

SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DEL FLUJO HEMODINÁMICO A TRAVÉS DE UNA VÁLVULA CARDÍACA PROTÉSICA EN POSICIÓN AÓRTICA

Javier A. Del Río^a, Julio Segura^b y Miguel E. Cerrolaza^a

^a*Instituto Nacional de Bioingeniería, Universidad Central de Venezuela, Los Chaguaramos, Caracas, Venezuela, javier.delrio@inabio.edu.ve, <http://www.inabio.edu.ve>*

^b*Escuela de Ingeniería Mecánica, Universidad Central de Venezuela, Los Chaguaramos, Caracas, Venezuela, jseguraucv@gmail.com*

Palabras Clave: hemodinámica, corazón, válvula aórtica, simulación computacional.

Resumen. En este trabajo se realizó un estudio tridimensional del comportamiento hemodinámico del flujo a través de una válvula cardíaca protésica, mediante simulaciones computacionales con la utilización del método de volúmenes finitos. Se determinó el campo de velocidad y de presión, así como también las líneas de corriente, para varios regímenes de flujo con un modelo de turbulencia k- ϵ , obteniéndose resultados semejantes a los encontrados en la literatura especializada.

1 INTRODUCCIÓN

Desde mediados del siglo XX se han hecho gran cantidad de estudios tendientes a profundizar el conocimiento acerca del flujo sanguíneo a través de los distintos tipos de válvulas cardíacas, tanto mecánicas como biológicas. Estos estudios son de suma importancia en el mejoramiento de la calidad de vida, al ser las enfermedades cardíacas la principal causa de muerte natural en adultos a nivel mundial, según datos de la Organización Mundial de la Salud (2009).

El primer uso clínico de una válvula cardíaca protésica fue en 1952, cuando Charles Hufnagel implantó una válvula de bola en posición aórtica, marcando un hito en la historia y dando pie al desarrollo de nuevas técnicas quirúrgicas y de nuevos dispositivos protésicos, habiendo un avance muy acelerado en las dos décadas subsiguientes (Roberts, 1976). Después del desarrollo de estas nuevas prótesis, los esfuerzos se focalizaron en comprender y mejorar su comportamiento hemodinámico.

Entre estos dispositivos destaca la válvula de bola (aun hoy en uso), siendo sus principales ventajas la simplicidad de su diseño y su durabilidad, pero con el inconveniente de producir hemólisis y trombosis. Igualmente se han desarrollado válvulas de una o dos hojas que disminuyen la generación de trombos, aunque son un poco más complejas mecánicamente, haciéndolas menos duraderas. Por otra parte se han implementado válvulas biológicas, de origen porcino o bovino, con características muy parecidas a las válvulas nativas por lo que no producen trombosis ni hemólisis y se adaptan mejor a los pacientes jóvenes a medida que crecen, pero su utilización tiene el gran inconveniente de tener una duración muy corta.

En este trabajo se presentan los avances que se han logrado en el estudio de la sangre como un flujo newtoniano y turbulento, tendiendo a la utilización, en futuras investigaciones de modelos reológicos no-newtonianos y/o bifásicos. Se utiliza el modelo de flujos turbulentos k - ϵ planteado por Launder y Spalding (1974). Este modelo permite analizar el comportamiento del flujo turbulento basado en la energía de turbulencia (k) y en la energía turbulenta disipada (ϵ), la cual depende de la longitud característica del sistema y de una constante empírica y de k . Dicho modelo se aplica por medio del algoritmo SIMPLE, que permite corregir los valores de la velocidad, de la presión, de k y de ϵ , tomando en cuenta los principios de conservación y de continuidad.

2 MODELO MATEMÁTICO

Se utiliza el algoritmo SIMPLE (Semi-Implicit Linked Equation), basado en las ideas de Chorin y desarrollado por Patankar y Spalding (1972). Este método posee varias limitaciones principalmente relacionadas a la velocidad de convergencia pero siendo muy estable en términos generales. Ha sido comparado con otros métodos de aplicados al acoplamiento velocidad-presión, pudiéndose analizar sus principales características (Raithby y Schneider, 1979).

