

Efecto del radio de redondeo de la carina en el desarrollo del flujo a través de un modelo sintético de vías respiratorias

Effect of rounding radius of the carina on the development of the flow within a synthetic model of lower human airways

Andrés Espinosa-Moreno¹, Carlos Duque-Daza²

¹Grupo de modelado y métodos numéricos en ingeniería (GNUM), Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica, Universidad Nacional de Colombia, Colombia. Orcid: 0000-0002-3562-6658. Email: asespinosam@unal.edu.co

²Grupo de modelado y métodos numéricos en ingeniería (GNUM), Departamento de Ingeniería Mecánica y Mecatrónica, Universidad Nacional de Colombia, Colombia. Orcid: 0000-0002-6376-5081. Email: caduqued@unal.edu.co

Recibido: octubre 10, 2017. Aceptado: febrero 15, 2018. Versión final: abril 23, 2018.

Resumen

El efecto del radio de redondeo de la carina durante el proceso de inhalación es explorado numéricamente mediante simulaciones computacionales basadas en un modelo sintético de vías respiratorias. Las geometrías son parametrizadas en términos de la curvatura adimensional de carina. En el presente estudio se exploraron dos números de Reynolds en régimen laminar. Los resultados obtenidos muestran que la variación de este parámetro fisiológico afecta la magnitud y distribución de los esfuerzos cortantes de pared, así como el comportamiento de las estructuras vorticales observadas en el flujo secundario. Este parámetro afecta también, aunque en menor medida, las caídas de presión a través de las ramificaciones. Igualmente se discuten algunos efectos producidos por la variación de dicha curvatura sobre aspectos fisiológicos del proceso de respiración. Finalmente, se hace una breve reflexión acerca de las ventajas del uso de técnicas de simulación computacional CFD para el estudio de fenómenos asociados a biofluidos.

Palabras clave: biofluidos; carina; dinámica de fluidos computacional (CFD).

Abstract

The effect of the rounding radius of the Carina, during inhalation stage for the respiration process, was explored numerically through computational simulations based on a synthetic model of human airways. The geometries were parameterized in terms of the dimensionless curvature of carina. In the present study, two Reynolds numbers were explored in laminar flow regime. The results show that the variation of this physiological parameter affects the magnitude and distribution of the wall shear stresses, as well as the behavior of vortical structures observed in the secondary flow. This parameter also affects, although to a lesser extent, the pressure drops across the branches. The effects produced by the variation of this curvature on physiological aspects of the breathing process are analyzed. Finally, a brief discussion about the advantages of the use of CFD simulation techniques for the study of phenomena associated to biofluids is presented.

Keywords: biofluids; carina; computational fluid dynamics (CFD).

1. Introducción

La tráquea, bronquios y bronquiolos son, según [12], las principales partes que componen la zona inferior de las vías respiratorias humanas. La carina es la zona donde la tráquea se bifurca, y da comienzo a los bronquios principales derecho e izquierdo. Este punto morfológico ha sido de especial atención para estudios de fenómenos asociados a dispersión y acumulación de partículas, como los realizados por [6] y [8], y el análisis de condiciones patológicas, como lesiones traqueobronquiales [7].

El estudio numérico de la carina implica su respectiva modelación geométrica. Dos parámetros morfológicos claves en este proceso son el ángulo subcarinal y la forma de la carina. Investigaciones sobre el ángulo, como las realizadas por [9], [10] y [11], muestran cómo este valor oscila entre 30° y 130° . Respecto a la forma, el estudio llevado a cabo por [1] especifica cuatro configuraciones: romo (*blunt*), parabólica (*parabolic*), punto de silla (*saddle*) y asimétrica (*asymmetric*). En ese estudio se presentan claramente los efectos sobre la aceleración del flujo, siendo el punto de silla la configuración que presenta regiones con magnitud de velocidad más elevada.

Algunos modelos de representación de vías respiratorias no consideran directamente la forma de la carina. Uno de los modelos más usados, el modelo de Weibel [13], describe su sistema de ramificaciones como tuberías, de lo que se obtiene una unión recta en las bifurcaciones. Sin embargo, algunos trabajos de investigación, como el realizado por [14], muestran que existe una relación entre el radio de redondeo de la carina y el diámetro de la rama principal, relación que no supera 0,2. Modelos de bifurcación simple, como el implementado por [2], se basan en tales consideraciones.

