

COMPARACIÓN DE MODELOS DE FLUJO TURBULENTO EN UNA CURVA A 180°. SU EVALUACIÓN PARA EL ANÁLISIS DE UN DISPOSITIVO DE ASISTENCIA VENTRICULAR.

Exequiel R. Frías, Diego M. Campana y José Di Paolo

Grupo Biomecánica Computacional (GBC), Facultad de Ingeniería – UNER, Ruta 11, km 10, 3100 Oro Verde, Entre Ríos, Argentina, efries@bioingenieria.edu.ar, http://bioingenieria.edu.ar/grupos/biomecanica_computacional/

Palabras clave: CFD, Flujo turbulento, Dispositivo de asistencia ventricular, Esfuerzos de corte.

Resumen. Un dispositivo de asistencia ventricular (DAV) es una bomba sanguínea que opera en paralelo al corazón y se utiliza como asistencia ventricular mecánica en pacientes con insuficiencia cardíaca durante la espera del trasplante cardíaco o como medio de prolongación de la vida. La simulación computacional del flujo sanguíneo en el interior de estos dispositivos es de gran interés para el diseño y evaluación del funcionamiento de los mismos. Es objetivo de este trabajo discernir cual modelo de flujo turbulento es el más conveniente para analizar computacionalmente el flujo en el interior de un DAV, particularmente los esfuerzos cortantes, tanto en el interior del flujo como en las inmediaciones de las paredes. Para ello se utiliza una representación simplificada de un DAV completo, consistente en una bomba pulsátil de doble efecto y cuatro válvulas activas. Para el análisis se utiliza una geometría 3D de una de las cámaras cilíndricas y su conducto de salida, que presenta una curva que cambia el sentido del flujo en 180 grados con una reducción de sección del 52%. En dicha geometría se realiza la simulación numérica del flujo sanguíneo en condiciones estacionarias, mediante cuatro modelos de flujo turbulentos, asumiendo la sangre como un fluido incompresible y newtoniano. Los esfuerzos de corte se evalúan mediante un valor representativo, como propone una de las alternativas más utilizadas en la bibliografía. Los resultados muestran que mediante los modelos con ley de pared se obtienen soluciones similares pero altamente dependientes de la energía cinética turbulenta, además estos modelos no son capaces de evaluar -con una aproximación razonable- los esfuerzos que se desarrollan sobre las paredes a la vez que aumentan considerablemente el valor de los esfuerzos de corte en el interior del flujo. Por otra parte los modelos Shear Stress Transport y Spalart-Allmaras, son aptos para evaluar con buena aproximación los esfuerzos cortantes cerca de las paredes, prediciendo esfuerzos de corte menores en las zonas de recirculación que se generan en el codo de la curva. Esta mayor aptitud puede deberse a la mejor descripción de la recirculación del flujo sanguíneo respecto a otros modelos. En cuanto a los tiempos de simulación, el modelo turbulento Spalart-Allmaras mostró ser el más eficiente, frente al Shear Stress Transport que insume más del doble de tiempo que el primero. Puede concluirse que ambos modelos serían adecuados para simular el flujo sanguíneo en el interior de un dispositivo de asistencia ventricular.

1 INTRODUCCIÓN

Cuando una persona padece insuficiencia cardiaca su corazón no puede proveer el flujo sanguíneo en condiciones adecuadas. Por ello el paciente debe ser tratado a través de terapias farmacológicas, con técnicas de asistencia mecánica circulatoria (ACM), o mediante un trasplante cardíaco. Es bien conocida la escasez de donantes para la cantidad de personas que necesitan un trasplante, por lo que las técnicas de AMC cobran gran importancia, ya sea como puente al trasplante o terapias de recuperación de la función cardiaca.

Actualmente, la AMC se puede llevar a cabo a través de dispositivos de asistencia ventricular implantables o externos que bombean la sangre en paralelo con el corazón (Mugianesi et al., 2007; Pagani et al., 2008). Los dispositivos deben provocar el menor daño posible a la sangre, tanto por hemólisis como por activación plaquetaria, tal como lo describen Behbahani et al. (2009) y Frazer et al. (2011). Uno de los puntos más críticos del diseño y desarrollo de los DAV es lograr mantener el daño sanguíneo en valores tolerables por el organismo, en este contexto la simulación computacional se transforma en una herramienta muy útil para predecir dicho daño (Alemu y Bluestein, 2007; Chiu et al. 2014).

Ciertos DAV, en particular los pulsátiles, al bombear la sangre generan un flujo que tiene condiciones generalmente de transición, entre flujo laminar y turbulento. En estas condiciones es posible asumir que la sangre se comporta como un fluido incompresible y newtoniano, pero la simulación mediante modelos 3D de un flujo transitorio requiere un alto costo computacional para resolver directamente las ecuaciones Navier-Stokes; por ejemplo, para llegar a una Simulación Numérica Directa (SND) como presenta De Tulio et al. (2009). Otra estrategia posible es abordar modelos simplificados mediante una geometría 2D simplificada como se realiza en trabajos anteriores (Di Paolo, 2014; Fríes, 2015) y, la tercer manera –y muy utilizada en la ingeniería- es resolver el problema 3D utilizando un modelo de flujo turbulento para simular el flujo sanguíneo. En esta última opción, no es sencillo decidir qué modelo utilizar para predecir correctamente el flujo sanguíneo y evaluar posteriormente el daño sanguíneo. Si bien existen varios ejemplos en la literatura como se describe en el trabajo de Behbahani et al. (2009), el modelo de flujo turbulento óptimo para la simulación del flujo sanguíneo en estas condiciones no está claramente definido.

Esta situación se expone mediante la [Tabla 1](#), en la cual se presentan varios artículos relacionados con la simulación del flujo sanguíneo: mediante modelos de flujo turbulentos en condiciones de relativamente bajos Re (del orden de 10^4), para flujo sanguíneo en válvulas aórticas, y DAV de flujo axial o centrífugo.

Por ello, en este trabajo se propone utilizar cuatro modelos turbulentos (MT) para simular el flujo sanguíneo en el interior de un DAV pulsátil, con el objetivo de evaluar las diferencias, así como las ventajas y desventajas de cada uno para condiciones de flujo estacionario, en una geometría 3D que representa una parte del DAV descrito en un trabajo anterior (Fríes, 2015). Los cuatro modelos son el modelo turbulento $k-\epsilon$, el modelo turbulento $k-\omega$, el modelo turbulento Shear Stress Transport (STT) $k-\omega$ y el modelo turbulento Spalart-Allmaras (SA). Debido a que el daño sanguíneo se provoca principalmente por los esfuerzos de corte que se generan en la sangre, a los cuales son expuestos los glóbulos rojos y plaquetas, es que se realiza un análisis en particular de la predicción de esta magnitud por parte de cada MT (Alemu y Bluestein, 2007; Behbahani et al. 2009, Fraser et al. 2011).

Autor/año	Modelo turbulento	Re aproximado	Simulación numéricas de	Software
Bluestein et al., 2000	k- ω	$<10^4$	Flujo sanguíneo en válvula cardíaca mecánica (2D)	FIDAP CFD
Kameneva et al, 2004	k- ϵ	2200-5100	Flujo sanguíneo en una estenosis artificial	CFX y FLUENT
Raz et al., 2007	k- ω	-	Flujo sanguíneo en una estenosis	GAMBIT para FEM basado en solver CFD
Alemu y Bluestein, 2007	k- ω	10^4	Flujo sanguíneo en válvula cardíaca mecánica	GAMBIT y TGrid con FLUENT
Throckmorton y Untaroiu, 2008	k- ϵ	$>10^4$	DAV pediátrico de flujo axial	ANSYS CFX
Sirois y Sun, 2010	k- ϵ	2500	Flujo sanguíneo en una válvula aortica	STAR-CCM
Wu et al., 2010	SST	3×10^4	DAV pediátrico de flujo axial	ANSYS CFX
Claiborne et al., 2013	k- ω	10^4	Flujo sanguíneo en válvula cardíaca polimérica	FLUENT
Chiu et al., 2014	k- ω	$<10^4$	DAV de flujo axial	FLUENT

Tabla 1: Modelos de flujo turbulentos aplicados a la simulación del flujo sanguíneo.

