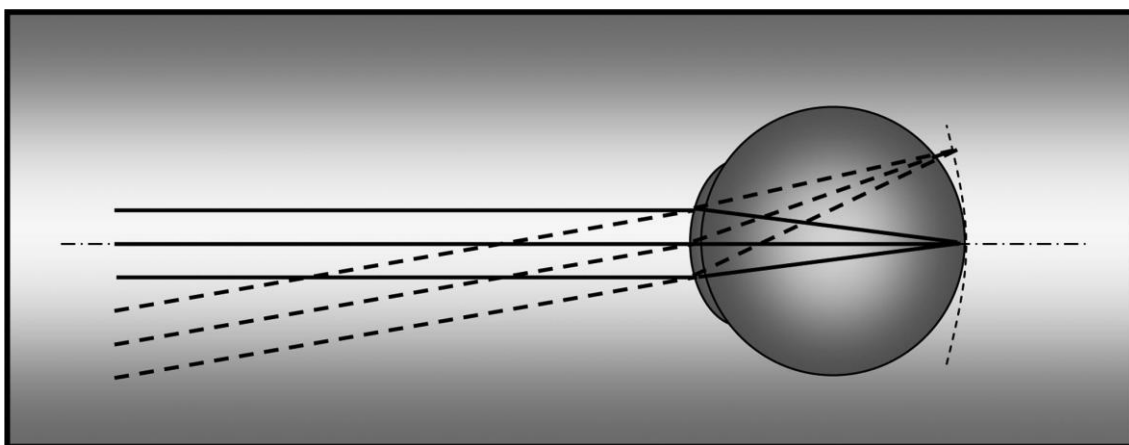


Figura 2.

Se muestra un ojo emétrope en visión central que presenta conjuntamente hipermetropía en retina periférica. (Ilustración extraída del estudio titulado *A Review of Peripheral Refraction Techniques* de Cathleen Fedtke, Klaus Ehrmann, y Brien A. Holden)

Este resultado es especialmente relevante para el campo de la optometría pues abre la posibilidad de controlar el proceso de emetropización a través del uso de lentes con la prescripción dióptrica adecuada para la retina periférica.

Hipótesis y objetivos

Dado que es un hecho probado que es posible alterar el estado refractivo periférico mediante la adaptación de lentes de contacto ³⁸⁻⁴⁰, en este trabajo estudiaremos experimentalmente si es posible alterar el ritmo de los cambios de la longitud axial naturales diurnos mediante el uso de 2 diferentes diseños de lentes de contacto blandas.

El necesario análisis de las condiciones experimentales implica también el diseño y desarrollo de un experimento para medir los estados refractivos periféricos para cada uno de los casos.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

Se han reclutado 5 pacientes jóvenes de edades comprendidas entre los 18 y 30 años. Tres hombres y dos mujeres. Ninguno de los participantes padecía de enfermedad sistémica u ocular. Previamente, a cada paciente se le realizó una refracción objetiva y medida de la agudeza visual máxima. Todos los sujetos presentaron ametropías <-0.25 D o muy leves hipermetropías ($<+1$ D) sin anisometropía. Todos los sujetos tenían una agudeza visual normal de 0.00 logMAR o superior sin necesidad de compensación refractiva.

De manera similar al estudio de Chackravaty *et al*⁴¹, para investigar la influencia de la refracción periférica en las variaciones de la longitud axial en ambos ojos, se llevaron a cabo 5 series de medidas durante tres días no consecutivos en que los pacientes portaban diferentes condiciones refractivas.

Las 5 sesiones de medidas fueron espaciadas en intervalos de 3 horas, siendo la primera de ellas a las 9:00 de la mañana y la última a las 21:00 de la noche. El día 1 se examinó cambio natural diurno de la LAO y la refracción objetiva periférica sin lente de contacto, el día 2 se realizó lo mismo pero esta vez con un tipo de lente de contacto y el día 3 también se realizaron las mismas medidas pero con otra lente de contacto. Respecto a lo que la condición refractiva creada se refiere, el estudio se diseñó para que fuera doble ciego, es decir, ni el paciente ni el examinador sabían qué tipo de lente de contacto se llevaba cada día (lente de contacto convencional o la especialmente diseñada para miopizar la periferia).

Con el fin de obtener un promedio, en cada sesión se realizaron 3 medidas de la biometría ocular en cada ojo el biómetro óptico *IOL MASTER de Zeiss*⁴².

La medida de la refracción periférica se realizó aprovechando la sesión de control de la LAO de las 18 horas para ambos ojos. Para ello se empleó el autorrefractómetro de campo abierto *Grand Seiko WAM-5500*^{43, 44} para diferentes 13 diferentes ángulos de mirada, desde los 0° a los 30° en pasos de 5°, tanto en dirección temporal como nasal de forma monocular. Para posibilitar la realización de dicha medida se dispusieron 26 estímulos de fijación no acomodativos (13 para cada ojo, 6 hacia temporal, 6 hacia nasal y uno común central) a una distancia de 228 mm del observador (ver Figura 3).



Figura 3.

Dispositivo montado para el procedimiento de las medidas pertinentes para el estudio realizado. Dónde: A: Biómetro óptico IOL MASTER de Zeiss, B serie de estímulos de fijación, autorrefractómetro Grand Seiko WAM-5500

Al igual que para la medida de la LAO se realizaron en cada sesión 3 medidas sobre cada ojo con el fin de realizar promedios y reducir la incertidumbre de las mismas.

