



TECNOLOGÍA EN CARDIOLOGÍA

Análisis *in vitro* de la influencia sobre el campo de flujo de dos modelos de válvulas cardiacas mecánicas bivalvas mediante un túnel de viento

Analysis in vitro of the influence of two mechanical bivalve models of heart valves by a wind tunnel model

John Bustamante O., MD., PhD.⁽¹⁾; Ana I. Crispin, Esp. Ing. Electrónica⁽¹⁾, Nelson Escobar, Ing. Mecánico, MSc.⁽¹⁾, Mauricio Giraldo, Ing. Mecánico, PhD.⁽²⁾

Medellín, Colombia.

INTRODUCCIÓN: las prótesis valvulares cardiacas se evalúan mediante diferentes técnicas que involucran ensayos *in vitro* y métodos computacionales, además de los estudios clínicos convencionales. Los datos funcionales a evaluar reflejan la necesidad de contar con métodos de gran sensibilidad para determinar su operación en condiciones que emulen situaciones hemodinámicas específicas. Con este objetivo se proyectó un método alternativo que ayuda a un mejor entendimiento de la funcionalidad de estos dispositivos, analizando el comportamiento fluidodinámico *in vitro* de dos modelos de válvulas mecánicas cardiacas mediante un túnel de viento.

MÉTODOS: se diseñó y desarrolló un túnel de viento disponiendo condiciones instrumentales que permitieran evaluar las válvulas mecánicas en distintas situaciones fluidodinámicas: túnel subsónico de sección circular (norma ANSI/AMCA_210-99 y ANSI/ASHRAE_51-99). Empleando el método de similitud dinámica se caracterizó la experimentación utilizando valores típicos de caudales y propiedades de la sangre en un adulto sano.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN: se evaluaron dos modelos valvulares tipo SJM[®], uno de valvas planas y una variante de valvas convexas, con flujos de aire equivalentes a caudales sanguíneos de 1,5, 6,0 y 9,3 L/min. La prótesis de valvas convexas presenta un flujo dividido en tres campos equivalentes, a diferencia de la de valvas planas que tiene un flujo más pequeño en la parte central y dos laterales predominantes. El fenómeno de arrastre producido por las dos corrientes externas con respecto a la central, genera un RNS mayor para la válvula tipo SJM[®] que para la variante con valvas convexas. El campo de velocidad adyacente al lado convexo, se halla menos afectado por la turbulencia que en el caso de la valva plana; pero al contrario, el campo adyacente al lado cóncavo está más afectado por fenómenos fluidodinámicos locales: cambios de dirección, reducción de área y aumento de velocidad.

CONCLUSIONES: el método implementado aprovecha las características fluidodinámicas del aire en un banco de pruebas: túnel de viento, para hacer la evaluación *in vitro* de la influencia sobre el campo de flujo y fuerzas cortantes de diferentes modelos de válvulas cardiacas mecánicas, obtenien-

(1) Grupo de Dinámica Cardiovascular - Universidad Pontificia Bolivariana. Medellín, Colombia.

(2) Grupo de Energía y Termodinámica - Universidad Pontificia Bolivariana. Medellín, Colombia.

Correspondencia: Dr. John Bustamante. Grupo de Dinámica Cardiovascular - Universidad Pontificia Bolivariana. Circular 1 No. 70 - 01, Bloque 7, Planta 1 - Campus Universitario. Tel.: +57(4) 4 48 83 88. Ext. 12401. Medellín, Colombia. Correo electrónico: john.bustamante@upb.edu.co

do mayor sensibilidad que otras alternativas disponibles. El sistema se usó para evaluar dos tipos de prótesis, mostrando que las valvas curvas tienden a presentar una menor disrupción del flujo que las valvas planas. La implementación del sistema presentado como un nuevo banco de pruebas, permite extraer conclusiones que sirven como base en el diseño de las prótesis, buscando ofrecer menor trastorno hemodinámico.

PALABRAS CLAVE: prótesis valvulares cardiacas, hemodinámica, fluidodinámica, túnel de viento, banco de pruebas.

