

DISEÑO DE UNA PRÓTESIS DE VÁLVULA CARDIACA DE TRES VALVAS

Mario R. Rosenberger*, Osvaldo N. Amerio[†], Carlos E. Schvezov*

* Prog. de Materiales., Modelado. y Metrología,
FCEQyN, Universidad Nacional de Misiones
Azara 1552 (3300) Posadas. Argentina
e-mail: rrmario@fceqyn.unam.edu.ar, schvezov@fceqyn.unam.edu.ar ,

[†] Sanatorio Integral IOT
Bolívar 2376. (3300) Posadas, Misiones. Argentina
e-mail: amerioar@yahoo.com.ar

Key words: Prosthetic Heart Valve, Modeling, Finite Element Methods.

Resumen. Las válvulas cardíacas nativas son dañadas por diferentes patologías, haciendo que el reemplazo por prótesis sea la única manera de solucionar el problema. Para el reemplazo se eligen las prótesis mecánicas “bivalvas”, principalmente por su elevada vida útil, aún a pesar de la baja performance hemodinámica. El diseño propuesto en este trabajo intenta lograr un flujo hemodinámico semejante a una válvula nativa, con un diseño de tres valvas rígidas (trivalva). Mediante el método de elementos finitos se modeló el flujo de sangre a través de un diseño de bivalva estándar y diferentes diseños trivalvas, en ambos casos en tres dimensiones. La sangre se consideró como un fluido incompresible y Newtoniano en flujo estacionario e isotérmico. Los resultados de las simulaciones del modelo bivalva se validaron con resultados experimentales y de modelado publicados por otros autores. Los resultados de los primeros diseños trivalva se utilizaron en el diseño final, observándose una mejor distribución del flujo de sangre, el canal central encauza el 98% del flujo total, valor cercano al encontrado en una válvula nativa. La simulación permitió detectar las regiones más sensibles, en los diseños trivalva, por su efecto en el flujo de sangre, tales como la forma y posición de las valvas, y la posición del eje de rotación de las mismas. Se redujeron sensiblemente las áreas sometidas a altos esfuerzos de corte así como la magnitud de los mismos. Las mejoras en el diseño fueron beneficiosas, ya que muestra un mayor porcentaje de flujo central, menor caída de presión y menores esfuerzos de corte respecto a otras prótesis simuladas.

1 INTRODUCCION

Las prótesis de válvulas cardíacas se utilizan desde hace más de 50 años, los dos grupos principales son: las prótesis mecánicas y las prótesis biológicas (bioprótesis), las primeras están construidas de materiales no biológicos rígidos y las segundas tiene al menos alguna porción de material biológico^{1,2}. Las bioprótesis imitan la forma de la válvula aórtica nativa, en cambio, las válvulas mecánicas presentan tres formas diferentes: las válvulas a bolilla, las válvulas monodisco y las válvulas bivalvas.

Los mejores diseños de bioprótesis, en virtud de su forma alcanzan un desempeño similar a una válvula nativa, en cuanto a flujo de sangre y caída de presión se refiere. También poseen buenas características en cuanto a compatibilidad biológica, no necesitan el uso de anticoagulante y tienen un bajo índice de trombogenicidad. Tienen por desventaja su corta vida útil, tanto, que no se recomiendan en pacientes jóvenes, pues implicaría una segunda intervención quirúrgica.

Los mejores diseños de prótesis mecánicas, válvulas bivalvas, poseen una extensa vida útil, y tienen como desventaja la necesidad de utilizar fármacos anticoagulantes, a causa de utilizar materiales foráneos. Además, debido a su forma afectan al flujo sanguíneo de manera diferente a una válvula nativa, ya que poseen obstáculos en el centro de la arteria. Aun así representan el 55% de prótesis implantadas³.

La posibilidad de desarrollar nuevas prótesis de válvulas cardíacas, con la durabilidad de las prótesis mecánicas y las características hemodinámicas de las válvulas nativas motivaron el estudio y desarrollo de un modelo de prótesis valvular mecánica de tres valvas^{4,5}.

Durante el diseño de una válvula cardíaca es necesario emplear el flujo de sangre lo mejor posible introduciendo la menor perturbación en el mismo y, en el funcionamiento del corazón y zonas aledañas⁶. Por lo tanto, en lo que respecta al flujo de sangre y su influencia en el funcionamiento de la prótesis debe buscarse la mayor velocidad de reacción de la válvula con el flujo, bajos esfuerzos de corte sobre las superficies sólidas para evitar problemas de hemólisis y trombogénesis⁷, y reducidas caídas de presión. Uno de los criterios a seguir es lograr un flujo a través de la prótesis similar al flujo observado en una válvula nativa^{6,8,9}.

El empleo de dinámica de fluidos computacional previo al ensayo *in vitro* se incorporó al diseño de prótesis de válvulas cardíacas a principios de la década del 80^{10,11,12}. Los modelos empleados para simular el flujo a través de válvulas cardíacas comprendieron diversas simplificaciones. Peskin y McQueen fueron pioneros empleando supercomputadoras para modelar el flujo a través de prótesis en condiciones estacionarias¹⁰, y no estacionarias¹¹ imponiendo un pulso sinusoidal a la entrada considerando la interacción entre la válvula y la sangre. Ambos modelos, bidimensionales, sugirieron que eran preferibles los diseños de prótesis (bivalvas) con mayores ángulos de apertura, en vista de presentar una menor distorsión del flujo y de producir un menor gasto de energía. Dubini et al.¹ y King et al.¹³ emplearon modelos bidimensionales en estado estacionario alcanzando resultados satisfactorios para comparar diferentes tipos de prótesis analizando el flujo de sangre a través de ellas¹. En particular, King et al.¹³ compararon ligeras diferencias en un diseño bivalva, validaron los resultados con mediciones *in vitro* mediante Velocimetría Láser-Doppler, observaron que el modelo bidimensional es limitado para representar fidedignamente el flujo

