

## ANÁLISIS FLUIDO DINÁMICO A TRAVÉS DE UN PROTOTIPO DE VÁLVULA MECÁNICA UTILIZANDO MÉTODOS DE VOLÚMENES FINITOS

Marcos E. Mirabal<sup>a</sup>, Julián E. Toledo<sup>a</sup>, Miguel Cerrolaza<sup>b</sup> y Eduardo Romero<sup>b</sup>

<sup>a</sup>*Escuela de Ingeniería Mecánica, Universidad Central de Venezuela, Caracas, Venezuela*

<sup>b</sup>*Instituto Nacional de Bioingeniería, Universidad Central de Venezuela, Caracas, Venezuela*

**Palabras Clave:** Válvula aórtica mecánica, biofluidos, volúmenes finitos.

**Resumen.** El propósito del siguiente estudio es caracterizar el comportamiento fluido dinámico a través de un nuevo modelo de prótesis de válvula mecánica, de dos compuertas semicupulares en posición aórtica, utilizando el método de volumen finito. El estudio de simulación de flujo se realizó mediante un programa de dinámica de fluidos computacional (CFD) que permitió estudiar el comportamiento del fluido a través de la válvula. Las condiciones que se utilizaron en la simulación fueron, fluido newtoniano (específicamente agua) con propiedades de temperatura 25 °C y un modelo de turbulencia K-Epsilon. Se modelaron 3 geometrías diferentes con aperturas de 50, 70 y 100 por ciento, para estudiar el comportamiento del fluido. Los resultados obtenidos indican que la mejor geometría de las hojas es la que posee forma de semi esfera y una apertura máxima de 30.62°. Dado el perfil de velocidad y números de Reynolds, se concluyó que el fluido desarrolla bajos niveles de turbulencia al atravesar la válvula y posee la condición deseable para evitar efectos desfavorables como la posible generación de trombos sanguíneos al momento de adaptar la válvula a la aorta.

## 1 INTRODUCCIÓN

La primera causa de muerte en Venezuela es producto de enfermedades cardiovasculares con un 21.9 % del total de muertes naturales. Actualmente una de las maneras de enfrentar dichas enfermedades es la sustitución de las válvulas aórticas por una prótesis artificial (1).

Los altos costos de las prótesis aórticas las hacen inaccesibles para la mayoría de los pacientes, con precios que rondan entre 20 y 40 mil dólares americanos (2). Otro problema derivado de la importación de las prótesis es su poca disponibilidad en centros hospitalarios nacionales.

También hay que considerar que todas las prótesis mecánicas que hay actualmente en el mercado presentan la posibilidad de generar hemólisis y trombosis. Por lo que es importante la evolución de los actuales modelos y el desarrollo de nuevos dispositivos con el fin de minimizar las posibilidades de presentar enfermedades asociadas.

Debido a estos problemas el Instituto Nacional de Bioingeniería (INABIO) actualmente se ha planteado el desarrollo de prótesis aórticas de producción nacional. En el presente proyecto se plantea la investigación del comportamiento fluido dinámico a través de una nueva válvula mecánica de forma cupular en posición aórtica.

Se tomará en cuenta que el fluido de trabajo será agua, en condiciones de flujo estacionario y no pulsante, ya que solo se desea estudiar el comportamiento del fluido tomando diferentes porcentajes de apertura en la válvula simulando que las paredes de ella se encuentran totalmente rígidas. Los resultados que se obtengan servirán como un avance para lograr el objetivo planteado por el INABIO.

## 2 METODOLOGÍA

Para llevar a cabo esta investigación se realizaron un conjunto de etapas: modelado, mallado, simulación, validación y comparación.

En la etapa de modelado se definieron las geometrías de estudio, así como también el máximo grado de apertura de las hojas, posteriormente se realizó el modelado propiamente dicho en la herramienta de diseño asistido por computador (CAD) ANSYS DesignModeler TM. Luego se ejecutó una etapa de mallado con la herramienta ANSYS CFX-Mesh TM, posteriormente se realizó un análisis de sensibilidad tanto del mallado como de longitud de salida para encontrar las condiciones necesarias que nos proporcionen una simulación precisa.

Definidas las condiciones geométricas y con los mallados ya creados se realizó la etapa de la simulación la cual consiste en tres sub etapas. Primero con la herramienta ANSYS CFX-PRE TM se definieron las condiciones de borde a las cuales están sujetas las simulaciones, el software ANSYS CFX-Solver se encargará de realizar las simulaciones el cual por medio de la herramienta ANSYS CFX-Post TM visualizará los resultados en pantalla. Luego de hacer las simulaciones se realizó una etapa de comparación con una válvula mecánica de doble hoja y por último se realizó una validación del método reproduciendo unas simulaciones de una investigación reconocida y comparando los resultados obtenidos con los reportados en dicha investigación.

## 3 GEOMETRIAS PROPUESTAS PARA LA SIMULACIÓN

Por ser la primera investigación referente a válvulas artificiales de forma cupular, no se tienen datos geométricos de diseños existentes, por lo que se desconoce cómo afecta la curvatura de las hojas en el comportamiento del flujo. Por lo tanto se hizo un estudio con tres curvaturas distintas a fin de evaluar la que presente mejor comportamiento del flujo dinámico y poder concluir con dichos resultados.

Se diseñaron tres modelos de hojas con distinta curvatura denominados “Modelo 1”,

“Modelo 2” y “Modelo 3”, los dos primeros serán elipsoides y el último tendrá una geometría totalmente esférica.

La base en donde se anclan las hojas es la misma para todos los modelos y su geometría es anular con un diámetro externo de 25.5mm, un diámetro interno de 20.8mm y una altura de 10mm, la posición de los pivotes también es constante para todos los modelos y está posicionada a 7mm del centro.