INTRODUCTION: prosthetic heart valves are evaluated using different techniques that involve *in vitro* studies and computational methods in addition to conventional clinical studies. Functional data to evaluate reflect the need for highly sensitive methods to determine its operating conditions that may emulate specific hemodynamic situations. With this objective, we designed an alternative method for better understanding the functionality of these models, analyzing in vitro fluid dynamic behavior of two models of mechanical heart valves using a wind tunnel.

METHODS: we designed and developed a wind tunnel providing instrumental conditions that permit the evaluation of mechanical valves in different fluid dynamic conditions: subsonic tunnel of circular section (standard ANSI/AMCA_210-99 and ANSI/ASHRAE_51-99). Using the method of dynamic similarity, the experiment was characterized using typical values of flow rates and blood properties in a healthy adult.

RESULTS AND DISCUSSION: we evaluated two SJM® valve models, one with flat leaflet, and a variant of convex valves with air flows equivalent to blood flow rates of 1.5, 6.0 and 9.3 L/min. The convex valve prosthesis has a flow divided in three equivalent fields, in contrast to the flat valves that have a smaller central flow and two predominant laterals. The drag phenomenon produced by the two external currents with regard to the central generates a higher RNS for the SJM® valve than the generated for the variant of convex valves. The velocity field adjacent to the convex side is less affected by turbulence than in the case of the flat leaflet, but on the contrary, the adjacent field to the concave side is more affected by local fluid dynamic effects: changes in direction, area reduction and increased velocity.

CONCLUSIONS: the implemented method uses fluid dynamic characteristics of air in a wind tunnel, for in vitro evaluation of the influence on the flow field and shear forces of different models of mechanical heart valves, obtaining higher sensitivity than other alternatives available. The system was used to evaluate two types of prosthesis, showing that the curve leaflets tend to have less disruption of the flow than the flat valves. The implementation of the system presented as a new test bench allows to draw conclusions that serve as the basis for the design of the prosthesis, looking to offer less hemodynamic disturbance.

KEYWORDS: prosthetic heart valves, hemodynamics, fluid dynamics, wind tunnel, test bench.

(Rev Colomb Cardiol 2011; 18: 89-99)

Introducción

La enfermedad valvular cardiaca ocupa el segundo lugar de prevalencia entre las patologías cardiovasculares, luego de la enfermedad coronaria (1). En casos avanzados de disfunción, la válvula nativa es reemplazada por diferentes prótesis, cuyo comportamiento hidromecánico es fundamental ya que puede ser causante de la sobrecarga de las cámaras cardiacas por disfunción (carga de

volumen o presión, pérdidas energéticas), así como de hemólisis y trombogénesis. Desde la implantación quirúrgica de las primeras prótesis valvulares cardiacas en los años 50, se han diseñado diferentes prototipos buscando mejorar las características funcionales (2), pero sin una respuesta del todo satisfactoria para los pacientes. Esto ha conllevado una evaluación más profunda de estos dispositivos, siendo necesario localizar y analizar regiones críticas en la funcionalidad de las prótesis (3-5).

Las prótesis valvulares cardíacas mecánicas (HVP, *heart valve prostheses*) vienen siendo evaluadas mediante diferentes técnicas que involucran pruebas *in vitro* (6, 7) y métodos computacionales (8, 9). No obstante, los datos que pueden obtenerse con estas técnicas, que permiten trazar el perfil funcional de las diferentes prótesis, reflejan la necesidad de contar con métodos de gran sensibilidad para evaluar la operación de dichas prótesis en condiciones que emulen situaciones hemodinámicas específicas, proyectando métodos alternativos de diagnóstico que ayuden a un mejor entendimiento de la funcionalidad de tales dispositivos.