2 METODOLOGÍA

La simulación se realiza en una geometría 3D (ver [Figura 1](#)) que representa parte del DAV simulado en anteriores trabajos (Di Paolo, 2014; Frías, 2015). Este diseño de un dispositivo de impulsión sanguínea pulsátil, constituido por una bomba volumétrica de doble efecto que posee un pistón movido sin contacto (electromagnéticamente) y cuatro válvulas activas. En la [Figura 1](#) (Izq.) se puede apreciar un esquema bidimensional del DAV donde el movimiento del pistón hacia la izquierda impulsa sangre desde la cámara izquierda (CI) hacia la salida -en color rojo-, mientras la cámara derecha (CD) recibe sangre desde la entrada -en color azul-. En la imagen de la derecha de la [Figura 1](#), la válvula de entrada (Ve) superior y la válvula de salida (Vs) inferior permanecen cerradas para asegurar el flujo unidireccional. Cuando el pistón (P) llega al extremo izquierdo se cierran la Ve inferior y la Vs superior, es decir, por un breve momento todas las válvulas están cerradas; luego se abren la Ve superior y la Vs inferior para permitir que el movimiento del pistón hacia la derecha impulse la sangre desde la CD hacia la salida e ingrese desde la entrada a la CI.

En este caso, se simula una sola cámara de impulsión, un conducto de salida con una curva que modifica la dirección del flujo en 180° y parte del conducto de entrada a 45° , que se encuentra cerrado. La cámara de impulsión es un cilindro de 25 mm de diámetro y una longitud de 38 mm; la superficie del embolo -en color rojo en la [Figura 2](#)- impulsa la sangre y le imprime una velocidad de entrada de 0,27 m/s en toda la sección. Mientras que el conducto

de salida está representado por un conducto cilíndrico de 12 mm de diámetro, con una curva que cambia la dirección del flujo en 180°. El conducto de entrada es un cilindro del mismo diámetro ubicado a 45°, en este conducto existe una válvula que para la simulación se asume totalmente cerrada –en color verde en la Figura 2- y en el conducto de salida existe otra válvula que se asume totalmente abierta –en color azul en la Figura 2-, el resto de las superficies representan paredes sin fugas.

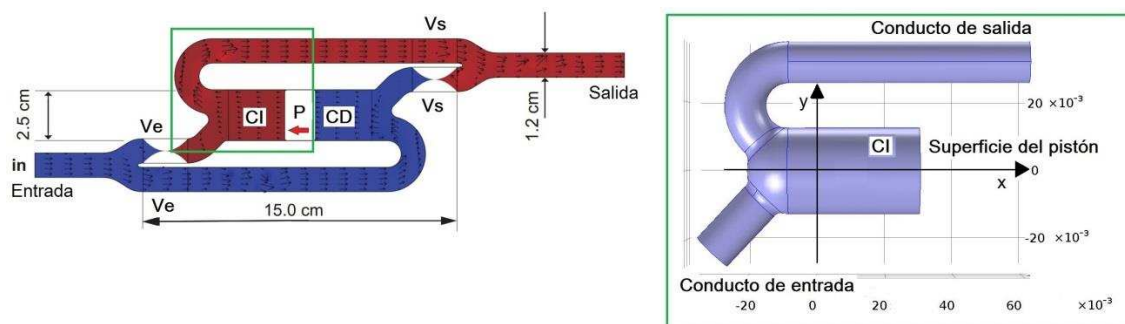


Figura 1. (Izq.) Modelo 2D del DAV simulado en trabajos anteriores, con detalle en verde de la porción que corresponde a la cámara izquierda (CI). (Der.) Vista lateral donde se indica la denominación de cada conducto. Las coordenadas en el plano xy están medidas en mm.

Se realizan cuatro simulaciones computacionales, una con cada MT en estado estacionario, para la condición de máximo caudal de la sangre cuando es expulsado de la cámara, el que corresponde a la velocidad máxima del pistón del DAV considerado. Para esta condición de flujo, el número de Reynolds (Re) del conducto de salida es aproximadamente de 4200, al considerar una velocidad media en la salida (U) de 1,17 m/s, el diámetro del conducto de salida D de 0,012 m, la densidad (ρ) y viscosidad (μ) de la sangre de 1050 kg/m³ y 0,0035 Pa.s respectivamente, por lo que el flujo es de transición y no presenta una turbulencia totalmente desarrollada.

Las simulaciones numéricas se realizan mediante la utilización del software comercial COMSOL Multiphysics en su versión 4.4, el cual utiliza elementos finitos y las definiciones de cada MT corresponden a los modelos por defecto del software que se pueden consultar en el manual del mismo.

Por otro lado, la distancia adimensional (y^+) del primer nodo se colocó a 40 μm de la pared, ya que $y^+=1$ corresponde a $y = 40 \mu\text{m}$, este valor se obtienen mediante la Ec. (1), considerando un factor de fricción (f) de 0,04 obtenido como propone Pope (2000). De esta manera, el espesor de la región de la pared es de aproximadamente 1,2 mm ($y^+=30$).

$$y = \frac{y^+ \mu}{\rho u_\tau}, \text{ donde } u_\tau = U \sqrt{\frac{f}{8}} \quad (1)$$

2.1 Malla

La malla utilizada (ver Figura 2, Izq.) para simulación es la misma para todos los MT, posee alrededor de $3,11 \times 10^5$ elementos, de los cuales $2,01 \times 10^5$ son tetraédricos y $1,10 \times 10^4$ son prismas (de base triangular). Dicha malla se obtuvo con las opciones manuales del software, fijando un tamaño mínimo de 500 μm y máximo de 1500 μm , el tamaño corresponde a la longitud de la arista mayor del elemento (según lo define el manual del software); además se generó una capa límite de 10 elementos prismáticos cuyo nodo inicial está a 40 μm de la pared. En la Figura 3, se puede apreciar la malla desde una vista posterior y un detalle de la misma para la sección de salida. En ambos casos se distinguen

los tipos de elementos: sobre la capa límite los elementos prismáticos y en el centro los elementos tetraédricos.

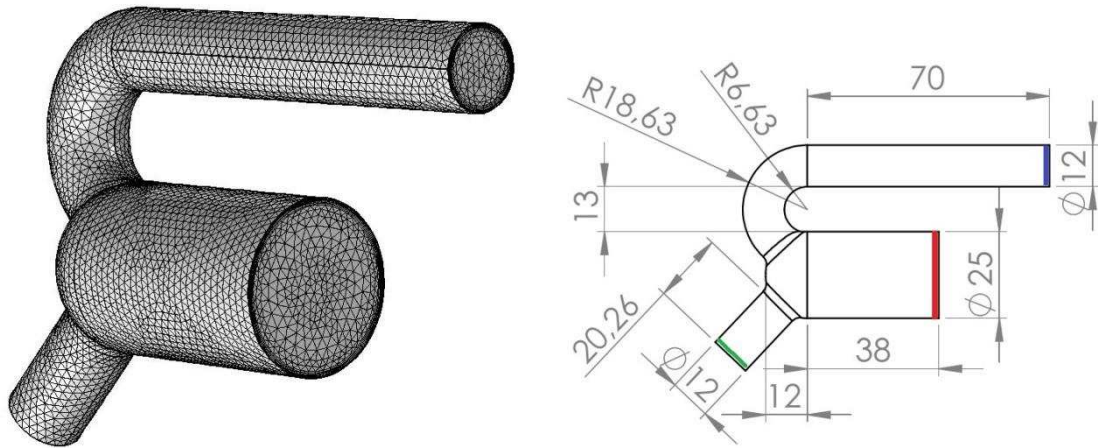


Figura 2. (Izq.) Geometría 3D utilizada para simulación, con la vista de la malla. (Der.) Vista lateral con dimensiones en mm, en color rojo sección del embolo, en color azul válvula de salida abierta y en color verde válvula de entrada cerrada.

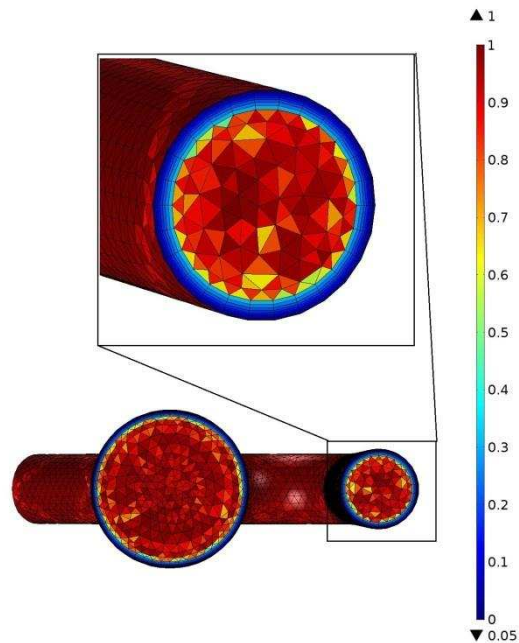


Figura 3. Malla con escala de colores para la calidad de los elementos. Vista posterior donde se aprecian: la sección de salida y del embolo o pistón –abajo-, con detalle de la sección de salida –arriba-.