a través de la prótesis. En un modelo tridimensional posterior¹⁴, los mismos autores encontraron que el flujo es más representativo observándose los vórtices en espiral que se producen aguas abajo de las valvas. David et al.¹⁵ y Lai et al.¹⁶ emplearon modelos bidimensionales considerando un flujo pulsante y la interacción entre el fluido y la valva, con el objetivo de mejorar el diseño de regiones críticas de las prótesis valvulares. David et al.¹⁵ analizaron la influencia del anillo de soporte y la mejor disposición del anillo de sutura de una prótesis mecánica en la conformación del flujo de sangre, los resultados de la simulación se utilizaron para hacer cambios en el diseño. Lai et al.¹⁶ analizaron el problema del cierre de las valvas buscando reducir las pérdidas por regurgitación y zonas de altos esfuerzos de corte, reduciendo la posibilidad que se produzca cavitación y las regiones de alto riesgo para producir daño en los tejidos de la sangre. Reconociendo las limitaciones del modelo, lo emplearon argumentando que en simulaciones tridimensionales anteriores encontraron una diferencia en el esfuerzo de corte máximo menor al 10%. Por otro lado, De Hart et al. consideraron primero un dominio bidimensional con interacción entre la valva y el fluido¹⁷, validaron la simulación con un modelo físico y luego avanzaron sobre un modelo tridimensional, también con interacción entre la válvula y el fluido¹⁸, lo utilizaron para evaluar la performance de una prótesis flexible. Kelly et al.¹⁹ centraron su atención en analizar como perturba al flujo las protuberancias de los ejes de rotación de las valvas, así como el flujo en general, para esto desarrollaron un modelo tridimensional imponiendo un pulso y considerando la interacción entre el fluido y la válvula, validaron estos resultados con un modelo físico y concluyeron que la modelado por computadora permite identificar regiones de recirculación y relacionarlos con los problemas fisiológicos frecuentemente encontrados. Los modelos considerando flujo turbulento son escasos, uno de los primeros aplicado a la simulación de válvulas cardíacas fue desarrollado por Stevenson et al.¹², quienes realizaron una comparación entre Dinámica de Fluidos Computacional y visualización de flujo por Velocimetría Láser-Doppler en condiciones de flujo turbulento en estado estacionario. Encontraron valores similares en los esfuerzos entre la simulación y el modelo físico. Para este modelo emplearon propiedades Newtonianas para el fluido y condiciones en estado estacionario en dos dimensiones. Más recientemente, Bluestein et al.^{19, 20} desarrollaron modelos bidimensionales de flujo turbulento considerando un fluido no-Newtoniano y en estado no estacionario. Ellos se centraron en analizar las regiones de máximos esfuerzos de corte y sus valores para identificar las regiones con mayor probabilidad de actuar como centros promotores de agregación de plaquetas y de generación de trombos. Consideran que el modelo de flujo turbulento es necesario para predecir los valores de altos esfuerzos de corte y si bien validaron los resultados obtenidos mediante velocimetría láser Doppler, consideran que es necesario desarrollar un modelo en tres dimensiones para tener una descripción más realista del flujo.

En vista de estos antecedentes, se extrae que una simulación sobre un modelo tridimensional, en estado estacionario, considerando flujo laminar y fluido Newtoniano, provee resultados valiosos para realizar la comparación entre diferentes diseños y realizar la optimización de una prótesis de válvula cardíaca. Subsiguientes ensayos *in vitro*, seguido de ensayos *in vivo* son imprescindibles para una correcta evaluación del prototipo en las

condiciones reales de funcionamiento.

Este estudio apunta a conseguir un diseño de una prótesis de válvula cardíaca, que tenga una velocidad de respuesta suficiente para permitir el flujo unidireccional de sangre evitando reflujos e insuficiencia cardíaca con la premisa de un flujo principalmente central, con la menor caída de presión posible y esfuerzos de corte mínimos a fin de evitar la agregación de plaquetas, formación de trombos y hemólisis.

2 MODELO

2.1 Descripción del problema y ecuaciones de gobierno

El sistema a modelar consiste de la válvula colocada dentro de un tubo cilíndrico recto, esta disposición permite abordar la comparación de tres diseños diferentes según su efecto en el flujo de sangre. Este tipo de simplificaciones ya fue utilizado en trabajos anteriores por otros autores^{1, 2}. Los diseños sometidos a comparación son: un diseño bivalva estándar (BI), un diseño de tres valvas esféricas (TE) y un diseño de tres valvas cilíndricas (TC). Una descripción detallada de tales diseños se da más adelante.

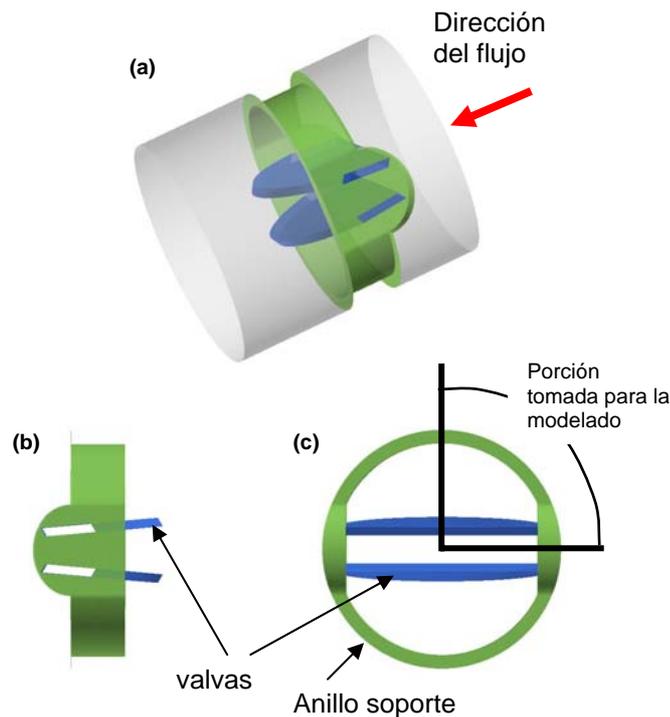


Figura 1: Diseño de la prótesis bivalva. (a) perspectiva, (b) vista lateral, (c) vista superior.

