

Martínez-Sánchez, G.J.; Escobar del Pozo, C.; Villa-Velázquez Mendoza, C. I.
Influencia de la Posición de los Canales Colectores en la Presión Intraocular
Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, vol. 38, núm. 1, enero-abril, 2017, pp. 314-
323
Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica
Distrito Federal, México

Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=61949530028>

- Cómo citar el artículo
- Número completo
- Más información del artículo
- Página de la revista en redalyc.org

dx.doi.org/10.17488/RMIB.38.1.27

Influencia de la Posición de los Canales Colectores en la Presión Intraocular

Influence of the Collector Channels on the Intraocular Pressure

G.J. Martínez-Sánchez¹, C. Escobar del Pozo², C. I. Villa-Velázquez Mendoza³

¹Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Universidad de Colima, Coquimatlán, Colima, México.

²Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, Universidad de Colima, Coquimatlán, Colima, México.

³Facultad de Ingeniería Civil, Universidad de Colima, Coquimatlán, Colima, México.

RESUMEN

El objetivo del presente trabajo es determinar la influencia que tiene la posición de los canales colectores en la presión intraocular y su contribución en el desarrollo del glaucoma. Para realizar el análisis se llevaron a cabo simulaciones numéricas utilizando el método de elemento finito para dos casos de estudio. El primer caso es un modelo simplificado de sección rectangular que simula el flujo entre dos canales colectores; el segundo modelo describe el flujo en todo el canal de Schlemm (CS), considerando que es un aro rígido de espesor constante, con cuatro distribuciones de los canales colectores. Se obtuvieron los perfiles de presión y velocidad en los dos casos. En el caso simplificado se tienen diferencias de 10 Pa entre las presiones medias. El segundo modelo muestra que el arreglo simétrico tiene una distribución de presiones constante mientras que los casos asimétricos presentan variaciones de 2 Pa. Los resultados confirman que la posición de los canales colectores tiene influencia en la presión intraocular. Este estudio da lugar a realizar un análisis en estado transitorio, considerando las propiedades elásticas del CS así como las variaciones de diámetro de los canales colectores.

PALABRAS CLAVE: Canales colectores, canal de Schlemm, glaucoma, presión intraocular.

ABSTRACT

The aim of the present study is to determine the influence of the position of the collecting channels on intraocular pressure and its contribution to the development of glaucoma. Numerical simulations were performed using the finite element method for two case studies. The first case is a simplified model of rectangular section that simulates the flow between two collecting channels. The second model describes flow throughout the Schlemm channel (CS), considering that it is a rigid ring of constant thickness, with four distributions of the collector channels. The pressure and velocity profiles are shown for both cases. In the simplified case, there are differences of 10 Pa between the average pressures. The second model shows that the symmetric arrangement has a constant pressure distribution while the asymmetric cases have variations of 2 Pa. The results confirm that the position of the collecting channels influences the intraocular pressure. This study shows that a transient analysis is needed to understand the whole process, considering the elastic properties of the CS as well as the variations of diameter of the collecting channels.

KEYWORDS: Channels collectors, Schlemm's canal, glaucoma, intraocular pressure.

Correspondencia

DESTINATARIO: Carlos Escobar del Pozo

INSTITUCIÓN: Facultad de Ingeniería Mecánica y
Eléctrica, Universidad de Colima

DIRECCIÓN: Carretera Colima-Coquimatlán Km. 9, Valle
de las Huertas, C.P. 28400, Coquimatlán, Colima,
Colima

CORREO ELECTRÓNICO: cescobar@ucol.mx

Fecha de recepción:

14 de diciembre de 2016

Fecha de aceptación:

26 de diciembre de 2016

INTRODUCCIÓN

El glaucoma es una enfermedad degenerativa causada por el aumento de la presión intraocular (PIO). En los casos cuando no se tiene el diagnóstico ni se cuenta con el tratamiento adecuado el glaucoma puede ocasionar ceguera [1]. El incremento de PIO se genera cuando existe un desequilibrio entre la entrada y la salida de humor acuoso (HA), que en condiciones fisiológicas normales tiene un flujo de entrada al ojo de $2 \mu l$ a $2.5 \mu l$ por minuto [2]. Para drenar el HA el ojo cuenta con 2 vías de salida: la vía uveoescleral que drena desde el 10% hasta el 35% del HA a través del músculo ciliar; y la vía trabecular que se encarga de la salida del 75% hasta el 90% del HA. La vía trabecular consta de la red trabecular (RT), por donde pasa el HA para llegar al canal de Schlemm (CS) y de ahí llevarlo a los canales colectores (CCs) que son los responsables de regresar el HA al torrente sanguíneo [3]. Los canales colectores están distribuidos de manera aleatoria, con una mayor concentración en la región inferior-nasal que de la región temporal del ojo [4].