2.2 Condiciones de contorno, de dominio y resolución

Los cuatro modelos resuelven el mismo problema, por lo que las condiciones de contorno (CC) e iniciales son las mismas. En la [Tabla 2](#) se resumen las CC generales, comunes a los cuatro MT, no se exponen las ecuaciones particulares porque cada MT asume diferentes variables, que dependen de la intensidad turbulenta (I_t) y la longitud turbulenta (L_t) consideradas en la sección del pistón, que para el problema definido se comporta como una

“entrada”. En las paredes se adopta una condición de no deslizamiento, en la sección del pistón una de velocidad normal a la superficie con un módulo de 0,27 m/s y en la sección de salida se asume una presión constante e igual a 13,3 kPa (100 mHg) que corresponden a la presión aortica media.

Sección de Embolo	$\mathbf{U} = -U_0 \cdot \mathbf{n}$ donde $U_0 = 0,27$ m/s	$It = 0,05$ $Lt = 0,07 * 0,025$ m
Sección de Salida	$\mathbf{T} \cdot \mathbf{n} = -p_0 \mathbf{n}$ donde $p_0 = 13,3$ kPa	
Paredes	$\mathbf{U}_n \cdot \mathbf{n} = 0$	

Tabla 2: Condiciones de contorno.

La discretización se realiza mediante elementos tetraédricos y prismáticos lineales -para la velocidad y para la presión-, es decir corresponden al tipo P1-P1, se utiliza el resolvidor MUMPS que calcula dos grupos segregados con una tolerancia relativa de 0,001. En el caso particular de los MT SST y SA se utiliza un resolvidor con inicialización, que primero resuelve la distancia de la pared y luego inicia el cálculo de las variables. Los tiempos de resolución del modelo estacionario propiamente dicho, para la malla descripta y en una PC con procesador Intel-Core i7-4471 de 3,5 GHz y 32 GB de RAM, son los siguientes: 44 min. para el MT k- ϵ , 43 min. para el MT k- ω , 68 min. para el MT SST y 28 min. para el MT SA.

2.3 Calculo del esfuerzo de corte

Antes de definir el esfuerzo de corte representativo que actúa sobre los elementos formes de la sangre, es necesario definir una serie de magnitudes de las que depende dicho esfuerzo, la energía cinética turbulenta, el tensor de la tasa de esfuerzos promedio y la viscosidad cinemática turbulenta.

La energía cinética turbulenta (k) es la media de la energía cinética por unidad de masa (m^2/s^2) que se calcula como el promedio de las tensiones normales turbulentas (Pope, 2000) como se expone en la Ec. (2).

$$k = \frac{1}{2} \langle u_i u_i \rangle = \frac{1}{2} [\langle u_1^2 \rangle + \langle u_2^2 \rangle + \langle u_3^2 \rangle] \quad (2)$$

A los fines de la comparación es necesario resaltar que según la hipótesis de Boussinesq los esfuerzos de Reynolds se pueden expresar como la Ec. (3):

$$\langle u_i u_j \rangle = -2\nu_T S_{ij} + \frac{2}{3} k \delta_{ij} \quad (3)$$

Donde ν_T es la viscosidad cinemática turbulenta (en inglés “kinetic eddy viscosity”) que se asume como una cantidad escalar isotrópica, y S_{ij} es el tensor de la tasa de esfuerzos promedio (en inglés “mean strain-rate tensor”) que se define en la Ec. (4), donde las U_i son las componentes de la velocidad media. En este trabajo es útil definir la viscosidad dinámica turbulenta μ_T , que es el producto de la densidad del fluido (ρ) por la ν_T .

$$S_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) \quad (4)$$

Los MT k- ϵ , k- ω y SST, son modelos de dos ecuaciones y utilizan hipótesis de

Boussinesq para cerrar las ecuaciones. En el caso del modelo k- ϵ se asume que la turbulencia es isotrópica y totalmente desarrollada -lo cual es cierto para altos Re-, además la viscosidad molecular es despreciable por lo que la ν_T se calcula en función de k y la tasa de disipación (ϵ). En cambio, en el modelo k- ω la ν_T se calcula como la relación de k y la vorticidad (ω), como el modelo SST es una variante del modelo k- ω , la ν_T se calcula con una función que depende de k y ω . Por otra parte, en el MT SA no se calcula la k del flujo y la ecuación de cierre se reduce al primer término de la derecha en la Ec. (3); de esta manera las ecuaciones de cierre en dicho modelo es la Ec. (5).

$$\langle u_i u_j \rangle = -2\tilde{\nu}_T S_{ij} \quad (5)$$

El MT SA es un modelo de una sola ecuación que resuelve una ecuación de transporte para la variable viscosidad $\tilde{\nu}_T$. En el caso de los modelos k- ω y SST se resuelven las ecuaciones de transporte para las variables k y ω , y en el caso del MT k- ϵ se resuelven dos ecuaciones de transporte para las variables k y ϵ .

Por otro lado, en lo que respecta al comportamiento cercano a las paredes, los MT k- ϵ y k- ω no resuelven lo que pasa cerca de ellas, sino que utilizan una ley o función de pared. En cambio los MT SST y SA no utilizan ninguna ley de pared, estos modelos evalúan lo que sucede en la capa cercana a la pared, por lo cual es necesario refinar la malla cerca de las paredes.

En cuanto al daño sanguíneo, en la actualidad es conocido y aceptado que los glóbulos rojos y plaquetas se dañan en función de la magnitud del esfuerzo de corte (“shear stress”) y del tiempo de exposición al mismo. El esfuerzo de corte es un tensor (τ_{ij}) que en el caso de los modelos turbulentos, posee tres términos se exponen en la Ec. (5). El primer término es el tensor de tensiones viscoso y los otros dos representan el tensor de tensiones de Reynolds. Por la complejidad de esta magnitud, se hace necesario definir un valor comparable al de los ensayos in vitro en los cuales existe una tensión de corte principal, por lo que se define el esfuerzo de corte representativo o equivalente (τ_{eq}) -una magnitud escalar del esfuerzo- que se calcula como indica la Ec. (7).

$$\tau_{ij} = 2\mu S_{ij} + \frac{2}{3}\rho k \delta_{ij} - 2\mu_T S_{ij} = \mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) + \frac{2}{3}\rho k \delta_{ij} - \mu_T \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \quad (6)$$

$$\tau_{eq} = \frac{1}{\sqrt{3}} \sqrt{\tau_{11}^2 + \tau_{22}^2 + \tau_{33}^2 - \tau_{11}\tau_{22} - \tau_{22}\tau_{33} - \tau_{11}\tau_{33} + 3(\tau_{12}^2 + \tau_{23}^2 + \tau_{13}^2)} \quad (7)$$

Tal como exponen Alemu y Bluestein (2007) ésta es una representación similar a las tensiones de Von Mises pero para el caso de un esfuerzo de corte. Luego, las componentes del tensor se pueden aproximar como se ejemplifica a continuación mediante el grupo de Ec. (8), donde solo se exponen τ_{11} y τ_{12} . Para el caso de las tensiones junto a las paredes, la tensión es totalmente viscosa y los términos del esfuerzo de Reynolds se anulan.

$$\begin{aligned} \tau_{11} &\cong \mu \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_1}{\partial x_1} \right) + \frac{2}{3}\rho k - \mu_T \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_1}{\partial x_1} \right) \\ \tau_{12} &\cong \mu \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_2} + \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \right) - \mu_T \left(\frac{\partial u_1}{\partial x_2} + \frac{\partial u_2}{\partial x_1} \right) \end{aligned} \quad (8)$$

3 RESULTADOS

En primer lugar, se compara la resolución en la pared mediante la distancia en unidades viscosas, que para los modelos con ley de pared debe ser menor o igual a 11,06 en toda la superficie que corresponde a las paredes. En el caso de los MT k- ϵ y k- ω el valor obtenido es de 11,06. En cambio en los MT SST y SA es menor igual a 1,33 (valor máx.). Luego, se

observa que para mallas más refinadas se obtiene el mismo comportamiento sin modificar sustancialmente la solución. Por último, se analizan los resultados para la velocidad, las líneas de flujo, la presión y los esfuerzos de corte equivalentes, tanto en las paredes como en el interior del flujo. Para ello, se seleccionan dos planos relevantes: el plano de corte xy ($z=0$) y el plano transversal yz ($x=0$) (ver Figura 1).

