

ANÁLISIS MEDIANTE SIMULACIÓN NUMÉRICA DE MODELOS QUE UTILIZAN EL PROMEDIADO DE REYNOLDS DE LAS ECUACIONES DE NAVIER-STOKES (RANS) PARA EL ESTUDIO DEL FLUJO SANGUÍNEO EN VÁLVULAS CARDÍACAS

Alejandro Gorosito y José Di Paolo

Grupo Biomecánica Computacional - Facultad de Ingeniería - UNER
argorosito@ingenieria.uner.edu.ar

Palabras clave: CFD, flujo sanguíneo, flujo turbulento, válvula cardíaca artificial, RANS

Resumen. En este trabajo se muestran los avances en la simulación computacional del flujo sanguíneo (CFD del inglés) a través de una válvula artificial (válvulas bileaflet) que reemplaza las válvulas del corazón cuando presentan diversas anomalías. Aunque son muy eficientes, estas válvulas pueden estar sujetas a fallas de funcionamiento de las valvas. Ello puede dar origen al crecimiento interno de pannus (trombosis valvular obstructiva) y/o la formación de trombos que representan complicaciones graves para la salud y son potencialmente mortales. Es importante investigar el campo de flujo aguas abajo de una válvula mecánica de corazón considerando al flujo sanguíneo como flujo newtoniano turbulento en condiciones estacionarias estudiándolo con modelos que utilizan el promediado de Reynolds de las ecuaciones de Navier-Stokes (de su sigla en inglés RANS) que permitan representar la componente turbulenta de dicho flujo. El objetivo de este estudio es analizar cuál de los modelos RANS aplicados representa mejor el comportamiento del flujo sanguíneo en esa condición, comparados con los resultados obtenidos por medios experimentales para el caso de una válvula en buen funcionamiento y para el caso en que una de las valvas no abre correctamente, es decir con una disfunción del 100%. Se utiliza un modelo simplificado en 3D de una válvula cardíaca artificial (de su sigla en inglés AHV), en tanto que la geometría, el mallado y la simulación del flujo de sangre se realizan utilizando Comsol Multiphysics 4.4. Las simulaciones proporcionan información sobre la velocidad, las estructuras vorticales y la incidencia de éstas en los componentes presentes en la sangre, permitiendo realizar modificaciones en el diseño geométrico de la válvula, elevando su eficiencia evitando realizar el modelo experimental costoso y complicado.

INTRODUCCIÓN

Cada año, se reemplazan alrededor de 250.000 válvulas del corazón siendo 2/3 de estos reemplazos prótesis mecánicas conocidas como válvulas bi-valvas (válvulas bileaflet), debido principalmente a su mayor durabilidad y confiabilidad. Aunque son muy eficientes, estas válvulas pueden estar sujetas a fallos de funcionamiento de sus valvas (compuertas). Su mal funcionamiento puede dar origen al crecimiento interno de pannus (trombosis valvular obstructiva) y/o la formación de trombos representando complicaciones graves para la salud y potencialmente mortales. Por lo tanto, es importante investigar el campo de flujo aguas abajo de una válvula mecánica de corazón disfuncional para comprender mejor su impacto en los componentes sanguíneos (glóbulos rojos, plaquetas y factores de coagulación) y para mejorar las técnicas del diagnóstico actual. En este trabajo se presenta una primera etapa de la simulación computacional en una geometría 3D simplificada, del flujo sanguíneo (CFD del inglés) a través de una válvula cardíaca artificial bivalva cuando presenta diversas anomalías. El análisis se realizó en dos casos posibles: en buen funcionamiento y con una disfunción del 100% como es cuando una de las valvas no abre. Esto último causa un daño sanguíneo porque altera la distribución de la velocidad con formación de vórtices aguas abajo de la válvula. Estos vórtices se forman a partir de que en su centro hay una presión muy baja respecto a los alrededores, dando lugar a la rotación del flujo, que de acuerdo a la magnitud de dichas rotaciones pueden causar hemólisis (destrucción de glóbulos rojos) en la sangre, entre otros daños. Asimismo, al haber vórtices puede que la presión reinante en su centro, sea igual o menor a la presión de vapor de la sangre, lo que producirá cavitación en dicha zona, esta posibilidad también se tuvo en cuenta en el presente estudio.

MÉTODOS Y MATERIALES

La primera parte del presente trabajo analiza la simulación numérica de un flujo sanguíneo a través de una válvula mecánica cardíaca en buen funcionamiento utilizando los modelos de dos ecuaciones $k-\epsilon$, $k-\omega$, $k-\omega$ SST, de una ecuación Spalart-Allmaras y sin modelo de turbulencia, SMT. SMT merece algunos comentarios. SMT es una simulación que utiliza la misma malla numérica utilizada por RANS, pero sin ningún modelo de turbulencia (un pseudo-DNS). Sin embargo, como su cuadrícula no es suficiente para simular el flujo de energía a través de las diferentes escalas de turbulencia, es una simulación imperfecta de la turbulencia. Por esta razón parte de esta energía permanece atrapada en las escalas más pequeñas de la rejilla, impidiendo la convergencia a la solución estacionaria. Por esta razón, todas las simulaciones SMT son inestables y sus resultados son valores promedios medios (similares a los valores promediados de Reynolds de un DNS). Pero, a pesar de esta deficiencia, el SMT ha sido una herramienta muy valiosa para juzgar la calidad de esas predicciones numéricas con modelos de turbulencia. La segunda parte analizará los mismos modelos RANS y SMT, en la misma válvula pero cuando tiene mal funcionamiento que ocurre cuando una de las valvas no abre al momento de pasar el flujo sanguíneo. Para el estudio de la simulación se utilizó una válvula mecánica similar a la utilizada en [De Tullio \(2009\) et al.](#) como se muestra en la Figura 1.



Figura 1. Modelo geométrico de la válvula cardíaca bivalva estudiada

Posee un diámetro de 27 mm con un cuerpo de material carbón pirolítico de densidad $\rho = 2000 \text{ kg/m}^3$. El flujo sanguíneo se consideró newtoniano en condiciones turbulentas de carácter estacionario con una velocidad constante en la entrada a la válvula de 0,81 m/s, la viscosidad cinemática de la sangre $\nu = 3,04 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2 \text{ s}^{-1}$, el número de Reynolds igual a 7200, la densidad de la sangre $\rho = 1060 \text{ kg/m}^3$, siendo el flujo sanguíneo intenso de 25 l/min que corresponde al flujo fisiológico máximo que atraviesa la aorta humana. Estas condiciones adoptadas hacen que nuestro estudio se valide con [1] en la etapa FP (flow peak) valores para el instante de flujo máximo o pico que se indica en ese trabajo. En la Figura 2 se muestra la disposición de la válvula aclarando que por razones de economía de tiempo computacional se trabajó con la mitad de la figura geométrica del modelo ya que es simétrico respecto al plano diametral perpendicular a las valvas. En las figuras donde se muestren resultados, en el eje de abscisas de las figuras se indica “eje y” transversal al eje de simetría del modelo geométrico.

