

OJO ESQUEMÁTICO PARA OXIMETRÍA RETINAL

Ernesto Hernández Sánchez, Ayubu H Mbagá, Carlos Gerardo Treviño Palacios

Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, Pue. Puebla.

hernandez@inaoep.mx ambaga@inaoep.mx carlost@inaoep.mx

RESUMEN

En el presente trabajo se muestra un modelo esquemático del ojo humano utilizado para obtener oximetría de campo amplio en fondo de ojo. El modelo cuenta con cuatro superficies refractivas con excentricidades progresivas en córnea posterior [1] y una lente de índice gradiente similar a la lente Luneburg [5], pero utilizando una lente GRIN dividida en dos hemisferios [6], para la simulación del cristalino.

Palabras Clave: Ojo Esquemático, Modelo Ojo Humano, Córnea Asférica, Lente GRIN

ABSTRACT

In this work a schematic of the human eye model is shown. The proposed model is used to design a wide field eye fundus imaging system. The model has four refractive surfaces with progressive eccentricities [1] and a gradient index lens similar to the Luneburg lens [5], but using a GRIN lens divided into two hemispheres [6], for lens simulation.

Key Words: Schematic Eye, Human Eye Model, Aspheric Cornea, GRIN Lens

1. INTRODUCCION

La visión es uno de los más importantes sentidos que nos ayudan a visualizar nuestro mundo, donde el ojo cumple esa función en formar imágenes, como un sistema óptico positivo y convergente, produciendo una imagen sobre la retina, situada en el fondo del globo ocular. Además de la función visual, el ojo humano también es una ventana para la información química, física y fisiológica del cuerpo. Por ejemplo, con ciertas técnicas ópticas se ha demostrado monitorizar glucosa y concentración de fármacos en el humor acuoso y los vasos sanguíneos en el fondo de ojo, el nivel de oxígeno y la hipertensión [7].

Como dispositivo óptico, el ojo puede verse como un instrumento de detección e imagen, el funcionamiento de los dos ojos como un par proporciona una visión binocular, que permite determinar la ubicación tridimensional de la distancia y la velocidad de los objetos distantes. La estructura compleja y la relación entre el ojo, cerebro, nervios y el flujo sanguíneo proporcionan una retroalimentación rápida para la acomodación y el movimiento para completar la función de visión.

En este trabajo mostramos el modelo esquemático del ojo por medio de un software que nos ayudará en la visualización de la iluminación del fondo de ojo. Acotando el modelo a los

parámetros que se necesitan para la visión cercana, debido a que el instrumento que se diseña se utiliza en una posición próxima al ojo. La importancia de que este modelo sea muy similar a la anatomía, biométrica y óptica del ojo humano, es de suma importancia y referenciando estos datos a un promedio de un ojo adulto con un cristalino de una edad entre los 45 años [5], debido a que el prototipo que se diseña será implementado en este sector de la población, para la implementación de la técnica de oximetría de fondo de ojo.

El modelo que se utiliza cuenta con cuatro superficies refractivas con excentricidad progresiva promediada en córnea anterior [1] y una lente de índice gradiente similar a la lente Luneburg, que funge como el cristalino [5,6]. El modelo es iluminado con longitudes de onda de 660nm y 940nm las cuales son utilizadas para la oximetría. Esto se hace con la finalidad de tener una idea del comportamiento del trazado de rayos del haz incidente en las superficies del modelo, que influyen en la trayectoria al cruzar por los diferentes coeficientes de refracción y curvaturas.

Como elementos que conforman el ojo humano, encontramos la córnea, la cámara anterior, iris, cámara posterior, el cristalino y la retina como se muestran en la figura 1.