Las causas que originan el glaucoma aún están en discusión; una de las teorías más aceptadas es que la resistencia al flujo del HA se encuentra en la vecindad de la pared endotelial entre la RT y el CS [5, 6, 7]. Sin embargo, existen trabajos recientes que han aportado evidencia de que el 50% de la resistencia al flujo se presenta en el CS y los CCs [4, 8, 9, 10]. Cheryl R. Hann muestra en su trabajo que a bajas presiones de perfusión, alrededor del 50% de la resistencia al flujo se presenta en el CS, los CCs y el sistema episcleral venoso. Esta resistencia también se presenta a altas presiones de perfusión pero en menor medida. En este mismo sentido, existe evidencia experimental que sugiere que los CCs y los vasos intraesclerales sufren cambios ante variaciones de la PIO en ojos fisiológicamente sanos así como en ojos que padecen alguna patología [8, 10]. Por otra parte Haiyan Gong en su trabajo establece al CS y a los CCs como objetos de estudio relacionados con la resistencia al flujo del HA. Ante un colapso del CS, las hernias den-

tro de la ostia del CC aumentan, lo que provoca una disminución del flujo y un incremento en la PIO [4]. Estas nuevas evidencias sugieren que el número de CCs así como su posición tienen un papel en la regulación de la PIO, por lo que es necesario realizar un análisis de dichas variables para determinar su influencia.

En este trabajo se presenta un análisis descriptivo del flujo del HA en el CS; para analizar la influencia que tiene la posición de los CCs en la presión del HA dentro del CS así como en la PIO. En la sección II se describen los detalles del análisis de elemento finito que se realizó; en la sección III se presentan los resultados de dos modelos: el primero describe el flujo en el CS entre dos canales colectores, mientras que el segundo modelo describe el flujo dentro del CS con diferentes distribuciones de los canales colectores; la sección IV muestra la discusión del trabajo de investigación; y por último, la sección V describe las conclusiones del artículo.

METODOLOGÍA

Con el objetivo de determinar la influencia que tiene la distribución de los CCs en la PIO se plantean dos modelos. En el primer modelo, que se muestra en la Figura 1, se analiza la influencia que tiene la posición de dos canales de salida en una sección rectangular, dicha sección está formada por el CS y la RT. El espesor de la RT y del CS, así como la longitud de la sección se obtuvieron de [3, 11]. Se analizan diferentes posiciones del canal de salida de la extrema derecha. En el primer caso de estudio los CCs se encuentran en cada extremo de la estructura rectangular de forma simétrica. De acuerdo a [11] la distancia promedio entre dos canales colectores es de $1.2 \times 10^{-3} m$, por lo que se usó esta longitud para definir lo largo del canal rectangular. En el caso 2, el CC del extremo derecho se desplaza a una distancia de $1.5 \times 10^{-4} m$ hacia el CC del extremo izquierdo. Los casos 3 al 8 siguen el mismo patrón desplazándose a la misma distancia de modo que en el último caso, caso 8, ambos CCs se encuentran a una distancia de $0.15 \times 10^{-3} m$.

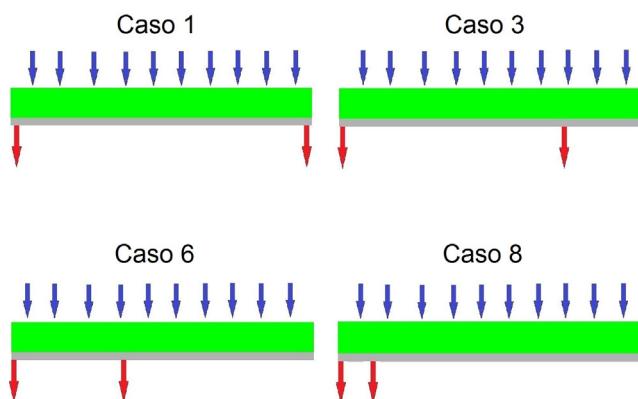


FIGURA 1: Modelo de sección rectangular con 2 canales colectores, 4 casos elegidos. En verde la red trabecular, en gris el canal de Schlemm, en azul presión de entrada y en rojo presión de salida.