El principal objetivo de esta investigación es estudiar y analizar el efecto que tiene la variación del radio de redondeo de la carina en el desarrollo del flujo de aire a través de las vías respiratorias. La metodología y las ecuaciones son presentadas en la primera parte; los resultados y su respectivo análisis, en la segunda parte, y las conclusiones y referencias, en la parte final.

2. Métodos

2.1. Modelo computacional

El modelo sintético usado en las simulaciones computacionales está basado en el modelo de bifurcación simétrico propuesto por [2], el cual se observa en la figura 1. Las letras L y D hacen referencia a la longitud y al diámetro, respectivamente. A su vez, los subíndices p

y d están asociadas a la rama principal (*parent*) y a las ramas hijas (*daughter*). Los parámetros R y a describen la curvatura de la bifurcación. El parámetro morfológico en que se enfoca esta investigación es el radio de redondeo de la carina (r_c). Algunas investigaciones, como la realizada por [3], sugieren una versión adimensional de este radio, de la forma:

$$r = \frac{r_c}{D_p/2} \quad (1)$$

Este valor de r no es mayor, generalmente, a 0,2. En la tabla 1 se presentan los valores numéricos usados en este estudio, para cada uno de los parámetros que definen la geometría. Todas las unidades son en milímetros, excepto el ángulo a (que está en grados) y el radio adimensional r . Las longitudes de las ramas se modificaron, respecto al modelo original, a cinco veces el diámetro de la ramificación, con el fin de evitar problemas numéricos asociados al desarrollo del flujo cerca de las salidas.

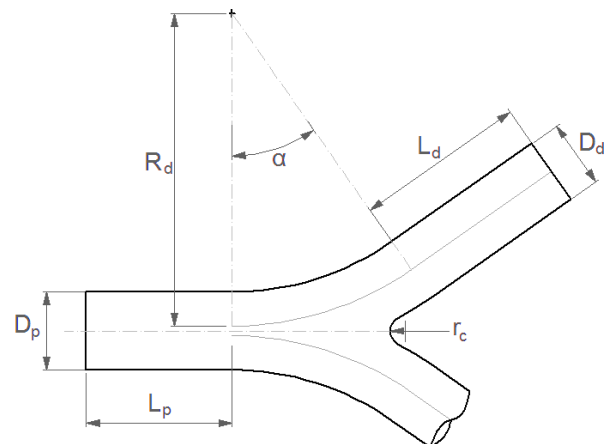


Figura 1. Modelo de bifurcación simple propuesto por [2].
Fuente: elaboración propia.

Tabla 1. Parámetros morfológicos del modelo sintético de vías respiratorias.

D_p	L_p	D_d	L_d	R_d	a	r
16	80	14	70	64	35	0, 0.07 y 0.14

Fuente: elaboración propia.

La solución numérica de las ecuaciones gobernantes se obtuvo mediante el método de los volúmenes finitos, específicamente usando el *software* libre y de código abierto *OpenFOAM*. Los dominios computacionales se discretizaron mediante el enmallador no estructurado

nativo de este *software*, *snappyHexMesh*. La cantidad promedio de volúmenes por cada geometría es de 2,5 millones. Como se puede observar en la figura 2, se realizó un refinamiento enfocado en el punto de unión, el cual nos permite analizar en mayor detalle el efecto del redondeo de carina.

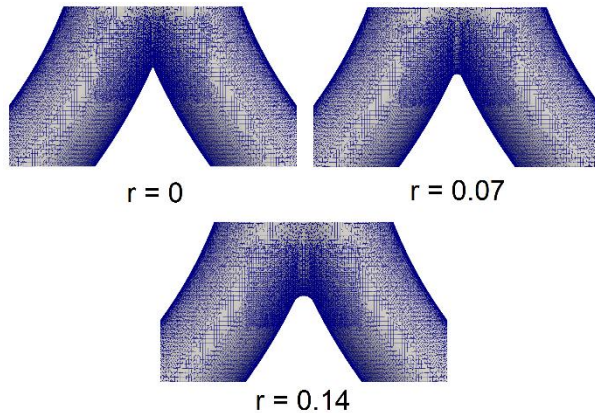


Figura 1. Radios de redondeo. **Fuente:** elaboración propia.