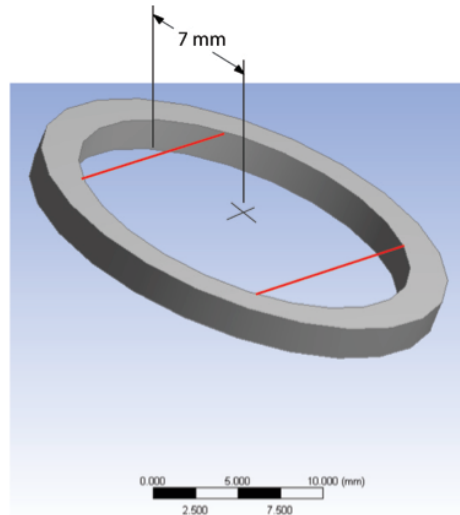


Figura 1: Base de la válvula y posición de los pivotes

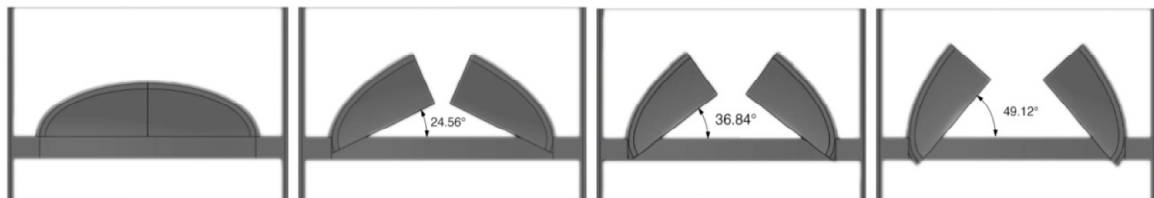


Figura 2: Aperturas estudiadas del *Modelo 1*

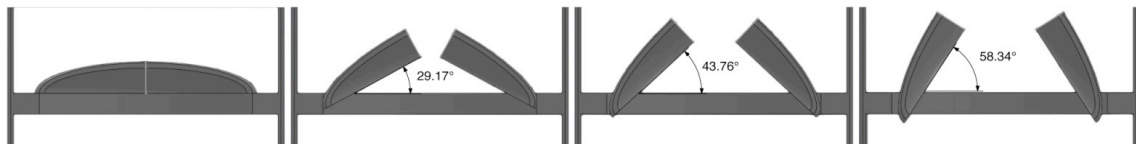
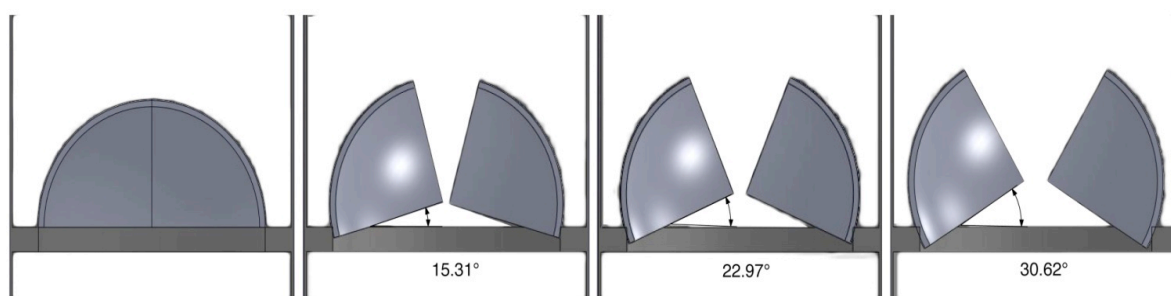


Figura 3: Aperturas estudiadas del *Modelo 2*

Figura 4: Aperturas estudiadas del *Modelo 3*

#### 4 CONDICIONES EMPLEADAS EN LAS SIMULACIONES NUMÉRICAS

Para las simulaciones numéricas se acoplaron los tres elementos “tubería aguas arriba”, “zona de la válvula” y “tubería aguas abajo”, el conjunto completo tiene un ancho de entrada de la sección circular de  $d = 25.5$  mm, la válvula se encuentra en una base anular de diámetro interno  $D = 20.8$  mm y espesor 2 mm, la longitud horizontal de entrada es de  $2D = 41.6$  mm y una longitud horizontal de salida de  $6D = 124.8$  mm.

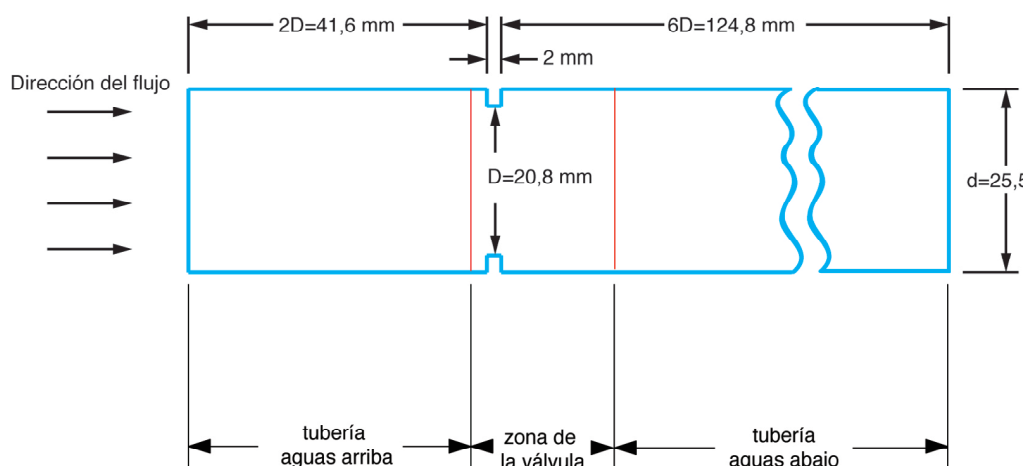


Figura 5: Dimensiones del volumen de estudio

Se usó en el análisis agua isotérmica a  $25^{\circ}\text{C}$  como fluido de trabajo, con una densidad de  $\rho = 997$  kg/m<sup>3</sup> y una viscosidad dinámica de  $\mu = 0.008899$  Pa.s, una presión en la entrada de 16100 Pa (15998.687 Pa + 1 atm) que corresponden a la presión total máxima en el período de sístole. Y un caudal másico en la salida de  $Q_m = (Q_v)(\rho) = 0.0831$  Kg/s que corresponden al gasto cardíaco.

El caudal volumétrico ( $Q_v$ ) empleado corresponde al gasto cardíaco promedio el cual es el volumen sistólico de eyección por la frecuencia cardíaca, en condiciones normales son de 70 ml/latido y 75 latidos/min respectivamente, por lo tanto el gasto cardíaco normal para un hombre joven sano es en promedio 5 litros por minuto.

$$Q_v = (5 \text{ L / min}) * (1 \text{ min / 60 s}) * (1 \text{ m}^3 / 1000 \text{ L}) = 0.00008333 \text{ m}^3 / \text{s} \quad (1)$$

Siendo el caudal másico el producto del gasto cardíaco por la densidad del fluido de trabajo, por lo tanto tenemos que el caudal másico a ser utilizado es:

$$Q_m = Q_v * (997 \text{ kg} / 1 \text{ m}^3) = 0.00008333 \text{ m}^3 / \text{s} \quad (2)$$

Se consideró régimen permanente, paredes rígidas con condición de no deslizamiento. El modelo de turbulencia empleado es “k-Epsilon”.

Se utilizó un máximo de 100 iteraciones, con una escala física de tiempo de control de 6000 segundos y un criterio de convergencia de 0.000001.

Debido a que el presente es el primer estudio que se realiza a válvulas mecánicas de geometría cupular en posición aórtica, se desconocen resultados experimentales o *in vivo* sobre las variables que gobiernan el comportamiento de un flujo a través de éstas, por lo tanto se hace necesario hacer una comparación con otro tipo de válvula que se comercialice. Se optó por usar una válvula de doble hoja similar a las comercializadas por Saint Jude Medical (SJM) cuyo ángulo de apertura máximo es de 87°.

Para realizar la comparación entre los dos modelos de válvula, Saint Jude Medical y modelo cupular, fue necesario conseguir el número Reynolds de transición para ambas válvulas. Este valor se obtuvo realizando diferentes simulaciones en cada una de las válvulas (*Modelo 1, 2, 3* y SJM) y tomando un solo porcentaje de apertura para el estudio (100 por ciento), así modificando las condiciones de entrada a la tubería (velocidad), con las condiciones en donde empezaba a existir la mínima generación de vórtices, se tomó ese valor de número de Reynolds como el valor de transición.