En el modelado se emplean las ecuaciones de conservación de masa y momentum. El sistema se estudia en condiciones isotérmicas, en virtud de que la temperatura del cuerpo aproximadamente de 37 °C. El fluido se considera Newtoniano e incompresible con las propiedades típicas de la sangre de un adulto, en flujo laminar y estado estacionario.

A los efectos de simplificar el modelo se consideran rígidas e inmóviles todas las partes sólidas y un flujo laminar en estado estacionario.

2.2 Diseño Bivalva

Uno de los diseños de prótesis más utilizados actualmente es el diseño bivalva de valvas planas (BI). En este trabajo se construyó un diseño tridimensional virtual con las valvas en su posición de máxima apertura, ver la figura 1, y dos posiciones intermedias parcialmente cerradas.

A raíz de la simetría del diseño se toma $\frac{1}{4}$ del dominio para la simulación. Esta región se discretizó con una malla de elementos hexaédricos isoparamétricos, de 8 nodos, con funciones de interpolación lineales para la velocidad y constante para la presión. A los efectos de alcanzar una malla detallada, y a causa de la forma compleja, se subdividió al dominio en volúmenes más simples y pequeños. Esta estrategia permite cubrir con elementos hexaédricos regiones complejas con relativamente poca dificultad, aunque con alta demanda de tiempo. Cada volumen fue mallado individualmente cuidando de obtener una región más refinada en las inmediaciones de la válvula y las paredes del tubo. Se emplearon aprox. 50000 elementos, un detalle de la malla, con las valvas totalmente abiertas, se muestra en la figura 2.

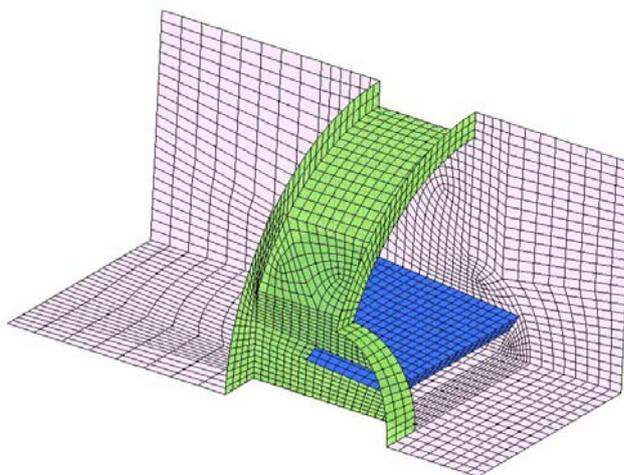


Figura 2: Malla del diseño bivalva en los planos de simetría y sobre el anillo (vede) y la valva (azul).

2.3 Diseño Trivalva de valvas esféricas

Cuatro diseños de prótesis de tres valvas (TE) fueron construidos a los efectos de estudiar su efecto en el flujo de fluido. Su principal característica es la forma esférica de las valvas cuyos ejes de rotación se insertan en sendos pivotes sobresalientes del anillo soporte, tal como se muestra en la figura 3.b y 3.c. Se utilizó como parámetro de diseño la relación entre el radio de curvatura externo de las valvas al radio externo del anillo soporte. Los valores elegidos son: 1.04, 1.19, 1.48 e infinito. Por cada uno de ellos se construyeron mallas las valvas en tres posiciones, una totalmente abierta y dos intermedias parcialmente cerradas.

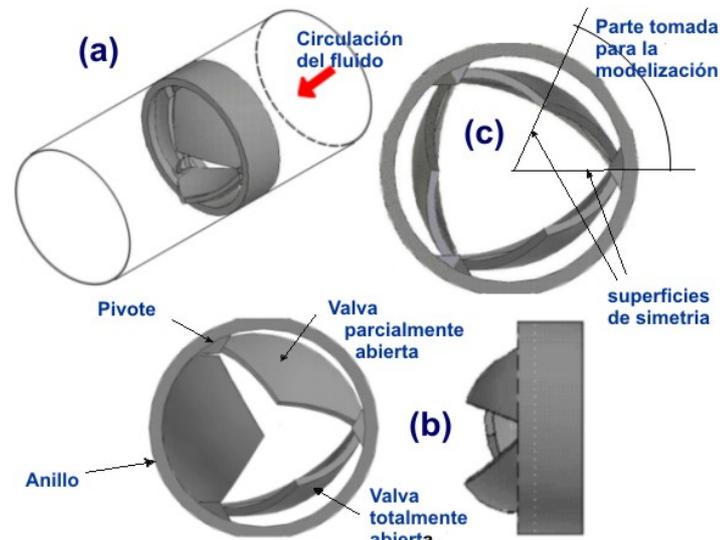


Figura 3: Diseño de la prótesis trivalva esférica. (a) perspectiva, (b) vista lateral y superior con la válvula parcialmente abierta; (c) vista superior con la válvula completamente abierta.

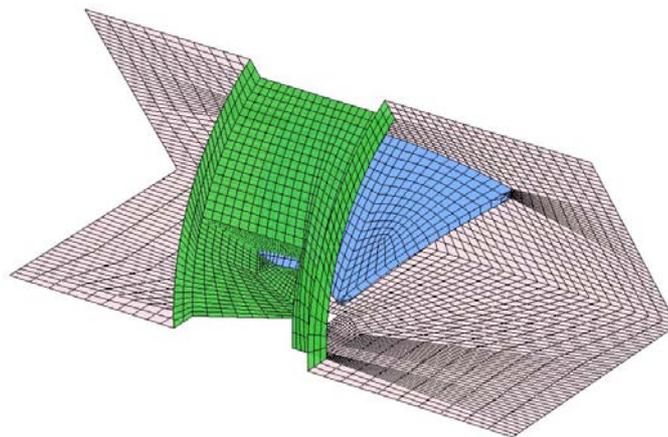


Figura 4: Malla del diseño trivalva esférico. En verde sobre el anillo soporte, en celeste sobre las valvas, en rosado sobre los planos de simetría.