El módulo de la velocidad media para el plano xy se puede apreciar en la Figura 4, la velocidad media máxima –para todos los MT- alcanza un valor de alrededor de 1,84 m/s en el conducto de salida. Además, el flujo se acelera al entrar en la reducción del diámetro del conducto de salida y en la curva se genera una zona de recirculación con velocidades muy bajas (ver Figura 4, en color azul). Esta zona, de baja velocidad donde el flujo cambia el sentido respecto del flujo principal se puede apreciar mejor en la Figura 5, en la cual se muestran las líneas de flujo para el mismo plano y la distribución del campo de velocidades medias a través de (U,V) . Se puede observar que la velocidad aumenta en la zona superior del conducto de salida y es menor en la parte inferior, donde luego de la curva se genera una zona de recirculación.

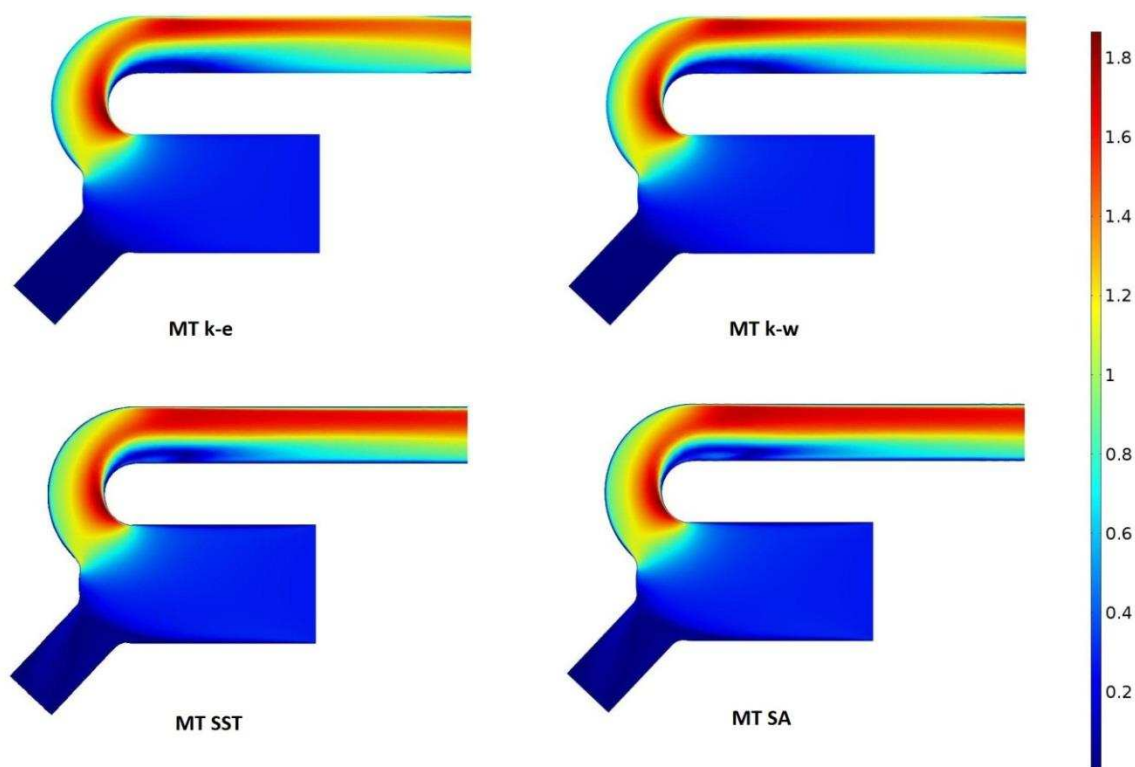


Figura 4. Módulo de la velocidad media en m/s para el plano xy .

Los vórtices que se forman en la zona de recirculación en el conducto de salida pueden observarse en la Figura 6, donde se muestran las líneas de flujo y el campo de velocidades medias (W,V) como vectores, para el plano de corte yz con detalle en el conducto de salida. En esta imagen se puede apreciar uno o dos vórtices laterales, simétricos, a media que el fluido asciende desde la zona inferior hacia la zona superior. En los MT $k-\epsilon$ y $k-\omega$ aparece un vórtice en cada lateral, en cambio en los MT SST y SA en cada lateral se aprecian dos pares de vórtices –más pequeños-, (ver Figura 6). Esto permite apreciar una clara diferencia entre el flujo simulado por los dos primeros modelos y por el flujo simulado por los dos últimos.

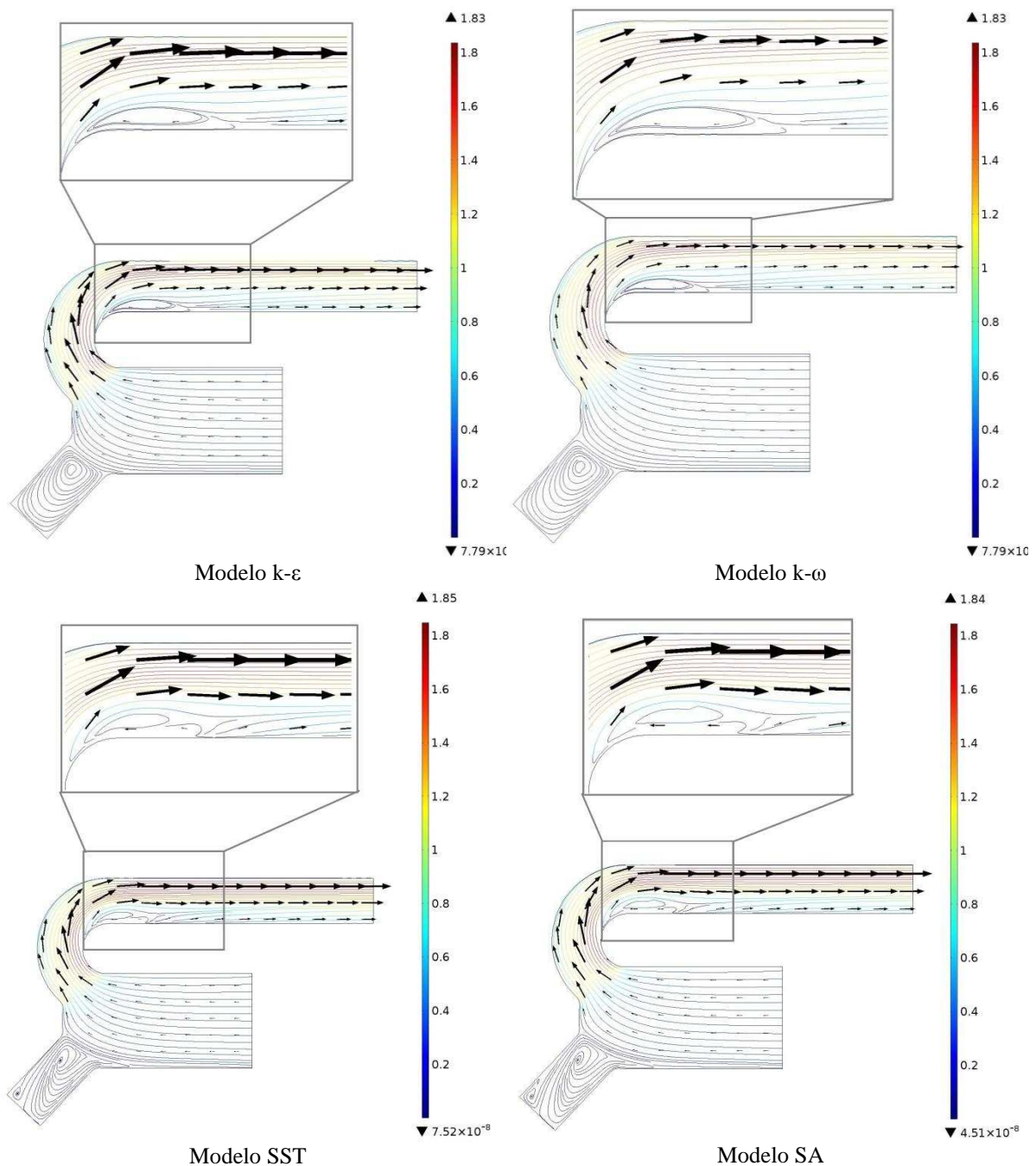


Figura 5. Líneas de flujo y vectores de velocidad para el plano xy , con detalle de la zona de recirculación. Las líneas de flujo están representadas con una densidad inicial uniforme, en la barra de colores se presenta el módulo de la velocidad en m/s, indicando valores máximos y mínimos, y los vectores en negro representan la dirección y sentido del campo de velocidades medio (U, V) .