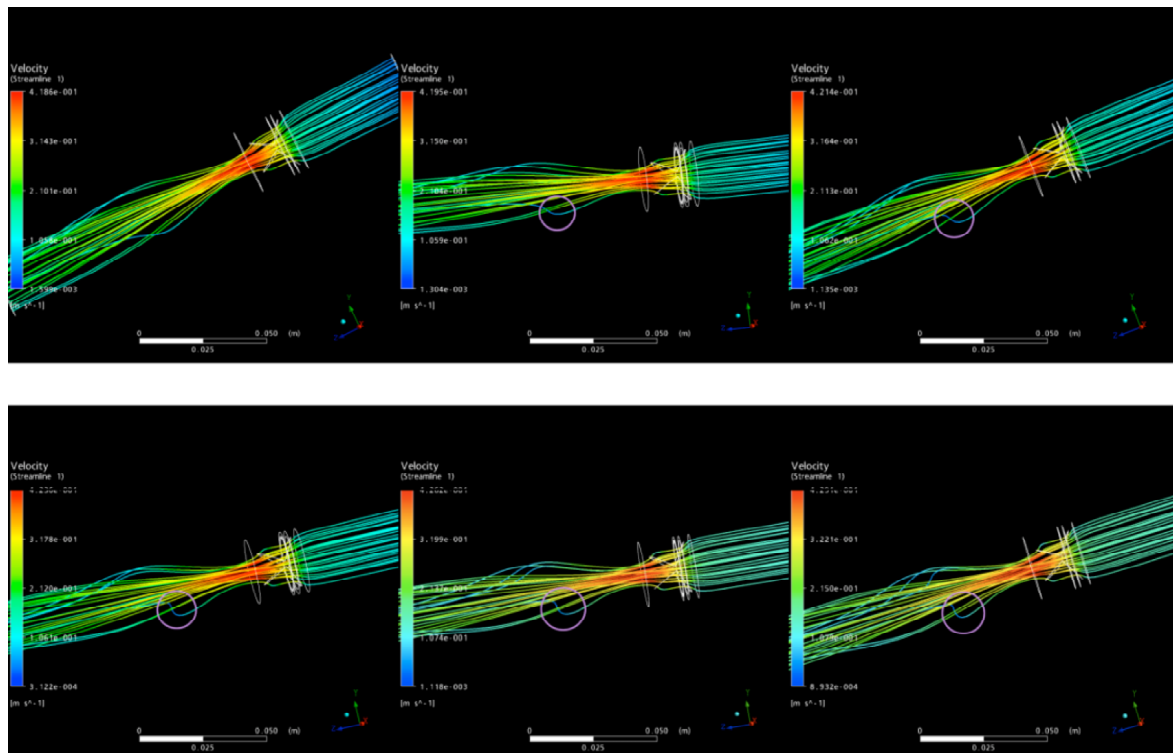


Figura 6: Desarrollo progresivo de vórtices en función del aumento de la velocidad de entrada (*Modelo 3, 100% apertura*)

Posteriormente se tomó la válvula SJM y se realizaron tres simulaciones a 100, 75 y 50 por ciento de apertura de las hojas las cuales corresponden a 87°, 65.25° y 43.5 grados

respectivamente, la posición de los pivotes se encuentra a 3.06 mm del centro de la base. Se utilizaron las condiciones de contorno originales, así como también las mismas condiciones de mallado y longitudes de la tubería aguas abajo y aguas arriba.

Una vez obtenidos los valores del número de Reynolds correspondiente a la válvula SJM para cada porcentaje de apertura, se realizó una división entre cada uno de estos valores y el número de Reynolds de transición, para obtener una relación de turbulencia.

$$R_t = Re / Re_{trans} \quad (3)$$

El mismo procedimiento se empleó para los modelos de forma cupular, y así obtener un factor que permita la comparación entre las dos válvulas e intuir cual de los dos modelos genera mayor turbulencia.

## 5 VALIDACIÓN

Para validar la metodología utilizada en esta investigación se reprodujo una simulación fluido dinámica a través de una válvula de doble hoja de la publicación titulada “Analysis of 3D transient blood flow passig through an artificial aortic valve by Lattice-Boltzmann methods” (3). Reproduciendo estas simulaciones se compararán los resultados de los perfiles de velocidad y esfuerzos cortantes en una zona determinada.

Se simuló el flujo tridimensional a través de una válvula de doble hoja con una apertura de sus hojas de 40°, con un diámetro de la tubería aguas de 20 mm y longitud 40 mm. La viscosidad cinemática del fluido utilizado fue de 3.3  $mm^2/s$  y la condición de contorno de velocidad vendrá regida por el gráfico de la *figura 7*. Se utilizaron condiciones de pared rígida y no deslizamiento.

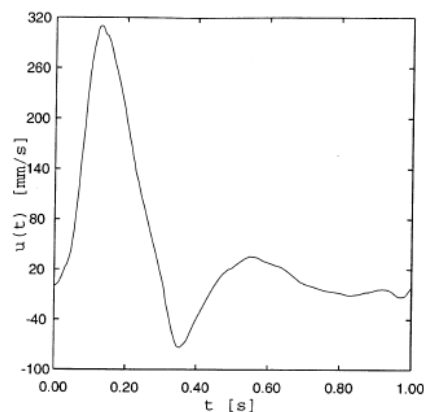


Figura 7: Velocidad en función del tiempo de la condición de contorno en el centro del tubo

El procedimiento utilizado en el trabajo original fue compuesto por simulaciones computacionales con métodos derivados de las ecuaciones de Lattice-Boltzmann, para ello se utilizó una estación de trabajo basada en computación paralela con gran capacidad de cómputo, con el cual analizaron un dominio de 280 x 140 x 140 nodos del mallado dando como resultado 5488000 elementos en total. Para la realización de esta validación se usó un dominio de 693671 elementos y 491638 nodos.

Para un tiempo  $t = 0.133$  s, la velocidad de entrada fue de 245 mm/s y el comportamiento de los perfiles de velocidades son parecidos, con los máximos valores en el centro de la válvula y en las zonas cercanas a las paredes donde se produce la apertura de las hojas. El orden de magnitudes también es similar, teniendo un error relativo de 6.25 % en las velocidades máximas.