El segundo modelo es un anillo que tiene 30 CCs distribuidos de acuerdo a diferentes arreglos. En el primer caso los canales se distribuyen simétricamente y posteriormente los arreglos subsiguientes se distribuyen en formas asimétricas, como la Figura 2.

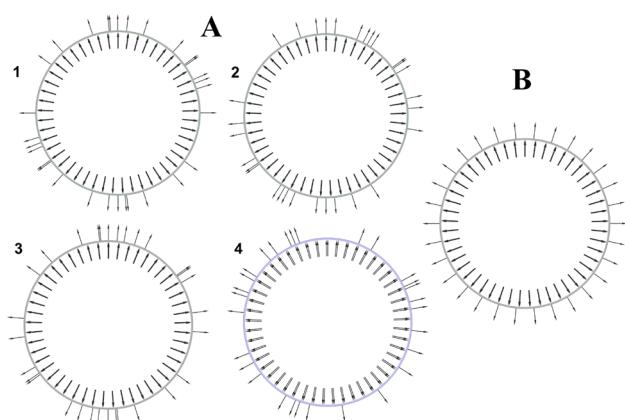


FIGURA 2: Modelo en anillo. Asimétricos (A), arreglos 1 a 3 con 30 CCs y arreglo 4 con 29 CCs (ojo normal sano). Simétrico (B) con 30 CCs. En gris la estructura formada por el canal de Schlemm y la red trabecular, flechas entrantes al anillo en presión de entrada y flechas salientes del anillo en presión de salida.

Para el modelo simétrico cada CC se encuentra desfasado 12° uno de otro. Para los modelos asimétrico se tienen cuatro arreglos, los tres primeros arreglos se hacen aplicando una distribución de probabilidad de variable discreta con un rango de 0° a 48° entre cada CC. El cuarto arreglo se obtiene a partir de la micro cromatografía de [4]; donde muestra una distribución de 29 CCs en el CS para un ojo normal sano. En todos los modelos se impone una presión de entrada de 1862 Pa [12] y una presión de salida de 933.254 Pa [13]. Usando datos experimentales se define la permeabilidad de $3 \times 10^{-16} \text{ m}^2$ [14] y la porosidad de 0.264 [15] para la RT.

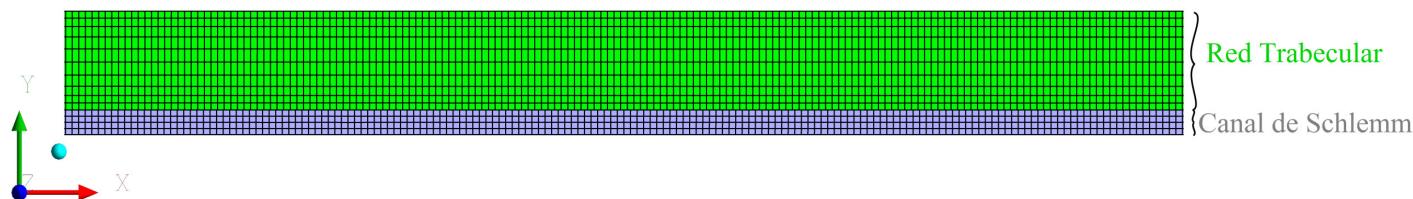
En todos los casos se resuelven las ecuaciones de Navier Stokes mediante el método de elemento finito, considerando que el número de Reynolds es de 1.5×10^{-3} , tanto en el primer modelo en coordenadas cartesianas como para el segundo modelo en coordenadas cilíndricas. Se considera un régimen estacionario, con propiedades de la matriz porosa y del fluido constantes. La RT se considera que es un medio poroso rígido y homogéneo con permeabilidad y porosidad constantes. Se establece la condición de no deslizamiento entre el fluido y el medio poroso así como con las paredes del CS. En todos los casos se impone una presión a la entrada de 1862 Pa [12] y una presión de salida de 933.254 Pa [13].

La Tabla 1 muestra los valores de las propiedades que se usaron para el modelo de la sección rectangular así como para el modelo del anillo.

La Figura 3 muestra la discretización de malla utilizada en los modelos.

TABLA 1: Datos utilizados en la simulación numérica.