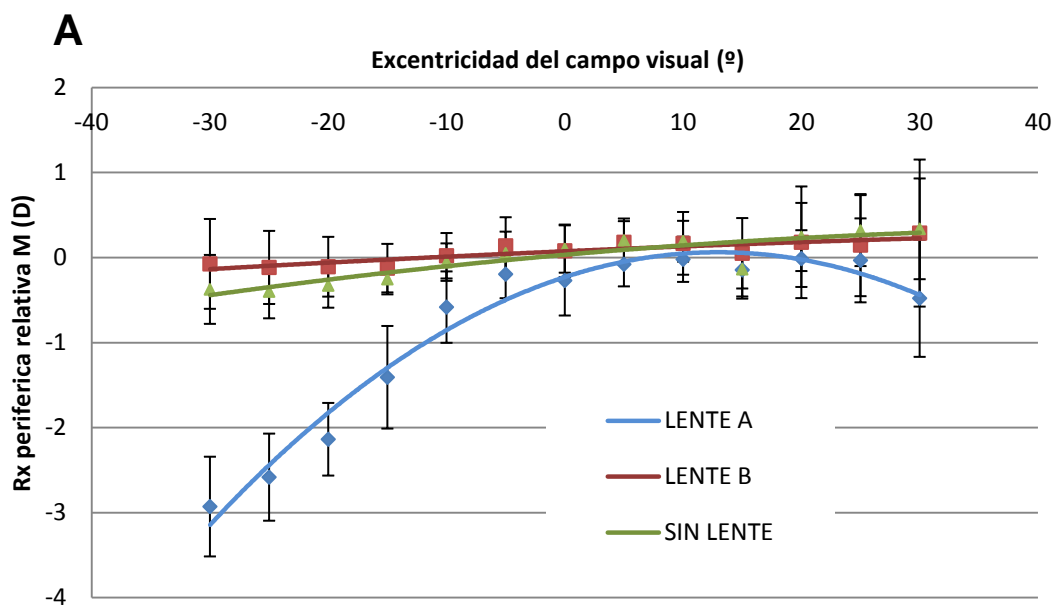
Cada sesión de medida duraba unos 10 minutos, llegando hasta los 30 cuando se realizaba la medida de refracción periférica. Durante los tres días los pacientes llevaban a cabo sus actividades diarias habituales entre cada sesión.

4. RESULTADOS

Resultados obtenidos de la medida de la refracción central y periférica con el autorrefractómetro Grand Seiko WAM-5500

Los resultados de las medidas de refracción esferocilíndricas registradas como esfera (S) cilindro (C) y orientación del eje del cilindro (alfa) fueron transformadas a su notación vectorial ⁴⁵ M, J₀ y J₄₅. antes de ser promediados.

La Figura 4(A) muestra superpuestos los respectivos promedios de M según el ángulo de mirada para cada una de las 3 condiciones examinadas (Sin lente, con lente convencional, con lente especial). Cada punto de la curva va acompañado con una barra de error que representa 1 desviación estándar de la muestra empleada para calcular cada promedio. Una curva de ajuste polinómico de segundo grado ha sido también dibujado para facilitar el análisis visual gráfica. Figuras de representación análogas pueden ser vistas en la Figura 4(B) y (C) para las componentes astigmáticas de la compensación J₀ y J₄₅ respectivamente.



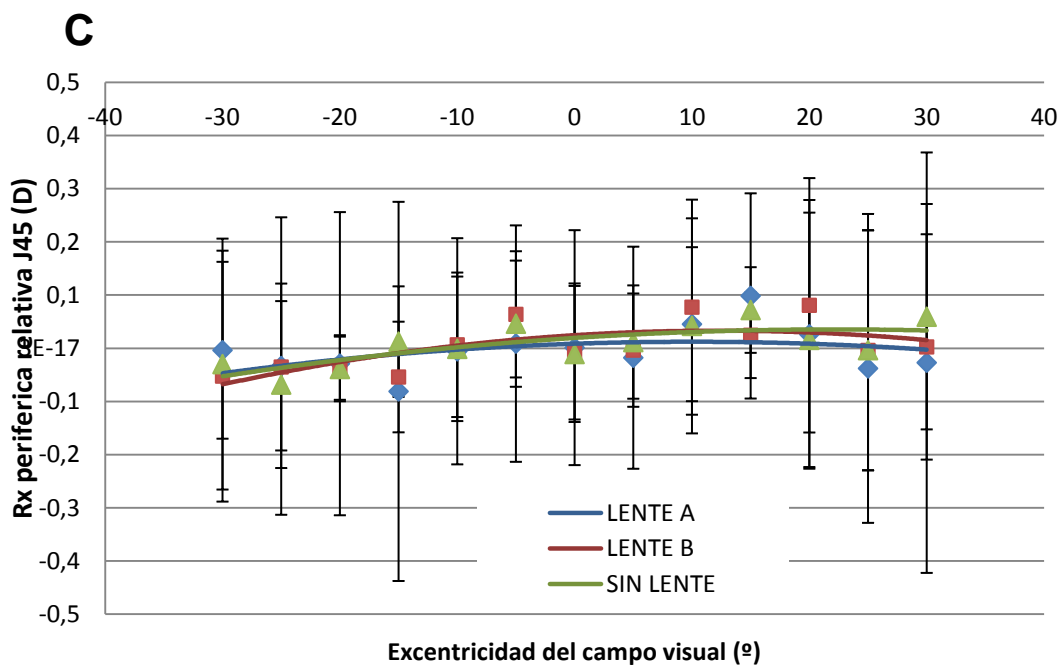
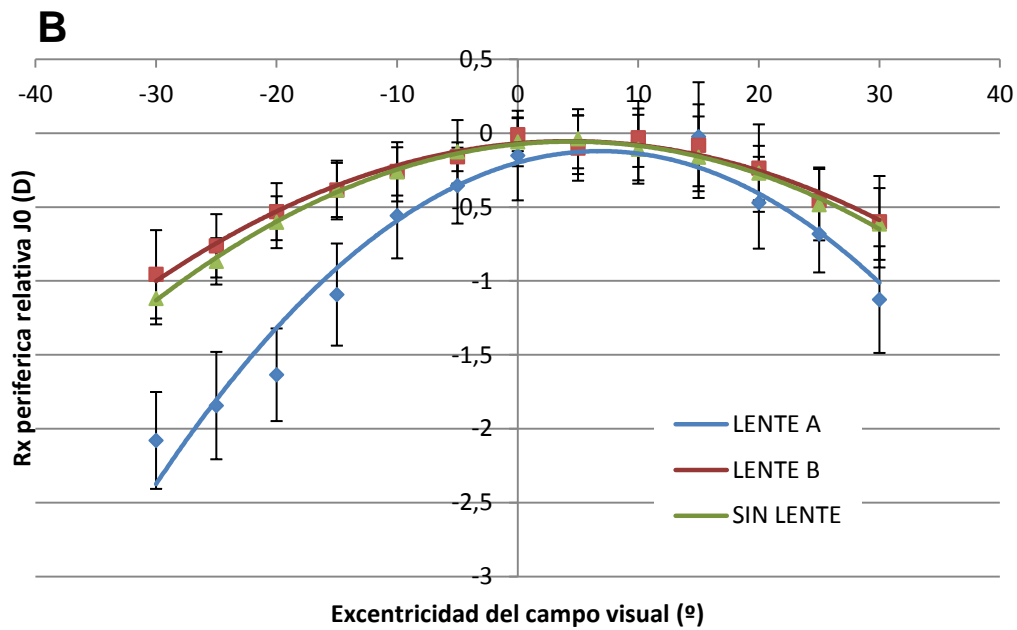