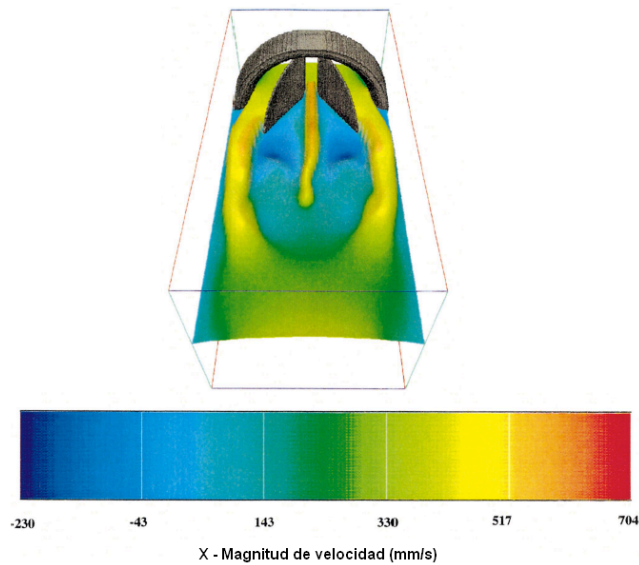


Figura 8: Perfil de velocidades originales

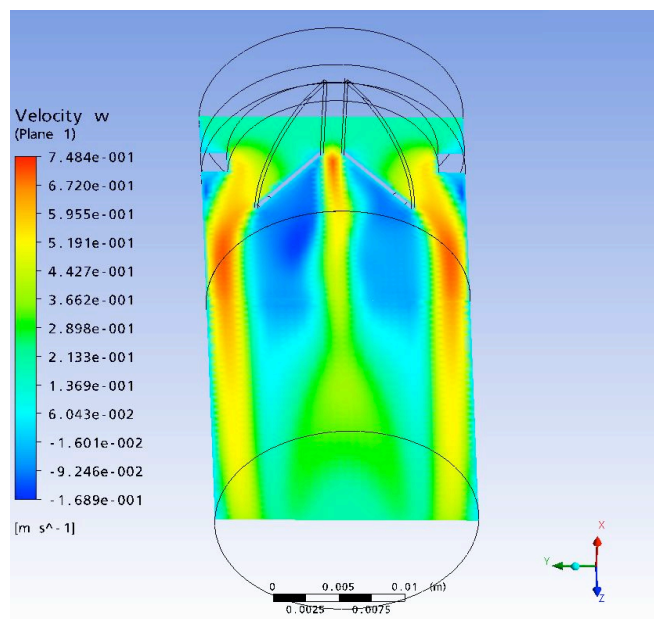


Figura 9: Perfil de velocidades producto de la metodología de esta investigación

Esta diferencia es bastante aceptable y se puede deber al refinamiento de la malla, en el trabajo original se utilizó una malla de 5488000 elementos frente a los 693671 que se utilizaron en esta validación, esta diferencia en las mallas (7.91 veces mayor en el artículo original) es suficientemente importante para generar las discrepancias en las magnitudes reportadas. La malla original es muy refinada debido a que se disponía de mucha capacidad de cómputo, cosa que no se dispone en esta investigación, sin embargo los resultados obtenidos tienen un error relativo suficientemente bajo como para concluir que la metodología utilizada es correcta.

## 6 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Se puede observar que en todos los modelos la componente de velocidad mayor fue la

correspondiente al eje longitudinal de la válvula (eje z). Con una apertura de las hojas de 50 %, los valores de velocidad resultaron ser aproximadamente constantes en los 3 prototipos, 0,9 m/s.

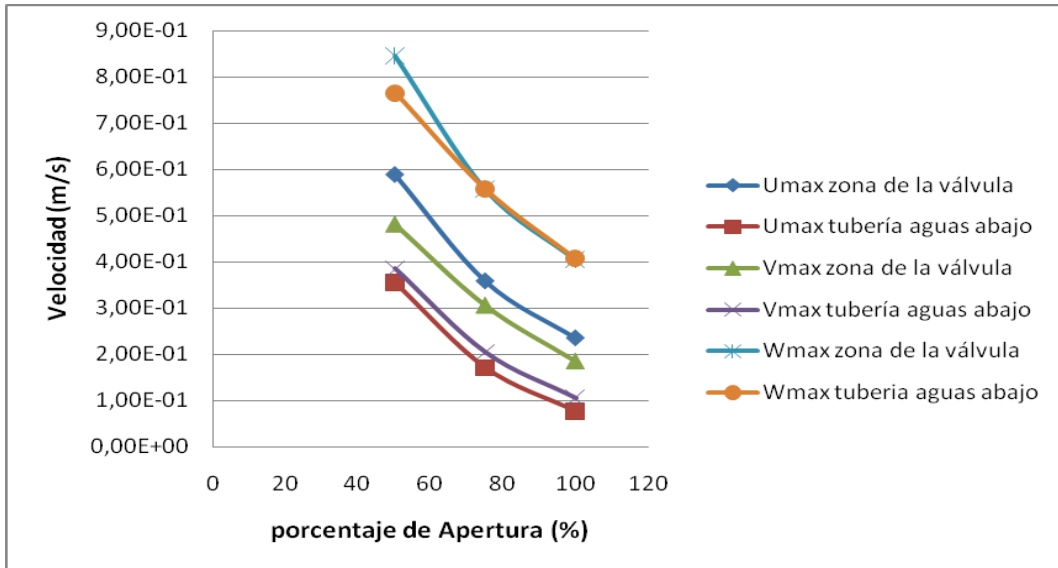


Figura 10: Componentes de velocidades máximas *Modelo 1*

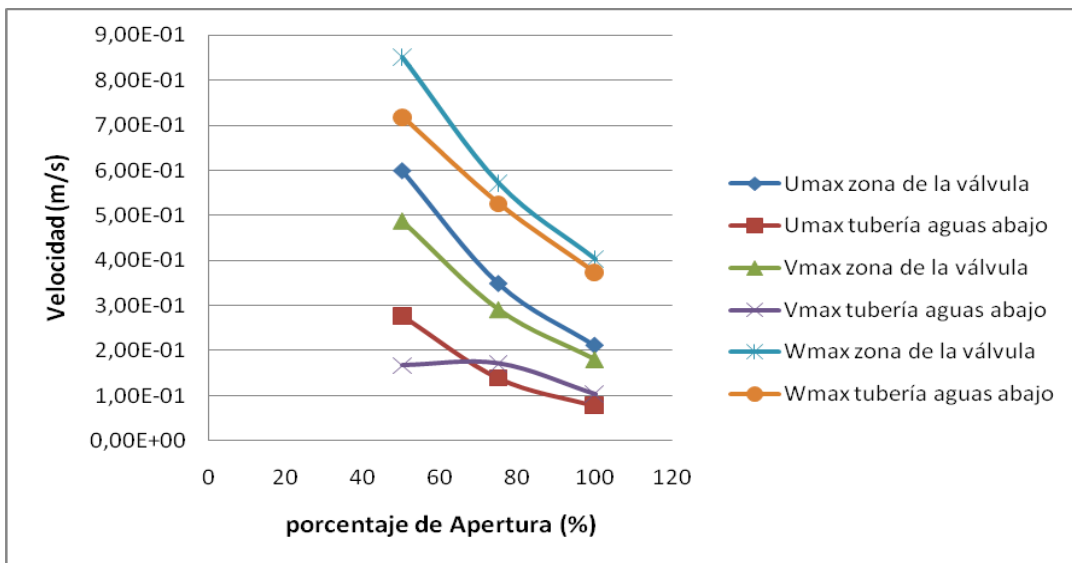
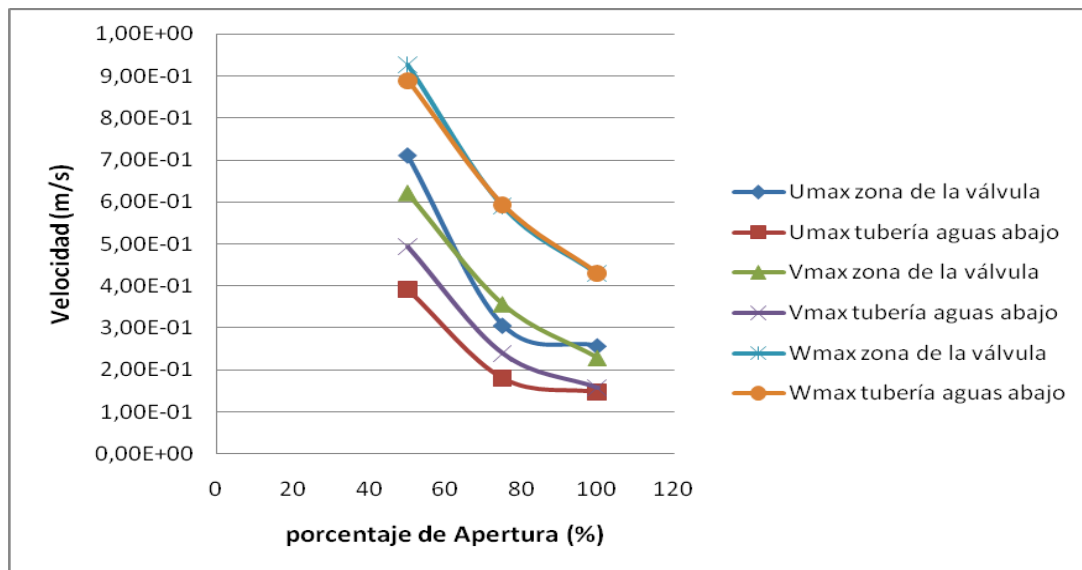