Valiéndose de la simetría del diseño se toma 1/6 del dominio para la simulación. Esta región se discretizó con una malla no estructurada de elementos hexaédricos isoparamétricos, de 8 nodos, con funciones de interpolación lineales para la velocidad y constante para la presión. En este caso también se subdividió el dominio en volúmenes más simples y pequeños para mallar las regiones de formas complejas. Cada volumen fue mallado individualmente cuidando de obtener una región más refinada en las inmediaciones de la válvula y las paredes del tubo, empleando aprox. 50000 elementos, en cada diseño. En la figura 4 se muestra la malla del diseño con parámetro $r/R = 1.19$ con la valva en su posición de máxima apertura.

2.4 Diseño Trivalva de valvas cilíndricas

Se construyó un quinto diseño de tres valvas (TC), con valvas de sección cilíndricas y solamente un soporte para el eje de rotación de las mismas. Lo que permite retirarlas hacia el anillo soporte y dejar una mayor área de circulación en el centro, ver la figura 5. Se consideran tres disposiciones de las valvas diferentes, una completamente abierta y dos parcialmente cerradas.

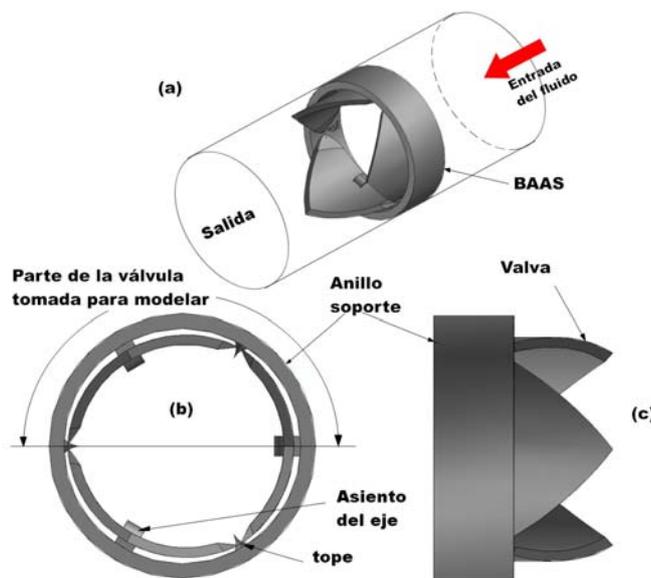


Figura 5: Diseño trivalva. (a) ubicación de la prótesis respecto del flujo de sangre, (b) vista frontal y (c) vista lateral de la prótesis completamente abierta.

Por simetría del diseño se tomó la mitad del dominio para la simulación, según se muestra en la figura 5.b. En la discretización se emplearon elementos tetraédricos isoparamétricos de segundo orden, 10 nodos por elementos, en una malla no estructurada. Se utilizaron funciones de interpolación cuadrática para la velocidad y lineal para la presión, resueltas mediante el método de Galerkin.

Dos mallas con diferentes números de elementos fueron utilizadas, una con aprox. 65000 elementos y la segunda con 140000 elementos. En ambos casos se emplearon la subdivisión en volúmenes usada en los diseños anteriores, logrando un refinamiento en las inmediaciones de la válvula y las paredes del tubo, ver la figura 6.

La forma del diseño TC fue definida luego de analizar los resultados preliminares obtenidos de los diseños TE. Por lo tanto, debe considerarse como la primera realimentación de los resultados de la modelización en el diseño de prótesis de válvulas cardiacas.

2.5 Propiedades y Condiciones de Contorno

En el modelo se emplearon valores típicos de caudales y propiedades de la sangre de un adulto sano. Caudal promedio: $5000 \text{ cm}^3/\text{min}$, viscosidad: $0,004 \text{ Pa.s}$, densidad de la sangre:

1050 kg/m³, diámetro interno la conducción: 0,027 m^{13, 24}. Con estos valores se calcula un valor del número de Reynolds (Re_D) = 1031. Por lo tanto, se estudió el desempeño de los diseños considerando valores de Reynolds en un rango comprendido entre 100 y 2000, en sentido anterógrado. Además, se simuló el flujo retrógrado de sangre, el cual debe cerrar la válvula con el menor retroceso de sangre.

La principal condición de contorno fue impuesta en la sección de entrada, donde se estableció un perfil de velocidades parabólico, del tipo observado en flujos completamente desarrollados dentro de un tubo cilíndrico.

Sobre los planos de simetría se impusieron valores nulos a las componentes normales de la velocidad. Sobre todas las superficies sólidas se impuso la condición de no-deslizamiento. Los nodos ubicados en el plano de salida no tuvieron condiciones de contorno restrictivas.

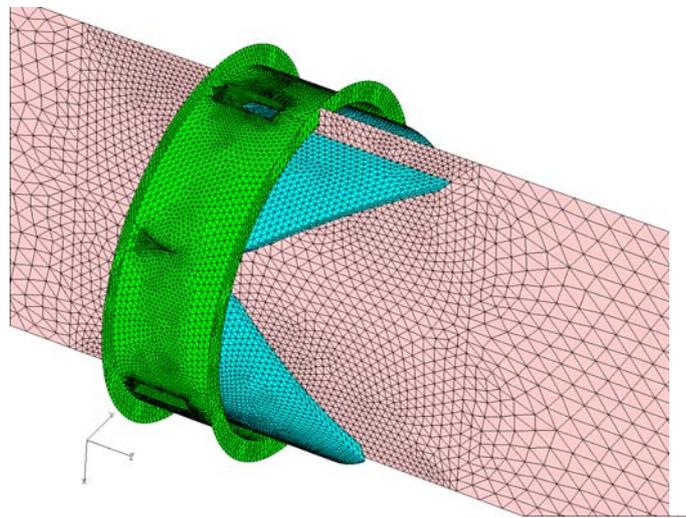


Figura 6: Detalle de la malla alrededor de la válvula. En verde sobre el anillo soporte, en azul las valvas y en rosa el plano de simetría.

2.6 Método de solución

La solución del problema fue realizado en etapas, mediante incrementos paulatinos en la condición de contorno principal: la velocidad promedio en la entrada. Este procedimiento se utilizó para evitar problemas en la convergencia, que de otra manera ocurrieron, implementando un proceso de solución automático hasta alcanzar el valor de Re 2000. Los resultados intermedios, $Re < 2000$, fueron utilizados como condición inicial en las etapas siguientes y para la comparación de los diseños de válvulas.