Variable	Valor	Referencia
Permeabilidad de la RT para el modelo de 30 CCs.	$3 \times 10^{-16} \text{ m}^2$	[14]
Permeabilidad de la RT para el modelo de 2 CCs.	$9 \times 10^{-15} \text{ m}^2$	[14]
Longitud de la estructura formada por el CS y la RT.	$1.2 \times 10^{-3} \text{ m}$	
Viscosidad de la RT.	0.0903 $\text{Pa} \cdot \text{s}$	[16]
Porosidad de la RT.	0.264	[15]
Densidad de la RT.	$1,200 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$	
Espesor de la RT.	$100 \times 10^{-6} \text{ m}$	[3]
Radio de la RT.	$5.75 \times 10^{-3} \text{ m}$	[17]
Altura de la RT.	$300 \times 10^{-6} \text{ m}$	[17]
Densidad del HA.	$998.7 \text{ kg} \cdot \text{m}^{-3}$	[11]
Viscosidad del HA.	$7.5 \times 10^{-4} \text{ Pa} \cdot \text{s}$	[11]
Altura del CS.	$25 \times 10^{-6} \text{ m}$	[11]
Diámetro del CC.	$25 \times 10^{-6} \text{ m}$	[18]
Presión de entrada (PIO).	1862 Pa	[12]
Presión de salida (presión venosa).	933.254 Pa	[13]

**FIGURA 3: Malla y sistema de referencia empleados en el modelo de sección rectangular con 2 canales colectores.**

En cada caso se realiza un análisis de sensibilidad de malla para determinar la discretización óptima. El modelo de 2 CCs cuenta con 63,604 nodos y 59,459 elementos cuadriláteros. El caso simétrico con 30 CCs para el modelo del anillo cuenta con 41,304 nodos y 40,734 elementos cuadriláteros. Los tres arreglos asimétricos con 30 CCs cuentan con 39,557, 39,745 y 39,027 nodos y 37,437, 37,037 y 36,050 elementos cuadriláteros, respectivamente. El arreglo asimétrico con

29 CCs para el modelo del anillo cuenta con 39,403 nodos y 42,747 elementos cuadriláteros. En cada modelo y para cada caso se traza una línea recta en el centro del CS que permitirá obtener la distribución de presión y velocidad en esa posición. Así también, para visualizar la distribución de presión y velocidad en el CS y la RT del modelo con 2 CCs, se crea un plano que cubre toda la sección rectangular.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Para el caso rectangular se obtuvieron distribuciones de presión a lo largo de una línea en el centro, así como la distribución de presión en todo el canal de Schlemm. También se muestran las dos componentes de la velocidad a lo ancho del CS para diferentes posiciones, lo que permite analizar la influencia que tienen las diferentes posiciones de los canales sobre la dinámica del humor acuoso. Sólo se muestran las distribuciones de presiones de cuatro casos, el primero de ellos es la distribución simétrica cuando las salidas se encuentran en los extremos del canal, los casos siguientes la salida derecha se va recorriendo una cierta distancia. La Figura 4 con la vista A muestra la distribución de presión en la estructura conformada por el CS y la RT y en la Figura 4 con vista B se hace un acercamiento al CS para poder observar cómo se distribuye la presión dentro de la sección rectangular.

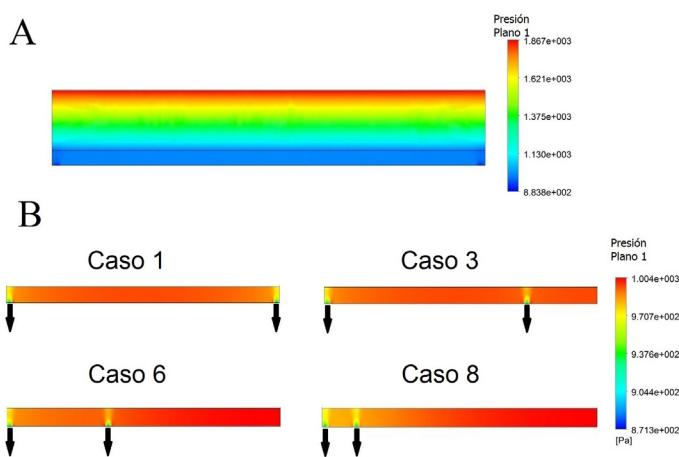


FIGURA 4: Distribución de presión para el modelo de sección rectangular. (A) Vista global de la estructura formada por el canal de Schlemm y la red trabecular. (B) Vista local en el canal de Schlemm.

La Figura 5 muestra perfiles de presión sobre la línea trazada en el centro del CS para los 4 casos en estudio. En la gráfica se puede observar que la presión del caso 3 es menor con respecto a los demás casos, cabe destacar que también es menor que la distribución de presión

obtenida en el caso 1, que es el caso simétrico. En cada caso se observan dos cambios abruptos en la presión, esto representa la presencia de los CCs. Los 4 casos coinciden en la caída de presión del extremo izquierdo.