En un túnel de viento se llevan a cabo diversos ensayos de tipo experimental en el área de dinámica de fluidos, lo cual permite evaluar el comportamiento del flujo ante la interposición en la corriente de diferentes elementos o estructuras. Con tal propósito, se ha seleccionado el aire como medio de prueba de HVP, un fluido diferente al empleado comúnmente en los ensayos *in vitro*, dadas sus características de baja densidad y viscosidad, lo que puede ofrecer mayor sensibilidad a pequeños cambios de geometría y variaciones en el diseño valvular (10). Estas características permiten hacer un análisis temprano de los fenómenos fluidodinámicos que ocurren al paso del flujo a través de las HVP, tales como turbulencia, esfuerzos cortantes, vórtices o puntos de estancamiento. Con este fin, se desarrolló un sistema para la caracterización de campos de velocidades y presiones de flujo a través de válvulas mecánicas mediante la implementación de un túnel de viento dedicado, con especificaciones e instrumentación explícitamente diseñadas para la toma de datos en las zonas críticas del campo de flujo, así como para la visualización del perfil de flujo (10).

Para la caracterización funcional, en este trabajo se consideraron dos modelos de HVP: uno, tipo St. Jude Medical SJM®, un modelo de válvula bivalva ampliamente utilizada, y el otro, una variante a la cual se le realizó una modificación en las valvas. El objetivo fue analizar de manera comparativa la aerodinámica del flujo obtenido con las diferencias geométricas de las valvas. En la sección de resultados se muestran los planos de velocidad y perfiles aguas abajo de las válvulas en estudio. Se discuten los resultados desde el punto de vista cualitativo y cuantitativo, resaltando las diferencias ante variaciones en la geometría de las prótesis, demostrando la versatilidad y capacidad del método desarrollado.

Metodología

Se desarrolló un túnel de viento disponiendo condiciones instrumentales que permitieran evaluar una HVP en distintas situaciones fluidodinámicas: túnel subsónico (norma ANSI/AMCA 210-99 y ANSI/ASHRAE 51-99), de sección circular interna de 14,6 cm y de 2 m de longitud, con un motor de 12 V DC configurado en succión y dos hélices calibradas, con el que se alcanzan velocidades regulables de hasta 5 m/s en la zona de pruebas. Dado que el objetivo es caracterizar el flujo eyectivo a través de la válvula, en el túnel no se representan los senos de Valsalva.

Para la toma de datos se consideraron seis planos transversales, denotados por las letras A a F. Cada plano está dividido a su vez en seis líneas radiales, denotadas del número 1 al 6, y en cada una de ellas se ubican trece posiciones de medida, donde el punto

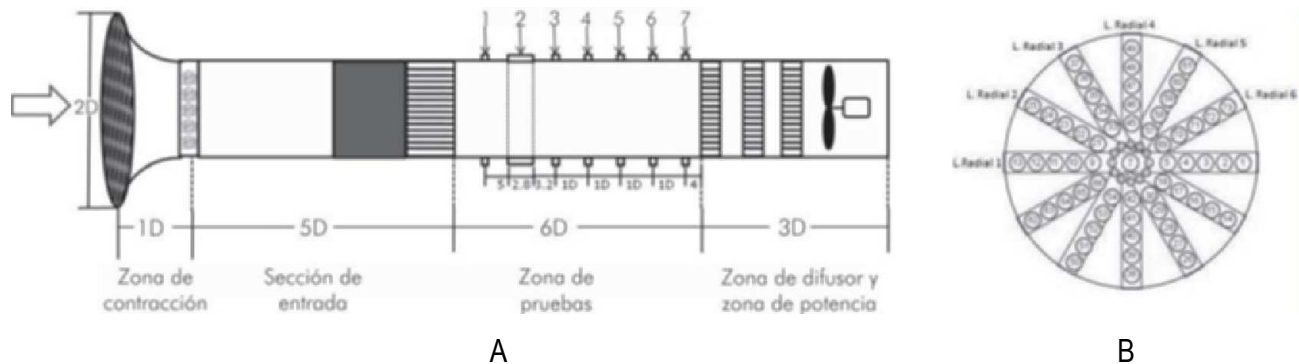


Figura 1. A. Plano esquemático del túnel de viento: zona de pruebas y planos de medición. Plano A, indicado por el número 1; planos B a F, indicados por los números 3 a 7; el lugar de ubicación del modelo valvular se indica con el número 2. La flecha indica el sentido de entrada del aire. (D equivale a 12,6 cm). B. Esquema de las posiciones de medida sobre cada plano. Las ubicaciones están agrupadas en líneas radiales cada 30°.

central es común a todas, según se muestra en la figura 1. Las líneas radiales tienen acceso a través de orificios sobre la pared del túnel de viento y se encuentran espaciadas cada 30°.