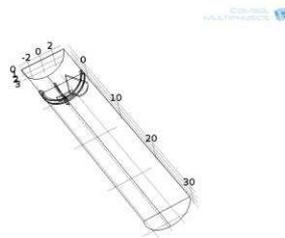


Figura 2. Disposición geométrica de la válvula cardíaca

El modelo computacional utiliza una malla que se puede ver en la Figura 3, utilizada en esta primera etapa del estudio, es de grado grueso con 154314 grados de libertad, y se resuelve con 48 iteraciones del resolvidor segregado, con el software licenciado COMSOL M. 4.4 mediante el método de los elementos finitos.

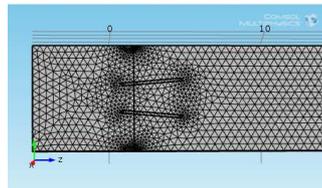


Figura 3. Detalle de la grilla utilizada en las simulaciones

RESULTADOS

Válvula en buen funcionamiento

En la Figura 4 se muestra el resultado de la magnitud de la velocidad y el sentido cuando el flujo sanguíneo atraviesa ambas valvas utilizando los modelos RANS y SMT.

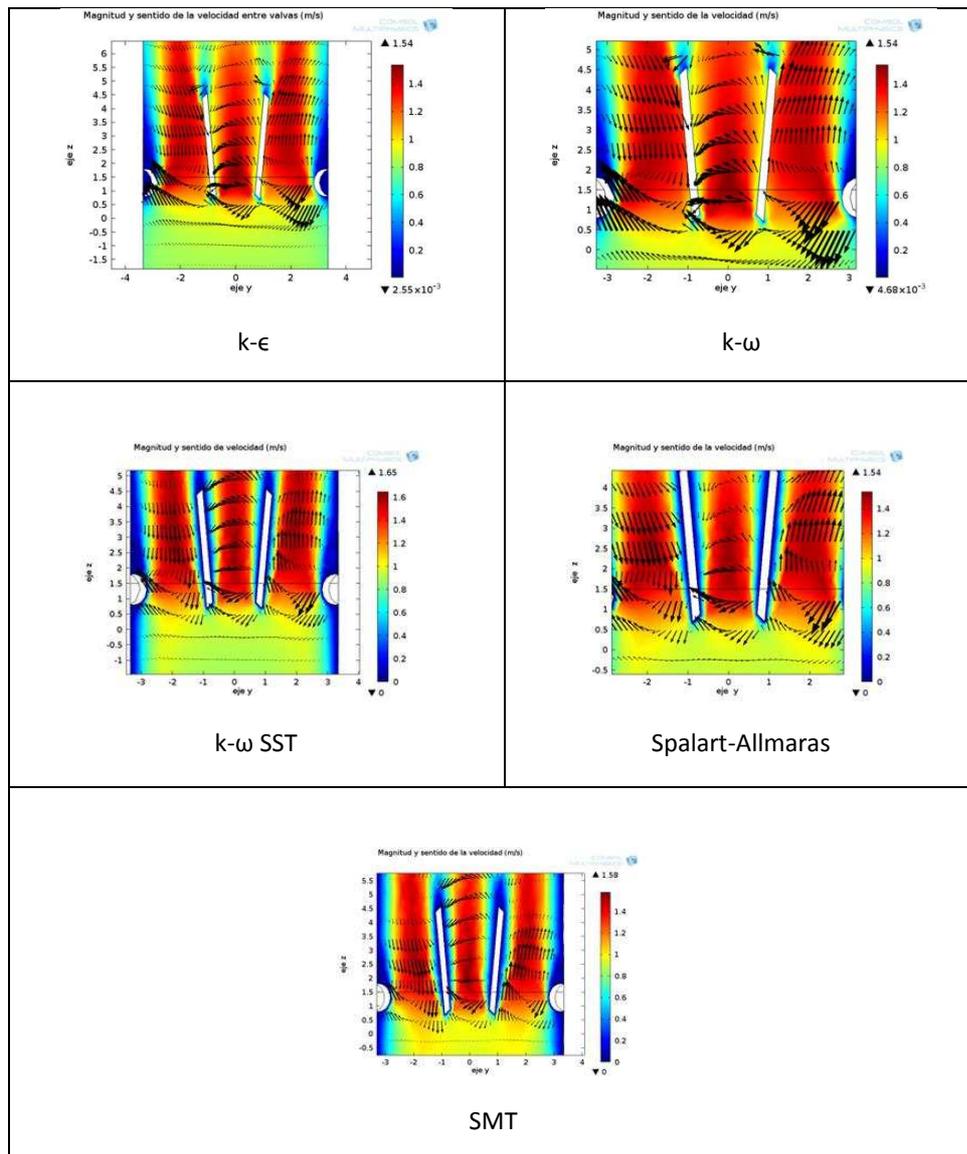


Figura 4. Magnitud y sentido del flujo sanguíneo según los modelos RANS y SMT

Se puede observar que en el flujo de velocidad se producen torbellinos en sentido horario entre las valvas y los bordes de la arteria y de sentido antihorario entre valvas. Esto es más notable en el modelo Spalart-Allmaras si lo comparamos a todos los RANS con el resultado del que no tiene modelo. En cuanto a los valores de la velocidad, en la Figura 5 se muestran los resultados con los modelos RANS y SMT.