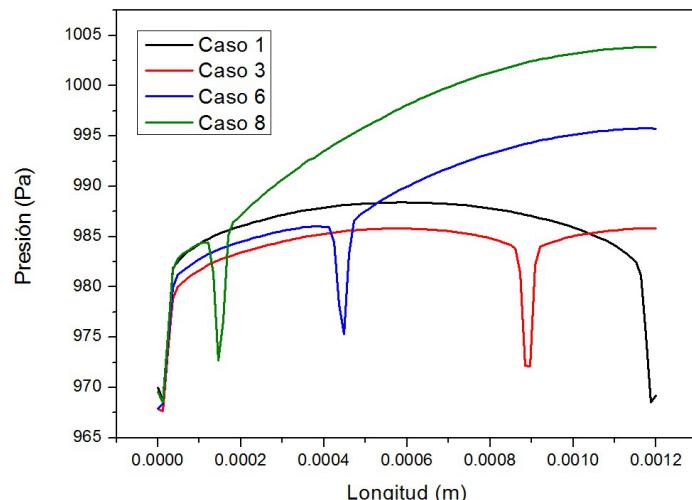


FIGURA 5: Presión en el canal de Schlemm de los 4 casos elegidos para el modelo de sección rectangular con 2 canales colectores.

A partir de las distribuciones en todo el CS se obtienen las presiones máximas, mínimas, y promedios para cada caso del modelo de sección rectangular, Figura 6.

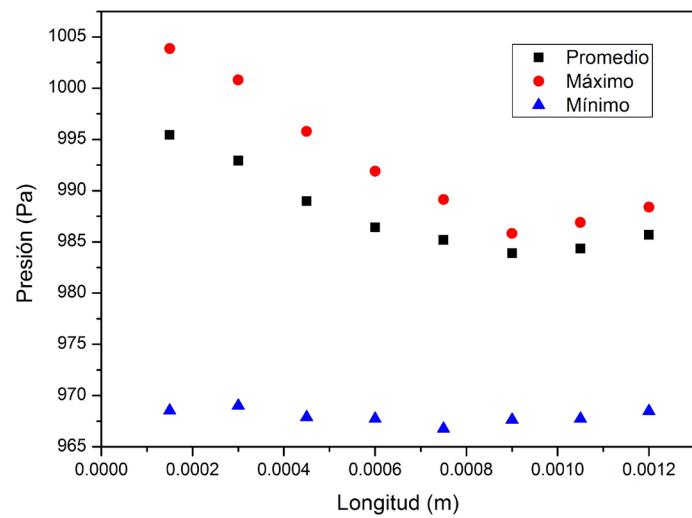


FIGURA 6: Presión promedio, máximo y mínimo para el modelo de sección rectangular con 2 canales colectores.

Se puede observar que para la presión media el valor mínimo se obtiene cuando las salidas se encuentran separadas $9 \times 10^{-4} m$ de distancia, para las presiones máximas de cada caso también se obtiene un valor mínimo cuando las salidas estás separadas $9 \times 10^{-4} m$. Tanto la presión máxima como la presión media alcanza un valor máximo cuando los canales colectores están lo más cerca posible, $1.5 \times 10^{-4} m$ de separación entre las salidas.

Cabe destacar que estos valores de presión máxima se obtiene en el extremo que no tiene salida. La diferencia más grande entre la presión máxima y la presión media se da entre los casos que están separados $4.5 \times 10^{-4} m$, siendo una diferencia de 5.0 Pa . El incremento de presión media entre los casos extremos es de 15.5 Pa , lo que representa un incremento del 1.56% con respecto a la presión del caso simétrico. Los valores de presión mínima para todos los casos es prácticamente constante, con un valor de 1.1 Pa .

Los resultados de presión de la distribución circular a lo largo de la línea en el centro del CS se muestran en la Figura 7, en la que se pueden ver las presiones para el caso simétrico y los casos asimétricos.