Figura 4.

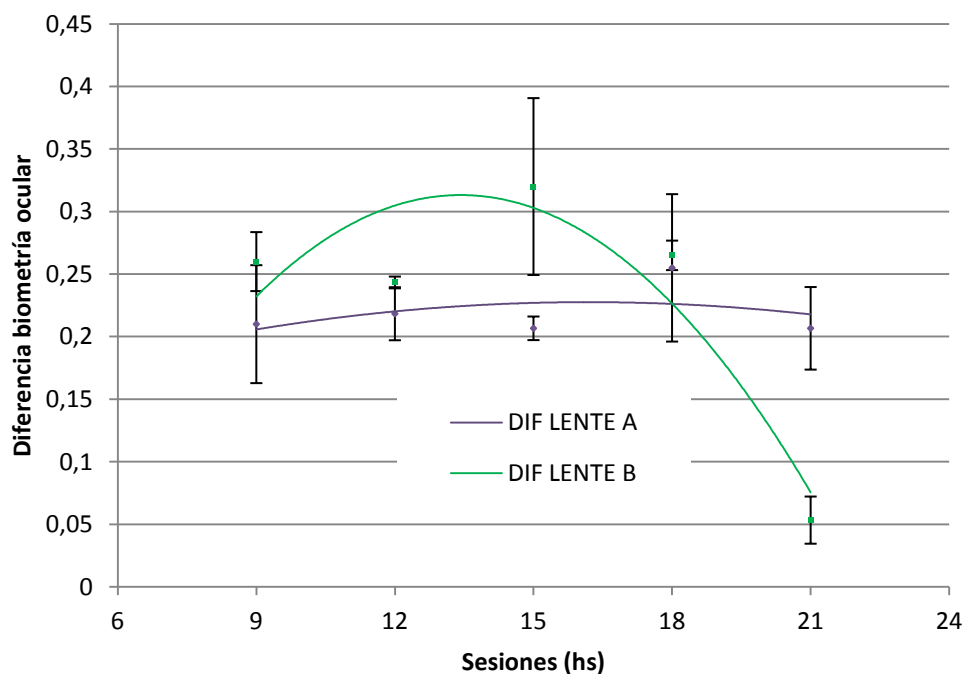
Cambio en la refracción periférica relativa en función de la excentricidad del campo visual (en horizontal) en cuanto a la esfera equivalente M (A), la componente horizontal del astigmatismo J_0 (B) y la componente oblicua del astigmatismo J_{45} (C) para las tres condiciones diferentes evaluadas en el estudio, esto es con lente A, lente B y sin lente. Los valores negativos de la

excentricidad son los correspondientes a los ángulos en dirección temporal de mirada, mientras que los positivos son los correspondientes a la dirección nasal.