Las mediciones de velocidad se realizaron con un *Hot-wire anemometer* TSI® tipo TA430-A, el cual cuenta con una sonda telescópica de 7 mm de diámetro. La sonda se posiciona mediante soportes fijos en cada línea radial sobre los 73 puntos de medida de cada plano. La recolección de datos y los cálculos se obtuvieron mediante una aplicación desarrollada bajo la plataforma Matlab®, cuyo objetivo es recolectar y tabular los datos de las variables obtenidas, y generar las gráficas de las pruebas hechas en el túnel de viento (perfiles y planos transversales y longitudinales de velocidad).

Utilizando el concepto de similitud dinámica, se relacionaron las condiciones físicas en el marco funcional de una válvula real con respecto a las del modelo en el banco de pruebas, según la ecuación resultante del análisis dimensional (ecuación 1).

$$Re = \frac{DV\rho}{\mu} \quad (\text{Ecuación 1})$$

Se calculó el número de Reynolds, empleando valores típicos de caudales y propiedades de la sangre de un adulto sano, considerando la sangre como un fluido newtoniano e incompresible, en flujo estacionario (11-13). Para el aire se consideraron parámetros típicos de viscosidad y densidad, teniendo en cuenta las condiciones del sitio de pruebas: altura sobre el nivel del mar, temperatura y humedad relativa (Tabla 1). El caudal sanguíneo equivalente para caracterizar los flujos a través de las válvulas se estandarizó en 1,5, 6,0 y 9,3 L/min, correspondientes a velocidades de la sangre de 0,25, 1,0 y 1,6 m/s, coincidiendo con rangos de Reynolds entre 1.000 y 7.000. Mediante la aplicación del concepto de similitud

dinámica ya mencionado, se puede establecer que la velocidad del aire que asegura el correcto escalamiento de los resultados a través del modelo está en el rango entre 0,15 – 0,95 m/s.

Para los ensayos se construyeron dos modelos valvulares en una escala 1:7 (Figura 2), uno tipo St. Jude Medical SJM® de 17 mm (14) con valvas planas, como el dispositivo original, y otro modificado con las valvas convexas, con un radio de curvatura de 14,6 cm. En la figura 3 se presentan los planos de desarrollo de las válvulas elaboradas.

Resultados y discusión

Plano transversal de velocidad

La figura 4 muestra los planos transversales de velocidad (planos A a F) registrados durante las pruebas con la válvula tipo SJM® de valvas planas. En el plano B, a la salida de la válvula, para los caudales de 111, 457 y 708 L/min (correspondientes a caudales sanguíneos de 1,5, 6,0 y 9,3 L/min respectivamente), se observa la influencia de las valvas en la zona de flujo, al visualizar tres campos de flujo, uno central y dos laterales. Se observa que la mayor parte del flujo pasa por los dos orificios laterales. Además, se observaron dos regiones de velocidades bajas adyacentes al mecanismo de bisagra de la válvula. Para el flujo de 6 L/min, las mediciones muestran velocidades máximas de 1,02 y 0,93 m/s en los flujos laterales y en el flujo central, respectivamente; velocidades de 0,36 y 0,6 m/s correspondientes a los puntos mínimos de las dos deflexiones formadas por el perfil y posición de las valvas; y velocidades mínimas de 0,17 m/s cerca a los mecanismos de bisagra. Así mismo, se observaron regiones de separación de flujo alrededor de los flujos adyacentes a la pared del canal, según se muestra en la figura 5.

Tabla 1.