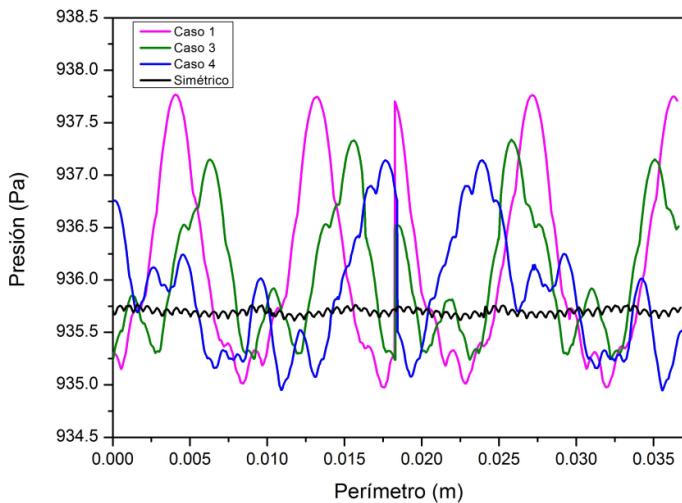


FIGURA 7: Presión en el canal de Schlemm para el modelo simétrico y los arreglos del modelo asimétrico.

De todos los casos simulados en el modelo asimétrico, es el caso 1 en el que se obtiene la presión más alta y el caso 4 en el que se tiene la presión mínima del modelo. La diferencia más grande de presión entre el modelo simétrico y el caso 1 del modelo asimétrico es de 1.996 Pa lo que representa a un 0.23% de aumento de presión teniendo como referencia el caso simétrico. La diferencia de presión entre el modelo simétrico y el arreglo 4 (ojo sano) es de solo 0.665 Pa ; esto representa un 0.07% de disminución de presión.

Por último se presentan los perfiles de velocidad del HA dentro del CS. Los perfiles mostrados corresponden a líneas que se colocaron a lo largo del CS, comenzando con el extremo izquierdo, perfil 1, y desplazando una distancia $6 \times 10^{-5} m$ hasta llegar al extremo derecho del CS. Los perfiles del 1 al 7 corresponden a la mitad izquierda, mientras que los restantes describen los perfiles de la mitad derecha del CS. Se muestran los perfiles de velocidad de los casos expuestos en la Figura 1. El caso a) de la Figura 8 es claro que los perfiles son simétricos, en los siguientes casos - b), c) y d) - se observa que los perfiles de velocidad cambian de sentido, en función de la posición de las salidas, esto es esperado, observándose zonas de recirculación dentro del CS.

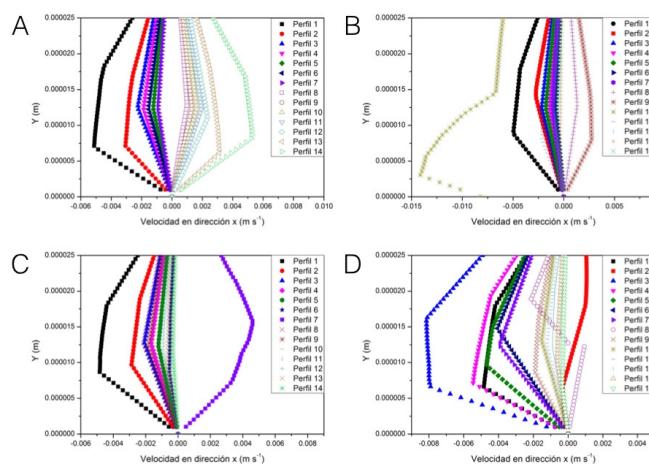


FIGURA 8: Perfiles de velocidad en dirección x para los 4 casos elegidos dentro del canal de Schlemm.

La Figura 9 muestra los perfiles de la componente de velocidad en la dirección y . En todos los casos se observan zonas en que la componente de la velocidad es positiva, esto es que el HA se regresa a la red trabecular. También se observa que en el extremo izquierdo todos los casos presentan la misma velocidad, sin embargo en las otras salidas el caso 6 muestra una magnitud de la componente de la velocidad mayor que en todos los demás casos.

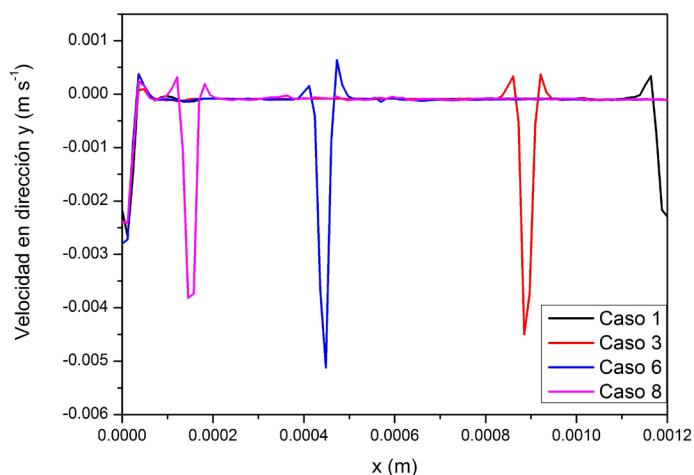


FIGURA 9: Perfiles de velocidad en dirección y para los 4 casos elegidos a la entrada del canal de Schlemm.