A fin de mejorar la convergencia y estabilización en la resolución del sistema de ecuaciones, se agregó difusión numérica (*upwinding*) siguiendo la dirección del flujo²³ y subrelajación en las componentes de la velocidad y la presión.

El sistema de ecuaciones se resuelve mediante un método desacoplado, el cual descompone la matriz, en sistemas más pequeños, uno por cada variable, que se resuelven

secuencialmente mediante eliminación gaussiana, y en su conjunto encuentran la solución de manera iterativa. La tolerancia límite del cálculo para las iteraciones fue del 0,1%.

3 RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1 Tiempos de cálculo

El tiempo demandado en la resolución de cada etapa es de: 50 a 80 minutos, dependiendo del valor del número de Reynolds. Se necesitaron 9 etapas para calcular el flujo en sentido anterógrado, desde $Re = 100$ a $Re = 2000$, y 3 etapas para calcular el flujo en sentido retrógrado, de $Re = 100$ a $Re = 300$. En total se requirió de aprox. 12 horas por cada diseño para obtener la solución del flujo en sentido anterógrado y retrógrado, en una PC estándar.

3.2 Áreas efectivas

El área efectiva para el flujo se calcula como la relación entre el área libre en una proyección de la sección transversal de la válvula completamente abierta, y la sección transversal del tubo. Así, se obtuvieron valores de 78,6% para el diseño BI, de 67,4% para el diseño $TE_{(1,19)}$ y de 83,6% para el diseño TC. El área disponible para el flujo en el diseño TC es notablemente superior que en el BI, a pesar de tener una valva más. A los diseños $TE_{(1,04)}$, $TE_{(1,48)}$ y $TE_{(inf)}$ corresponden valores del área efectiva de 63,7%; 62,3% y 64,1%, respectivamente.

El área de oclusión está comprendida por el área ocupada por los asientos de los ejes de rotación y por las valvas. Los valores correspondientes a los asientos son: 3%, 11% y 2,6% para los diseños BI, $TE_{(1,19)}$ y TC, respectivamente. Los valores correspondientes a las valvas son: 18,4%, 21,6% y 13,8% para los diseños BI, $TE_{(1,19)}$ y TC, respectivamente.

En el diseño BI el área de flujo está dividida en tres partes: una pequeña área central y dos laterales de mayor tamaño, ver la figura 1.c. En cambio los diseños de $TE_{(1,19)}$ y TC presentan una gran área central y tres pequeñas áreas laterales, ver figuras 3.c y 5.b.

La configuración de las áreas libres influirá en el flujo de sangre que atraviesa cada válvula, como se describe en el capítulo siguiente.

La principal ventaja del diseño TC frente al $TE_{(1,19)}$ es la forma cilíndrica de las valvas lo que reduce el área de oclusión del 21,6% al 13,8%, valor cercano al límite teórico de 12% obtenido al considerar tres valvas planas; además de hacer posible acercar las valvas hacia el anillo externo incrementando así el área central.

3.3 Distribución del flujo en la apertura máxima

Los resultados de la simulación en el diseño BI, muestran que el flujo se divide en tres, acorde a la forma de la válvula, un canal central y dos laterales. Esta canalización es mostrada en la figura 7.a donde se muestra la magnitud de la velocidad en un plano transversal aguas debajo de la válvula, las regiones en rojo indican las velocidades más altas. El canal central encauza el 20,7% del flujo total, a $Re = 1000$, ver la figura 8.

Los resultados del diseño $TE_{(1,19)}$, muestran un gran flujo central, ver la figura 7.b, con una

disposición triangular de la región de velocidades más altas y una ligera circulación de fluido detrás de las valvas que no alcanzan altas velocidades, ver las regiones en color verde cercana al anillo externo en la figura 7.b. En este caso el pasaje central encausa el 85,7% del flujo total, a $Re = 1000$, ver la figura 8. Los otros diseños TE no presentaron valores mejores.

Finalmente los resultados obtenidos con las dos mallas utilizadas para el diseño TC coinciden en mostrar un flujo prácticamente central, ver la figura 7.c, con una distribución de velocidades circular alrededor del eje del tubo. El centro encausa el 98% del flujo total a $Re = 1000$, ver la Figura 8, el 2% restante fluye por el espacio dejado entre las valvas y el anillo de sujeción.

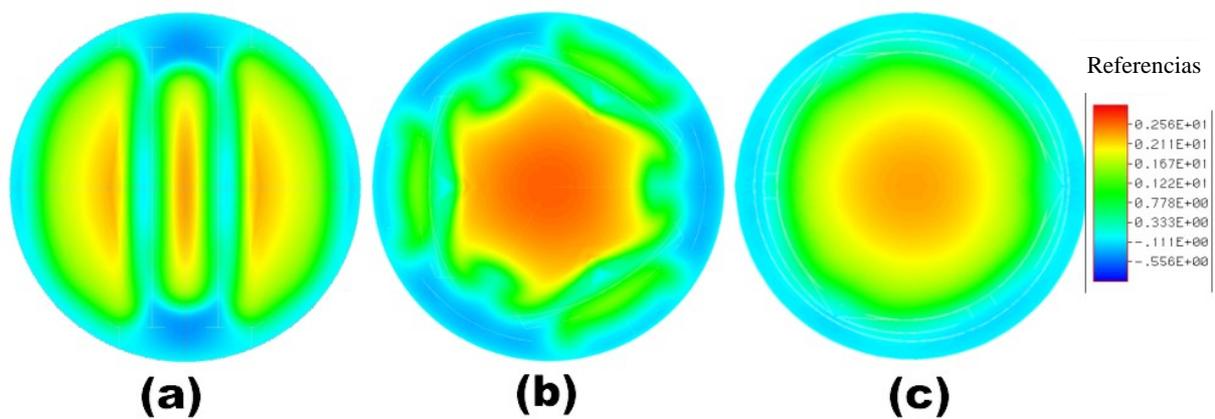


Figura 7: Visualización de la componente axial de la velocidad, aguas abajo de las válvulas. $Re = 1000$. (a) diseño BI, la máxima velocidad es 0,329 m/s, (b) diseño $TE_{(1,19)}$, la máxima velocidad es 0,354 m/s; (c) diseño TC, la máxima velocidad es 0,329 m/s. (La unidad en la escala de colores representa 0,141 m/s)