Figura 11: Componentes de velocidades máximas *Modelo 2*



Figura 12: Componentes de velocidades máximas *Modelo 3*

Los números de Reynolds que se obtuvieron para los *modelos 1, 2 y 3*, alcanzaron valores máximo de 7571,9, 7702,4 y 7770 respectivamente a cada modelo, en la zona de la válvula, luego alcanzando valores máximos de, 9638,3, 9454 y 9602,7 respectivamente a cada modelo, en la tubería aguas abajo.

Se puede evidenciar que los valores más altos de velocidad ocurren en la zona de la válvula, y tiene sentido este comportamiento ya que el fluido al alcanzar la válvula se comporta de manera semejante a un flujo subsónico al atravesar una sección convergente, dándole este cambio de área transversal una variación en la aceleración convectiva y generando un aumento de velocidad en el fluido.

Al analizar la relación de turbulencia obtenida se puede visualizar que el *modelo 3* es el que desarrolla menor turbulencia en el fluido ya que su cociente es el más cercano a 1, siendo éste el que mejor se aproxima al valor obtenido en la válvula SJM. Este comportamiento es favorable ya que la válvula puede cumplir con uno de los parámetros médicos que se debe tomar en cuenta a la hora de una selección de válvula aortica, que es la baja generación de turbulencia para evitar la generación de trombos.

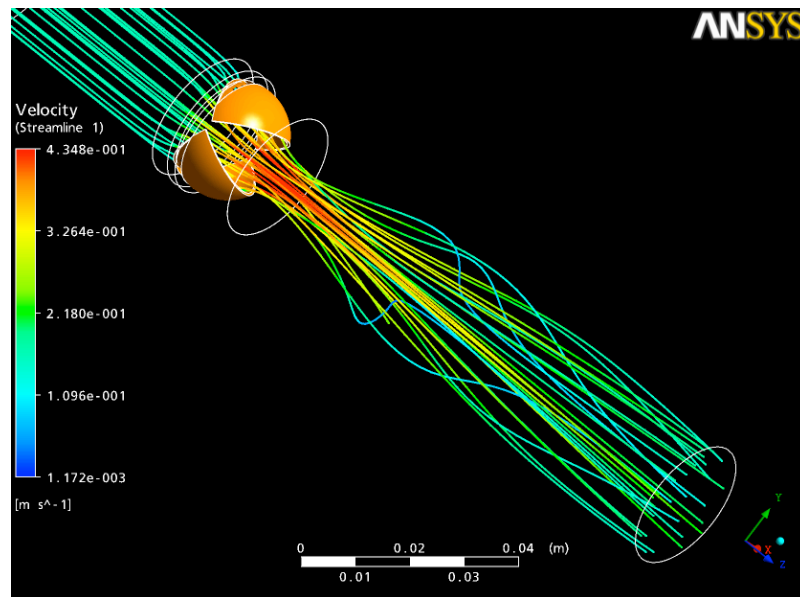


Figura 13: Líneas de velocidades (*Modelo 3* a 100% de apertura)

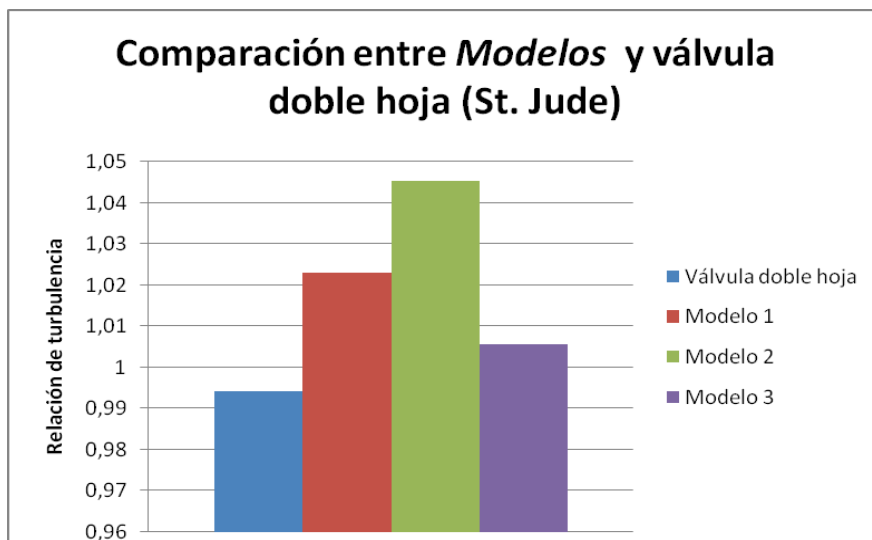


Figura 14: Comparación entre Modelos y válvula doble hoja (St. Jude)

	Doble Hoja	<i>Modelo 1</i>	<i>Modelo 2</i>	<i>Modelo 3</i>
Reynolds de Transición	7285,5	8042	7871,3	8181,2

Tabla 1: Valores de Reynolds de transición de cada modelo a un porcentaje de apertura del 100%

Adicionalmente se puede observar que en todos los modelos estudiados presentan el mismo comportamiento, las mayores velocidades y mayores presiones se desarrollan en el centro de la válvula, específicamente en la vena contracta (*Figura 15 A*), y en el espacio entre las hojas y las paredes internas del aro de la válvula (*Figura 15 B*). En la zona mostrada en la *Figura 15 C* se encuentra una zona de baja presión, y esa diferencia de presiones entre la vena contracta y las zonas más cercanas a las paredes de la tubería genera que las líneas de corriente se desvíen hacia las paredes produciendo vórtices.