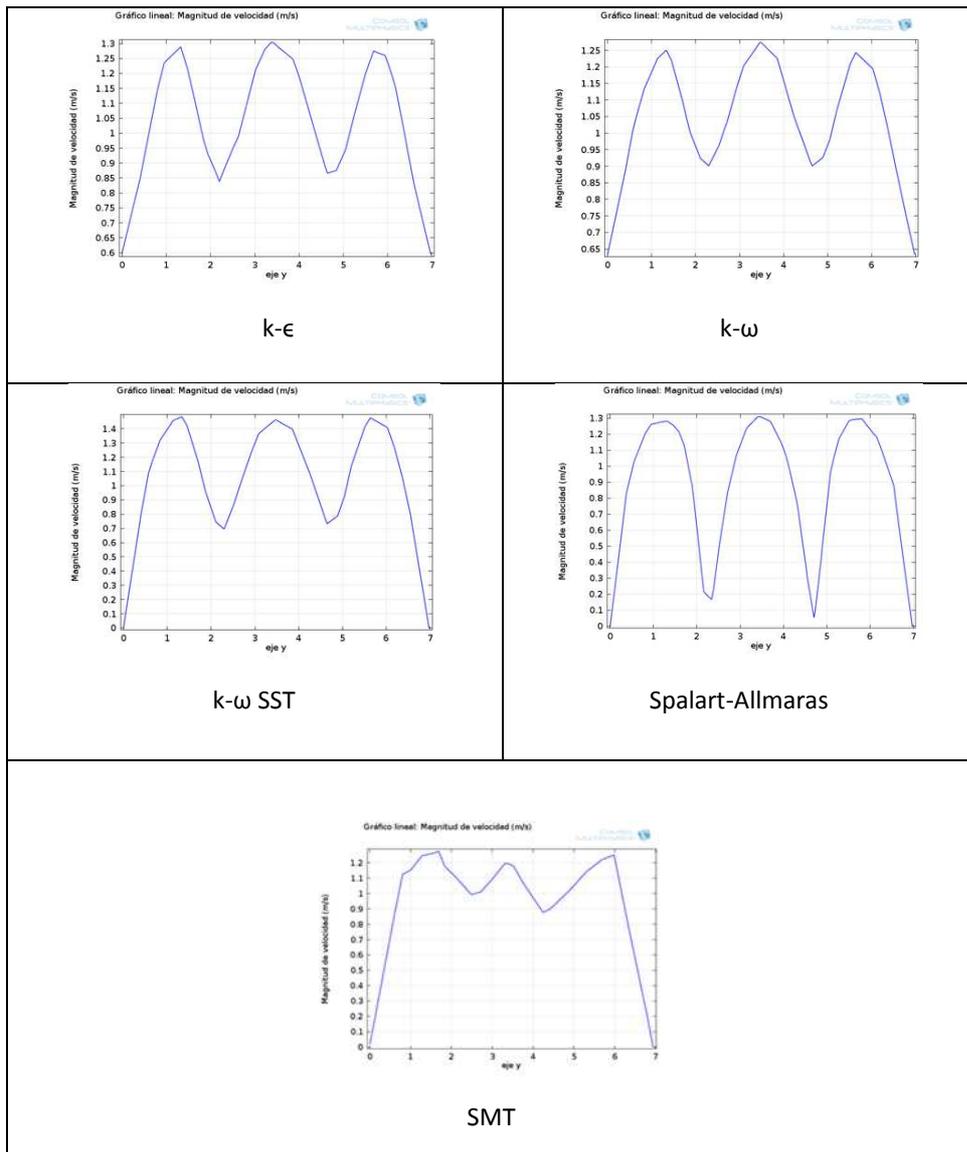


Figura 5. Valores de la velocidad a 5,41 mm de las valvas aguas abajo. Coincide con De Tullio (2009) et al.

Estas velocidades fueron determinadas en un plano perpendicular al flujo sanguíneo, distante 5,41 mm de las valvas aguas debajo de ellas, tal como se hizo en De Tullio (2009) et al. En la Figura 6 se muestra qué le ocurre al flujo sanguíneo en la profundidad de la arteria, a una distancia de 5,41 mm de las valvas.

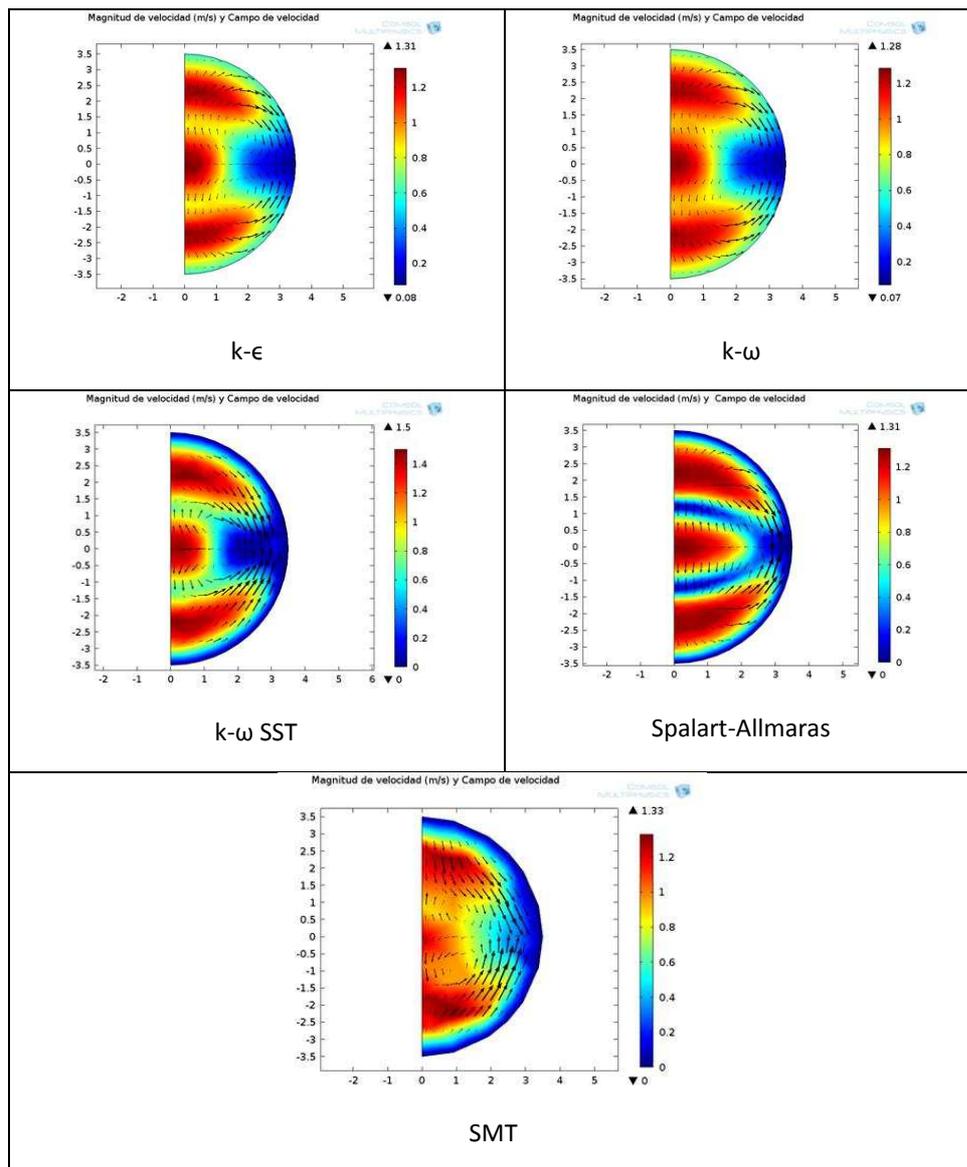


Figura 6. Magnitud de la velocidad y campo de velocidad en un plano perpendicular al flujo sanguíneo a 5,41mm aguas abajo de las valvas

Se puede observar que la distribución del flujo y su rotación cumple con la condición de no deslizamiento en las paredes y que los modelos SST y Spalart-Allmaras así lo imponen, mientras que $k-\epsilon$ y $k-\omega$ no lo hacen claramente. Referenciándonos en cada caso los resultados respecto a SMT. En cuanto a los niveles de presión, alrededor de las valvas, se muestran en la Figura 7 los resultados obtenidos a partir de la aplicación de cada modelo RANS y SMT.