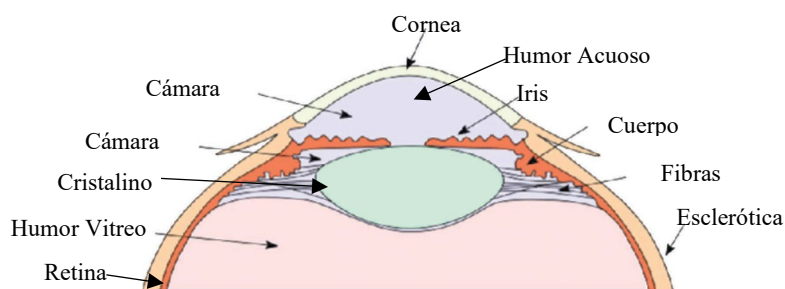


Figura 1. Anatomía básica del ojo humano y sus elementos ópticos [2]

La córnea, tiene una curvatura mayor que el globo ocular, es una estructura altamente transparente en forma de menisco. Una capa muy fina de fluido lagrimal cubre normalmente la superficie anterior, pero es demasiado fina para afectar de forma apreciable a la potencia y se puede ignorar en este contexto, pero es de gran importancia que la córnea permanezca húmeda. Esto se hace con los párpados, en la acción de parpadear barren con las secreciones del aparato lagrimal sobre la superficie a intervalos regulares, manteniendo los niveles de humedad de la conjuntiva y la córnea. Sin esta humedad la superficie corneal no sería ópticamente uniforme, presentando rugosidades afectando la calidad visual [3].

Vista de frente, la córnea tiene un diámetro alrededor de 12 mm, ligeramente más pequeño verticalmente que horizontalmente [3]. El radio medio de la superficie corneal anterior es de aproximadamente 7,7 mm, estando los valores de la parte central comprendidos entre 7 y 8,6 mm. En casi el 84% de todos los ojos, el radio está entre 7,5 y 8,2 mm [2]. En cuanto al índice de refracción, cada capa de la córnea tiene su propio índice de refracción, pero puesto que el estroma es la capa más gruesa, su índice de refracción es el que predomina, éste se sitúa entre 1.36 y 1.38 un valor intermedio entre el colágeno (1.55) y la sustancia fundamental (1.34). Para las lágrimas se considera un índice de 1.336. La cornea es una capa transparente de aproximadamente de espesor de .55mm. con un índice de refracción un poco más alto que el

del agua, que en el rango visible es aproximadamente de 1.333 [4]. La córnea puede verse como una continuación de la esclerótica, la parte dura y blanca del ojo. Donde la córnea proporciona aproximadamente $2/3$ del poder de enfoque total del ojo siendo de ~ 57 dioptrías. El iris funciona de forma similar al obturador de una cámara, controlando el tamaño de la pupila y por lo tanto la cantidad de luz que ingresa al ojo desde el exterior, el diámetro de la pupila varía según a la cantidad de luz a la que sea expuesta, aproximadamente entre 1.5 mm con luz brillante y hasta 8 mm por dilatación con fármacos o en la oscuridad total; estos diámetros se ven afectados por la edad. La buena calidad de visión solo está presente cuando la pupila mide entre 2 a 5mm. Cuando el ambiente es demasiado oscuro y el diámetro de la pupila es mayor a 5mm para aumentar la captación de luz y las aberraciones ópticas se presentan disminuyendo la calidad de la imagen, si el ambiente es demasiado brillante y la pupila es menor a 2mm, la difracción óptica reduce el rendimiento de la formación de imágenes. El cristalino es una estructura similar a un lente transparente biconvexo que está situado entre el iris y la cámara posterior, este consta de una parte blanda en la corteza y una parte densa el núcleo. Este elemento cambia su grosor y convexidad en respuesta a la contracción del musculo ciliar para enfocar la imagen en la retina, a esto se le llama acomodación del ojo. La cámara anterior está llena de humor acuoso y la posterior está llenas de humor vitreo, un material similar a un gel, están divididas por el cristalino y el iris. El índice de refracción del humor vitreo es de aproximadamente 1,336, mientras que el del humor acuoso es de 1.335.