El campo de presión muestra que la presión en el pistón y la cámara ronda los 15,5 kPa, que en la salida toma valores cercanos a 13,3 kPa, hasta alcanzar dicho valor –que corresponde al fijado en la sección de salida como CC–. Existe también una zona de baja presión en la parte interna de la curva que llega hasta los 12,3 kPa, que puede observarse en la [Figura 7](#) donde se muestra la distribución de la presión en el plano de corte xy .

Los τ_{eq} en las paredes se presentan en la [Figura 8](#), en la imagen se puede observar que la zona de la reducción del diámetro -entre la cámara y el conducto de salida- es el lugar donde se concentran dichos esfuerzos y alcanzan un valor máximo de aproximadamente: 93 Pa para

el MT $k-\varepsilon$, 100 Pa para el MT $k-\omega$, 68 Pa para el MT SST y 72 Pa para el MT SA. Otras zonas de altos esfuerzos son las zonas laterales de la curva y el borde exterior al final de la curva -zona de recirculación-. En la zonas laterales a la curva de 180° –en color verde/celeste ver figura 8- se alcanzan τ_{eq} en el orden de los: 60-70 Pa para el MT $k-\varepsilon$, 60-70, Pa para el MT $k-\omega$, 40-45 Pa, para el MT SST y 40-45 Pa para el MT SA. Para el τ_{eq} obtenido sobre las paredes, se verifica que es igual al obtenido al solo considerar los esfuerzos de corte, es decir considerando solo el primer término de la Ec. (6). Los modelos con ley de pared predicen un τ_{eq} un 50 % mayor.

En el interior del flujo se generan τ_{eq} menores a los producidos sobre las paredes, nuevamente aparecen grandes diferencias entre los dos primeros modelos y los dos últimos. Los MT $k-\varepsilon$ y $k-\omega$, predicen una zona de elevados esfuerzos en el interior de la curva y en la zona de la recirculación; en cambio los MT SST y SA predicen que la zona de altos esfuerzos es la de recirculación y desde ella parte formando una estela turbulenta. Para el caso de MT SA los valores del τ_{eq} son comparables al simulado por dos primeros modelos con ley de pared, en la Figura 9 se puede apreciar el τ_{eq} para el plano xy. En el plano xy los τ_{eq} máximos en cada modelo son aproximadamente: 84 Pa para el MT $k-\varepsilon$, 84 Pa para el MT $k-\omega$, 64 Pa para el MT SST y 66 Pa para el MT SA, algunas de estas diferencias que se hacen más evidentes en las siguientes figuras.

Para mayor detalle podemos observar en la Figura 10 los τ_{eq} en el interior del flujo para la zona de recirculación sobre un plano de corte yz, los vórtices generados por el flujo (ver Figura 6) generan una zona de elevados esfuerzos de corte en la recirculación al final de la curva. Los modelos con función de pared predicen una gruesa zona de τ_{eq} elevados en la cercanía a la pared -de entre 15 a 20 Pa-, mientras que, los MT SST y SA predicen una zona de τ_{eq} más delgada en la cercanía de la pared. Además, de ser algo menores los τ_{eq} en el interior del flujo, es notable la diferencia entre el MT SST y SA (ver Figura 10), este último genera una predicción similar a los modelos $k-\varepsilon$ y $k-\omega$. Para mostrar con mayor detalle estas diferencias entre los modelos evaluados, se presentan 12 planos de corte paralelos al yz (incluido) y equidistantes que permiten observar la diferencia de intensidad para el τ_{eq} , a lo largo del conducto de salida (ver Figura 11).

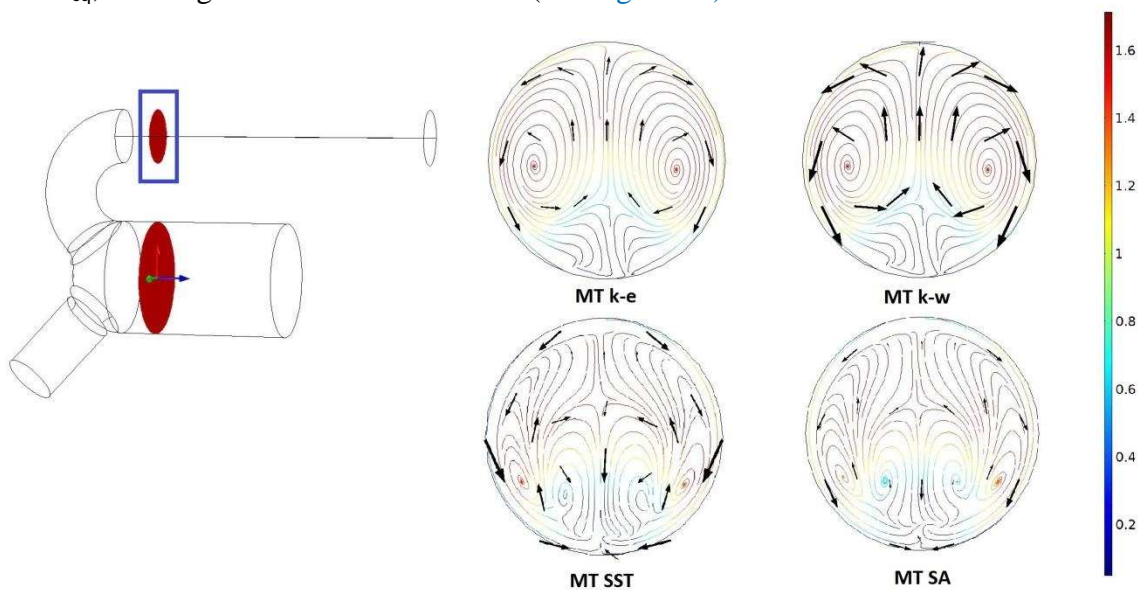


Figura 6. Líneas de flujo y vectores de velocidad para en el plano yz, en detalle sobre la zona de recirculación. Las líneas de flujo están representadas con una densidad uniforme, en la barra de colores se presenta el módulo de la velocidad en m/s y los vectores en negro representan la dirección y sentido del campo de velocidades medio (W, V).

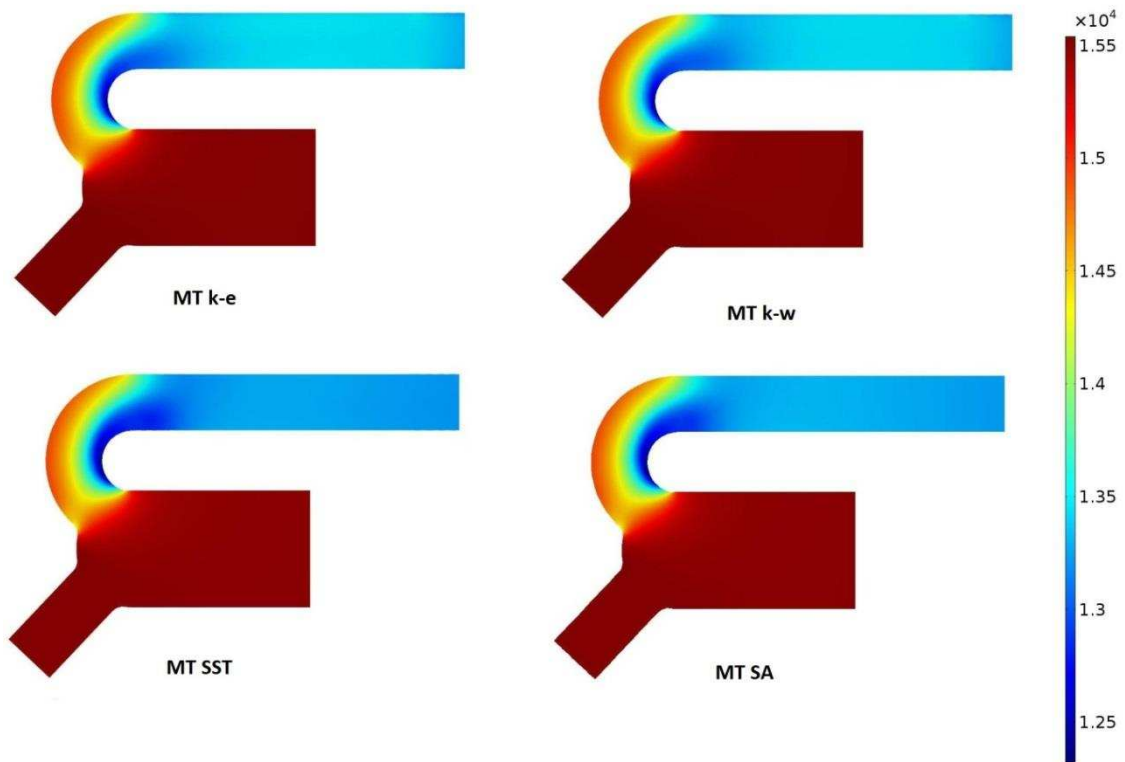


Figura 7. Presión en el plano xy, escala en múltiplos de 10^4 Pa.