VALORES QUE RELACIONAN EL DISPOSITIVO VALVULAR REAL CON EL MODELO A IMPLEMENTAR EN EL TÚNEL DE VIENTO, SEGÚN PROCEDIMIENTO DE SIMILITUD DINÁMICA.

Variable	Real (Medio: sangre)	Modelo (Medio: aire)
Diámetro (D)	17,7 mm	126 mm
Velocidad (v)	0,25 m/s – 1,60 m/s	0,15 m/s – 0,95 m/s
Densidad (ρ)	1.056 kg/m ³	1,0556 kg/m ³ a 1.524 m de altura
Viscosidad (μ)	0,0042 kg/m s	1,8 x 10 ⁻⁵ kg/m s a 20 C°
Número de Reynolds (Re= D v ρ / μ)	1.000 – 7.000	1.000 – 7.000

*Se considera un rango de caudal sanguíneo promedio entre 1,5 y 9,3 L/min, y un área transversal de la válvula prototipo de 2,46 x 10⁻⁴ m², con lo cual se obtiene un rango de velocidad promedio de 0,1 – 0,6 m/s. No obstante, se tiene en cuenta que el caudal pasa por la válvula sólo en un tiempo definido por la eyección cardiaca, que para este ejercicio se considera en 0,4 s, lo que determina que el rango de velocidad está entre 0,25 y 1,60 m/s.

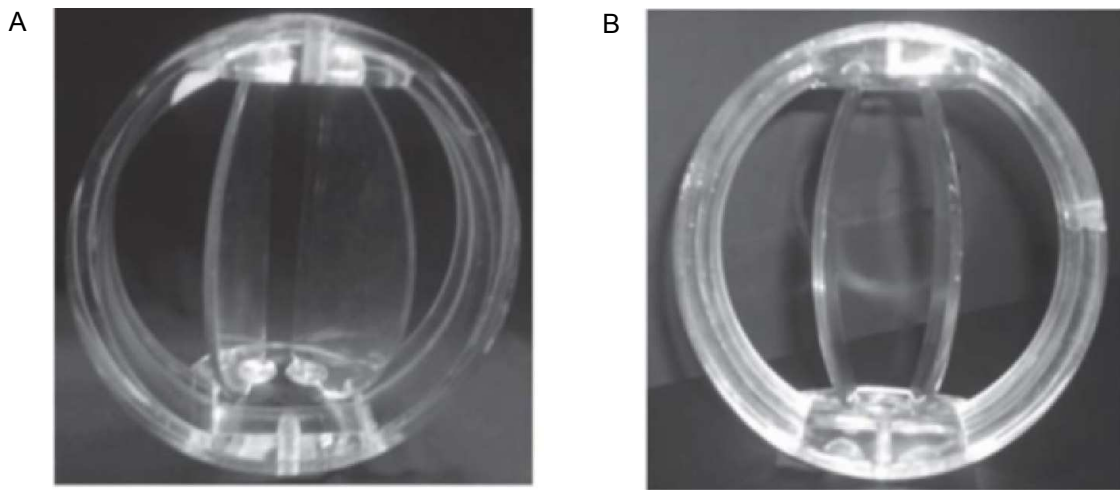


Figura 2. Modelos valvulares contruidos en acrílico, escala 1:7. A. Modelo de la válvula SJM®; B. Modelo con valvas modificadas.