2. TEORIA

2.1 Perfil corneal

La estructura y los elementos oculares humanos se describieron brevemente en la introducción. Para obtener la descripción geométrica y características ópticas de los elementos oculares, se utilizan una variedad de técnicas. Estas técnicas brindan resultados numéricos que son esenciales para el modelado matemático del ojo. A continuación, se enumeran algunas de estas técnicas:

1. Ophthalmic ultrasonography A-scan & B-scan
2. Pachymeter for cornea thickness
3. Partial Coherence Interferometry (PCI)
4. High-speed Optical Coherence Tomography (OCT)
5. Magnetic resonance imaging (MRI)
6. Specular microscopy
7. Keratometer

La técnica que utiliza la referencia [1] que tomamos como base para el modelado del ojo que se propone, es la **Corneal Topography**. Debido a que los datos reportados fueron obtenidos mediante el instrumento **Nidek ARK-10000** que es un corneal topography system, esta es una técnica de imagen médica no invasiva para mapear la curvatura de la superficie de la córnea. En base a lo expuesto se midieron 71 ojos con una visión 20/20, mostrando que el

perfil de la córnea tiene una variación de la forma no lineal del centro hacia el exterior [1]. Presentando una ecuación de combinaciones lineales de funciones exponenciales para describir las variaciones del perfil corneal anterior Ec. (1).

$$e(r) = C_1 e^{-\lambda_1 r} + C_2 e^{-\lambda_2 r} \quad (1)$$

donde los valores de $\lambda_1, \lambda_2, C_1, C_2$, son calculados usando Nelder-Mead simplex optimization method con MATLAB y r distancia radial desde el eje óptico. Después con estos valores calculados se sustituye el valor Q en la ecuación de superficies esféricas Ec. (2),

$$z = \frac{\frac{r^2}{R}}{1 + \sqrt{1 - (1 + Q) \left(\frac{r}{R}\right)^2}} \quad (2)$$

donde:

z = sagita de la superficie. $r^2 = x^2 + y^2$	R = radio de curvatura en el vértice. Q = constante de conicidad.
---	--

Ahora sustituyendo la ecuación (1) en (2) para obtener $z(r)$

$$z(r) = \frac{r^2}{R + \sqrt{R^2 - (1 - (C_1 e^{-\lambda_1 r} + C_2 e^{-\lambda_2 r}))r^2}} \quad (3)$$

que representa la altura sagital de una córnea genérica de perfil con excentricidad variable (asfericidad). También muestran la comparación del nuevo perfil con perfiles ya establecidos como el de Gullstrand y los perfiles corneales $Q = -0.528$ y $Q = -0.26$ figura (2).

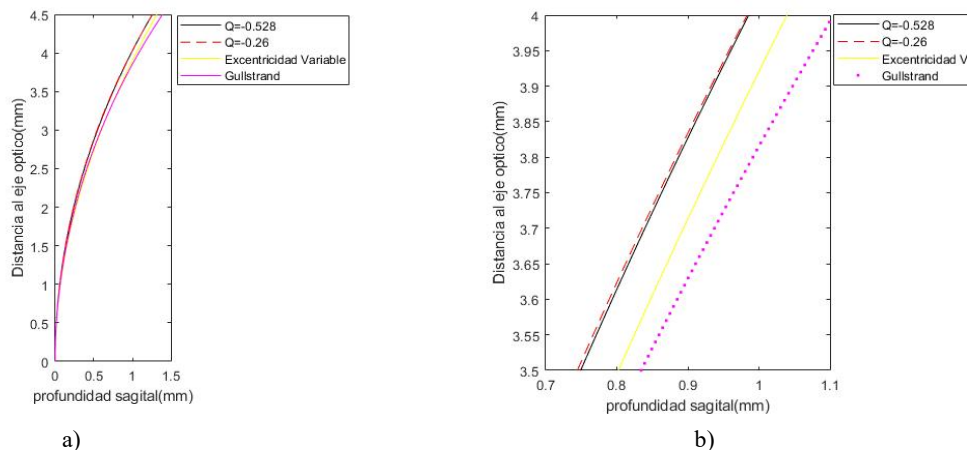


Figura (2) a) Comparación del perfil esférico propuesto y los perfiles cónicos descritos en el texto. b) Ampliación de la región donde se manifiestan las diferencias entre los perfiles [1]

Podemos observar que en el centro los perfiles presentan una gran similitud, pero esta va disminuyendo a medida que se avanza hacia los extremos del perfil, en esta referencia que

se toma como base pudieron realizar el modelado de un perfil corneal promedio más cercano al perfil real, reproduciendo los datos clínicos de 71 ojos, por medio del instrumento Nidek ARK-10000.