En la mayoría de los métodos iterativos, aplicados en fluidodinámica y

relacionados específicamente con el acoplamiento velocidad-presión, la secuencia de cálculo se podría dividir en dos partes: en primer lugar las velocidades son corregidas para satisfacer la ecuación de conservación de masa; y en segundo lugar, las presiones son recalculadas para completar el ciclo iterativo.

El algoritmo SIMPLE se podría resumir de la siguiente manera para el caso del acoplamiento velocidad-presión, en donde P es calculada por la suma del valor de P disponible, P^* , más una corrección P' .

1. - Estimar los campos de velocidades y de presión P^* .
2. - Calcular los coeficientes de la ecuación de movimiento para u , v , w .
3. - Resolver la ecuación de movimiento para P^* , obteniendo u^* , v^* , w^* .
4. - Obtener P' , calculada de manera que cumpla la ecuación de continuidad.
5. - Corregir u^* , v^* , w^* , obteniendo el campo de velocidades que satisfaga la ecuación de continuidad.
6. - Calcular P , siendo $P = P^* + P'$.
7. - Resolver la ecuación para otras propiedades.
8. - Hacer $P = P^*$, y reiniciar desde el paso 2, hasta la convergencia.

3 MODELO FÍSICO

Se estudio el flujo sanguíneo a una temperatura constante de 37° C, con una densidad de 1050 Kg/m³ y una viscosidad de 0,004 Pa.s. Se determino el campo de velocidad y de presión, así como las líneas de corriente, para varios regímenes de flujo con un modelo de turbulencia $k-\epsilon$ en una válvula bioprotésica trivalva (Carpentier–Edwards Modelo 2625), en tres grados de apertura distintos.

3.1 Modelo geométrico

Se estudió el flujo a través de la válvula bioprotésica Carpentier–Edwards (figura 1), fabricado a partir de material porcino (Kardon, 2010), para lo cual se simplificó el modelo utilizando geometrías más sencillas, como la mostrada en la figura 2. Para tener una mejor visualización se realizo un corte longitudinal que da como resultado un plano de simetría y que secciona una de las valvas en dos partes. Esto permite observar más claramente el comportamiento del fluido en las zonas de interés, como se podrá apreciar en la sección de presentación de resultados.

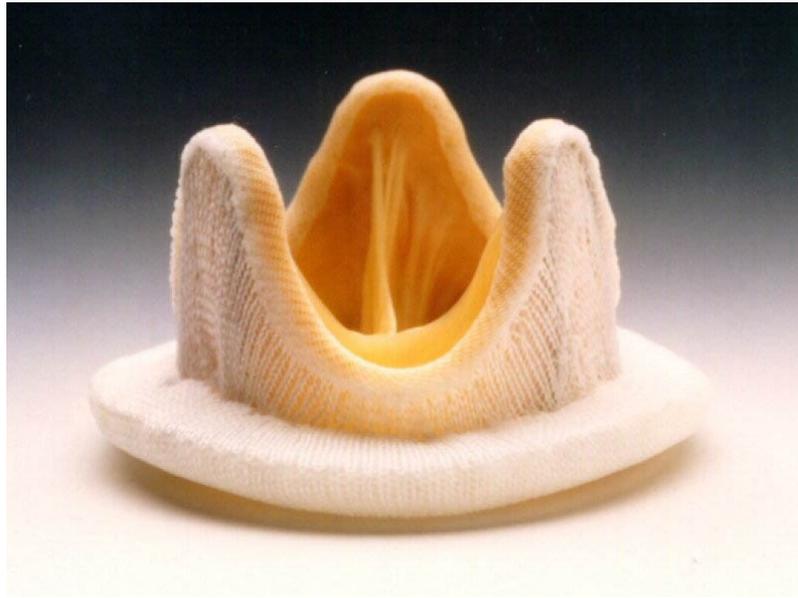


Figura 1: Válvula bioprotésica Carpentier-Edwards.