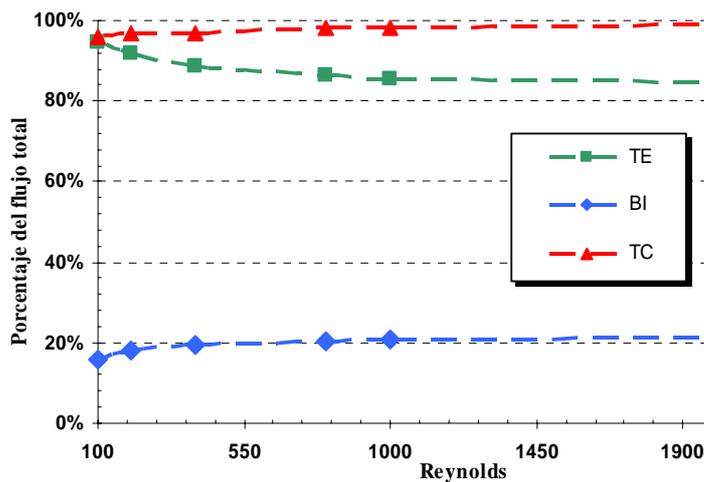


Figura 8: Flujo total canalizado en forma central en los diseños BI, $TE_{(1,19)}$ y TC.

3.4 Perfil de presión

El gasto de energía necesaria para atravesar la válvula se cuantifica mediante la diferencia de presión aguas abajo y arriba de la válvula. En la Figura 9 se muestran los perfiles de presión en la línea central para cada diseño, a un valor de $Re = 1000$. En dicha figura la válvula se encuentra ubicada entre las coordenadas 0,0 y 0,020 m, el primer valor corresponde al Borde del Anillo Aguas Arriba (BAs).

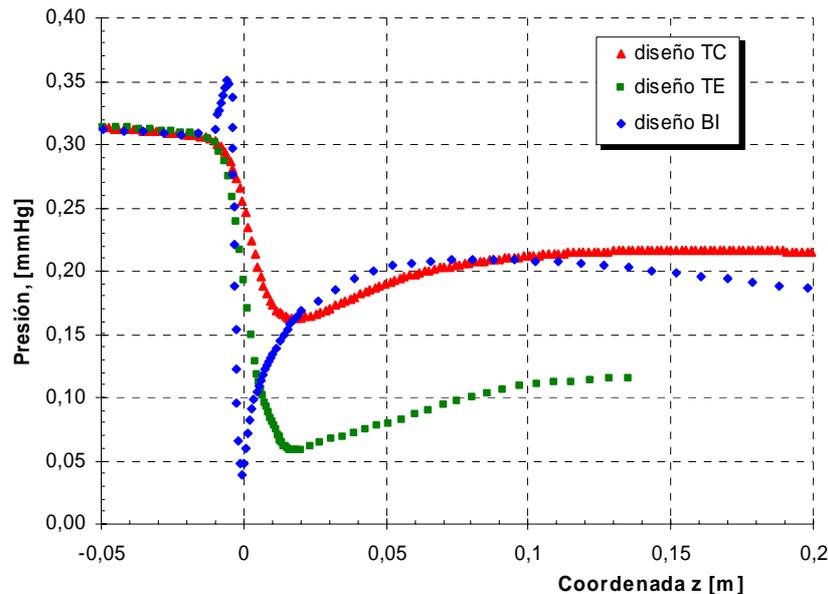


Figura 9: Presión en la línea central de los diseños, a $Re = 1000$. Se observan las siguientes caídas de presión: 0,0647 mmHg en BI, 0,157 mmHg en $TE_{(1,19)}$ y 0,052 mmHg en TC.

Los perfiles de presión de los diseños $TE_{(1,19)}$ y TC son cualitativamente semejantes, en cambio son diferentes al perfil de presiones del diseño BI, particularmente en el intervalo de -0,010 m a 0,050 m en la dirección del eje de la arteria, con 0,0 en el BAs, debido a las diferencias geométricas de los diseños.

Los diseños $TE_{(1,19)}$ y TC acusan una disminución suave en la presión de la línea central alcanzando un mínimo a aprox. 0,015 m, a partir del cual la presión asciende paulatinamente hasta recuperar un valor máximo local a aprox. 0,140 m, a partir del cual se considera que los efectos de la válvula se atenúan apreciablemente.

El diseño BI presenta un cambio abrupto en la presión, primero aumentando sobre el valor de entrada y luego cayendo repentinamente hasta un valor mínimo a los 0,0 m, comenzando entonces un incremento gradual más pronunciado que los diseños trivalvas, hasta alcanzar un valor máximo local a 0,09 m, a partir del cual se considera que la válvula no influye significativamente en el flujo.

Al comparar las diferencias de presión en régimen estacionario y flujo laminar a $Re = 1000$ se observa una menor pérdida de energía con el diseño TC en comparación con los demás diseños considerados.

Los valores de la presión en la línea central en las dos mallas utilizadas con el diseño TC fueron coincidentes con un error menor al 1 %.

La caída de presión exclusivamente de la válvula, descontando la debida al tubo, en el diseño TC es 0,052 mmHg frente a 0,0647 mmHg y 0,157 mmHg para los diseños BI y TE_(1,19), respectivamente. Los demás diseños TE presentaron valores de diferencia de presión ligeramente mayores al diseño TE_(1,19).

Para hacer una estimación de los aportes en la caída de presión se pueden comparar los valores obtenidos con la caída de presión del anillo soporte solamente, el cual arroja un valor de 0,0142 mmHg, lo que representa un 27 % del valor de la caída de presión en TC y un 22% del BI. Entonces puede considerarse que una posible mejora en el anillo no aportaría tanto como una posible mejora en las valvas.