2.2 Cristalino

El cristalino es el componente dinámico del sistema ocular que cambia o acomoda su forma para enfocar correctamente el ojo en respuesta a la demanda visual, el cual es contenido en una cápsula elástica; es una lente biconvexa de potencia dióptrica variable que puede enfocar a diferentes distancias gracias al mecanismo de la acomodación y cuya característica principal es su heterogeneidad física y óptica. La superficie anterior está en contacto con la cara posterior del iris y está bañada por el humor acuoso, mientras que la superficie posterior está en contacto con el humor vítreo, un gel transparente que ocupa el segmento posterior del ojo y cuyo índice refractivo se puede considerar igual al del humor acuoso.

La heterogeneidad del cristalino permite que tenga un índice gradiente (*GRIN: Gradient-index*) los efectos producidos por una variación gradual del índice de refracción.

En el ojo humano, el índice de refracción del cristalino varía desde aproximadamente 1,406 en las capas centrales, hasta 1,386 en las capas menos densas del borde. Esto permite que el ojo muestre imágenes con buena resolución y baja aberración en distancias cortas y largas. Con esto la componente óptica que semejaría una lente gradiente sería la lente Luneburg, donde la distribución del índice esta descrito por la función $n(r)$ Ec. (4) donde x , y y z son coordenadas cartesianas.

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2} \quad (4)$$

utilizando los datos obtenidos por [3] y tratando al cristalino como una lente cementada figura (3) [4] con un índice gradiente implementando la Ec. (5)

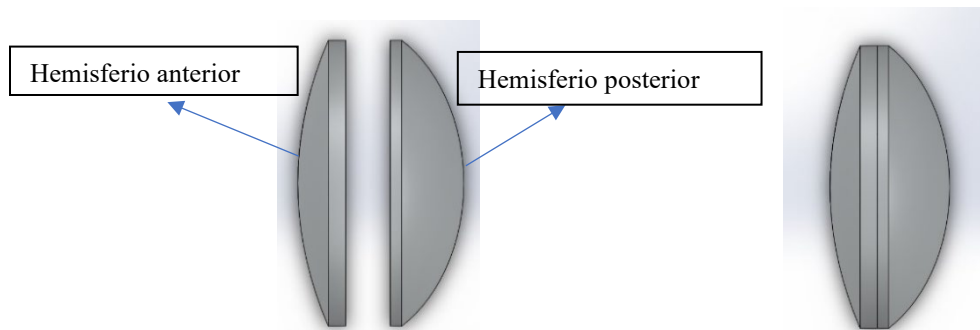


Figura (3) Cristalino conformado por dos hemisferios para simular el índice gradiente, que va incrementando del hemisferio anterior al centro y decreciendo del hemisferio posterior a la periferia

La distribución del índice gradiente es representado en la forma:

$$n(w, z) = n_{00} + n_{01}z + n_{02}z^2 + n_{10}w^2 \quad (5)$$

donde z está a lo largo del eje óptico, w es la distancia radial perpendicular al eje z ($w^2 = x^2 + y^2$) y n_{00} , n_{01} , n_{02} y n_{10} son los coeficientes de índice para una distribución de índice gradiente. El modelo utiliza en vez del modelo comúnmente aceptado de lente de Luneburg [5] se usa la representación del cristalino del modelo de Liou-Brennan [6] usando los índices de refracción, parámetros de forma reportados en la literatura [5], y el índice de refracción oscila entre $n_c = 1.371$ en el núcleo y en la periferia del cristalino $n_c = 1.397$.