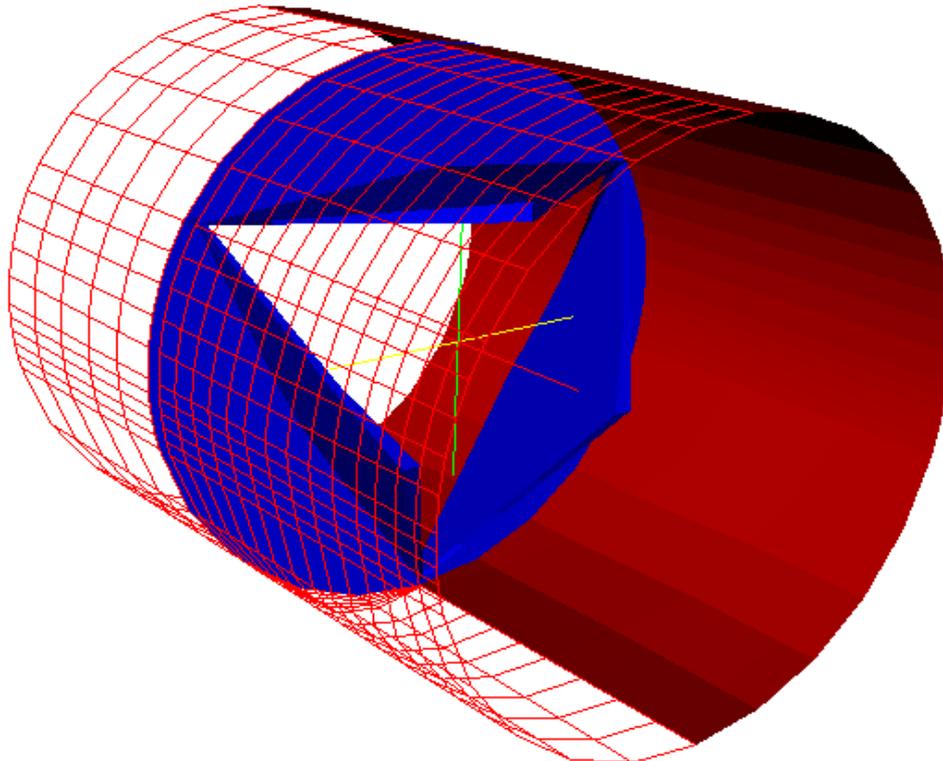


Figura 2: Modelo geométrico de una válvula bioprotésica trivalva.

3.2 Modelo de flujo turbulento

Se eligió el modelo de turbulencia $k-\varepsilon$ (Launder y Spalding, 1974), con coeficientes

$C_\mu = 0,09$; $C_1 = 1,44$; $C_2 = 1,92$; $\alpha_k = 1$; $\alpha_\varepsilon = 7,69$. En este modelo la velocidad del flujo turbulento es estimado como una fluctuación alrededor de un valor promedio, denotándose dicha fluctuación como U' y definiendo la energía cinética de turbulencia por unidad de masa (k) según la ecuación

$$k = 0,5 |U'|^2. \quad (1)$$

Se asumió que la velocidad de la fluctuación es el 1% de la velocidad estimada en el sistema y que además es isotrópica, por lo que se tiene a $U'_x = U'_y = U'_z = 0,01$ m/s, y $k = 5 \times 10^{-5}$ m²/s².