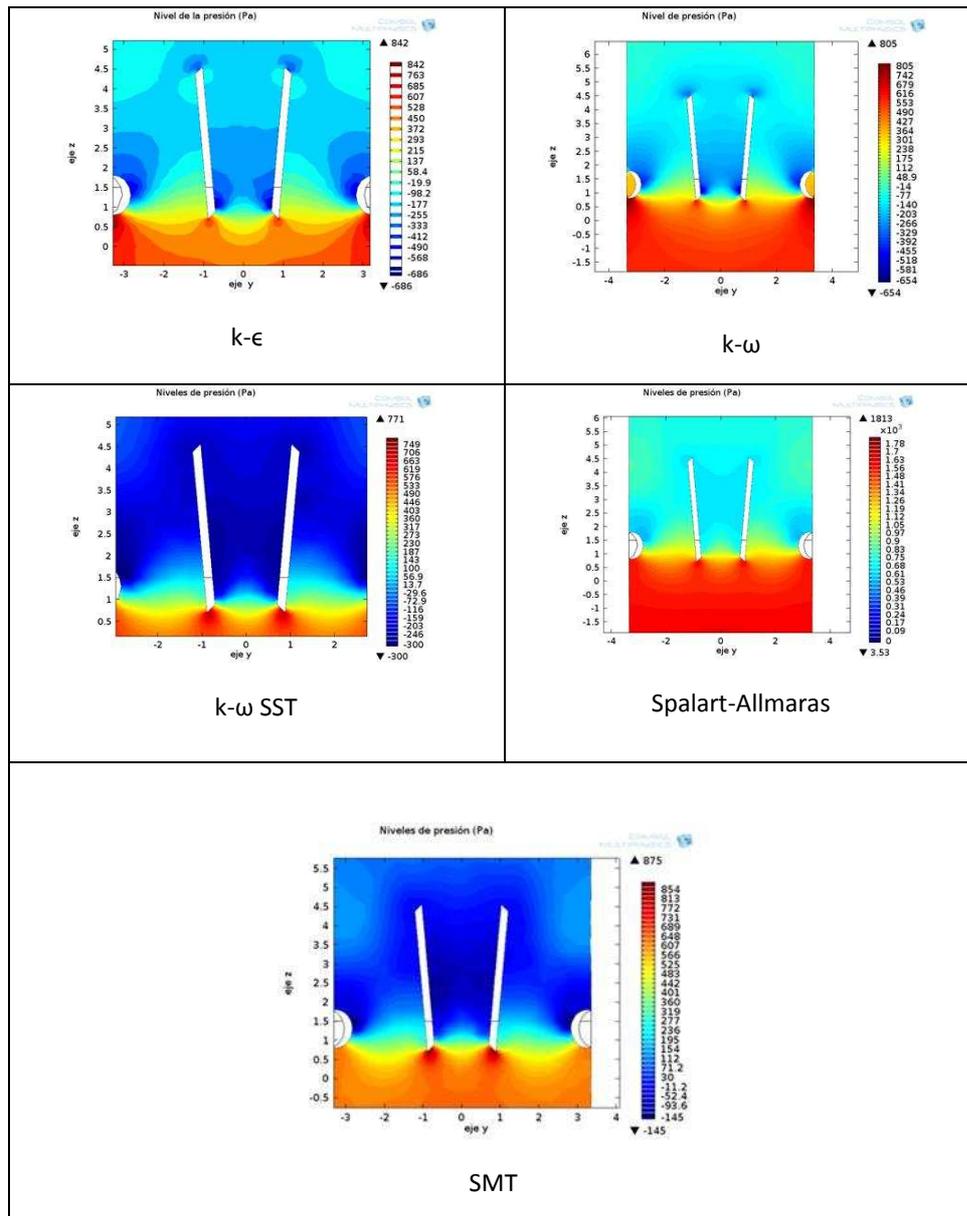


Figura7. Niveles presión alrededor de las valvas según los modelos RANS y SMT

Se observa que alrededor de las valvas se producen caídas de presión indicándolo así los modelos k- ϵ , k- ω y k- ω SST aunque hay dispersión en los rangos de valores respecto a lo obtenido en el caso SMT. Se observa una gran diferencia en cuanto a los valores y rango de presión del modelo Spalart-Allmaras con los demás modelos RANS. La formación de torbellino en esta zona coincide con De Tullio (2009) et al. Respecto a la vorticidad en cercanías de las valvas se muestran los resultados en la Figura 8.