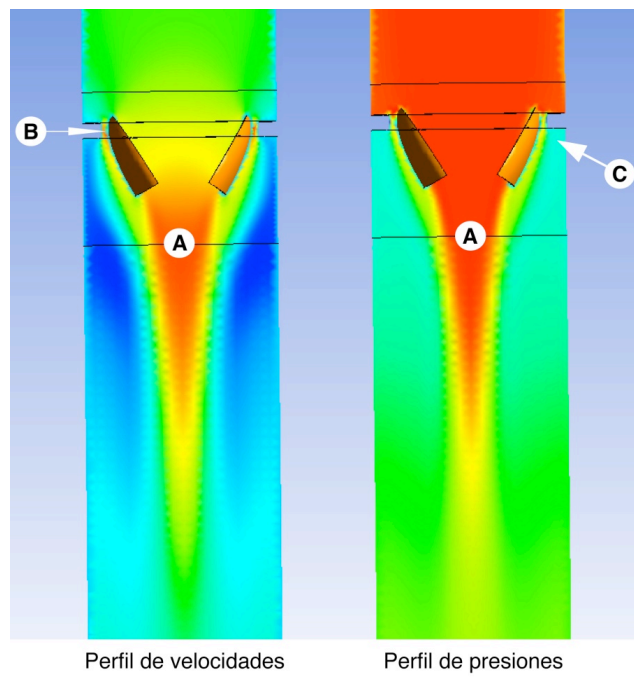


Figura 15: Distribución de Velocidades y Presiones

## 7 VISUALIZACIONES

### 7.1 Gradientes de Presión

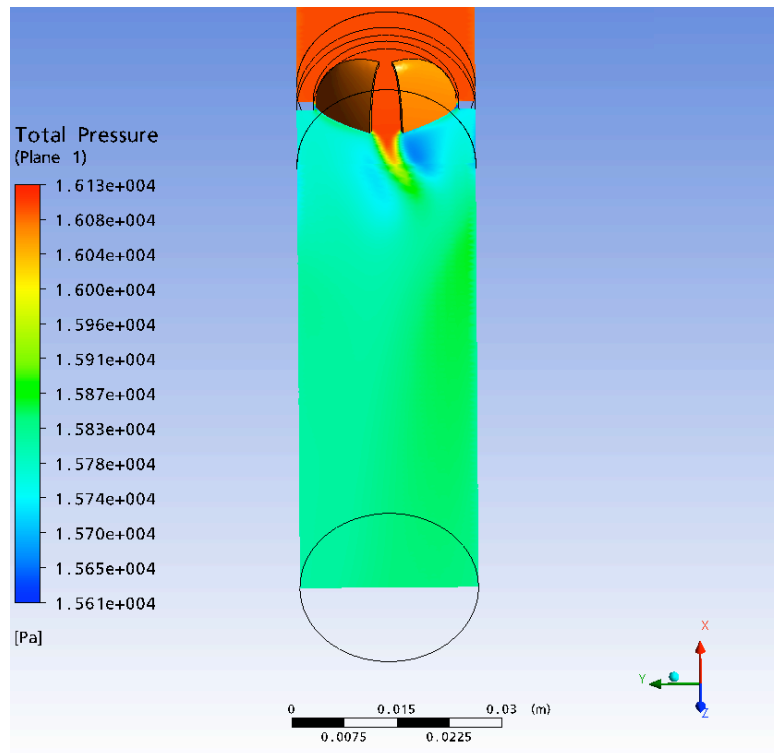


Figura 16: Presión Total *Modelo 2*, porcentaje de apertura 50%

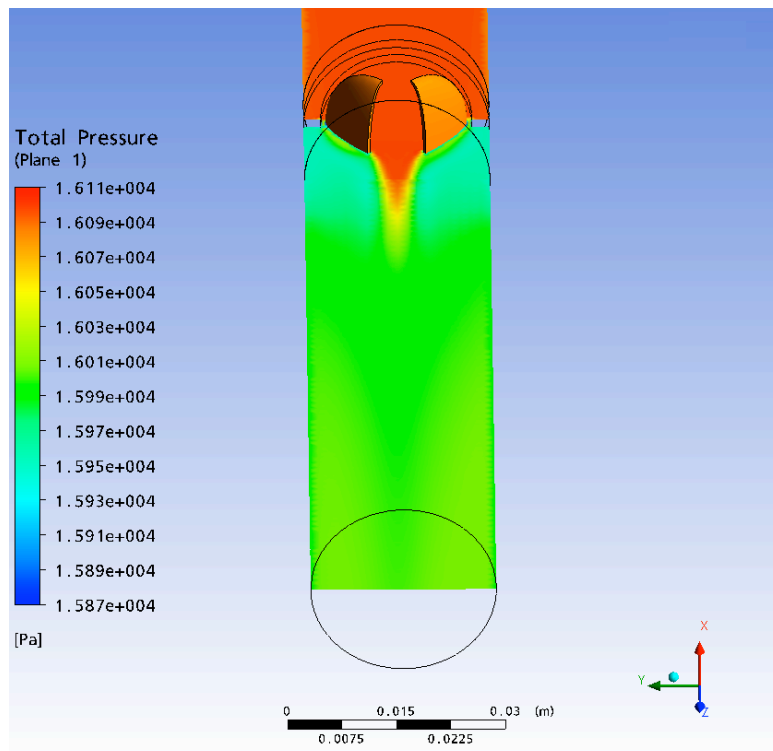


Figura 17: Presión Total *Modelo 2*, porcentaje de apertura 75%

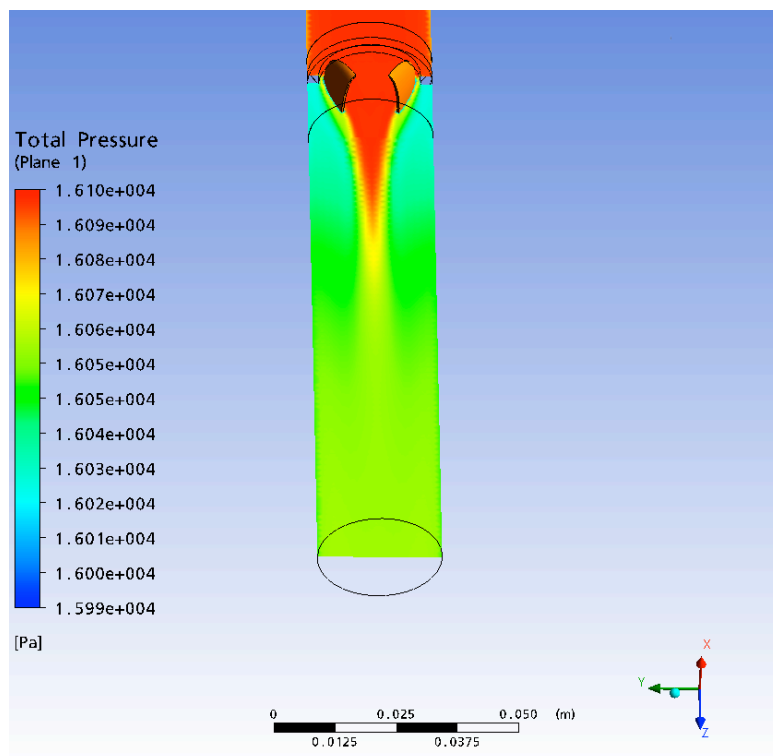


Figura 18: Presión Total *Modelo 2*, porcentaje de apertura 100%

## 7.2 Velocidad

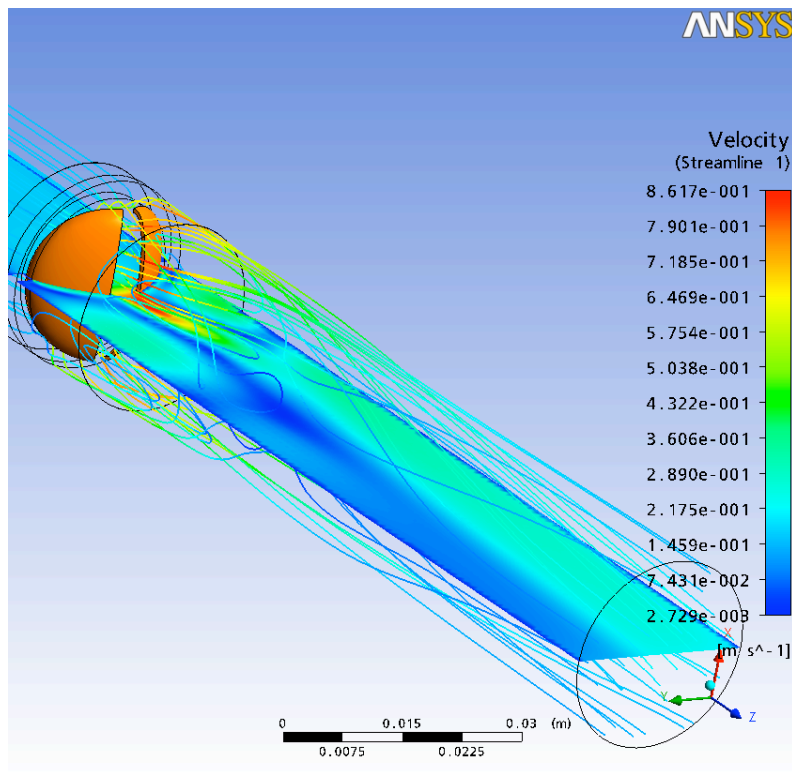


Figura 19: Velocidad *Modelo 2*, porcentaje de apertura 50%

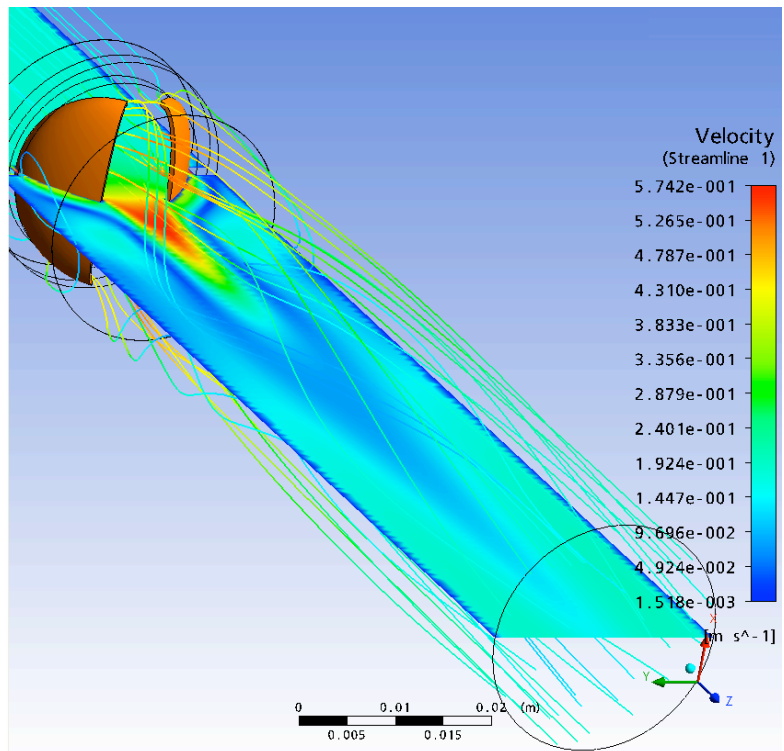


Figura 20: Velocidad *Modelo 2*, porcentaje de apertura 75%

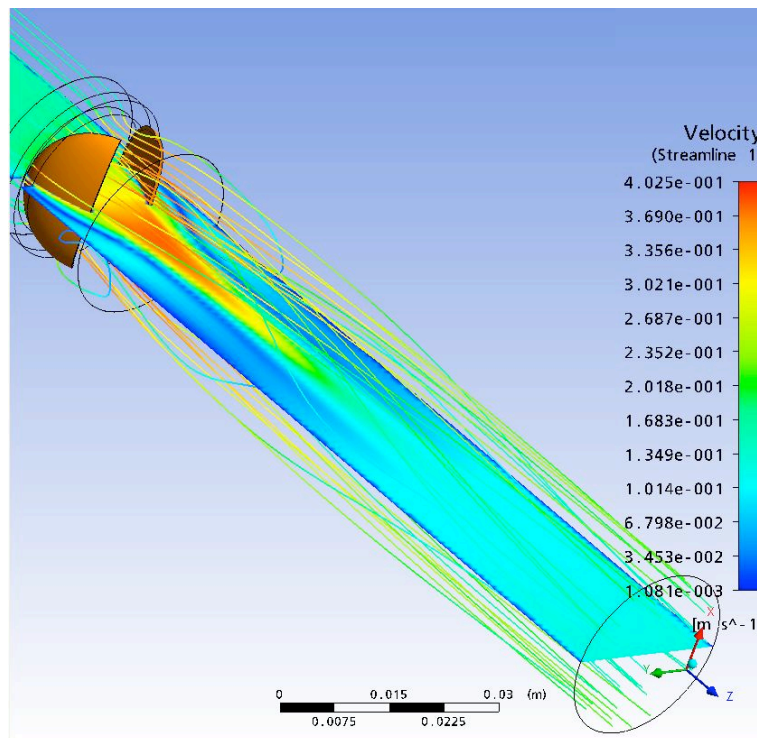


Figura 21: Velocidad *Modelo 2*, porcentaje de apertura 100%

## 8 CONCLUSIONES

Se desarrollaron 3 modelos a estudiar con diferentes geometrías para visualizar el comportamiento hidrodinámico, y de esta manera, escoger la mejor geometría para desarrollar variaciones en el diseño de manera que se logre optimizar la nueva válvula de forma cupular.

La metodología utilizada en esta investigación fue validada con unas simulaciones generadas por el método de Lattice-Boltzmann. Comparando los resultados, se obtuvieron errores relativos muy bajos entre ambos métodos, lo que indica que la metodología desarrollada es bastante confiable y puede ser utilizada bajo condiciones similares.

Los resultados obtenidos en esta investigación muestran que la geometría que mejor se adapta para producir bajos niveles de turbulencia es la geometría esférica, ya que al analizar la relación entre el Reynolds obtenido y el Reynolds de transición es el más cercano a la unidad. Por lo tanto se encuentra muy cerca de no producir ningún nivel de turbulencia, siendo este el comportamiento que se desea obtener.

A pesar de que la válvula con geometría esférica dio los mejores resultados, no se debe rechazar el desarrollo de las geometrías elipsoidales, ya que las diferencias en el comportamiento fluido dinámico entre éstas son relativamente bajas, por lo tanto ambos modelos podrían ser fisiológicamente utilizables.

La válvula en estudio con sus diferentes geometrías permitió obtener un comportamiento cercano a la válvula en comparación, Saint Jude Medical (SJM), existiendo la posibilidad de que con reajustes en el diseño, estos nuevos prototipos puedan evolucionar en el mercado de válvulas aórticas.