Por otra parte, la energía de turbulenta disipada está relacionada con el coeficiente de viscosidad del modelo, con la energía cinética de turbulencia y con una longitud característica. Se calcula por medio de la ecuación

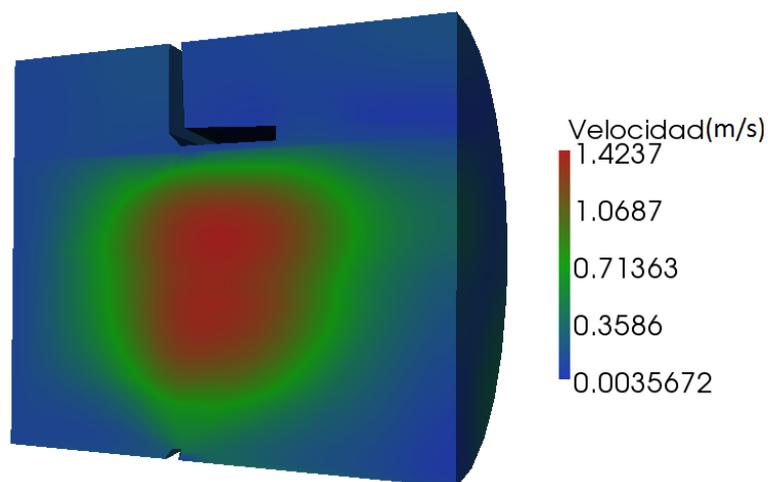
$$\varepsilon = (C_\mu^{0,75} * k^{1,5})/l. \quad (2)$$

Se tomo como longitud característica de la turbulencia (l) el 10% del diámetro de la válvula, $l = 0,003$. Obteniéndose $\varepsilon = 1,9365 \times 10^{-5}$ m²/s³.

4 RESULTADOS

4.1 Campo de velocidades

Del estudio del flujo turbulento alrededor de la válvula bioprotésica trivalva en los tres grados de apertura se obtuvo el campo de velocidad de cada una (figura 3), pudiéndose observar que en los tres casos la velocidad más alta se encuentra en la zona anular mientras que en la zona posterior a las valvas se encuentran velocidades muchas más bajas y con una distribución concéntrica, indicando la presencia de vórtices. Además, cabe destacar que se observan mayores velocidades al estar la válvula completamente abierta.



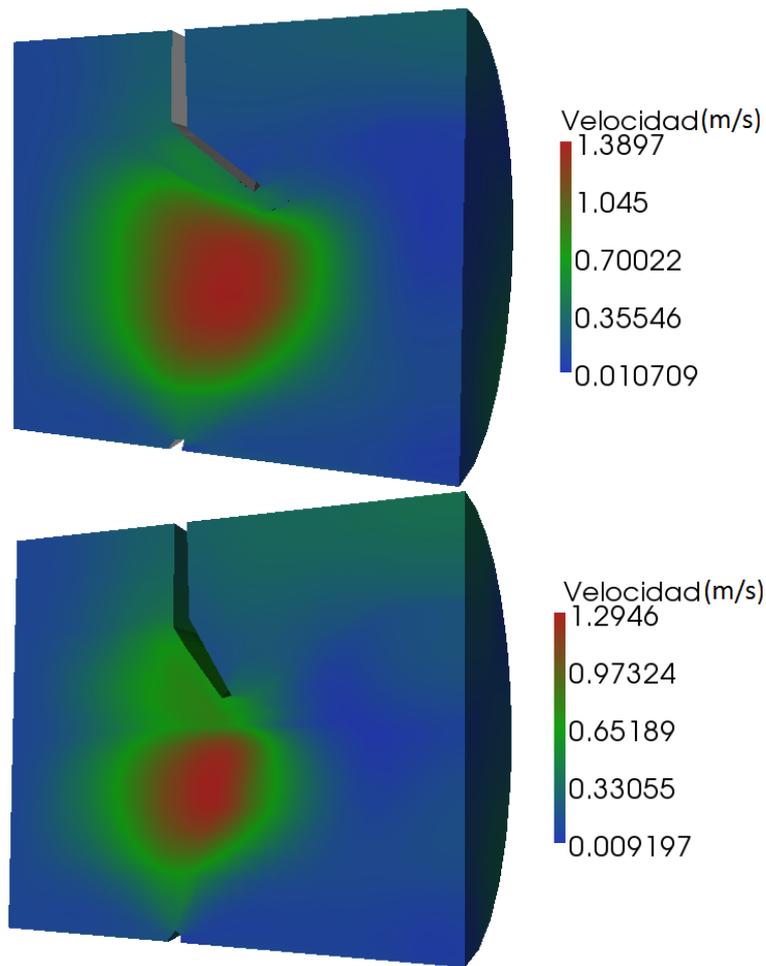


Figura 3: Campo de velocidad en tres grados de apertura de la válvula.