3.5 Esfuerzos de corte

Se calcularon los esfuerzos de corte sobre las superficies de las valvas y del anillo. En el diseño BI se encontró que el 95% de las superficies sólidas están sometidas a un esfuerzo de corte, adimensional, menor a 11000, cuando Re = 1000. Valores equivalentes de 118000 y 69000 se encontraron para los diseños TE_(1,19) y TC, respectivamente. Estos valores se detallan en la Tabla 1, discriminando por superficie correspondiente a valvas y al anillo soporte, a Re = 1000 y 2000.

Tabla 1 : Límite superior del esfuerzo de corte en el 95% de superficies sólidas

Re	Diseño TC		Diseño TE _(1,19)		Diseño BI	
	Valva	Anillo	Valva	Anillo	Valva	Anillo
1000	69000		118000		110000	
		28000		116000		59000
2000	186000		294000		232000	
		88000		287000		139000

Analizando y comparando los valores del esfuerzo de corte en el diseño TC se puede elucidar que hay una menor posibilidad de tener problemas de trombogénesis y hemólisis inducidas por altos valores de esfuerzos de corte sobre superficies sólidas⁷ respecto a los diseños BI y TE_(1,19).

3.6 Momentos de apertura y cierre

La simulación del flujo en los diseños con diferentes posiciones de las valvas: completamente abierta y parcialmente cerradas fue utilizado para calcular el torque ejercida sobre las valvas. Con estos valores se puede estimar la posición de máxima apertura de la válvula. Entendiendo por posición de máxima apertura aquella que permita el retroceso de la valva por el flujo retrógrado (líneas continuas en la figura 10) y que sea posible alcanzar con el torque del flujo anterógrado (líneas de trazo en la figura 10).

La escasa diferencia en la distribución del flujo, caída de presión y esfuerzos de corte entre las dos mallas con 65000 y 140000 elementos del diseño TC, permite validar la convergencia del por refinamiento. Por lo tanto es posible emplear la malla con menor número de elementos para estudiar el efecto de la válvula en el flujo de sangre con las valvas en diferentes posiciones.

La Figura 10 muestra las curvas de torque adimensionado para independizarlo del número de Reynolds. La posición de apertura máxima puede evaluarse como la posición límite que mantenga un valor de torque positivo. En la figura 10 se observa que todos los puntos de las curvas poseen valor positivo, y el valor límite es de 85°, 90° y 90° para los diseños BI, TE_(1.19) y TC, respectivamente. Esta estimación no puede evaluar el torque necesario para vencer fuerzas de rozamiento y de inercia.

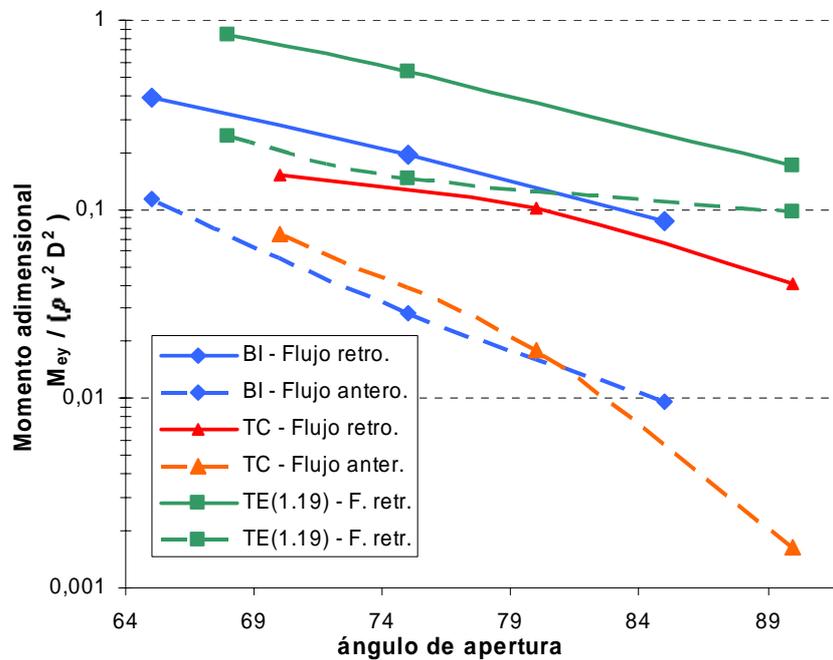


Figura 10: Torque de apertura y cierre de los diseños BI, TE_(1.19) y TC en función del ángulo de apertura.

4 CONCLUSIONES

En este trabajo se emplea dinámica de fluidos computacional para la comparación de seis diseños de prótesis de válvulas cardíacas: un diseño estándar de dos valvas, cuatro diseños de tres valvas esféricas y un diseño de tres valvas cilíndricas, construido a partir del diseño de valvas esféricas. La forma y posición de las valvas y de los ejes de rotación son los parámetros que se analizan estudiando el efecto de la válvula sobre el flujo de sangre, los esfuerzos de corte sobre las superficies sólidas, la caída de presión y la capacidad de aprovechar la fuerza del flujo para accionar las valvas.

La simulación del flujo en una válvula de tres valvas esféricas permitió conocer su efecto

sobre el flujo de las valvas y la magnitud de los valores de caída de presión, esfuerzos de corte y torque. La comparación de éstos con el resultado de la simulación de una válvula de dos valvas estándar permitió identificar los puntos a modificar para mejorar el diseño, que son: la forma y posición de las valvas y los ejes de rotación. Un diseño de tres valvas cilíndricas fue construido, la efectividad de los cambios es señalado por los siguientes resultados destacados:

- 1). Las valvas cilíndricas, en los diseños de tres valvas, representan una menor obstrucción para el flujo que las valvas esféricas.
- 2). Se ha encontrado que alejando las valvas del centro de la válvula se obtiene, además de una mayor área central, una menor distorsión del flujo que atraviesa la válvula.
- 3). Se diseñaron ejes de rotación que permitieron alejar las valvas del centro de la válvula con un tamaño reducido, con mínima perturbación del flujo.
- 4). Como consecuencia de los cambios en las valvas y en los ejes de rotación se redujeron las caídas de presión a través de la válvula y la magnitud de los esfuerzos de corte sobre las superficies sólidas.
- 5). La interacción ente el flujo y las valvas cilíndricas suministra torque para alcanzar la apertura máxima propuesta.