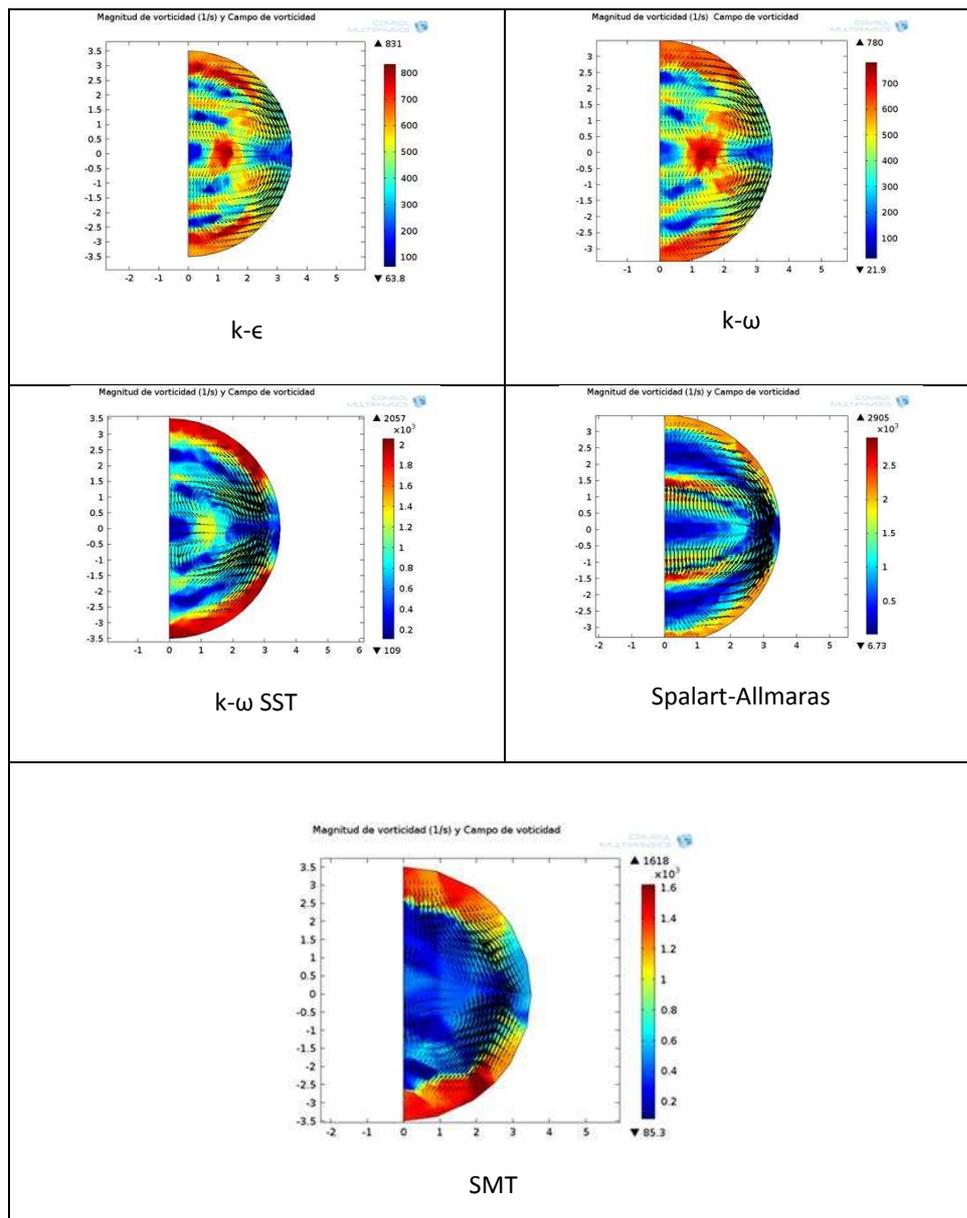


Figura 8. Magnitud de la vorticidad y campo de vorticidad a 5,41 mm aguas abajo de las valvas

En el caso de la magnitud de la vorticidad y su distribución en el espesor de la arteria, el modelo k- ω SST es más cercano a lo obtenido en el caso sin modelo de turbulencia, habiendo diferencia apreciable en cuanto a magnitud y rango de valores con los otros modelos RANS. Por ejemplo el máximo valor de la vorticidad según el modelo k- ω es de 780 (1/s) mientras que k- ω SST determina una vorticidad de 2738000 (1/s). Lo mismo sucede si comparamos k- ϵ con k- ω SST o con el Spalart- Allmaras. Al haber tal diferencia de niveles en esta propiedad del flujo se puede pensar que el nivel de disipación de energía y la consecuente formación de torbellinos es de magnitud muy diferente si se modela con k- ϵ o con k ω que si se lo hace con k- ω SST o con Spalart-Allmaras. Los resultados obtenidos con los modelos k- ω SST y Spalart-Allmaras se acercan a los de SMT.

Válvula disfuncional en un 100%

En la Figura 9 se muestra lo que ocurre con la magnitud y el campo de la velocidad cuando una de las valvas no abre.

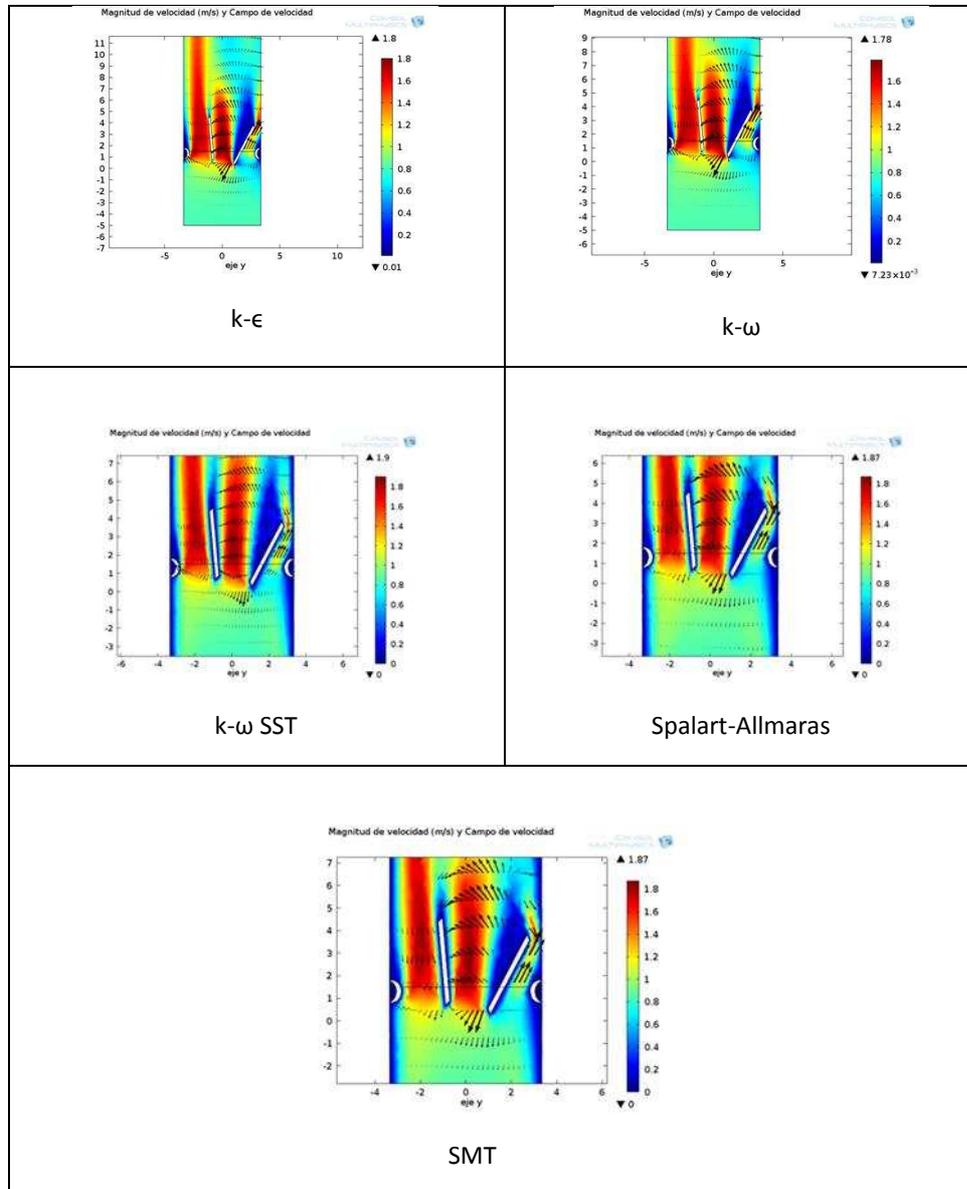


Figura 9. Magnitud y sentido del flujo sanguíneo según los modelos RANS y SMT

Existe coincidencia entre todos los modelos RANS y SMT en las escalas de velocidad y en la distribución del flujo al atravesar las valvas. Esa distribución y sentido de circulación del flujo sanguíneo indica que se producirán torbellinos alrededor de las valvas y zonas cercanas a ellas con la consecuencia de producir daños en la composición de la sangre perjudicando la salud de la persona. Además se observa que aguas arriba de la válvula se produce un retroceso del flujo sanguíneo producto de la no apertura de una de las valvas.