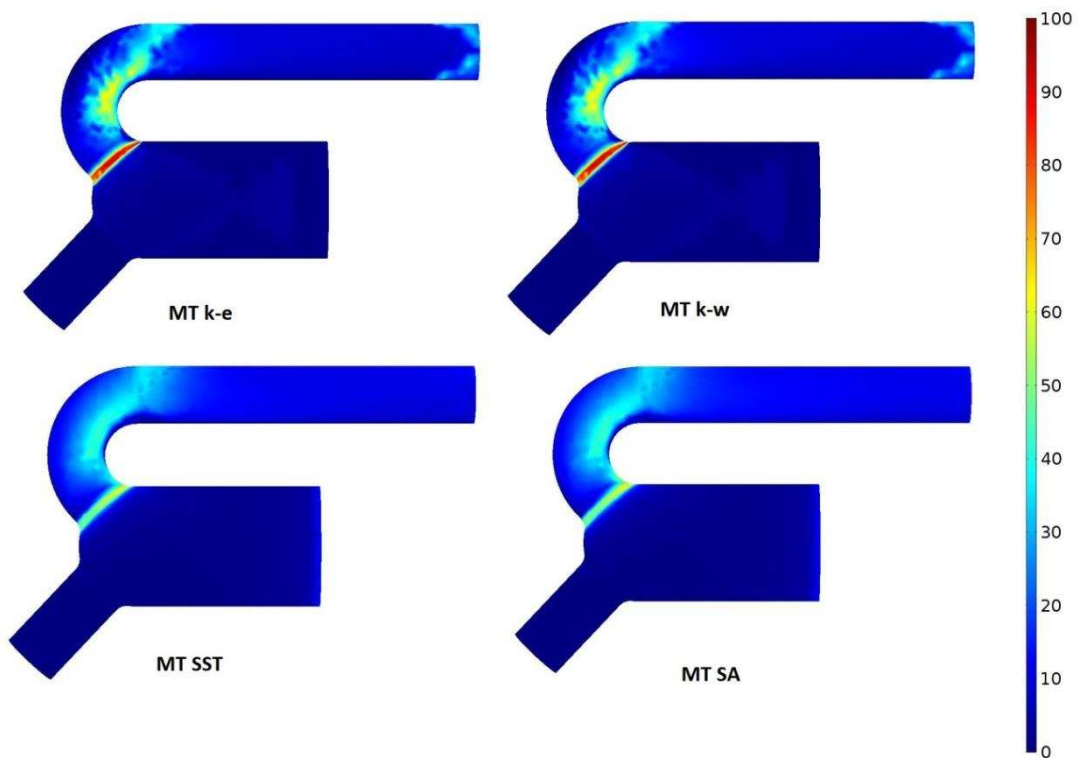


Figura 8. Vista lateral para el τ_{eq} en las paredes, escala de colores de 0 a 100 Pa.

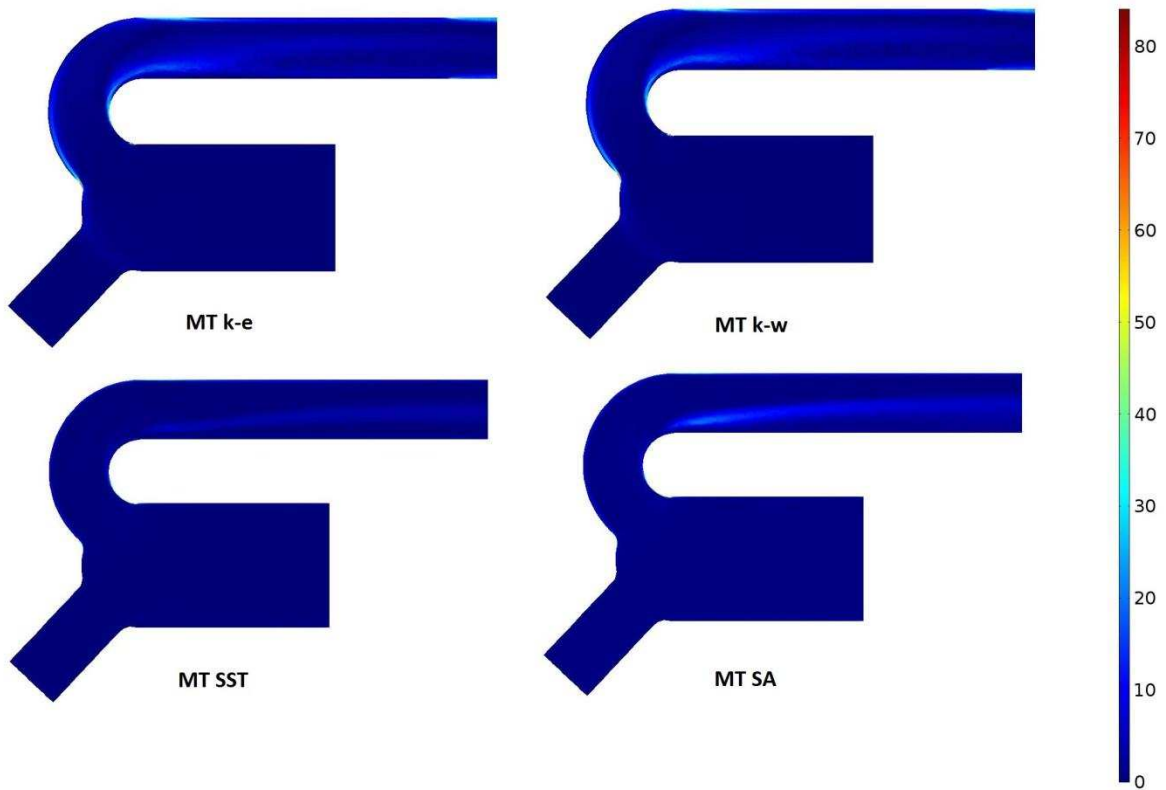


Figura 9. τ_{eq} en el interior para el plano xy, escala de colores en Pa.

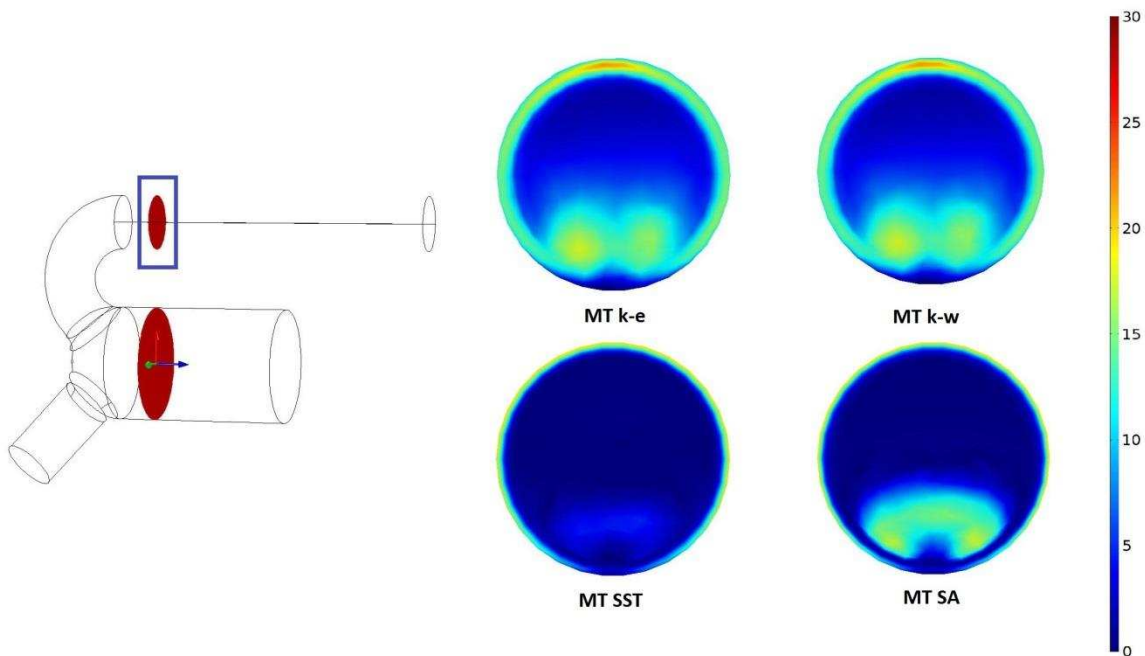


Figura 10. τ_{eq} en el interior del conducto de salida para el plano yz ($x=0$), el, escala de colores de 0 a 30 Pa.