Las ecuaciones que gobiernan el comportamiento para este tipo de flujos son las *ecuaciones de Navier-Stokes*. El fluido es aire, considerado como incompresible e isotérmico, teniendo así como ecuaciones gobernantes (masa y momento):

$$\nabla \cdot v = 0 \quad (2)$$

$$\frac{\partial u_i}{\partial t} + \nabla \cdot (u_i v) = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \nabla \cdot (\nu \nabla u) \quad (3)$$

Donde u y v son los componentes de la velocidad, p es la presión y $\nu = \mu/\rho$ es la viscosidad cinemática. Se usaron valores de propiedades del aire a temperatura ambiente (15°C): $\rho = 1,23$ [kg/m³] y $\mu = 1,8204 \times 10^{-05}$ [Pa.s].

El solucionador nativo de OpenFoam para flujo incompresible y en estado transitorio (*pimpleFoam*) fue empleado para resolver las ecuaciones gobernantes. El acoplamiento entre presión y velocidad es realizado a través del algoritmo *pimple*, nativo de *OpenFOAM*. La discretización temporal fue llevada a cabo usando el esquema Crank-Nicolson.

2.2. Condiciones de frontera

La condición respiratoria analizada en este estudio es el proceso de inhalación en estado tranquilo, el cual, según [5], oscila entre 200 y 2000, números de Reynolds (Re) pertenecientes al régimen laminar. El número de Reynolds está definido como:

$$Re = \frac{\rho U D_p}{\mu} \quad (4)$$

Tomando como longitud característica el diámetro de la rama principal. Una condición de velocidad uniforme en la entrada es adoptada. Dos números de Reynolds dentro de la zona laminar son seleccionados (Re=500 y Re=2000). Asimismo, en las salidas se asume una condición de presión constante, así como condiciones de Neumann nulo de velocidad.

En las paredes de las vías se considera la condición de no deslizamiento.

3. Resultados

El monitoreo de los resultados se realiza en las líneas y secciones que se observan en la figura 3, y sobre los planos morfológicos coronal y sagital. Aquí, L_{Long} hace referencia a la longitud total de la rama hija, la sección *a* se encuentra a 0,1 veces esta longitud, y la sección *b* a 0,5 veces, medidas a partir del inicio de la bifurcación.

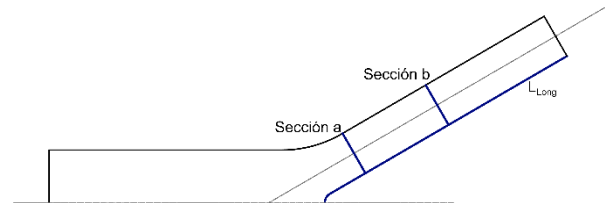


Figura 3. Secciones de monitoreo. **Fuente:** elaboración propia.

3.1. Perfiles de velocidad

La figura 4 muestra los perfiles de velocidad promedio (U_{mean}) contra el diámetro adimensional (d/D), medidos sobre el plano coronal para Re=500. Trabajos experimentales y numéricos, como los desarrollados por [15] y [16], evidencian cómo el perfil se deforma al pasar por la bifurcación. Se observa cómo el redondeo del radio de carina tiene una influencia directa sobre la aceleración del fluido, de lo que se obtienen mayores picos de velocidad a medida que el radio aumenta, además de influir en el estrechamiento del perfil hacia la pared interna de la rama.

Este comportamiento se mantiene para diferentes velocidades de entrada, ya que, como se observa tanto en la figura 4 como en la figura 5, para ambos números de Reynolds el fenómeno de estrechamiento se rige por el mismo patrón. A medida que se avanza a través de la rama, este efecto se va atenuando hasta casi desaparecer. A diferencia del plano coronal, sobre el plano sagital se conserva la simetría de los perfiles de velocidad respecto

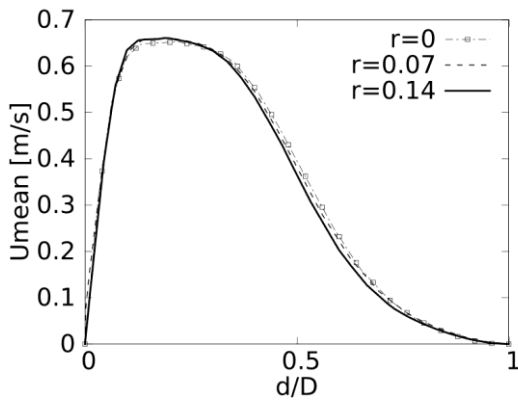


Figura 4. Perfiles de velocidad en la *sección a*. $Re=500$. Plano coronal. **Fuente:** elaboración propia