La dependencia de la edad de los parámetros geométricos se estima mediante las siguientes ecuaciones. Ec. (6)

$$R = \frac{[0.0138(\pm.002) * Age + 8.7]}{2} \quad (6)$$

$$z_p = 0.0074(\pm.002) * Age + 2.33$$

$$z_A = 0.0049(\pm.002) * Age + 2.33$$

donde R es la distancia perpendicular al eje z , z_A es la distancia en el eje Z del vértice central del hemisferio anterior al centro y z_p es la distancia en el eje Z del centro al vértice del hemisferio posterior. La variable Age es la edad del cristalino que se quiere modelar.

La figura 4 muestra los contornos isoindiciales bielípticos continuos en el plano sagital, también podemos ver la distribución del índice de refracción y las dimensiones que se calculan con las ecuaciones anteriores Ec. (6).

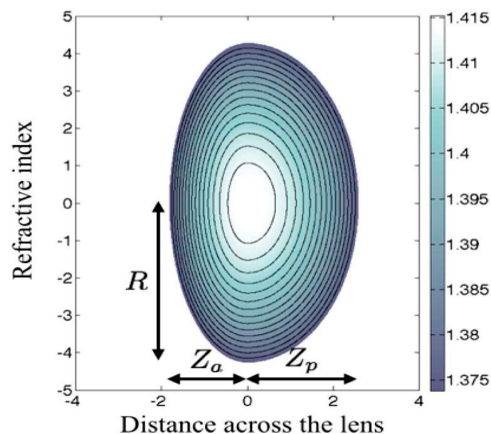


Figura (4) Geometría del modelo biesférico que muestra la continuidad de las líneas isoindiciales en el plano ecuatorial [3]

3. PARTE EXPERIMENTAL

El desarrollo del modelo esquemático al cual nos referimos en este trabajo, toma como base [1], [5] y [6], con respecto a [1] se modela el perfil de la córnea utilizando el software de Matlab, en el cual se realiza una corrida de datos utilizando la ecuación de superficies esféricas modificada con excentricidad variable (3) se obtiene el perfil de la córnea adulta. Después, con los datos arrojados se realizó un promedio de la excentricidad variable ec. (1) buscando empatar los perfiles de córnea (perfil con excentricidad variable y el perfil promediado) dando como resultado lo siguiente.

El promedio obtenido se utiliza para el cálculo de la constante de conicidad, esto se hace con la finalidad de poder simular el perfil en el software para el trazado de rayos. En la figura (6) se muestra un empalme de los dos perfiles para observar sus semejanzas y también se muestra un acercamiento en los extremos de los perfiles para mostrar si conservan tal similitud.