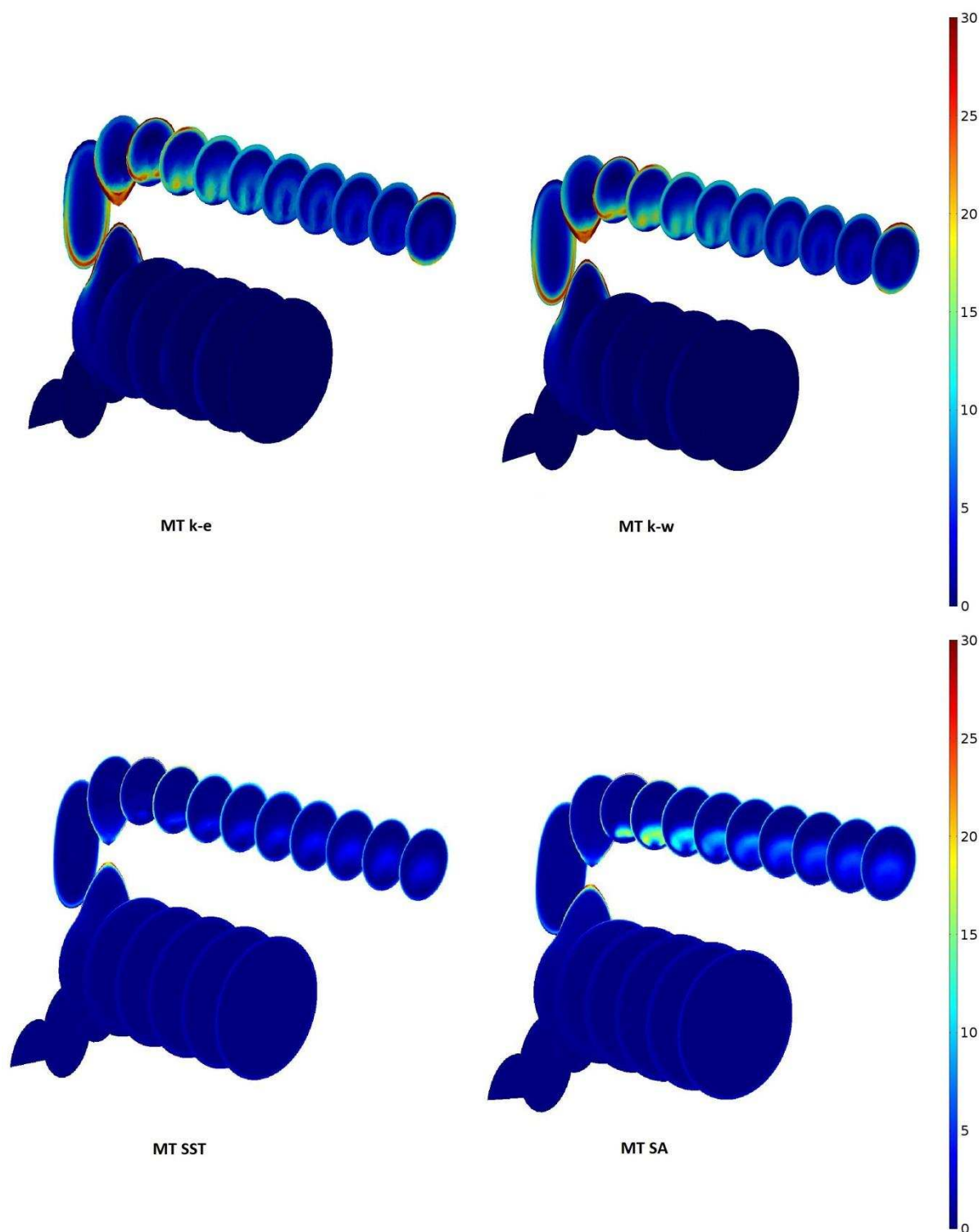


Figura 11. Vista en perspectiva de 12 planos equidistantes paralelos al yz –incluido–, para el τ_{eq} en el interior, escala de colores de 0 a 30 Pa. Arriba (MT k- ϵ y k- ω) y abajo (MT SST y SA).

4 DISCUSIÓN

La comparación expuesta en este trabajo para de la simulación del flujo sanguíneo, en condición estacionaria, mediante cuatro modelos de flujo turbulento, permite apreciar diferencias relevantes entre ellos. La más importante es la diferencia que existe entre los

modelos con función o ley de pared y sin ella, es decir, entre los MT $k-\varepsilon$ y $k-\omega$ por un lado y los MT SST y SA por otro. A lo largo del trabajo se puede apreciar que los dos primeros modelos presentan una predicción del flujo muy similar entre ellos pero con algunas diferencias entre los valores máximos y mínimos de la velocidad media y del τ_{eq} . En cambio, los dos últimos MT presentan una predicción del flujo diferente a los primeros donde la diferencia más notable, entre ellos es el valor del τ_{eq} en la zona de recirculación (ver [Figura 10](#)).

Como exponen Alemu y Bluestein (2007) los glóbulos rojos pueden sufrir daño por hemólisis si se los expone a esfuerzos de corte del orden de los 150-250 Pa por más de 100 s, mientras que las plaquetas se activan con valores entre 10-30 Pa en el mismo período. Aunque el proceso de activación puede suceder de manera dinámica con valores inferiores del esfuerzo de corte, como se describe en varios trabajos (Bluestein et al., 2000; Frazer et al., 2011; Sheriff et al., 2013; Frías et al., 2014). Es posible afirmar que en la curvatura de salida del DAV no se generara hemólisis, ya que en todos los casos los τ_{eq} están por debajo de los 100 Pa. En cambio, los valores encontrados para del τ_{eq} -en la zona de la recirculación y en las paredes- están en el orden o por encima para la activación plaquetaria. Por ello, es necesario predecir con la mayor certeza posible cuales son los esfuerzos de cortes en las zonas críticas, en el caso de estudio la zona de recirculación, zonas aledañas y las paredes de la curva.

Si bien la utilización del MT $k-\omega$ está muy difundida en diversos trabajos como se expuso en la [Tabla 1](#), en algunos de estos trabajos (Alemu y Bluestein, 2007; Bluestein, 2000) se realiza un tratamiento ingenieril y no se trata rigurosamente la comparación entre los resultados numéricos y los experimentales del flujo sanguíneo. Se calcula el flujo, para luego calcular los esfuerzos de corte equivalentes que éste produce y finalmente estimar el daño sanguíneo mediante un modelo de daño acumulado. No obstante, se remarca la dificultad de abordar la simulación computacional de un flujo de transición y pulsátil.

Kameneva et al. (2004) encuentran una buena correlación entre los datos experimentales y los simulados. Ellos utilizan el MT de dos ecuaciones $k-\varepsilon$ para simular el flujo sanguíneo en un pequeño tubo capilar y luego estimar numéricamente la hemólisis. Al contrastarlos y compararlos con los ensayos in vitro, encuentran concordancia. Esto hace pensar que para la predicción de la hemólisis, tal vez el cálculo de los τ_{eq} no debe ser necesariamente de elevada precisión. En cambio, para analizar la activación plaquetaria si lo sería, ya que sucede en un orden de magnitud menor al de la hemólisis y con gran dependencia del tiempo de exposición, como lo describen Sheriff et al. (2013).

El MT $k-\varepsilon$ es considerado por algunos autores como poco adecuado para simular el flujo sanguíneo, debido a su menor precisión para bajos Re. Tanto, Frazer et al. (2010) y Bluestein et al. (2000) remarcan las limitaciones de precisión del MT $k-\varepsilon$ para bajos Re, típicamente es un modelo para turbulencia totalmente desarrollada ($Re > 10^4$) por lo cual se hace poco adecuado. En cambio, el MT $k-\omega$ se comportaría mejor para bajos Re, en este trabajo, para el caso particular de un Re de 4000 y para un flujo estacionario, las diferencias entre ambos modelos son poco relevantes. Es posible que en un estado transitorio –con flujo variable en el tiempo- se expongan las diferencias que remarcan algunos autores. Por ello, se hace necesaria una comparación que abarque la variación del flujo en el tiempo.