Seguidamente y relacionadas con las figuras anteriores se muestran ahora en la Figura 10 perfiles de velocidad y magnitud a una distancia de 5,41 mm de las valvas aguas abajo sobre un plano perpendicular al flujo sanguíneo.

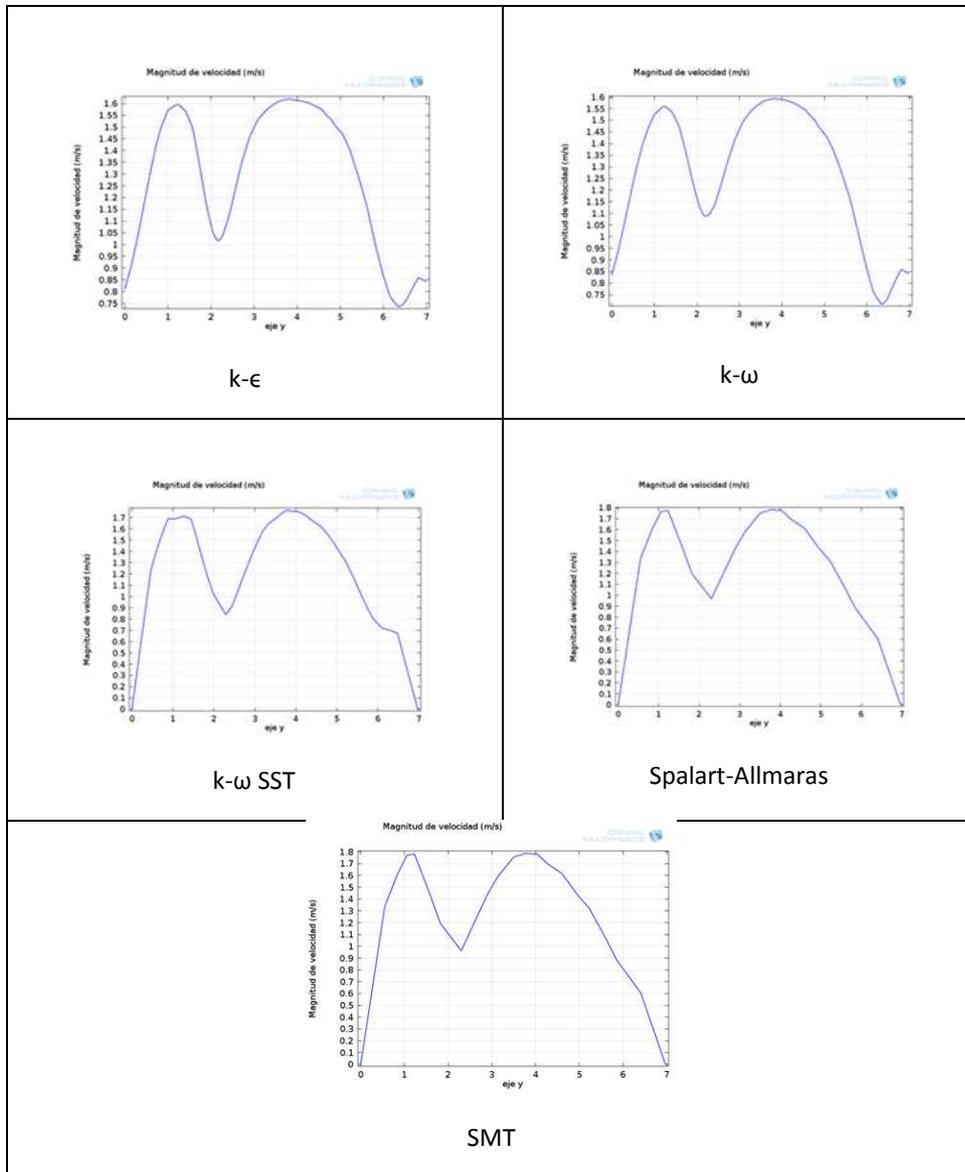


Figura 10. Valores de la velocidad a 5,41 mm de las valvas aguas abajo.

De acuerdo a los distintos perfiles de velocidad, se puede decir que los modelos k- ϵ y k- ω presentan una línea curva sin quiebres, producto de su aproximación y eliminación de las oscilaciones de pequeña escala ya que ellos modelan las perturbaciones turbulentas de macro y media escala. En cambio una mejora del modelo k- ω como es la versión SST y el modelo de una sola ecuación Spalart-Allmaras dan muy buena respuesta si lo comparamos con lo obtenido con SMT. En la Figura 11 se muestra lo que ocurre con el flujo sanguíneo en la profundidad de la arteria, a una distancia de 5,41 mm de las valvas, simulado con los modelos RANS y SMT.