La permeabilidad de la red trabecular no es homogénea y es crítico tener un valor para los modelos matemáticos. Para definir un valor se realizaron simulaciones numéricas variando la permeabilidad y la porosidad hasta obtener valores de flujo de salida del HA que concordaran con los reportes experimentales, considerando que la RT es un medio homogéneo. Es por esta razón que se tienen valores de permeabilidad y porosidad diferentes para los dos casos que se estudian. Estos valores de propiedades del medio poroso merecen mayor análisis, ya que el fenómeno tiene una gran dependencia de ellas.

Para poder llevar a cabo las simulaciones numéricas se determinaron las permeabilidades de la RT para los

dos casos de estudio con el fin de obtener un flujo másico reportado como fisiológicamente normal. La permeabilidad para el modelo de 2 CCs es de $9 \times 10^{-15} m^2$ y para el modelo de 30 CCs es de $3 \times 10^{-16} m^2$; que corresponden al rango reportado por [14].

La distribución de presión en el modelo simétrico se encuentra en un rango con bajas perturbaciones en la presión manteniendo un promedio de 935.7 Pa. Mientras que en los casos asimétricos el caso 3 mantiene una presión promedio de 936.15 Pa que es la más alta de todos los casos y la presión promedio más pequeña lo lleva el caso 4 y, a diferencia de el modelo simétrico, presenta perturbaciones mayores en la presión. El caso 2 del modelo asimétrico se omitió en la Figura 7 por que presenta resultados cercanos al caso 1. Estos resultados sugieren estudios a mayor profundidad en el tema, donde se consideren características más detalladas de los tejidos como la RT y el CS.

Se esperaba que para el modelo rectangular en el caso simétrico, caso 1, se obtuvieran las presiones más bajas. Sin embargo, se encontró que al mover el CC 0.3 mm, caso 3, se encuentra la presión promedio mínima de todos los casos. Esto sugiere que la posición del CC tiene influencia en la presión interna del CS. Al seguir acercando el CC la presión promedio se incrementa.

En el caso simétrico del modelo con 30 CCs se obtiene una presión uniforme a lo largo de la línea central; esto contrasta con las variaciones mostradas en los arreglos asimétricos. Cabe señalar que dichas variaciones tienen una diferencia de presión de 2.792 Pa, lo que no contribuye en ningún daño en el ojo.

CONCLUSIONES

A partir de los resultados obtenidos de los diferentes modelos y a las representaciones gráficas, se confirma que la distribución de los CCs influye directamente con la presión dentro del CS aumentando o disminuyendo la presión interna de acuerdo a la posición de los cana-

les. En el caso rectangular se esperaba que el caso simétrico tuviera la presión más homogénea y con los valores de presión más pequeños; sin embargo esto no fue el caso. El caso en que las salidas están separadas $9 \times 10^{-4} m$ es donde se tiene la menor presión media y la presión máxima más pequeña. Esto claramente indica que la posición de los canales colectores tiene influencia importante en la presión del CS. En los casos circulares se presentan variaciones de presión dentro del CS muy pequeñas, sin embargo se puede observar que hay cierta influencia de la posición de los CCs.

Los resultados que se presentan son las presiones dentro del canal de Schlemm, esto significa que las presiones intraoculares son mayores a los valores mostrados. En los casos en los que el flujo se invierte, podría significar que hay dificultad para que la vía trabecular cumpla con su función de drenar el HA. Además, se conoce que dichos canales abren y cierran para regular el flujo; esta distribución de aperturas y cierres puede generar distribuciones de presión que

sean patológicas que alcancen presiones mayores a la presión alta normal estándar, que es de 21 mmHg (2780 Pa) de acuerdo a [13].

De acuerdo con los resultados descriptivos se deja abierta la posibilidad de realizar estudios de simulación considerando estado transitorio, para determinar si las variaciones provocadas por la posición son responsables de dañar tejido de la red trabecular que promuevan la formación de vacuolas gigantes, considerando las propiedades elásticas para la RT y el CS. Además dan lugar a realizar estudios *in vivo* para determinar la distribución normal de los canales colectores en una población y determinar si es uno de los factores de riesgo para el desarrollo de glaucoma.

AGRADECIMIENTOS

G. J. Martínez agradece al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por la beca de maestría otorgada y a la Universidad de Colima por el apoyo para realizar este trabajo.