4.2 Campo de Presión

Así mismo, se obtuvo el campo de presión en cada régimen (figura 4), en donde se puede observar la caída de presión producida por la presencia de la válvula, habiendo mayores presiones a medida que la válvula está más cerrada. Los valores máximos obtenidos se encuentran cercanos a los 120 mm de Hg, ajustándose a los valores fisiológicos normales dados en la bibliografía medica (Hurst, 2002).

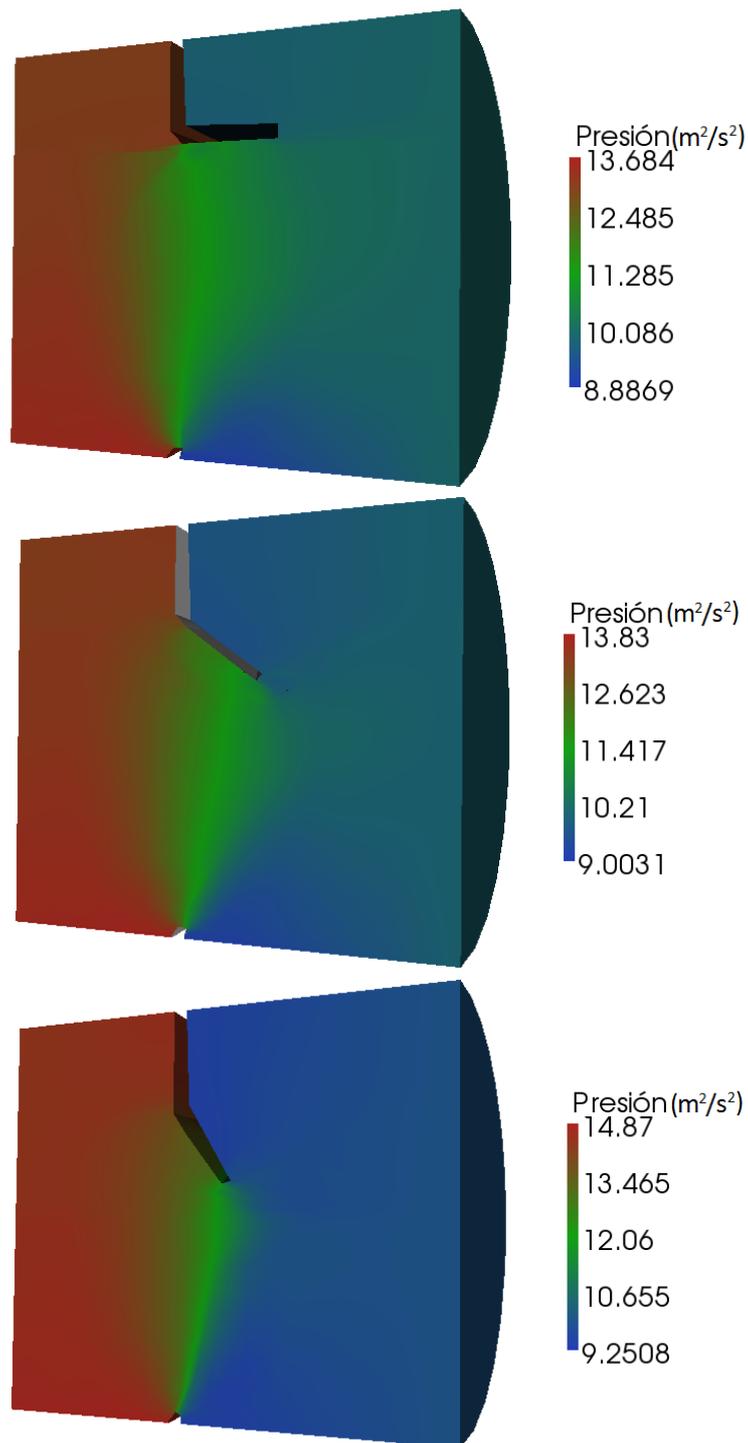


Figura 4: Campo de presión en tres grados de apertura de la válvula.

4.3 Líneas de corriente

En la figura 5 se presentan las líneas de corriente en los tres grados de apertura. Se pueden observar más claramente los vórtices generados en la parte posterior de cada valva, con una velocidad máxima de recirculación de aproximadamente 0,2 m/s, la cual se puede considerar algo elevada en comparación a la bibliografía consultada

(Yoganathan, He, y Jones), pudiendo estar asociado a los cambios abruptos en la geometría de las valvas.