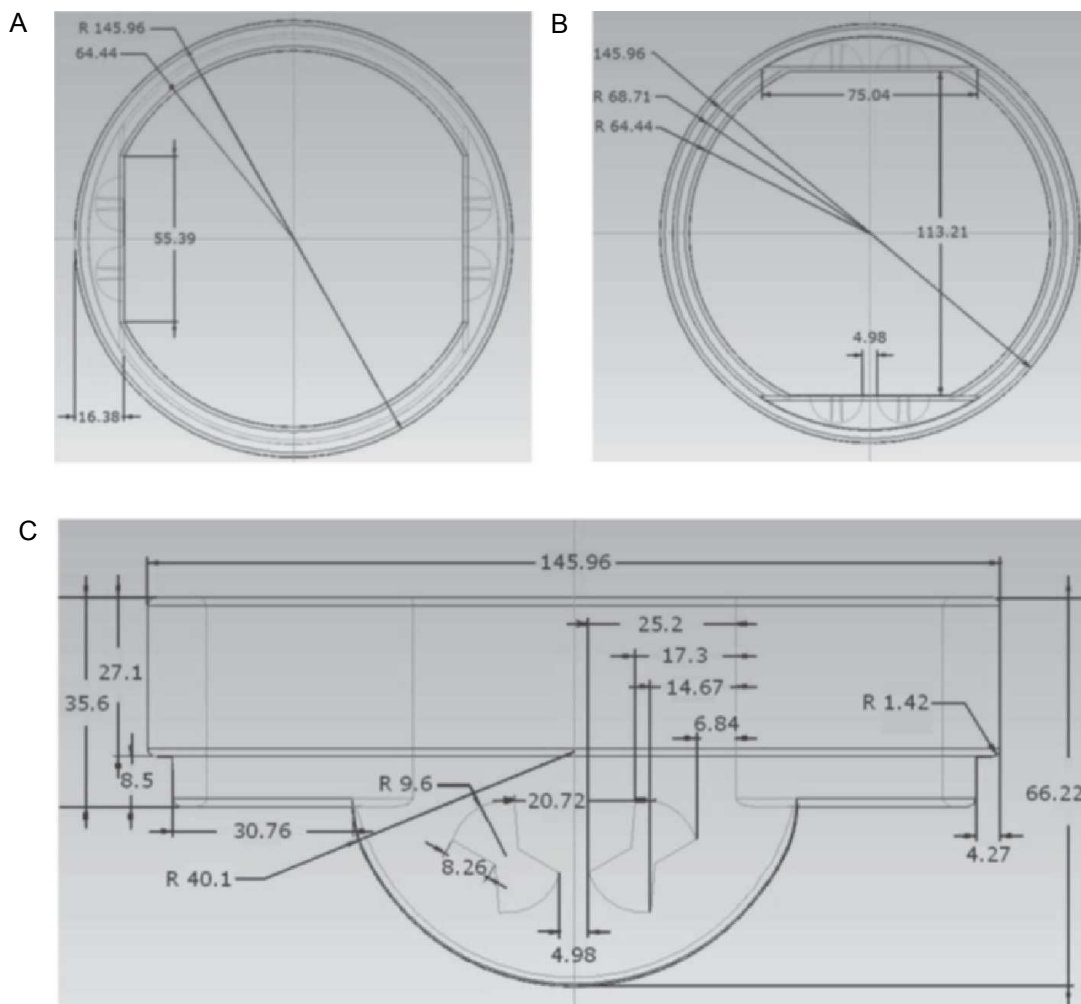


Figura 3. Planos de construcción del anillo de la válvula tipo SJM®: A. Vista superior; B. Vista inferior; C. Vista lateral: Se observan las bisagras para el desplazamiento de las valvas (cotas que en las figuras se indican en mm).