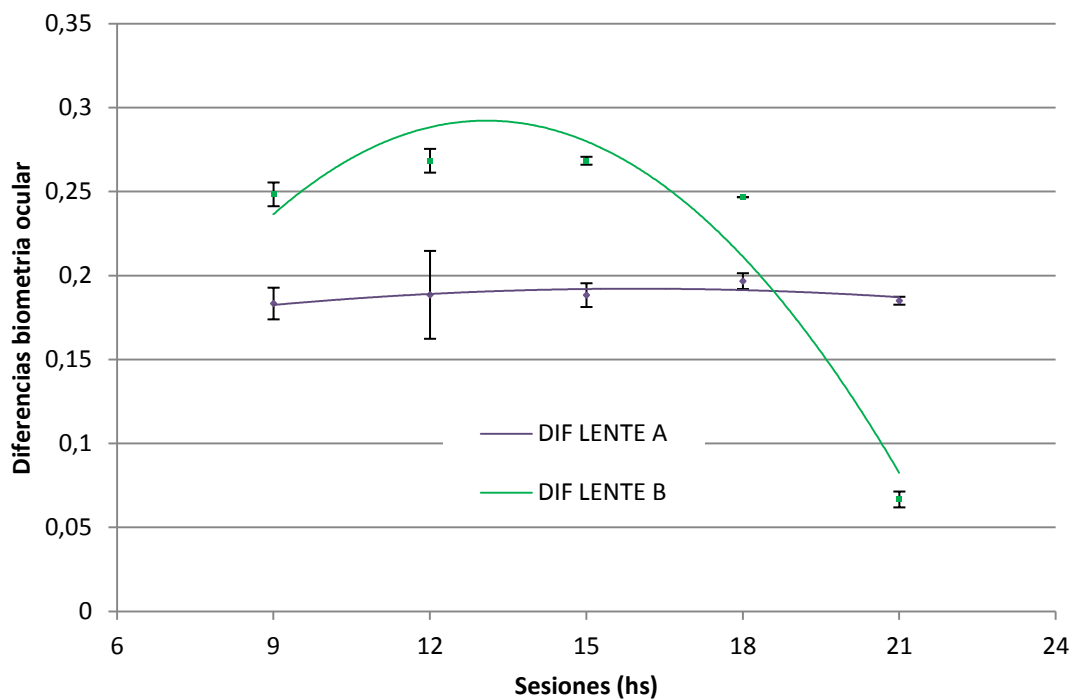
Resultados obtenidos de la medida de la biometría ocular

En la Figuras 5(A – E) se representan las diferencias de las biometrías oculares promedio de los dos ojos de cada individuo que fueron respectivamente registradas entre los días de porte de lente de contacto y el día de no porte para cada individuo que tomó parte en el estudio. Una vez más, las gráficas incorporan barras verticales que representan la desviación estándar de la muestra empleada para calcular la diferencia de LAO promedio y una curva de ajuste polinómico de segundo grado para indicar la tendencia encontrada.

