



Ojo Esquemático para Oximetría Retinal

^aErnesto Hernández Sánchez, ^aAyubu Hassan Mbagha,
^aCarlos Gerardo Treviño Palacios.



a Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, San Andres Cholula, Puebla.

RESUMEN

En el desarrollo de la instrumentación aplicada, en su fase de prototipado necesita de simulaciones del objeto o la situación en la que el instrumento sea puesto a prueba, y más hablando de la instrumentación aplicada a la salud, en el siguiente trabajo se muestra un modelo esquemático del ojo humano, este modelo es utilizado para la implementación de la técnica de la oximetría de campo amplio en 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 coloca en una posición próxima al ojo. La importancia de que este modelo sea muy similar a la anatomía, biométrica y óptica del ojo humano adulto, debido a que el prototipo que se diseña será implementado en este sector de la población.

INTRODUCCIÓN

El modelo que se utiliza cuenta con cuatro superficies refractivas con excentricidades progresivas [1] y una lente de índice gradiente similar a la lente luneburg [2], que funge como el cristalino. El modelo es iluminado con longitudes de onda de 660nm y 940nm las cuales son utilizadas para la oximetría.

OBJETIVO

Desarrollar modelo esquemático del ojo humano adulto de 35 años. Debido a que en esta edad se presentan síntomas de diabetes y posteriormente problemas de visión causados por la diabetes, derivando en retinopatía diabética.

METODOLOGÍA

PARAMETROS DEL MODELO Y CONSIDERACIONES

SUPERFICIES	RADIO (mm)	DISTANCIA (mm)	n
Cornea anterior (Aire a Cornea)	7.45	.55	1.376
Cornea posterior (Cornea a Humor acuoso)	6.4	3.00	1.336
Cristalino anterior (Humor Acuoso a Cristalino)	12.99	4.4105	1.3709 - 1.3963 - 1.3709
Cristalino posterior (Cristalino a Humos Vitreo)	-8.76	16.63	1.337

PERFIL DEL CRISTALINO

Utilizando los datos obtenidos por [3] y tratando al cristalino como una lente cementada [4] con un índice gradiente.

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

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

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

GRUPO DE ECUACIONES 2

La distribución de el índice gradiente es representado en la forma:

$$n(w, z) = n_{00} + n_{01}z + n_{02}z^2 + n_{10}w^2 \quad (3)$$

Donde z esta 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.

RESULTADO

Con la recolección de todos los datos citados, podemos simular un ojo humano adulto de tamaño promedio que según la literatura oscila entre 24 a 25 mm.

CONCLUSIÓN

En los resultados se muestra aberración esférica que es aceptable debido a que estamos representando un ojo adulto entre los 45 años. Este modelo será implementado para simular oximetría de fondo de ojo, con esto esperamos corregir esta aberración por medio del sistema óptico en cargado de la oximetría. 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 diferenciar oximetría central y oximetría periférica.

PERFIL DE LA CORNEA ANTERIOR

Utilizando los datos reportados de la siguiente [2] y utilizando la ecuación de una superficie esférica modificada, se presenta la comparación de las siguientes curvas, de línea continua se expone la de excentricidad variable comparada con la de excentricidad promediada.

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

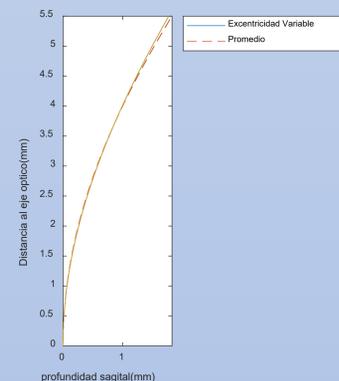
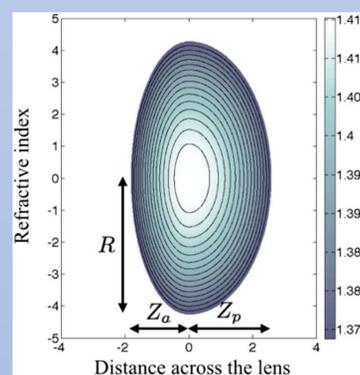
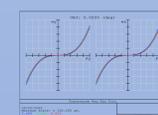
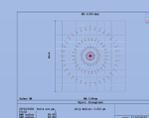
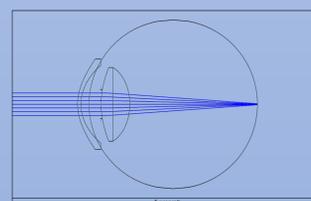


Fig2. Geometría del modelo biesférico que muestra la continuidad de las líneas isoíndices en el plano ecuatorial [4].



[1] Weale, R. A. (1961). Retinal Illumination and Age. *Lighting Research and Technology*, 26(2) IEStrans, 95-100. <https://doi.org/10.1177/147715356102600204>

[2] M. A. Rosales, M. Juárez-Aubry, E. López-Olazagasti, J. Ibarra y E. Tepichín, "Anterior corneal profile with variable asphericity", *Applied Optics*, vol. 48, n.º 35, p. 6594, diciembre de 2009. Disponible: <https://doi.org/10.1364/ao.48.006594>

[3] 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>

[4] Liou, H.-L., & Brennan, N. A. (1997). Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. *Journal of the Optical Society of America A*, 14(8), 1684.