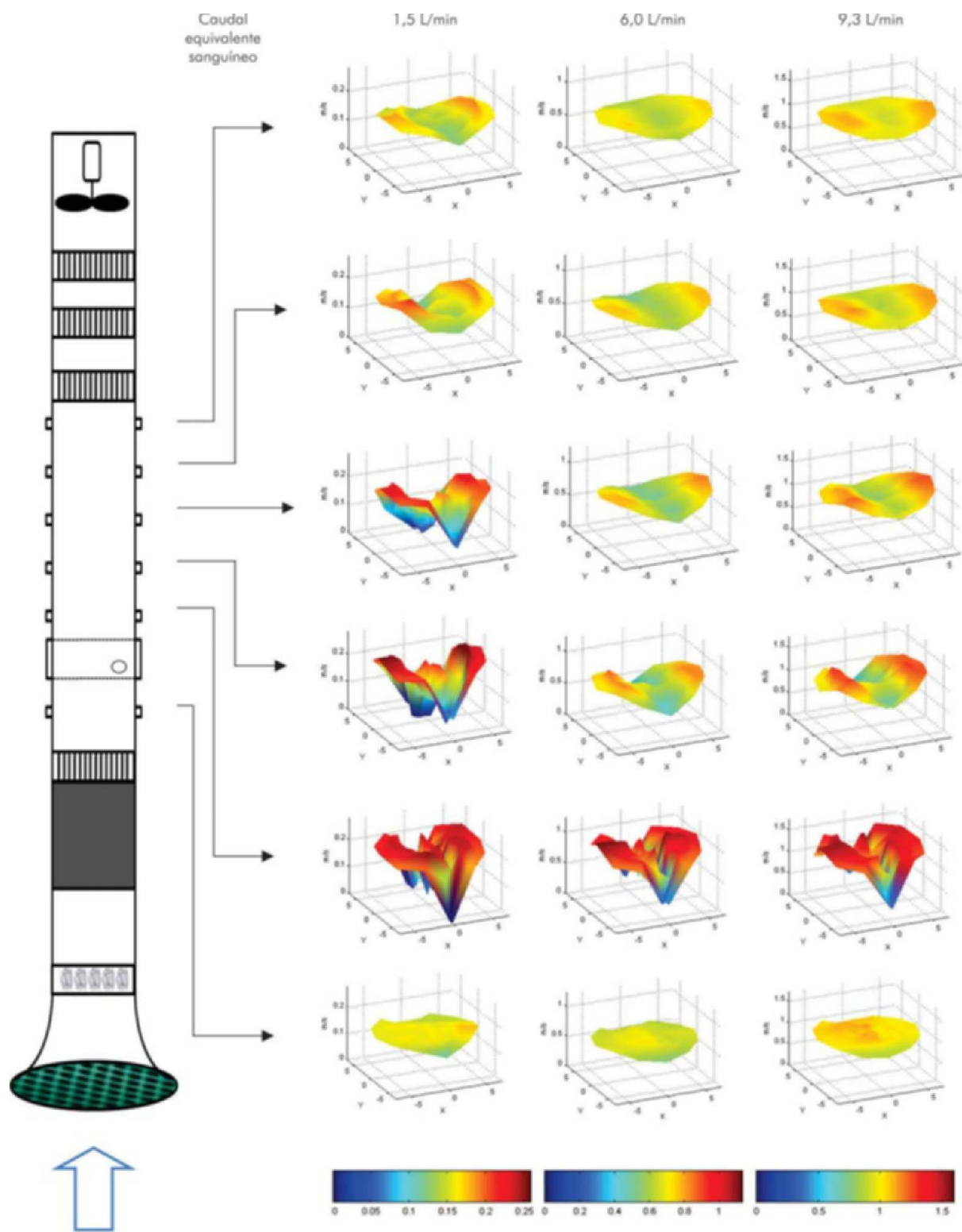


Figura 4. Perfiles de velocidad obtenidos en los planos A a F aguas abajo de la válvula tipo SJM®, con caudales equivalentes sanguíneos de 1,5, 6,0 y 9,3 L/min.

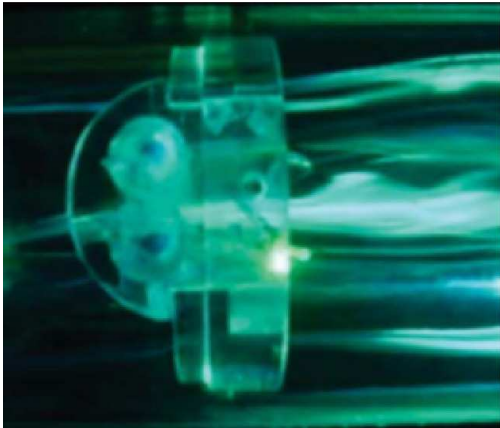


Figura 5. Imagen de visualización del flujo a través de la prótesis valvular.