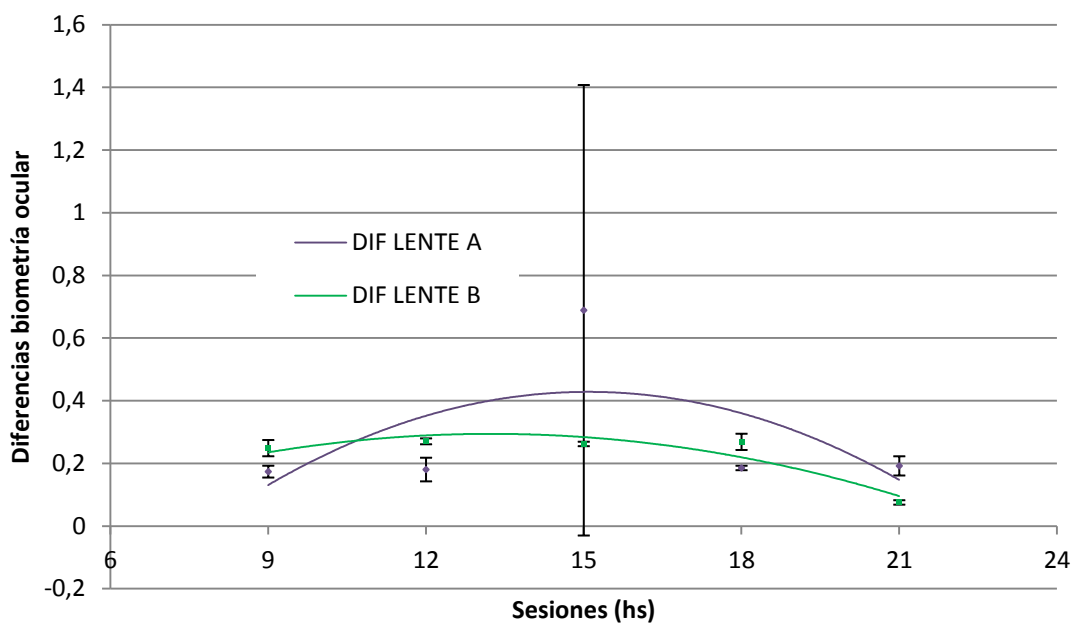
A) Sujeto 1



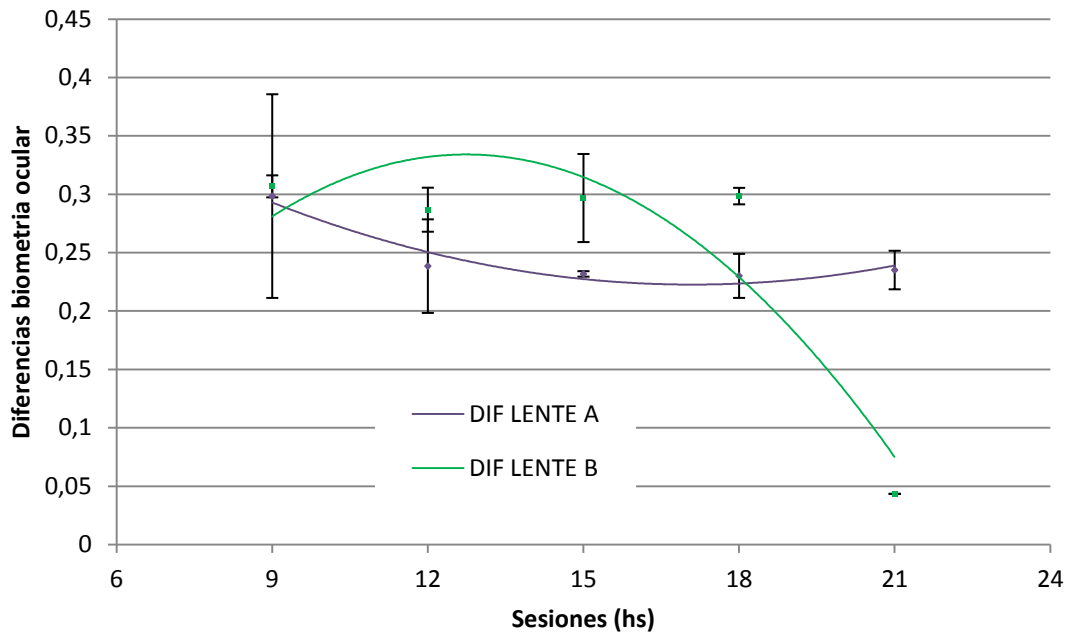
B) Sujeto 2



C) Sujeto 3



D) Sujeto 4



E) Sujeto 5

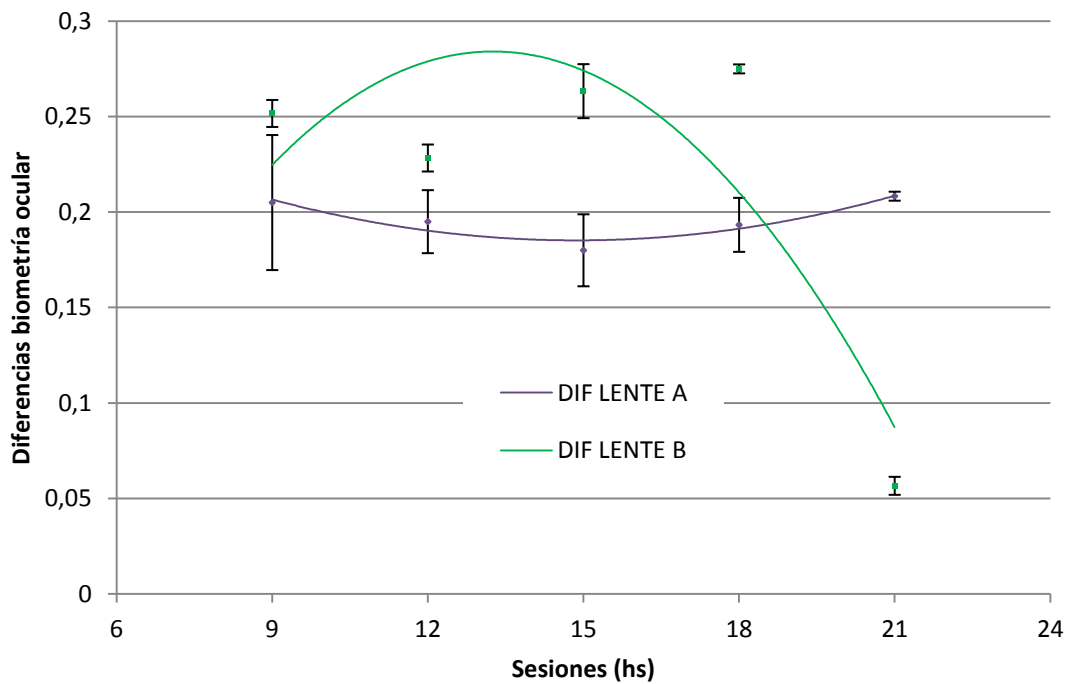


Figura 5.

Se muestran superpuestas la diferencia de las LAO obtenidas con cada porte de LC respecto a las obtenidas sin porte de LC para cada sujeto participante en el estudio. Los puntos de color verdes representan al porte de LC de diseño especial, mientras que los puntos de color azul representan a la diferencia promedio de LAO debida al porte de LC de diseño convencional.

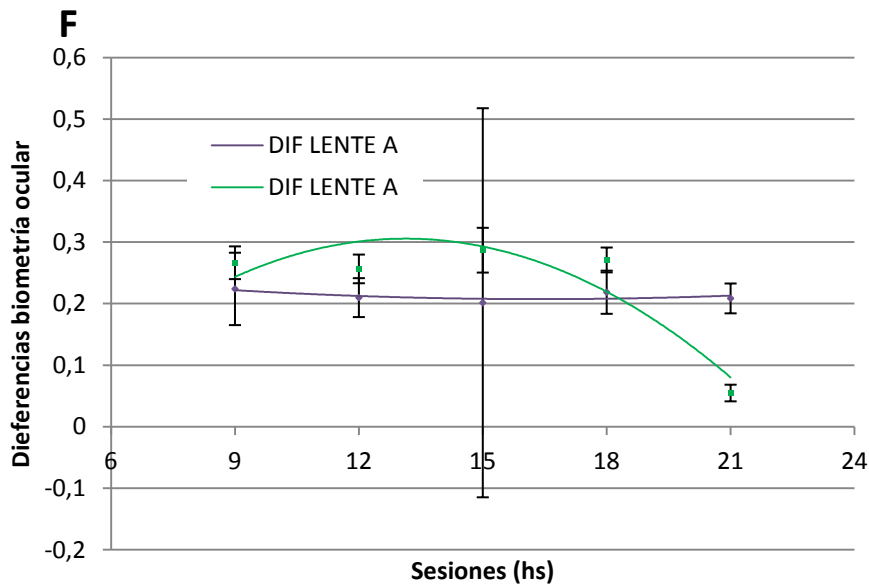


Figura 5.

Se muestra la diferencia de LAO con porte y sin porte de manera análoga a la figura 4 promediadas en esta ocasión para todos los sujetos.

Resultados de los test de contraste estadístico

Las tablas 1 muestran las medias y desviaciones estándar (DE) de las biometrías oculares de los 10 ojos para cada sesión de medida u para dos días diferentes. Además se incluyen los resultados de los test de contraste (*t* de Student para muestras normales emparejadas) para cuantificar la significancia estadística de los resultados obtenidos para cada día y condición.