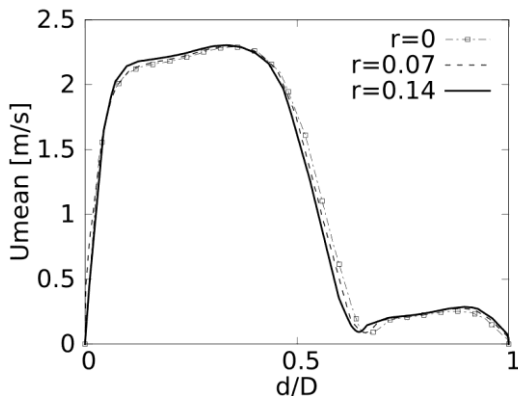


Figura 5. Perfiles de velocidad en la *sección a*. $Re=2000$. Plano coronal. **Fuente:** elaboración propia

al eje axial de las ramificaciones. La figura 6 y la figura 7 muestran cómo los perfiles toman una forma de M. Este fenómeno de deformación fue descrito por [4], y es debido al efecto de aceleración del flujo cerca a las paredes y a una desaceleración localizada en eje axial de la rama. Como se puede observar, estas variaciones de la aceleración son más pronunciadas a medida que el radio de redondeo disminuye, de lo que se obtiene una mayor depresión de la curva de velocidad cuando el radio es 0.

3.2. Vorticidad y patrones de flujo secundario

Para cuantificar el efecto del radio de redondeo sobre la vorticidad, se toma la magnitud de esta sobre una línea diametral perteneciente al plano coronal. La figura 8 muestra los perfiles de vorticidad (ω) adimensional respecto al pico (ω_{max}) contra el diámetro adimensional (d/D). En la figura 8-(a) y 8-(e) se observa que, cerca al centro de la rama, la magnitud de la vorticidad se aumenta a medida que el radio es mayor. Este comportamiento se va atenuando a lo largo de la

ramificación, y llega a ser imperceptible en la mitad de la longitud, como se ve en la figura 8-(c) y 8-(g).

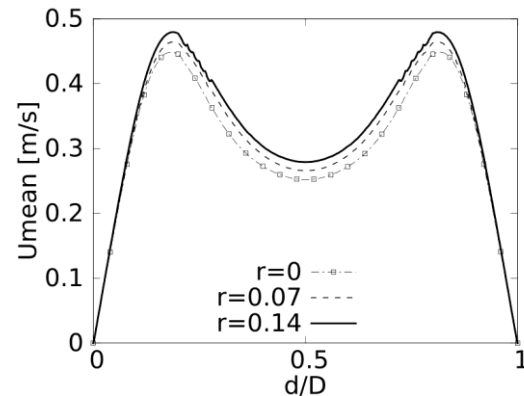


Figura 6. Perfiles de velocidad en la *sección b*. $Re=500$. Plano sagital. **Fuente:** elaboración propia

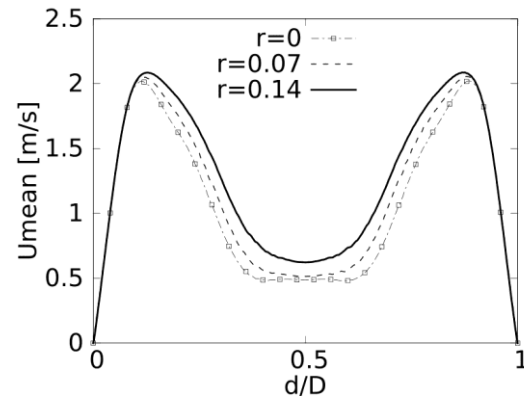
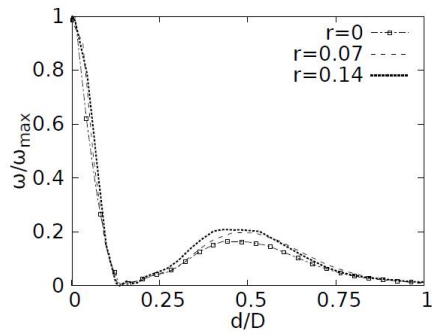
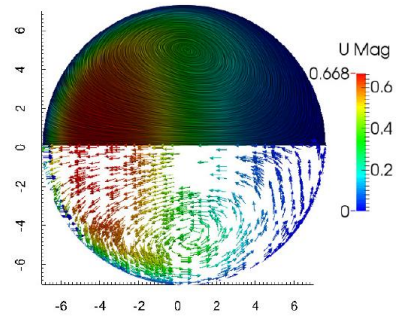