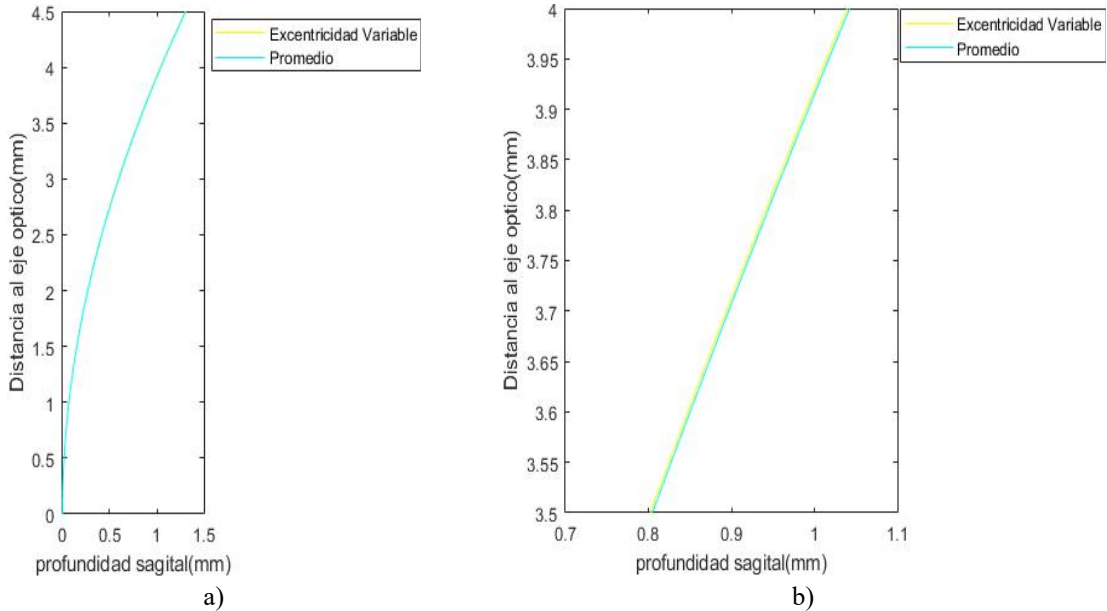


Figura 6 (a) Comparación del perfil esférico progresivo y el perfil cónico promediado y (b) zoom en la región donde las diferencias entre los perfiles anteriores (ver figura (2)) se manifiestan, podemos ver que entre el perfil esférico progresivo y el promediado mantienen una similitud notable

Para la simulación del cristalino, se utilizan las ec. (6) para obtener las dimensiones de un cristalino adulto también los índices de refracción para visión cercana reportados en [5] y utilizando los datos reportados en [6], esto se hace para facilitar la representación del cristalino en el software de trazado de rayos. Ya que, al tratar el cristalino como una lente cementada como se muestra en la figura (3) facilita la simulación de su forma y el índice gradiente, que va incrementando del hemisferio anterior al centro y decreciendo del hemisferio posterior a la periferia, pero respetando las dimensiones z_a , z_p y R .