I	LENTE A		SIN LENTE		p*	
	Sesiones	Media	DE	Media		DE
	9:00 h	23,34	0,213	23,13	0,209	$5,500 e^{-7}$
	12:00 h	23,35	0,221	23,14	0,210	$3,801 e^{-9}$
	15:00 h	23,45	0,233	23,15	0,213	0,007
	18:00 h	23,34	0,219	23,13	0,197	$6,766 e^{-9}$
	21:00 h	23,34	0,215	23,13	0,212	$3,421 e^{-10}$

II	LENTE B		SIN LENTE		p*	
	Sesiones	Media	DE	Media		DE
	9:00 h	23,41	0,212	23,13	0,209	4,812 e ⁻⁸
	12:00 h	23,41	0,205	23,14	0,210	2,352 e ⁻¹¹
	15:00 h	23,41	0,215	23,15	0,213	5,659 e ⁻¹¹
	18:00 h	23,40	0,211	23,13	0,197	4,075 e ⁻¹⁰
	21:00 h	23,40	0,208	23,13	0,212	5,187 e ⁻¹⁰

III	LENTE A		LENTE B		p*	
	Sesiones	Media	DE	Media		DE
	9:00 h	23,34	0,213	23,41	0,212	3,072 e ⁻⁷
	12:00 h	23,35	0,221	23,41	0,205	1,979 e ⁻⁵
	15:00 h	23,45	0,233	23,41	0,215	0,354
	18:00 h	23,34	0,219	23,40	0,211	9,741 e ⁻⁸
	21:00 h	23,34	0,215	23,40	0,208	5,780 e ⁻⁷

Tabla 1.

Se expone la media de las biometrías oculares del conjunto de los 10 ojos de la muestra con su desviación estándar (DE) para cada sesión de medida y para dos días diferentes. I: día con el porte de la lente de contacto A y día sin porte de lente de contacto. II: día con porte la lente de contacto B y día sin porte de lente de contacto. III: día con el porte de la lente de contacto A y día con el porte de lente de contacto B. A la derecha del todo se representan las diferencias entre ambos días para cada sesión por separado.

*Diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) con el test *t* de Student para muestras emparejadas.

4. DISCUSIÓN

Los resultados de las medidas de la refracción periférica mostrados en la Figura 4 nos indican importantes diferencias en el diseño de las lentes de contacto empleadas en este estudio.

En particular para M (ver Figura 4A) la curva resultante de la refracción periférica sin lente y con la lente de contacto (LC) tipo B siguen una tendencia similar en torno a la emetropía. Esto sin embargo no ocurre con la curva de la refracción para la LC de tipo A que desciende 5° y 30° en dirección temporal desde $-0,50D$ hasta $-3,00D$, llegando hasta las $-0,50D$ para la región nasal. Estos resultados indican que la lente A dispone de un diseño capaz de miopizar la periferia de la retina sin perjuicio de la visión de la retina central. Este comportamiento la convierte en una posible candidata para ser empleada como elemento modulador del proceso de emetropización para sujetos con predisposición ambiental hacia la miopía.

Si observamos lo que ocurre para el astigmatismo recto J_0 percibimos que el comportamiento es similar. Tanto la curva de la refracción periférica astigmática sin lente como la de la lente de contacto tipo B siguen la misma tendencia pero esta vez no en torno a la emetropía si no que a medida que aumenta la excentricidad también lo hace el astigmatismo recto. Una vez más el efecto es mayor hacia la región temporal. Por otro lado, la curva de la refracción periférica para la lente de contacto tipo A de nuevo manifiesta un cambio más acentuado. El aumento del astigmatismo en dirección temporal se aprecia ya a los 5° , pasando de una potencia de $-0,50D$ a $-2,00D$ a 30° , mientras que en dirección nasal el cambio en el astigmatismo

se observa a partir de los 15° , con un valor de $-0,50D$ hasta las $-1,00D$ de astigmatismo a 30° .

Bien diferente es el caso de los resultados obtenidos para la componente oblicua del astigmatismo J_{45} donde no se puede observar ningún comportamiento sistemático al incrementar la excentricidad en la medida para ninguna de las tres condiciones. Dicho resultado no resulta en absoluto sorprendente dado que lo que se ha medido es el cambio de la refracción periférica en el campo horizontal, manteniéndose por tanto incidencias oblicuas para direcciones contenidas en este plano.

El hecho de que se haya incrementado únicamente J_0 nos indica simplemente que en ninguno de los sistemas ópticos (ojos aislados y sistemas LC-ojo) evaluados en este estudio está corregido de aberraciones astigmática en el campo, siendo el astigmatismo debido a la incidencia oblicua ligeramente alterado con el uso de la lente de diseño convencional B, y notablemente alterado para el diseño especial A. Los resultados evidencian el diferente diseño tomado para cada una de las LCs. El diseño de la lente de contacto B manifiesta un comportamiento que no altera la refracción periférica natural del ojo mientras que el diseño de la lente de contacto A se muestra capaz de miopizar notablemente la retina periférica temporal. Los resultados obtenidos para la lente B son similares a los obtenidos por diseños de LC de diseño progresivo ⁴⁶.

Respecto a los valores obtenidos de la medida de la biometría ocular, la Figura 5 muestra la diferencia de las biometrías oculares para ambos ojos de cada sujeto por separado (Figura 5(A – E)) y para ambos ojos de todos

los sujetos juntos (Figura 5(F)). Las curvas en color morado representan la diferencia de las biometrías oculares entre el día de porte de la lente de contacto tipo A y sin lente.