Figura 7. Perfiles de velocidad en la *sección b*. $Re=2000$. Plano sagital. **Fuente:** elaboración propia

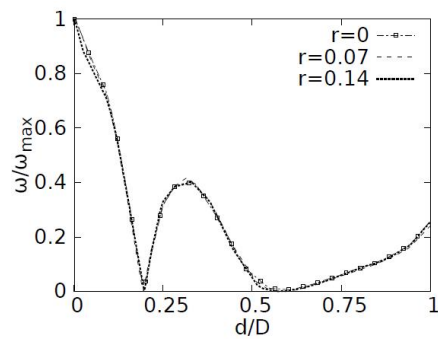
Investigaciones relacionadas a la dispersión de partículas, como las realizadas por [8] y [17], describen cómo estas estructuras vorticales observadas a través de los flujos secundarios tienen una gran influencia en las tasas de mezcla y en el comportamiento de la deposición de las partículas. Los patrones de flujo secundario no presentan un cambio notable respecto al radio de carina. Sin embargo, se puede observar cómo el desarrollo y evolución de las estructuras vorticales dependen tanto de la longitud de las ramas como de la velocidad de entrada. Los patrones de flujo observados en la figura 8-(b) y 8-(d), pertenecientes a las secciones a y b, respectivamente, muestran cómo a medida que se avanza a través de la ramificación, los vórtices tienden a acercarse a la línea del plano coronal (guardando la simetría respecto a este plano). A su vez, al analizar la figura 8-(f) y 8-(h), se evidencia cómo los vórtices se acercan a la pared externa de la vía, es decir, se alejan del punto de velocidad máxima.



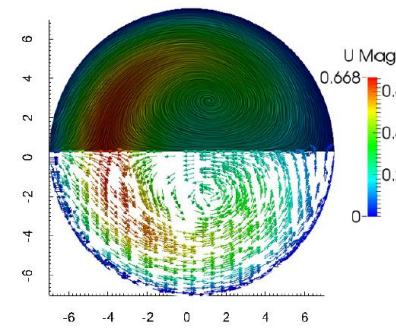
(a) Vorticidad en sección a. Re=500



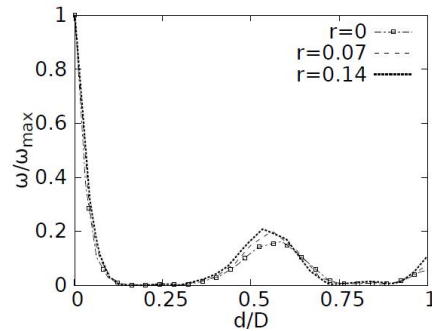
(b) Patrones de flujo en sección a. Re=500



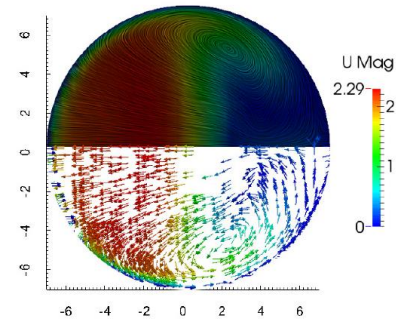
(c) Vorticidad en sección b. Re=500



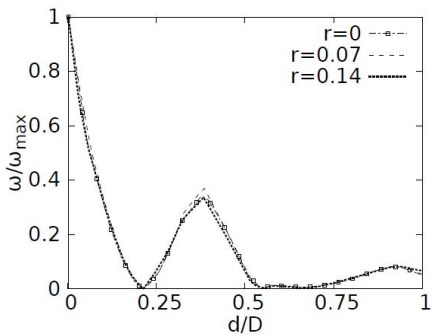
(d) Patrones de flujo en sección b. Re=500