REFERENCIAS

- [1] Whitmore L. A., Medley R. Cómo entender y vivir con glaucoma. <https://www.glaucoma.org>, 2013.
- [2] Siggers J. H., Ethier C. R. Fluid mechanics of the eye. Annual Review of Fluid Mechanics, 44:347-372, 2012. DOI: 10.1146/annurev-fluid-120710-101058.[3] Dautriche C. N., Xie Y., Sharfstein S. T. Walking through trabecular meshwork biology: Toward engineering design of outflow physiology. Biotechnology advances, 32(5):971-983, 2014. <DOI: 10.1016/j.biotechadv.2014.04.012>.
- [4] Gong H., Francis A. Schlemm's canal and collector channels as therapeutic targets. In Surgical Innovations in Glaucoma, pages 3-25. Springer, 2014. <DOI: 10.1007/978-1-4614-8348-9>.
- [5] Ethier C. R., Coloma F. M., de Kater A. W., Allingham R. R. Retroperfusion studies of the aqueous outflow system. part 2: Studies in human eyes. Investigative ophthalmology & visual science, 36(12):2466-2475, 1995.
- [6] Grant W. M. Experimental aqueous perfusion in enucleated human eyes. Archives of ophthalmology, 69(6):783, 1963. <DOI: 10.1001/archophth.1963.00960040789022>.
- [7] Mäepea O., Bill A. Pressures in the juxtaganular tissue and Schlemm's canal in monkeys. Experimental eye research, 54(6):879- 883, 1992. [DOI: 10.1016/0014-4835\(92\)90151-H](DOI: 10.1016/0014-4835(92)90151-H).
- [8] Hann C. R., Bentley M. D., Vercnocke A. J., Ritman E. L., Fautsch M. P. Imaging the aqueous humor outflow pathway in human eyes by three-dimensional micro-computed tomography (3d micro-ct). Experimental eye research, 92(2):104-111, 2011. <DOI: 10.1016/j.exer.2010.1>.
- [9] Hann C. R., Fautsch M. P. Preferential fluid flow in the human trabecular meshwork near collector channels. Investigative ophthalmology & visual science, 50(4):1692-1697, 2009. <DOI: 10.1167/iovs.08-2375>.
- [10] Hann C. R., Vercnocke A. J., Bentley M. D., Jorgensen S. M., Fautsch M. P. Anatomic changes in Schlemm's canal and collector channels in normal and primary openangle glaucoma eyes using low and high perfusion pressuresdistal outflow pathway at low and high pressure. Investigative ophthalmology & visual science, 55(9):5834-5841, 2014. <DOI: 10.1167/iovs.14-14128>.
- [11] Johnson M. C., Kamm R.D. The role of Schlemm's canal in aqueous outflow from the human eye. Investigative ophthalmology & visual science, 24(3):320-325, 1983.
- [12] Ferreira J. A., de Oliveira P., da Silva P. M., Murta J. N. Numerical simulation of aqueous humor flow: From healthy to pathologic situations. Applied Mathematics and Computation, 226:777-792, 2014. <DOI: 10.1016/j.amc.2013.10.070>.
- [13] Johnson M. The role of Schlemm's canal in aqueous outflow from the human eye. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, 1981.
- [14] Merchant B. M., Heys J. J. Effects of variable permeability on aqueous humor outflow. Applied Mathematics and Computation, 196(1):371-380, 2008. <DOI: 10.1016/j.amc.2007.06.008>.
- [15] Ethier C. R., Kamm R. D., Palaszewski B. A., Johnson M. C., Richardson T.M. Calculations of flow resistance in the juxtaganular meshwork. Investigative ophthalmology & visual science, 27(12):1741-1750, 1986.
- [16] Juzkiw T., Chan D. W. H., Dai W., Ethier C. R. Biomechanical testing of human trabecular meshwork cells and Schlemm's canal endothelial cells. Journal of Biomechanics, 39:S387, 2006. [DOI: 10.1016/S0021-9290\(06\)84564-1](DOI: 10.1016/S0021-9290(06)84564-1).
- [17] Simón G. Trabeculoplastia con dos tipos de láser en gato, monos y humano: estudio morfológico con microscopía electrónica de barrido. Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología, 81(9):527-536, 2006. <DOI: 10.4321/s0365-66912006000900008>.
- [18] Dvorak-Theobald G. Schlemm's canal: Its anastomoses and anatomic relations. Transactions of the American Ophthalmological Society, 32:574, 1934.