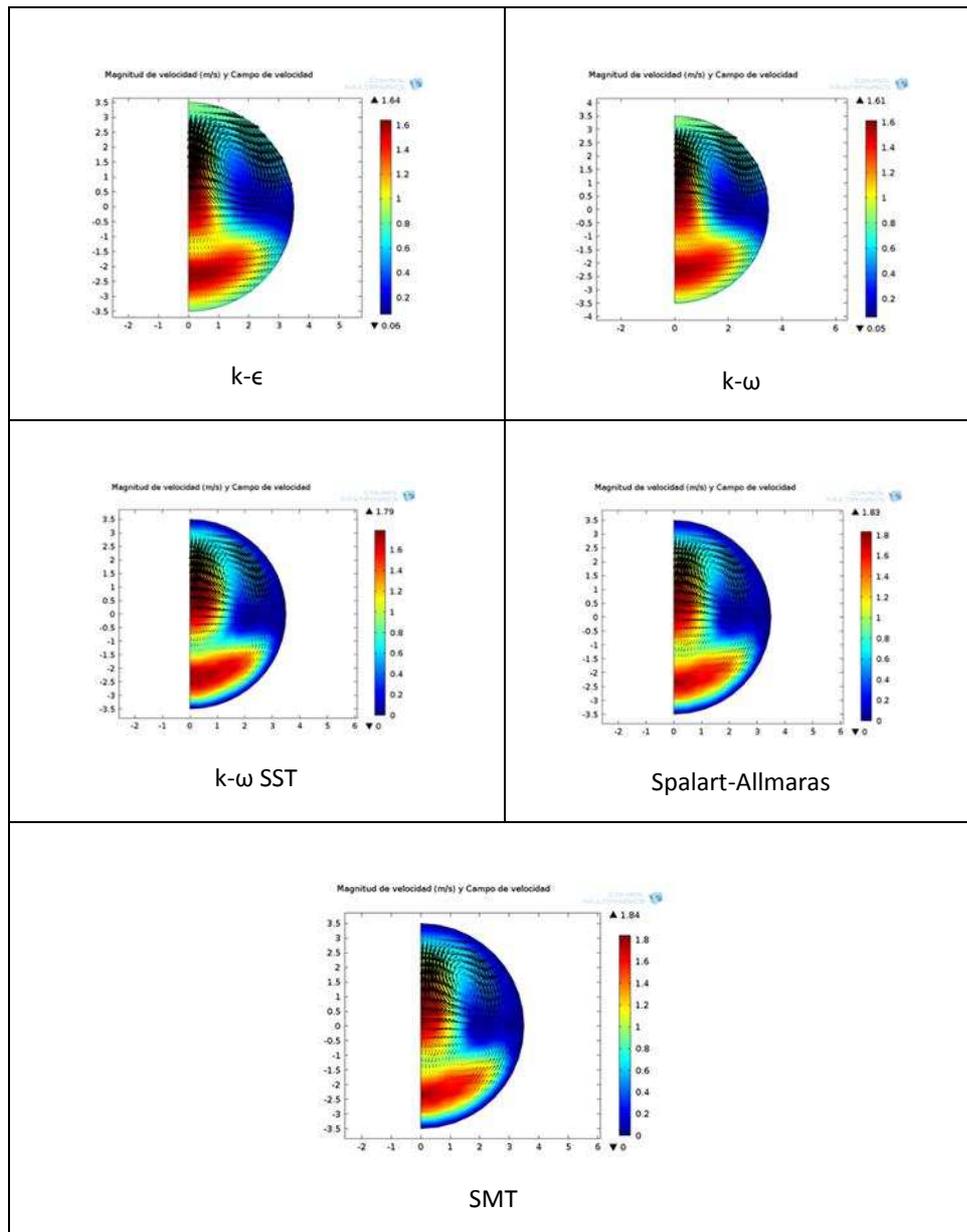


Figura 11. Magnitud de la velocidad y campo de velocidad a 5,41mm aguas abajo de las valvas

En este caso estudiado se observa mayor rotación del flujo sanguíneo en la zona donde la valva no abre haciendo que en la profundidad se acentúen los torbellinos. Además la distribución del flujo y su rotación cumple con la condición de no deslizamiento en las paredes siendo los modelo k- ω SST y Spalart-Allmaras quienes lo demuestran nítidamente, mientras que k- ϵ y k- ω no lo hacen claramente. Referenciándonos en cada caso a SMT.

En cuanto a la presión se tiene los resultados en la Figura 12 obtenidas a partir de la aplicación de cada modelo RANS y SMT.

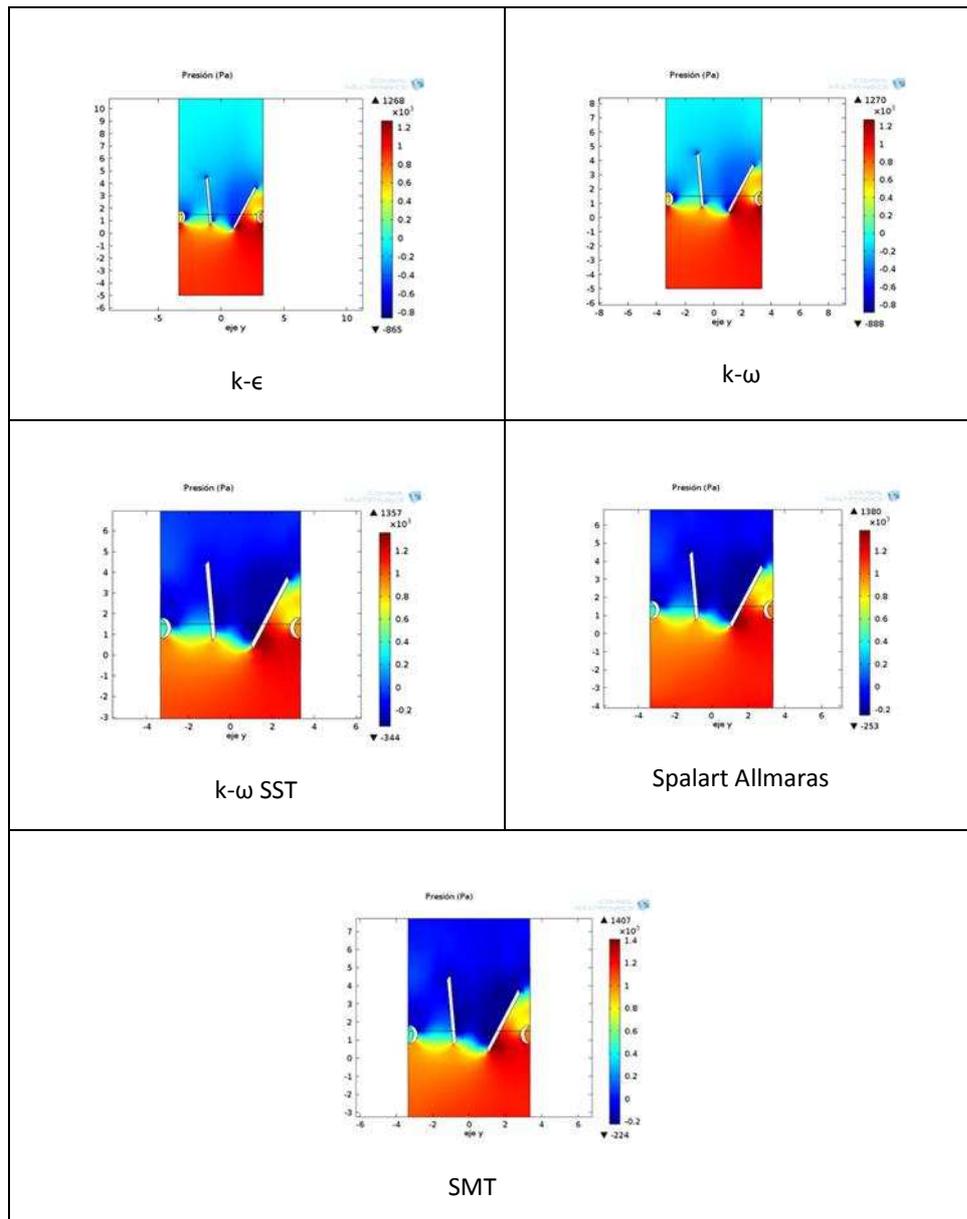


Figura 12. Niveles presión alrededor de las valvas según los modelos RANS y SMT

Observando los resultados podemos decir que los modelos k- ω SST y Spalart-Allmaras serían más precisos a la hora de analizar la producción de torbellinos y su magnitud dado que simulan mejor las caídas de presión antes y después de las valvas que los modelos k- ϵ y k- ω .

En cuanto a la vorticidad y el campo de la misma, la Figura 13 muestra los resultados según los modelos RANS y SMT.