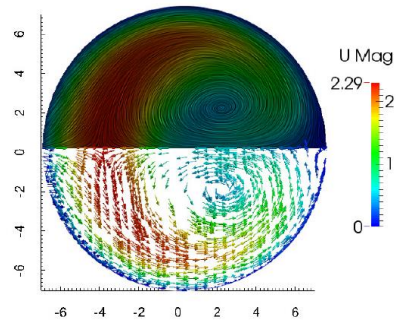
(e) Vorticidad en sección a. Re=2000



(f) Patrones de flujo en sección a. Re=2000



(g) Vorticidad en sección a. Re=2000



(h) Patrones de flujo en sección a. Re=2000

Figura 8. Comportamiento de la vorticidad y patrones de flujo secundario. **Fuente:** elaboración propia.

3.3. Esfuerzos cortantes

Algunos estudios, como los llevados a cabo por [18], [19] y [20], describen cómo los esfuerzos cortantes tienen relación con la deformación de las células epiteliales de las paredes de las vías respiratorias, además de influir sobre la barrera epitelial, la cual protege las vías de infecciones. En este estudio, los esfuerzos cortantes son tomados sobre la pared interna de la ramificación. La figura 9 muestra los esfuerzos cortantes sobre la pared (WSS) contra la longitud adimensional (x/L) para $Re=500$. Se puede observar cómo el efecto del redondeo de carina es desplazar la ubicación del esfuerzo máximo, lo que lo aleja del punto de bifurcación. Este fenómeno se conserva para distintas velocidades de entrada, como se evidencia en la figura 10, donde, para $Re=2000$, se mantiene ese desplazamiento. Los esfuerzos son graficados solo hasta la mitad de la rama (0,5 veces la longitud total), ya que después de este punto los esfuerzos convergen al mismo valor, sin importar el radio.

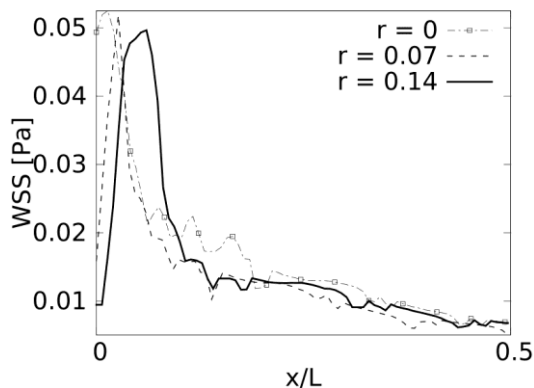


Figura 9. Esfuerzos cortantes de pared. $Re=500$. **Fuente:** elaboración propia.

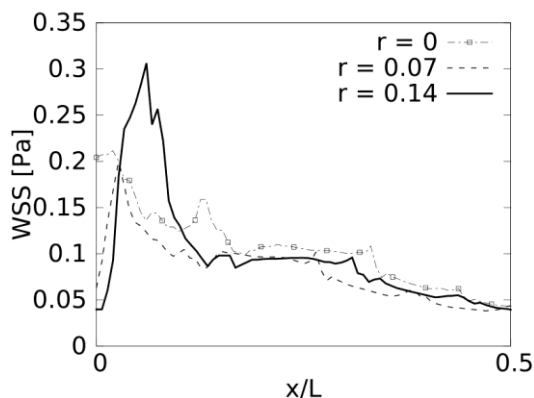


Figura 10. Esfuerzos cortantes de pared. $Re=2000$. **Fuente:** elaboración propia.

3.4. Caídas de presión

En las vías respiratorias, la caída de presión está sujeta a efectos de disipación viscosa y de energía cinética [21]. Esta caída a través de la longitud de las ramas se ve ligeramente alterada por el radio de carina. En la figura [11] se observa la caída de presión (P) contra la longitud adimensional respecto a la longitud total de la rama (x/L) para $Re=500$. Se puede ver que en el punto exacto de unión el valor de la presión es mayor para radios más grandes de redondeo, y, a su vez, la caída de presión es más pronunciada al avanzar por la rama. Este comportamiento se mantiene para diferentes números de Reynolds, como se observa en la figura 12 (con $Re=2000$). Al recorrer una distancia de aproximadamente el 20 % de la longitud de la rama, las curvas de presión convergen a un mismo valor (razón por la cual se grafica solo hasta 0,2 la longitud adimensional).