Los cambios introducidos en el diseño de valvas cilíndricas permiten alcanzar un flujo netamente central, menor caída de presión y menores esfuerzos de corte. Esto indica que las modificaciones realizadas sobre la base de resultados obtenidos de la simulación del diseño de valvas esféricas fueron beneficiosas.

Se ha probado que la simulación por computadora es una herramienta valiosa para abordar el diseño de válvulas cardiacas, obteniendo resultados en corto tiempo que permiten una comparación efectiva de diferentes diseños, inclusive empleando una PC estándar de escritorio.

5 REFERENCIAS

- [1] G. Dubini, R. Pietrabissa, R. Fumero, Computational fluid dynamics of artificial heart valves, *Int. Jou. Artif. Org.*, **14**, 338-342 (1991).
- [2] S.G.D. Kelly, P.R. Verdonck, J.A.M. Vierendeels, K. Riemslogh, E. Dick, G.G. Van Nooten, A three-dimensional analysis of flow in the pivot regions of an ATS bileaflet valve, *Int. Jou. Artif. Org.*, **22**, 754-763 (1999).
- [3] J. Butany, M.S. Ahluwalia, C. Munroe, C. Fayet, C. Ahn, P. Blit, C. Kepron, R.J. Cusimano, R.L. Leask, Mechanical heart valve prostheses Identification and evaluation, *Cardiovascular Pathology*, **12**, 1-22 (2003).
- [4] M. Rosenberger, C. Esquivel, S. Gueijman, O. Amerio, C. Schvezov, Modelado del flujo de sangre a través de una prótesis valvular cardíaca I: Modelo matemático, *Rev. Cienc. Tecnol. FCEQyN*, **6**, 16-22 (2004).
- [5] M. Rosenberger, C. Esquivel, O. Amerio, C. Schvezov, Modelado del flujo de sangre a través de una prótesis valvular cardíaca II: Resultados en un modelo tri-valva, *Rev. Cienc. Tecnol. FCEQyN*, **6**, 23-28 (2004).
- [6] G.A. Abraham, T.R. Cuadrado, Biomateriales y dispositivos cardiovasculares, *Revista*

- de la Federacion Argentina de Cadiología*, **26**, 491-497 (1997).
- [7] C.H. Brown 3d., L.B. Leverett, C.W. Lewis, C.P. Alfrey Jr., J.D. Hellums, Morphological, biochemical, and functional changes in human platelets subjected to shear stress, *J.Lab. Clin. Med.*, **86**, 462-471 (1975).
- [8] D.C. Mazzucco, C.A. Hartemink, O. Newburg, Heart valve with rectangular orifice, United States Patent 6699283, March 2004. USA.
- [9] P.Phillippe, L. Didier, Prosthetic cardiac valve, Unit. Stat. Patent 4820299, April 1989.
- [10] C.S. Peskin, D.M. McQueen, Modeling prosthetic heart valves for numerical analysis of blood flow in the heart, *J. Computational Physics*, **37**, 113-132 (1980).
- [11] D.M. McQueen, C.S. Peskin, Computer assisted design of butterfly bileaflet valves for the mitral position, *Scand. J. Thor. Cardiovasc. Surg.*, **19**, 139-148 (1985).
- [12] D.M. Stevenson, A.P. Yoganathan, F.P. Williams, Numerical simulation of steady turbulent flow through trileaflet aortic heart valves II. Results on five models, *J. Biomechanics*, **18**, 909-926 (1985).
- [13] M.J. King, T. David, J. Fisher, An initial parametric study on fluid flow through bileaflet mechanical heart valves using computational fluid dynamics, *J. Eng. Med.* **208**, 63-72 (1994).
- [14] M.J. King, T. David, J. Fisher, Three-dimensional study of the effect of two leaflet opening angles on the time dependent, *Med. Eng. Phys.*, **19**, 235-241 (1997).
- [15] T. David, C.H. Hsu, Dynamic analysis and geometry models for the design of bi-leaflet prosthetic mechanical heart valves, *Med. Eng. Phys.*, **18**, 463-476 (1996).
- [16] Y.G. Lai, K.B. Chandran, J. Lemmon, A numerical simulation of mechanical heart valve closure fluid dynamics, *J. Biomechanics*, **35**, 881-892 (2002).
- [17] J. De Hart, G.W.M. Peters, P.J.G. Schreurs, F.P.T. Baaijens, A two-dimensional fluid-structure interaction model of the aortic valve, *J. Biomechanics*, **33**, 1079-1088 (2000).
- [18] J. De Hart, G.W.M. Peters, P.J.G. Schreurs, F.P.T. Baaijens, A computational fluid-structure interaction analysis of a fiber-reinforced stenless aortic valve, *J. Biomechanics*, **36**, 699-712 (2003).
- [19] D. Bluestein, E. Rambod, M. Gharib, Vortex shedding as a mechanism for free emboli formation in mechanical heart valves, *J. Biomechanical Eng.*, **122**, 125-134 (2000).
- [20] D. Bluestein, Y.M. Li, I.B. Krukenkamp, Free emboli formation in the wake of bi-leaflet mechanical heart valves and the effects of implantation techniques, *J. Biomech.*, **35**, 1533-1540 (2002).
- [21] C. Esquivel, M. Rosenberger, S. Gueijman, C. Schvezov, O. Amerio, Design of a fourth generation prosthetic heart valve: tri-leaflet valve, *Third Congress of Cardiology on the Internet*, Sep 1 – Nov 30, 2003. CITEFAC – Bioingenieria UNER. www.fac.org.ar/tcvc
- [22] Fidap 8. Fidap User's Manual. Fluent Inc. Lebanon New Hampshire. 1998.
- [23] T. J. R. Hughes, A. N. Brooks, A Multidimensional Upwind Scheme with No Cross-Wind Diffusion in Finite Element Methods for Advection Dominated Flows. T. R. J. Hughes, Editor. ASME Publication ASME-AMD. p. 34. 1979.
- [24] E. Selkurt, Fisiología, Editorial El Ateneo. Buenos Aires. 1975.