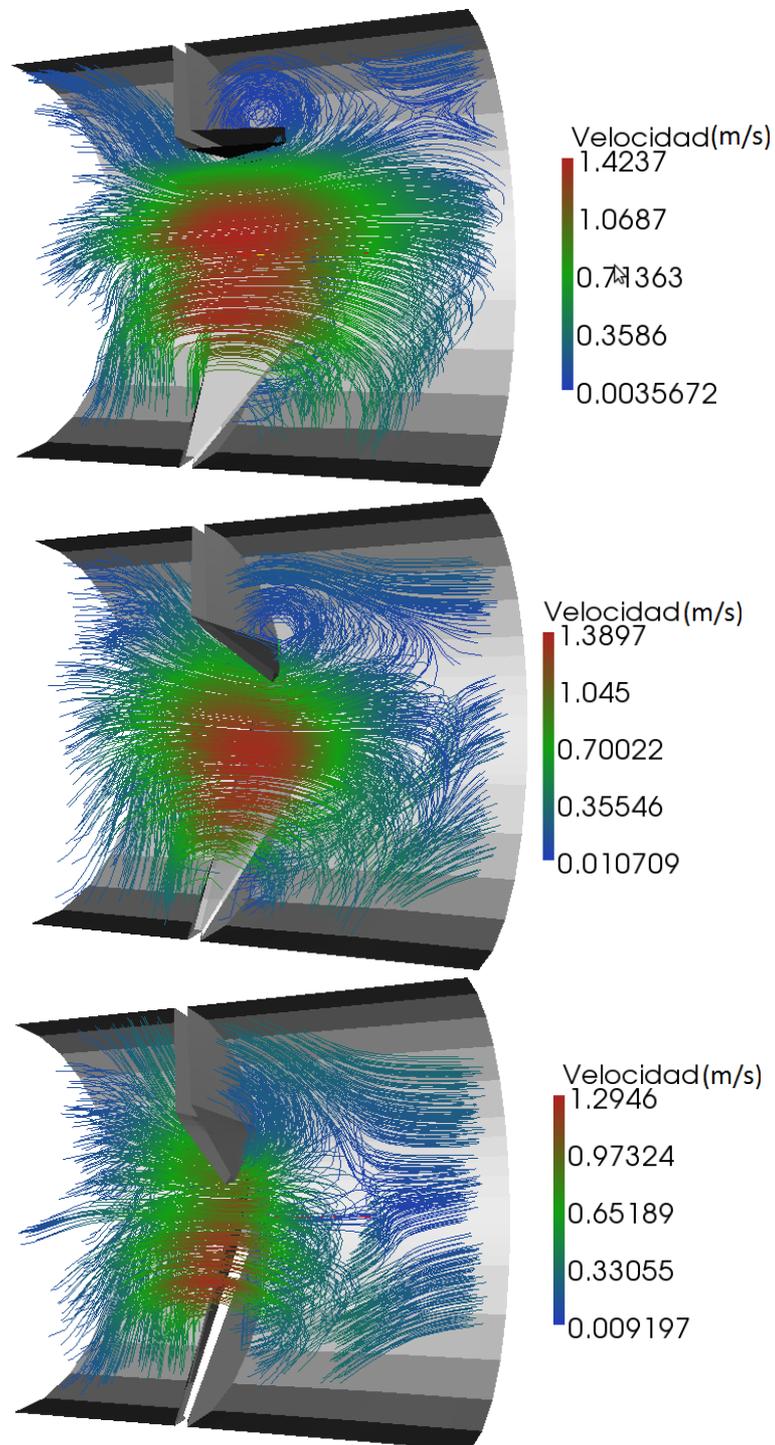


Figura 5: Líneas de corriente en tres grados de apertura de la válvula.

4.4 Validación

Se realizaron simulaciones del flujo a través de una válvula mecánica de bola (Starr-Edwards Modelo 1260) para verificar la exactitud de los resultados obtenidos. Se tomaron en cuenta las condiciones utilizadas por Yoganathan et. Al. (2003). En ese trabajo se puede ver el perfil de velocidades en la línea central de dicha válvula a 30 mm aguas abajo en el momento pico de la sístole. Se obtuvo una velocidad máxima 2,2 m/s en la región anular, y vórtices en la parte posterior de la válvula, coincidiendo con los valores reportados.

5 CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos se asemejan a los fisiológicamente normales, encontrándose las mayores velocidades en la sección angular de la válvula y vórtices en la zona posterior de las valvas, con velocidades de recirculación relativamente altas para válvulas de flujo central, lo cual podría deberse a los cambios abruptos en la geometría utilizada.

Las presiones obtenidas se ajustan a los valores del proceso fisiológico estudiado, aumentando en la medida que la válvula obstruye en mayor grado el flujo de la sangre. Cabe destacar que hay cierta similitud con los resultados esperados para un flujo laminar, esto puede deberse al bajo valor de la velocidad de fluctuación que se asumió, por lo que el sistema no es mayormente afectado por esta variable.