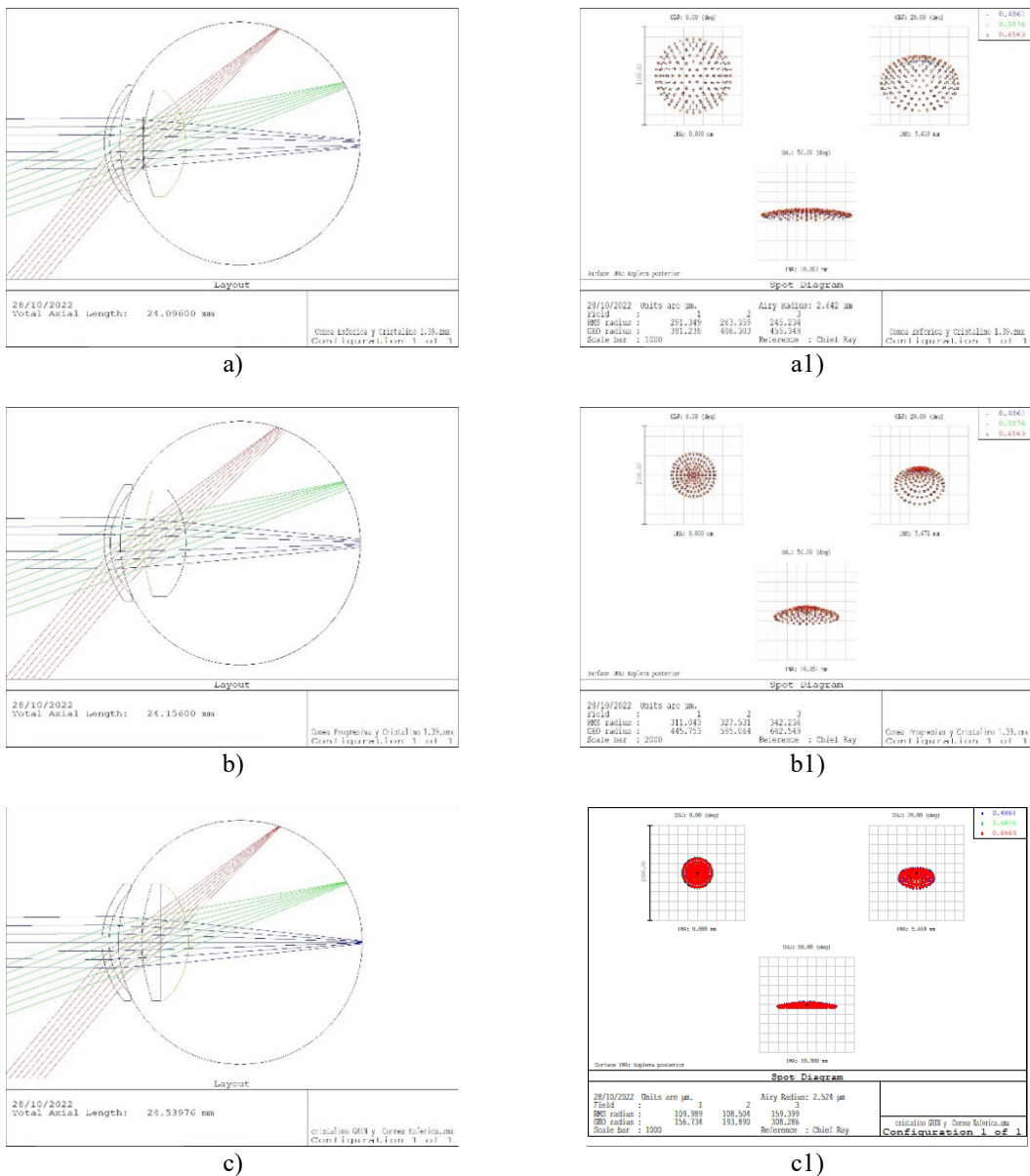
Tabla 1. Parámetros del Modelo

SUPERFICIES	RADIO (mm)	DISTANCIA (mm)	n
Cornea anterior (Aire a Cornea)	7.7	.55	1.376
Cornea posterior (Cornea a Humor acuoso)	6.8	3.00	1.336
Cristalino anterior (Humor Acuoso a Cristalino)	12.99	1.8705	1.371 – 1.397
Cristalino posterior (Cristalino a Humos Vitreo)	-8.76	2.663	1.397-1.371
Humor vitreo a Retina		16.6815	1.335

4. RESULTADO

Con la recolección de todos los datos citados, podemos simular un ojo humano adulto de tamaño promedio que según la literatura que oscila entre 24 a 25 mm. En la figura 7), a) córnea esférica y cristalino con un índice $n=1.41$, a.1) su diagrama de manchas en b) se muestra la córnea con perfil promediado y cristalino con un índice $n=1.41$ (no gradiente), también se muestra en b1) su diagrama de manchas, c) se muestra cornea esférica con cristalino gradiente con los datos recolectados de [5] en c1) su diagrama de manchas.

Figura 7 d) se muestra el modelo de ojo con la córnea promediada y el cristalino gradiente d1) muestra su diagrama de manchas. Podemos ver cómo afectan por si solas, el trazado de rayos de la córnea y el cristalino. Los esquemáticos mostrados, tienen las mismas dimensiones tanto en cristalino como en córnea.