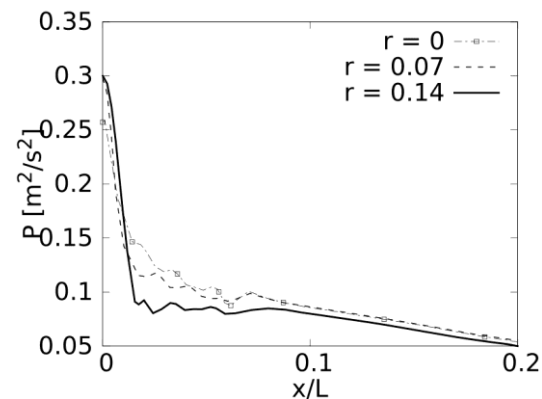


Figura 11. Caída de presión. $Re=500$. **Fuente:** elaboración propia.

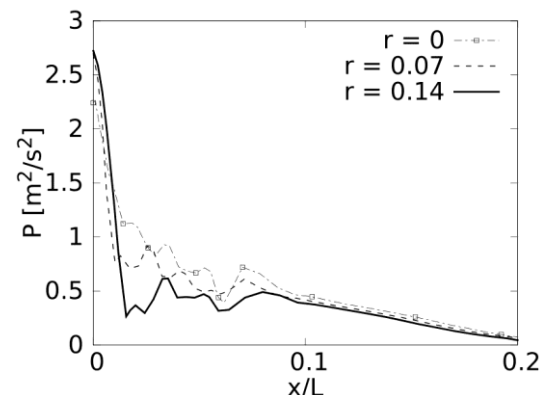


Figura 12. Caída de presión. $Re=2000$. **Fuente:** elaboración propia.

4. Conclusiones

El estudio numérico del efecto del radio de redondeo de carina sobre el flujo a través de un modelo sintético de bifurcación simple fue desarrollado con la finalidad de analizar la influencia de este parámetro morfológico en el proceso respiratorio. Tres radios de redondeo y dos velocidades de entrada fueron comparados y estudiados.

Los resultados muestran cómo el aumento del radio de redondeo de la carina tiene relación con el aumento del pico de velocidad (tanto en el plano coronal como en el sagital), así como con la magnitud de la vorticidad. A su vez, ese aumento influye en el desplazamiento del valor máximo de esfuerzo cortante de pared, y se aleja del punto de bifurcación, y en las caídas de presión, las cuales también crecen con el aumento del radio.

Es importante resaltar que, como se observó en la mayoría de los resultados, el efecto del radio de redondeo es visible en zonas cercanas a la carina, y que, al avanzar a través de la rama, la atenuación de esos efectos es notoria.

Dentro de los efectos fisiológicos que se pueden derivar a partir del efecto del radio, cabe resaltar:

- El desplazamiento de la posición del máximo esfuerzo cortante de pared indica que la deformación de las células epiteliales se aleja del punto de bifurcación a medida que aumenta el radio de carina.
- Para cualquier radio, las estructuras vorticales tienden hacia la línea coronal a medida que el flujo avanza a través de la ramificación, con lo que fenómenos de mezcla y dispersión de partículas se concentran hacia el centro de la rama.

La versatilidad de las técnicas de dinámica de fluidos computacional (CFD) para el análisis de biofluidos es notoria, desde el estudio de enfermedades y condiciones patológicas hasta la variación de parámetros morfológicos (como el aquí estudiado). La robustez de los códigos y la reducción del costo computacional que se ha venido mostrando en la actualidad ubican a la simulación numérica CFD como una de los principales métodos de investigación biomédica, para fenómenos asociados al transporte de fluidos.