El modelo de turbulencia k- ϵ fue aplicado por medio del algoritmo SIMPLE para la simulación del flujo sanguíneo a través de una válvula protésica, obteniéndose un modelo hemodinámico que permite calcular el campo de velocidad y de presión, así como las líneas de corriente bajo las condiciones deseadas. Comprobándose la validez de este modelo por medio de simulaciones del flujo hemodinámico a través de una válvula mecánica de bola.

REFERENCIAS

- Hurst, J., Fuster, V., Alexander, R. W., y O'Rourke, R. A., *El corazón*. McGraw-Hill, 2002.
- Kardon, E., *Prosthetic Heart Valves*. *eMedicine Emergency Medicine*, 2010.
- Lauder, B., y Spalding, D., *The Numerical Computation of Turbulent Flows*. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 1974.
- Organización Mundial de la Salud, *Enfermedades cardiovasculares*. *Nota Informativa*, 2009.
- Patankar, S., y Spalding, D., *A calculation Procedure for Heat, Mass and Momentum Transfer in three-Dimensional Parabolic Flow*. *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 1972.
- Raithby, G., y Schneider G., *Numerical Solution of Problem in Incompressible Fluid Flow: Treatment of Velocity-Pressure Coupling*. *Numerical Heat Transfer*, 1979.
- Roberts, W. C., *Choosing a substitute cardiac valve; type, size, surgeon*. *American Journal of Cardiology*, 1976.
- Yoganathan, A. P., He, Z., y Jones, S. C., *Fluid Mechanics of Heart Valves*. *Annual*

Review of Biomedical Engineering, 2004.

Yoganathan, A. P., Leo, H. L., Travis B., y Teoh, S. H., Chapter 9.07: Heart Valve Prostheses. *Comprehensive Structural Integrity, 2003.*