Por su parte, las curvas en color verde representan la diferencia de las biometrías oculares entre el día de porte de la lente de contacto tipo B y sin lente. Se observa que todas las curvas de color verde siguen una tendencia parabólica convexa, mientras que las de color morado son más o menos planas. De esta manera, podemos decir que el comportamiento de la longitud axial no es el mismo cuando se antepone una lente de contacto tipo A que una lente de contacto tipo B ya que si esto no fuera así ambas curvas deberían superponerse una encima de la otra. Dicho resultado es notablemente consistente para cada uno de los sujetos participantes por separado (A – E) como por supuesto para el conjunto de los mismos (F). Cabe señalar que el dato de la biometría ocular del sujeto 3 (C) de las 15:00 con la lente tipo A podría estar mal medido aunque no se haya descartado de la muestra.

Estudios anteriores, como el realizado por Richard A. Stone et al.⁴⁷, evidenciaron que la longitud axial del ojo varía a lo largo del día con su pico máximo al medio día. Esta variación se mantiene aún portando la lente de contacto B que hemos visto que se corresponde con un diseño convencional. Por el contrario, cuando el sujeto porta la lente A, que se corresponde con una lente con miopización periférica, la variación anterior de la longitud axial que esperábamos encontrar no se produce. La diferencia entre portar la lente de contacto y no es similar a lo largo de todo el día. Los resultados indican que este tipo de diseño de lente de contacto A

modifica la variación de la longitud axial durante el día. Las consecuencias de lo que esto puede suponer a largo plazo han de suponer futuros estudios.

El significado estadístico de los test de contraste realizados sobre los diferentes comportamientos encontrados para la fluctuación de la longitud axial ha resultado significativos con valores-p mucho menores que 0.05 para todos los casos salvo el cambio registrado a las 15:00 (ver tablas I a III), hora en la cual se registró la medida sospechosa de tratarse de un error de medida. La evidencia estadística de este resultado refuerza la conclusión de que la fluctuación de la LAO puede modularse mediante el uso de LC ⁴⁸.

Es de resaltar que existe también una diferencia significativa entre la fluctuación diurna de LAO debida al porte de la lente A y el porte de la lente B, dado que este resultado nos permite descartar que dicha diferencia se deba a un artificio de medida debido al uso de la LC con IOL MASTER. Las diferencias son estadísticamente significativas (1III) entre los dos días de porte con las diferentes lentes indicando este resultado que un cambio en el diseño periférico de una LAO es capaz de modular la fluctuación diurna de un modo característico.

5. BIBLIOGRAFÍA

1. García Feijóo, Julián; Pablo Júlvez, Luis E. . *Manual de oftalmología*. España. Elsevier, 2012
2. Honrubia, FM (ed.). *Oftalmología general*. Zaragoza. Edelvives, 2001
3. Palastanga, Nigel; Field, Derek; Soames, Roger. *Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento*. Paidotribo, 26 de abr. de 2007
4. Moore, Keith L.; Dalley, Arthur F.; Agur, Anne M. R. *Anatomía con orientación clínica*. Ed. Médica Panamericana, 30 de ene. de 2009
5. Owsley, C. y Sloane, M. E. "Vision and aging". En: Boller, F.; Grafman, J. *Handbook of Neuropsychology, vol. 4*. Elsevier Science Publishers B. V. (Biomedical Division), 229-249.
6. Werner, John S., David H. Peterzell, and A. J. Scheetz. "Light, vision, and aging." *Optometry & Vision Science* 67.3 (1990): 214-229
7. Weale, R. A. *The senescence of human vision*. Oxford: Oxford University Press, 1992
8. Jhonson, M. A.; Choy, D. "On the definition of age-related norms for visual function testing". *Applied Optics*. 26, 8 (1987), 1449-1454
9. Zigler JS Jr; Datiles MB. "Pathogenesis of cataracts". En: Tasman W; Jaeger EA. *Duane's Ophthalmology – 2013 Edition*
10. Kitazawa, Yoshiaki, and Takeshi Horie. "Diurnal variation of intraocular pressure in primary open-angle glaucoma." *American journal of ophthalmology* 79.4 (1975): 557-566

11. Liu, J. H., et al. "Nocturnal elevation of intraocular pressure in young adults." *Investigative ophthalmology & visual science* 39.13 (1998): 2707-2712.
12. Read, Scott A., Michael Collins, and Daoud Robert Iskander. "Diurnal variation of axial length, intraocular pressure, and anterior eye biometrics." *Investigative ophthalmology & visual science* 49.7 (2008): 2911-2918.
13. Kiely, Patricia M., Leo G. Carney, and George Smith. "Diurnal variations of corneal topography and thickness." *American journal of optometry and physiological optics* 59.12 (1982): 976-982.
14. Read, Scott A., and Michael J. Collins. "Diurnal variation of corneal shape and thickness." *Optometry & Vision Science* 86.3 (2009): 170-180.
15. Read, Scott A., Michael J. Collins, and Leo G. Carney. "The diurnal variation of corneal topography and aberrations." *Cornea* 24.6 (2005): 678-687.
16. Mapstone, Roy, and Charles V. Clark. "Diurnal variation in the dimensions of the anterior chamber." *Archives of ophthalmology* 103.10 (1985): 1485-1486.
17. Cahill, Gregory M., and Joseph C. Besharse. "Circadian rhythmicity in vertebrate retinas: regulation by a photoreceptor oscillator." *Progress in Retinal and Eye Research* 14.1 (1995): 267-291.
18. Loving, Richard Thomas, D. F. Kripke, and L. K. Glazner. "Circadian rhythms in the human pupil and eyelid." *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology* 271.2 (1996): R320-R324.