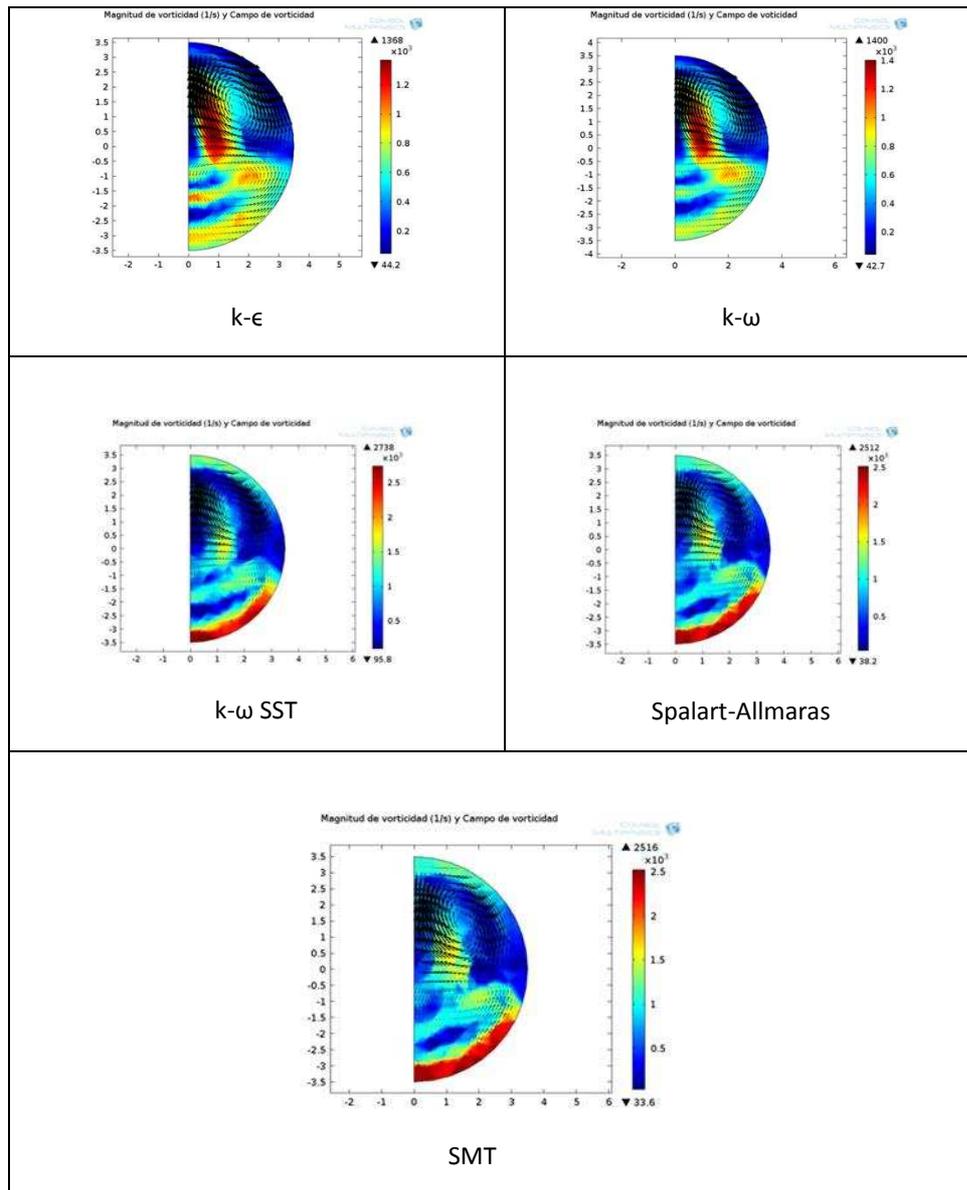


Figura 13. Magnitud de la vorticidad y campo de vorticidad a 5,41 mm aguas abajo de las valvas

En coincidencia con lo expresado al observar las caídas de presión simuladas en cada modelo, los modelos k- ω SST y Spalart-Allmaras dan mejor información sobre la magnitud de los torbellinos producidos en el seno del flujo sanguíneo y la consecuente peligrosidad para la salud que lleva ello.

CONCLUSIONES

A partir de las simulaciones obtenidas del flujo sanguíneo como flujo turbulento y analizando qué ocurre con la velocidad, la caída de presión y la magnitud de la vorticidad en esta primera etapa de estudio en 3D, se concluye que los modelos k- ω SST y Spalart-Allmaras obtienen mayor coincidencia con la bibliografía tomada de referencia. Esto significa que a la hora de seleccionar modelos RANS para continuar con estudios similares serán dichos modelos lo que

utilizarán en las etapas siguientes. Estas etapas tendrán como fin último encontrar un modelo tiempo-dependiente que estudie y represente los fenómenos que ocurren en el flujo sanguíneo que atraviesa una válvula cardíaca y, a partir de simulaciones verificables, predecir cómo es su funcionamiento y anticiparse a eventuales peligros y daños para la salud, cuando ocurre un mal funcionamiento de dicha válvula.

REFERENCIAS

- De Tullio, M.D., Cristallo, A., Balaras, E., Verzicco. Direct numerical simulation of the pulsatile flow through an aortic bileaflet mechanical heart valve. *J. Fluid Mech.* 622, 259–290, 2009.
- Alemu, Y. & Bluestein, D. Flow-induced platelet activation and damage accumulation in a mechanical heart valve: numerical studies. *Artif. Organs* 31 (9), 677–688, 2007.
- Borazjani, I., Ge, L., Dasi, L. P., Sotiropoulos, F. & Yoganathan, A. P. Fluidstructure interaction in bi-leaflet mechanical heart valves. In *2nd Frontier in Biomedical Devices Conference*, California, USA, BioMed 2007-3807, 2007.
- Borazjani, I., Ge, L. & Sotiropoulos, F. Curvilinear immersed boundary method for simulating fluid structure interaction with complex 3d rigid bodies. *J. Comput. Phys.* 227, 7587–7620, 2008.
- Dasi, L. P., Ge, L., Simon, H. A., Sotiropoulos, F. & Yoganathan A. P. Vorticity dynamics of a bileaflet mechanical heart valve in an axisymmetric aorta. *Phys. Fluids* 19, 1–17, 2007.
- Ge, L., Dasi, L. P., Sotiropoulos, F. & Yoganathan, A. P. Characterization of hemodynamic forces induced by mechanical heart valves: Reynolds vs. viscous stresses. *Ann. Biomech. Engng* 36, 276–297, 2008.
- Ge, L., Leo, H. L., Sotiropoulos, F. & Yoganathan, A. P. Flow in a mechanical bileaflet heart valve at laminar and near-peak systole flow rates: CFD simulations and experiments. *J. Biomech. Engng* 127, 782–797, 2005.

AGRADECIMIENTOS

Se agradece al Grupo Biomecánica Computacional de la FI-UNER el espacio y los recursos que a través del PID 6162 se han dispuesto por parte de la UNER para la realización de este trabajo.