Referencias

- [1] Martonen, T. B., Yang, Y. and Xue, Z. Q. "Effects of carinal ridge shapes on lung airstreams", *Aerosol science and technology*, vol. 21, no. 2, pp. 119-136, 1994.
- [2] Lee, D., Park, S. S., Ban-Weiss, G. A., Fanucchi, M. V., Plopper, C. G. and Wexler, A. S. "Bifurcation model for characterization of pulmonary architecture", *The Anatomical Record*, vol. 291, no. 4, pp. 379-389, 2008.
- [3] Kang, M. Y., Hwang, J. and Lee, J. W. "Effect of geometric variations on pressure loss for a model bifurcation of the human lung airway", *Journal of biomechanics*, vol. 44, no. 6, pp. 1196-1199, 2011.
- [4] Schroter, R. C. and Sudlow, M. F. "Flow patterns in models of the human bronchial airways", *Respiration physiology*, vol. 7, no. 3, pp. 341-355, 1969.
- [5] Liu, Y., So, R. M. C. and Zhang, C. H. "Modeling the bifurcating flow in a human lung airway", *Journal of biomechanics*, vol. 35, no. 4, pp. 465-473, 2002.
- [6] Comer, J. K., Kleinstreuer, C. and Zhang, Z. "Flow structures and particle deposition patterns in double-bifurcation airway models. Part 1. Air flow fields". *Journal of Fluid Mechanics*, vol. 435, pp. 25-54, 2001.
- [7] Chu, C. P. W. and Chen, P. P. "Tracheobronchial injury secondary to blunt chest trauma: diagnosis and management". *Anaesthesia and intensive care*, vol. 30, no. 2, pp. 145, 2002.
- [8] Van Ertbruggen, C., Hirsch, C. and Paiva, M. "Anatomically based three-dimensional model of airways to simulate flow and particle transport using computational fluid dynamics", *Journal of applied physiology*, vol. 98, no. 3, pp. 970-980, 2005.
- [9] Haskin, P. H. and Goodman, L. R. "Normal tracheal bifurcation angle: a reassessment". *American Journal of Roentgenology*, vol. 139, no. 5, pp. 879-882, 1982.
- [10] Sahni, D., Batra, Y. K. and Rajeev, S. "Anatomical dimensions of trachea, main bronchi, subcarinal and bronchial angles in fetuses measured ex vivo". *Pediatric Anesthesia*, vol. 18, no. 11, pp. 1029-1034, 2008.
- [11] D'Souza, A., Ankolekar, V. H., Das, A., Padmashali, S., D'Souza, A. S. and Mamatha, H. "Determination of inter-bronchial and subcarinal angles in fetuses of different gestational age and their clinical implication".

Muller Journal of Medical Sciences and Research, vol. 6, no. 2, pp. 129-132, 2015.

[12] West, J. B. “Respiratory physiology: the essentials”. Lippincott Williams & Wilkins, MLA. 2012

[13] Weibel, E. R. “Geometric and dimensional airway models of conductive, transitory and respiratory zones of the human lung”. Morphometry of the human lung. pp. 136-142, 1963.

[14] Horsfield, K., Dart, G., Olson, D. E., Filley, G. F. and Cumming, G. “Models of the human bronchial tree”. Journal of applied physiology, vol. 31, no. 2, pp. 207-217, 1971.

[15] Zhao, Y. and Lieber, B. B. “Steady inspiratory flow in a model symmetric bifurcation”, Transactions of the ASME-K-Journal of Biomechanical Engineering, vol. 116, no. 4, pp. 488-496, 1994.

[16] Calay, R. K., Kurujareon, J. and Holdo, A. E. “Numerical simulation of respiratory flow patterns within human lung”, Respiratory physiology & neurobiology, vol. 130, no. 2, pp. 201-221, 2002.

[17] Yu, G., Zhang, Z. and Lessmann, R. “Computer simulation of the flow field and particle deposition by diffusion in a 3-D human airway bifurcation”, Aerosol Science and Technology, vol. 25, no. 3, p. 338-352, 1996.

[18] Xia, G., Tawhai, M. H., Hoffman, E. A. and Lin, C. L. “Airway wall stiffening increases peak wall shear stress: a fluid–structure interaction study in rigid and compliant airways”, Annals of biomedical engineering, vol. 38, no. 5, pp. 1836-1853, 2010.

[19] Dailey, H. L., Yalcin, H. C. and Ghadiali, S. N. “Fluid-structure modeling of flow-induced alveolar epithelial cell deformation”, Computers & structures, vol. 85, no. 11, pp. 1066-1071, 2007.

[20] Sidhaye, V. K., Schweitzer, K. S., Caterina, M. J., Shimoda, L. and King, L. S. “Shear stress regulates aquaporin-5 and airway epithelial barrier function”, Proceedings of the National Academy of Sciences, vol. 105, no. 9, pp. 3345-3350, 2008.

[21] Pedley, T. J., Schroter, R. C. and Sudlow, M. F. “The prediction of pressure drop and variation of resistance within the human bronchial airways”, Respiration physiology, vol. 9, no. 3, p. 387-405, 1970.