Raz et al. (2007) asumen que el modelo $k-\omega$ es capaz de representar mejor lo que le sucede al flujo sanguíneo a bajos Re, y en un artículo comparan los resultados numéricos y experimentales durante el pico de la diástole para el flujo en una válvula cardíaca. Estos resultados 2D a partir de los datos experimentales se contrastan con los datos numéricos 3D proyectando las trayectorias en planos idénticos, y los perfiles de velocidad axial

muestran un buen acuerdo, excepto en la zona de recirculación, en el que se observa una diferencia de velocidad axial. Esto permite inferir que este modelo no es del todo preciso; sobre todo cuando se observan las grandes diferencias entre las tasa del esfuerzo de corte experimental y el simulado utilizando el MT $k-\omega$.

En este sentido, el uso de funciones de pared por parte de los MT $k-\varepsilon$ y $k-\omega$ convencionales podría ser una desventaja, que hace que la predicción de los esfuerzos de corte se eleve considerablemente en las cercanías de las paredes.

Para bajos Re el MT SST—como asumen algunos autores— es potencialmente el más preciso (Wu et al., 2010, Menter et al., 2003; Salazar et al., 2008). En este caso de estudio, el modelo predice τ_{eq} mucho menores, ya que los modelos con ley de pared predicen esfuerzos un 50% más elevados. Estos valores, entre 20-40 Pa sobre la superficie de la pared de la curva, son consistentes con una simulación 2D del DAV completo, realizados en un trabajo anterior (Frías, 2014).

En cambio, en la zona de la recirculación, excepto el MT SST, todos predicen una elevación considerable de los esfuerzos, esto podría explicarse en parte debido a que la intensidad de la energía cinética turbulenta que predice el MT SST mucho menor a los dos primeros modelos. Si bien la predicción del MT SA es muy similar a la del MT SST, en la zona de recirculación es similar a los dos MT con función de pared. Por otra parte, el MT SST es el más costoso en tiempo de cálculo y el MT SA el más económico.

Es claro que las observaciones realizadas en este trabajo deben ser contrastadas con datos experimentales o al menos con una SND, ambas cosas no disponibles en este momento. En el mismo sentido, la simulación debe ser ampliada al campo temporal, donde el flujo se modifique desde un valor casi nulo hasta los 5,0 l/min o más, que es el flujo que deben proveer los DAV o el que circula a través de una válvula cardíaca.

5 CONCLUSIONES

Se ha realizado la simulación del flujo sanguíneo en una geometría sencilla que representa parte de un DAV, mediante el empleo de cuatro modelos de flujo turbulento ($k-\varepsilon$, $k-\omega$, Shear Stress Transport $k-\omega$ y Spalart-Allmaras). Se han comparado las velocidades medias, las líneas de flujo, los campos de presión y los esfuerzos de corte equivalentes que predice cada MT.

Del análisis surge una importante diferencia entre los modelos que usan la ley o función de pared ($k-\varepsilon$ y $k-\omega$) y los que no lo hacen (SST y SA). Sin contar con datos experimentales para contrastar la simulación, del análisis de los resultados es posible suponer que los modelos SST y SA sean más adecuados para simular el flujo sanguíneo en las condiciones elegidas, tal como sugieren algunos autores; no obstante, ésta es todavía una presunción. De lo realizado se dependen posibles trabajos a futuro: obtener datos experimentales in vitro que permitan comparar, contrastar o verificar las simulaciones y ampliar las observaciones al campo temporal, donde el flujo se modifique desde un valor casi nulo hasta 5 l/min o más, que es el flujo que deben proveer los DAV o el que circula a través de una válvula cardíaca.

BIBLIOGRAFÍA

- Alemu, Y., y Bluestein D., Flow-induced Platelet Activation and Damage Accumulation in a Mechanical Heart Valve: Numerical Studies, *Artificial Organs* 31(9):677–688, 2007
- Behbahani, M., Behr M., Hormes M., et al., A Survey in Mathematics for Industry. A review of computational fluid dynamics analysis of blood pumps, *Euro. Journal of Applied Mathematics*, 20, 363–397, 2009.
- Bluestein, D., E. Rambod, y M. Gharib. Vortex shedding as a mechanism for free emboli

- formation in mechanical heart valves, *J. Biomech. Eng.*, 122(2):125–134, 2000.
- Chiu, W., et al. Thromboresistance Comparison of the HeartMate II Ventricular Assist Device With the Device Thrombogenicity Emulation-Optimized HeartAssist 5 VAD, *Journal of Biomechanical Engineerin*, 136, 021014, 2014.
- Claiborne, T. E., Xenos, M., Sheriff, J., Chiu, W., Soares, J., Alemu, Y., Gupta Y., Judex, s., Slepian, M. J., y Bluestein, D., Towards Optimization of a Novel Trileaflet Polymeric Prosthetic Heart Valve Via Device Thrombogenicity Emulation (DTE), *ASAIO J.*; 59(3): 275–283, 2013.
- De Tullio, D., Cristallo, A., Balaras, E., y Verzicco A., Direct numerical simulation of the pulsatile flow through an aortic bileaflet mechanical heart valve, *J. Fluid Mech*, 622:259–290, 2009.
- Di Paolo, J., Insfrán, J., Frías, E., et al. A preliminary simulation for the development of an implantable pulsatile blood pump, *Advances in biomechanics and applications*, 1, 127-14, 2014.
- Frías, E., Berli, M., Campana, D., Ubal, S., y Di Paolo, J., Computer simulation of the blood flow in a planar configuration for a pulsatile ventricular assist device. *IFMBE Proceedings*, 49, 892-895, 2015.
- Fraser, K., Taskin, M., Griffith, B., y Wu, Z., The use of computational fluid dynamics in the development of ventricular assist devices, *Medical Engineering & Physics*, 33, 263–280, 2011.
- Kameneva, M. V., Burgreen, G. B., Kono, K., et al., Effects of Turbulent Stresses upon Mechanical Hemolysis: Experimental and Computational Analysis, *ASAIO Journal*, 2004.
- Menter, F. R., Kuntz, M., and Langtry, R., Ten Years of Industrial Experience with the SST Turbulence Model, *Turbulence, Heat and Mass Transfer 4*, ed: K. Hanjalic, Y. Nagano, and M. Tummers, Begell House, Inc., pp. 625 – 632, 2003.
- Mugianesi, O., Asistencia Cardíaca Mecánica, *Revista de Insuficiencia Cardíaca*, 2, 76-88, 2007.
- Pagani, F., Continuous-Flow Rotary Left Ventricular. Assist Devices with “3rd Generation” Design. *Semin Thorac Cardiovasc Surg*, 20:255-263, 2008.
- Pope, S. B., *Turbulent Flows*, Cambridge University Press, 2000.
- Raz, S., Eleinav, S., Alemu, Y., y Bluestein D., DPIV Prediction of Flow Induced Platelet activation. Comparison to Numerical Predictions, *Annals of Biomedical Engineering*, 35(4), 2007.
- Salazar, F., Rojas-Solórzano, L., y Blanco, A., Turbulence modelling in the numerical estimation of hemolysis in hemodialysis cannule. *Revista de la Facultad de Ingeniería U.C.V.*, 23(4)93–98, 2008.
- Sheriff J., Silva Soares J. S., Xenos M., Jesty J. y Bluestein D., Evaluation of ShearInduced Platelet Acti vation Models Under Constant and Dynamic Shear Stress Loading Conditions Relevant to Devices, *Ann Biomed Eng*, 41(6):1279–1296, 2013.
- Sirois, E., y Sun, W., Computational Evaluation of Platelet Activation Induced by Bioprothetic Heart Valve, *Artificial Organs*, 35(2):157–165, 2010.
- Throckmorton, A. L., y Untaroiu, A., Analysis of a Mag-Lev Ventricular Assist Device for Infants and Children: Fourth Generation, *ASAIO Journal*, 54:423– 431, 2008.
- Wu, J., Paden, B. E., Borovetz, H. S., y Antaki, J. F., Computational Fluid Dynamics Analysis of Blade Tip Clearances on Hemodynamic Performance and Blood Damage in a Centrifugal Ventricular Assist Device, *Artif Organs*, 34(5): 402–411, 2010.