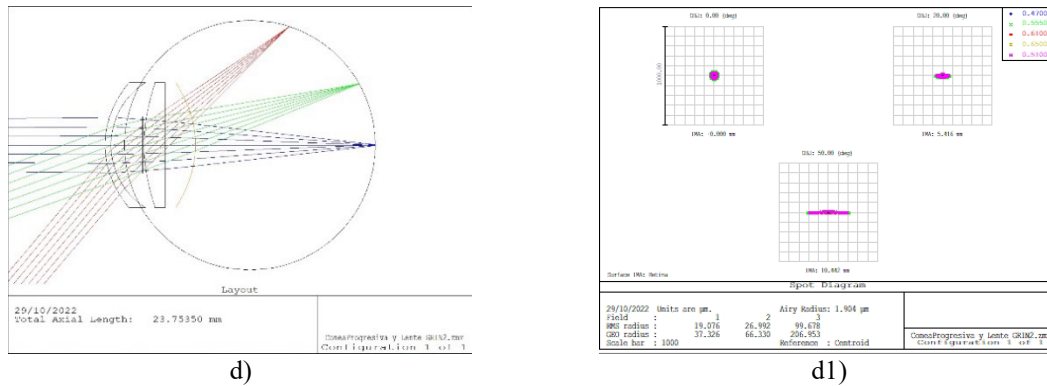


Figura 7. Layout del modelo del ojo simulado en ZEMAX (izquierda). A la derecha se muestran los diagramas de puntos (derecha superior), a) córnea esférica y cristalino con un índice $n=1.41$ a.1) su diagrama de manchas b) córnea con perfil promediado y cristalino con un índice $n=1.41$ b1) su diagrama de manchas, c) cornea esférica con cristalino gradiente con los datos recolectados de [5] c1) diagrama de manchas, d) muestra el modelo de ojo con la córnea promediada y el cristalino gradiente d1) muestra su diagrama de manchas

En los modelos que se muestran, podemos ver que los componentes de importancia a los que nos referimos (cornea progresiva y cristalino gradiente) cada componente funcionando por separado influyen notablemente en trazado de rayos, si bien en las imágenes no se aprecia la influencia del cristalino gradiente con respecto a un cristalino uniforme, pero en el diagrama de manchas si podemos ver como influye, lo que se puede deducir que el programa calcula la influencia de la lente GRIN pero no lo traza.

5. CONCLUSIÓN

Este modelo esquemático será implementado para simular observaciones en fondo de ojo, las aberraciones que se presentan se esperan corregir por medio del sistema óptico en cargado de la toma de imágenes. También por medio de este modelo podremos realizar una iluminación de campo amplio, iluminando gran parte del interior del ojo, esto será de gran ayuda para toma de imágenes de campo amplio en fondo de ojo. Los demás esquemáticos presentados en este trabajo muestran un diagrama de manchas muy aberrado, también podemos destacar que los dos componentes tanto la córnea con excentricidad promediada y el cristalino gradiente al trabajar juntos los resultados indican una disminución en el diagrama de manchas, tomando como relevante las reducciones mostradas en las manchas de la periferia, lo que influiría en la calidad de imagen.

6. REFERENCIAS

- [1] A. Rosales, M. Juárez-Aubry, E. López-Olazagasti, J. Ibarra y E. Tepichín, "Anterior corneal profile with variable asphericity", *Applied Optics*, vol. 48, n. 35, p. 6594, diciembre de 2009. Disponible: <https://doi.org/10.1364/ao.48.006594>
- [2] Artal, P. (2017, 17 febrero). *Handbook of Visual Optics, Volume One: Fundamentals and Eye Optics (English Edition)* (1.^a ed.). CRC Press.
- [3] Smith, G. & Atchison, D. A. (1997). *The Eye and Visual Optical Instruments*. Cambridge University Press.

- [4] B. Tan, "Optical Modeling of Schematic Eyes and the Ophthalmic Applications", text, 2009.]. Disponible: http://trace.tennessee.edu/utk_graddiss/63
- [5] Gómez-Correa, J. E., Balderas-Mata, S. E., Pierscionek, B. K. y Chávez-Cerda, S. (2015). Composite modified Luneburg model of human eye lens. *Optics Letters*, 40(17), 3990. <https://doi.org/10.1364/ol.40.003990>
- [6] H.-L. Liou y N. A. Brennan, "Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling", *Journal of the Optical Society of America A*, vol. 14, n. 8, p. 1684, agosto de 1997. Disponible: <https://doi.org/10.1364/josaa.14.001684>
- [7] Graydon, O. "Eye sensor offers instant blood glucose readings." *OPTO AND LASER EUROPE*, 2005, vol. 133, p. 19.