19. Weiss, S., and F. Schaeffel. "Diurnal growth rhythms in the chicken eye: relation to myopia development and retinal dopamine levels." *Journal of comparative physiology A* 172.3 (1993): 263-270.
20. NICKLA, DEBORA L., CHRISTINE WILDSOET, and JOSH WALLMAN. "Visual influences on diurnal rhythms in ocular length and choroidal thickness in chick eyes." *Experimental eye research* 66.2 (1998): 163-181.
21. Harper, C. L., et al. "Diurnal variations in human corneal thickness." *British journal of ophthalmology* 80.12 (1996): 1068-1072.
22. Mapstone, Roy, and Charles V. Clark. "Diurnal variation in the dimensions of the anterior chamber." *Archives of ophthalmology* 103.10 (1985): 1485-1486.
23. Wildsoet, C. F. "Active emmetropization—evidence for its existence and ramifications for clinical practice." *Ophthalmic and Physiological Optics* 17.4 (1997): 279-290.
24. Irving, E. L., J. G. Sivak, and M. G. Callender. "Refractive plasticity of the developing chick eye." *Ophthalmic and Physiological Optics* 12.4 (1992): 448-456.
25. Schaeffel, Frank, Adrian Glasser, and Howard C. Howland. "Accommodation, refractive error and eye growth in chickens." *Vision Research* 28.5 (1988): 639-657.
26. Hung, Li-Fang, Morris LJ Crawford, and Earl L. Smith. "Spectacle lenses alter eye growth and the refractive status of young monkeys." *Nature medicine* 1.8 (1995): 761-765.

27. Graham, B., and S. J. Judge. "The effects of spectacle wear in infancy on eye growth and refractive error in the marmoset (*Callithrix jacchus*)." *Vision Research* 39.2 (1999): 189-206.
28. Smith III, Earl L., and Li-Fang Hung. "The role of optical defocus in regulating refractive development in infant monkeys." *Vision research* 39.8 (1999): 1415-1435.
29. Siegwart, John T., and Thomas T. Norton. "Binocular lens treatment in tree shrews: Effect of age and comparison of plus lens wear with recovery from minus lens-induced myopia." *Experimental eye research* 91.5 (2010): 660-669.
30. Metlapally, Sangeetha, and Neville A. McBrien. "The effect of positive lens defocus on ocular growth and emmetropization in the tree shrew." *Journal of vision* 8.3 (2008): 1.
31. Sherman, S. Murray, T. T. Norton, and V. A. Casagrande. "Myopia in the lid-sutured tree shrew (*Tupaia glis*)." *Brain Research* 124.1 (1977): 154-157.
32. Wiesel, Torsten N., and Elio Raviola. "Myopia and eye enlargement after neonatal lid fusion in monkeys." (1977): 66-68.
33. Meyer, C., et al. "Experimental animal myopia models are applicable to human juvenile-onset myopia." *Survey of ophthalmology* 44 (1999): S93-S102.
34. Rabin, Jeff, R. C. Van Sluyters, and R. Malach. "Emmetropization: a vision-dependent phenomenon." *Investigative ophthalmology & visual science* 20.4 (1981): 561-564.

35. Von Noorden, G. K., and R. A. Lewis. "Ocular axial length in unilateral congenital cataracts and blepharoptosis." *Investigative ophthalmology & visual science* 28.4 (1987): 750-752.
36. Smith III, Earl L., and Li-Fang Hung. "The role of optical defocus in regulating refractive development in infant monkeys." *Vision research* 39.8 (1999): 1415-1435.
37. Smith III, Earl L., et al. "Effects of foveal ablation on emmetropization and form-deprivation myopia." *Investigative ophthalmology & visual science* 48.9 (2007): 3914.
38. Wei, Xin, and Larry Thibos. "Designing contact lenses for a wide field of view via ocular wavefront tomography." *Journal of optometry* 3.3 (2010): 125-133.
39. Lopes-Ferreira, Daniela, et al. "Peripheral myopization using a dominant design multifocal contact lens." *Journal of optometry* 4.1 (2011): 14-21.
40. Lopes-Ferreira, Daniela, et al. "Peripheral refraction with dominant design multifocal contact lenses in young myopes." *Journal of optometry* 6.2 (2013): 85-94.
41. Chakraborty, Ranjay, Scott A. Read, and Michael J. Collins. "Diurnal variations in axial length, choroidal thickness, intraocular pressure, and ocular biometrics." *Invest Ophthalmol Vis Sci* 52.8 (2011): 5121-5129.
42. *User manual IOLMaster with Advanced Technology Software Version 5.4*. [Consulta noviembre de 2014] Disponible en: http://www.doctor-hill.com/physicians/docs/iolmaster_5-4.pdf

43. Mallen, E. A. H., et al. "Clinical evaluation of the Shin-Nippon SRW-5000 autorefractor in adults." *Ophthalmic and Physiological Optics* 21.2 (2001): 101-107.
44. Queirós, António, J. González-Méijome, and Jorge Jorge. "Influence of fogging lenses and cycloplegia on open-field automatic refraction." *Ophthalmic and Physiological Optics* 28.4 (2008): 387-392.
45. Thibos, Larry N., William Wheeler, and Douglas Horner. "Power vectors: an application of Fourier analysis to the description and statistical analysis of refractive error." *Optometry & Vision Science* 74.6 (1997): 367-375.
46. Pauné, Jaume, et al. "Peripheral myopization and visual performance with experimental rigid gas permeable and soft contact lens design." *Contact Lens and Anterior Eye* 37.6 (2014): 455-460.
47. Stone, Richard A., et al. "Diurnal axial length fluctuations in human eyes." *Investigative ophthalmology & visual science* 45.1 (2004): 63-70.
48. Santodomingo-Rubido, Jacinto, Bernard Gilmartin, and James Wolffsohn. "Refractive and biometric changes with silicone hydrogel contact lenses." *Optometry & Vision Science* 82.6 (2005): 481-489.