Este estudio es una base para el Instituto Nacional de Bioingeniería (INABIO) en el desarrollo de nuevos modelos de válvulas aórticas, e impulsar un nuevo campo de investigación orientado a estos prototipos, para que en un futuro se logre la fabricación y distribución nacional.

## 9 RECOMENDACIONES

En ingeniería, siguiendo la línea evaluación-diseño-optimización, se deben utilizar los valores obtenidos en esta investigación como punto de partida para la mejora del diseño de la válvula, siendo válido recomendar el estudio del perfil de la válvula, para generar un comportamiento más aerodinámico en el fluido.

Se recomienda realizar simulaciones en donde el fluido de trabajo sea sangre o con propiedades similares, ya que se obtendrían resultados acorde a la finalidad última de la válvula, ser una válvula cardiaca en posición aortica. Estos valores pueden permitir visualizar el comportamiento fluido dinámico a través de la válvula, permitiendo el desarrollo de una comparación con los modelos comerciales, para observar si es fiable pensar en una etapa de fabricación.

Desarrollar simulaciones dinámicas, colocando condición de pulsatilidad en la válvula para obtener valores de esfuerzos cortantes aproximados a los reales, y comparar con los valores permisibles para verificar si existe la posibilidad del desarrollo de trombosis.

La ubicación de los pivotes es una variable que se debe revisar con más detenimiento ya que dependiendo de la ubicación de éstos, se logra una variación en la apertura, modificando los valores de presión y velocidad del fluido al alcanzar la válvula, que pueden resultar ser favorables o no a los registrados.

## REFERENCIAS

- Berrios R, Cerrolaza M. (1992) "Mecánica de biofluidos, vía elementos finitos en formaciones arteroscleróticas", Trabajo Especial de Grado, Universidad Central de Venezuela.
- Carreño G. (1999) "Servicio Informativo Iberoamericano, Septiembre 1999" recuperado el 14 de mayo de 2009 en <http://www.oei.org.co/sii/entrega21/art06.htm>
- Correia D, Palacio C. (2005) "Optimización de simulaciones de mecánica de fluidos bajo el Método de Lattice Boltzmann a través de técnicas de paralelismo. Caso de estudio: Simulación de Válvulas Cardíacas del CEBIO". Trabajo Especial de Grado, Universidad Central de Venezuela.
- Delgado V, León J. (1995) "Análisis comparativo del comportamiento hemodinámico de válvulas cardíacas artificiales en posición aórtica mediante elementos finitos", Trabajo Especial de Grado, Universidad Central de Venezuela.
- Fox R., McDonald A. (1995), Introducción a la mecánica de fluidos, Editorial McGraw Hill, Mexico.
- García M, Riezu M, Pastor E "Estenosis aórtica valvular, subvalvular y supra valvular" recuperado el 14 de mayo de 2009 en [http://74.125.95.132/search?q=cache:aBJ7mZO\\_uEYJ:www.secardioped.org/protocolos/protocolos/Capitulo\\_9.pdf+estenosis+valvular+aortica&cd=4&hl=es&ct=clnk](http://74.125.95.132/search?q=cache:aBJ7mZO_uEYJ:www.secardioped.org/protocolos/protocolos/Capitulo_9.pdf+estenosis+valvular+aortica&cd=4&hl=es&ct=clnk)
- Krafczyk M, Cerrolaza M, Schulz M, Rank M. (1998) "Analysis of 3D transient blood flow passing through an artificial aortic valve by Lattice-Boltzmann methods". Journal of Biomechanics 31 (1998) 453-462
- Landaeta R. (1995) "Análisis comparativo de válvulas cardíacas artificiales por el método de Lattice Boltzmann", Trabajo Especial de Magister Scientiarum INABIO, Universidad Central de Venezuela.
- Marino P. (1998) Hemodynamic Monitoring Ch 10 in The ICU Book
- Denton A. Cooley, MD (1999) "In Memoriam, C. Walton Lillehei, the "Father of Open Heart Surgery"". Circulation Research 1999;100:1364-1365
- Pick A. (2008) "The cost of heart valve repair and heart valve replacement", recuperado el 28

- de junio de 2010 en <http://www.heart-valve-surgery.com/costs-fees-estimates-money-insurance.php>
- Rodríguez D. “66 venezolanos mueren al día por enfermedades cardiovasculares” Panorama, recuperado el 14 de mayo de 2009 en [http://boletin.uc.edu.ve/index.php?option=com\\_content&view=article&id=11%3A66-venezolanos-mueren-al-dpor-enfermedades-cardiovasculares&Itemid=12](http://boletin.uc.edu.ve/index.php?option=com_content&view=article&id=11%3A66-venezolanos-mueren-al-dpor-enfermedades-cardiovasculares&Itemid=12)
- Romero-Vecchione E, Antequera R, Cerrolaza M, Falcón O, Peña R. (2008) “Head-Up Tilt Test Bed Design for Cardiovascular Assessment of Syncope” Desarrollo y avances en métodos numéricos para ingeniería y ciencias aplicadas, 2008 SVMNI, Primera Edición.
- Rosa F, Romero-Vecchione E, Vásquez J, Antequera R, Strauss M. (2006) “Cardiovascular Responses to Hypertonic NaCl Injection Into the Anteroventral Third Ventricle Region in Rats With Fructose-Induced Hypertension and Insulin Resistance” Revista Española de Cardiología, Volumen 60, Issue 09, septiembre 2007. 2007;60:952-8.
- Romero-Vecchione E, Vásquez J, Pérez O, Antequera R. (2002) “Blunted hemodynamic and hormonal responses tilt-test in patients with sickle-cell disease” Internacional Congress Series Volume 1237, pp.169 – 177.
- Saravi F. (2005) “El corazón como bomba” recuperado el 14 de mayo de 2009 en <http://www.fcm.uncu.edu.ar/medicina/area/fisica/apuntes/61%20El%20corazon%20como%20bomba.pdf>
- Scholten A. (2009) “Regurgitación aórtica (insuficiencia aórtica)” recuperado el 14 de mayo de 2009 en <http://healthlibrary.epnet.com/GetContent.aspx?token=0d429707-b7e1-4147-9947-abca6797a602&chunkiid=104073>
- Smits A. (2009), *Mecánica de Fluidos, una introducción física*, Editorial Alfaomega, México;101-107.
- Stein PD, Sabbah HN (1976) “Turbulent blood flow in the ascending aorta of humans with normal and diseased aortic valves”. *Circulation Research*1976;39;58-65
- Swanson W., Clark R. (1973) “Aortic Valve Leaflet Motion during Systole: Numerical-Graphical Determination”.*Circulation Research*1973;32;42-48
- Swanson W., Clark R. (1974) “Dimensions and Geometric Relationships of the Human Aortic Value as a Function of Pressure”. *Circulation Research* 1974;35:871-882
- Vesely E. (2005) “Heart Valve Tissue Engineering”. *Circulation Research*.2005;97:743
- Vincent L. Gott, Diane E. Alejo and Duke E. Camer (2003) “Mechanical heart valves: 50 years of evolution”. *Ann Thorac Surg* 2003;76:S2230-S2239