En el plano C, para el caudal de 1,5 L/min, aún se observan tres flujos; el correspondiente a la zona central ha iniciado una transición para fusionarse con los flujos laterales. Además, las regiones de velocidades bajas, adyacentes al mecanismo de bisagra han aumentado la velocidad pero aún son visibles. Las mediciones muestran una velocidad máxima de 0,25 y 0,23 m/s para los flujos laterales y el flujo central, respectivamente, y velocidades de 0,15 y 0,12 m/s en las deflexiones. En los caudales de 6 y 9,3 L/min se muestra un flujo lateralizado; el flujo de la zona central se ha fusionado con las zonas laterales y aún son visibles las bajas velocidades por la influencia de las valvas. En el caudal de 6 L/min se registró una velocidad máxima de 0,81 m/s correspondiente a los dos flujos laterales, y una velocidad mínima de 0,3 m/s producida por el mecanismo de bisagra. Para el caudal de 9,2 L/min, se encontraron velocidades máximas de 1,3 m/s en los flujos laterales y una velocidad mínima de 0,3 m/s en las deflexiones producidas por la bisagra.

En los planos siguientes D, E y F, se observa la transición del flujo lateral a un flujo con un perfil casi plano. Con esta disposición del flujo a la salida de la válvula, se presenta un fenómeno de arrastre entre las líneas de corriente de los campos laterales y central. Debido a los fenómenos viscosos y turbulentos presentados, ocurre un gasto de energía cinética que se traduce en un gradiente de presión transvalvular. Este fenómeno puede evidenciarse con mayor claridad al observar la variación en las líneas de corrientes que se muestran en la figura 5.

La figura 6 muestra los planos transversales de velocidad (planos A a F) registrados con el uso de la válvula modificada SJM[®]. A diferencia de la válvula tipo SJM[®] de valvas planas, en las gráficas del plano B se observan tres campos de flujos con una velocidad muy equivalente. Esta morfología persiste aguas abajo de la válvula, incluso hasta el plano E para el caudal menor. Los valores máximos de velocidad se van reduciendo muy simétricamente en los tres campos en los planos más distales. También, se observaron dos regiones de bajas velocidades adyacentes al mecanismo de bisagra, pero de menor tamaño que las vistas en la tipo SJM[®]. Para el flujo de 6 L/min, las mediciones muestran velocidades máximas de 0,97 m/s en los tres campos de flujo, velocidades de 0,7 m/s correspondientes a los puntos mínimos de las dos deflexiones y velocidades mínimas de 0,16 m/s cerca a los mecanismos de bisagra.

En el plano C se observan tres campos de flujo en todos los caudales medidos, pero a diferencia de la válvula SJM[®] donde el flujo tiende a ser lateral, para esta modificación de la válvula, aumenta el ancho de las deflexiones, se reducen los flujos laterales y se incrementa el flujo central; además, las regiones de bajas velocidades, tienden a desaparecer. Las mediciones en 6 L/min muestran una velocidad máxima de 0,84 m/s en el flujo central, una velocidad de 0,73 m/s en las deflexiones y una velocidad mínima de 0,34 m/s.

En los planos siguientes: D, E y F, el flujo continúa desarrollándose, manteniendo el flujo central.

La disposición del flujo a la salida de la válvula, a diferencia de la prótesis tipo SJM[®], no da lugar al fenómeno de arrastre y se gasta menos energía de flujo. Esto concuerda con los estudios de la válvula tipo Sorin Biomedica[®] cuya curvatura de hecho fue diseñada con el objetivo de minimizar la caída de presión transvalvular. En el mismo sentido, el desempeño hemodinámico de la Sorin ha sido reportado previamente por Grigioni (15).

Plano longitudinal de velocidad

En la figura 7 se muestran los planos longitudinales de velocidad (línea radial 1 de todos los planos) registrados con el uso de ambos modelos valvulares, en los que se observa el comportamiento del flujo aguas abajo, al pasar por las valvas. En la figura 7A se observa un flujo predominantemente lateral y las velocidades altas se presentan en los bordes del túnel, a diferencia de la figura 7B, en la que el flujo muestra asimismo un componente central. Además, el flujo es más uniforme en el modelo de la válvula modificada.

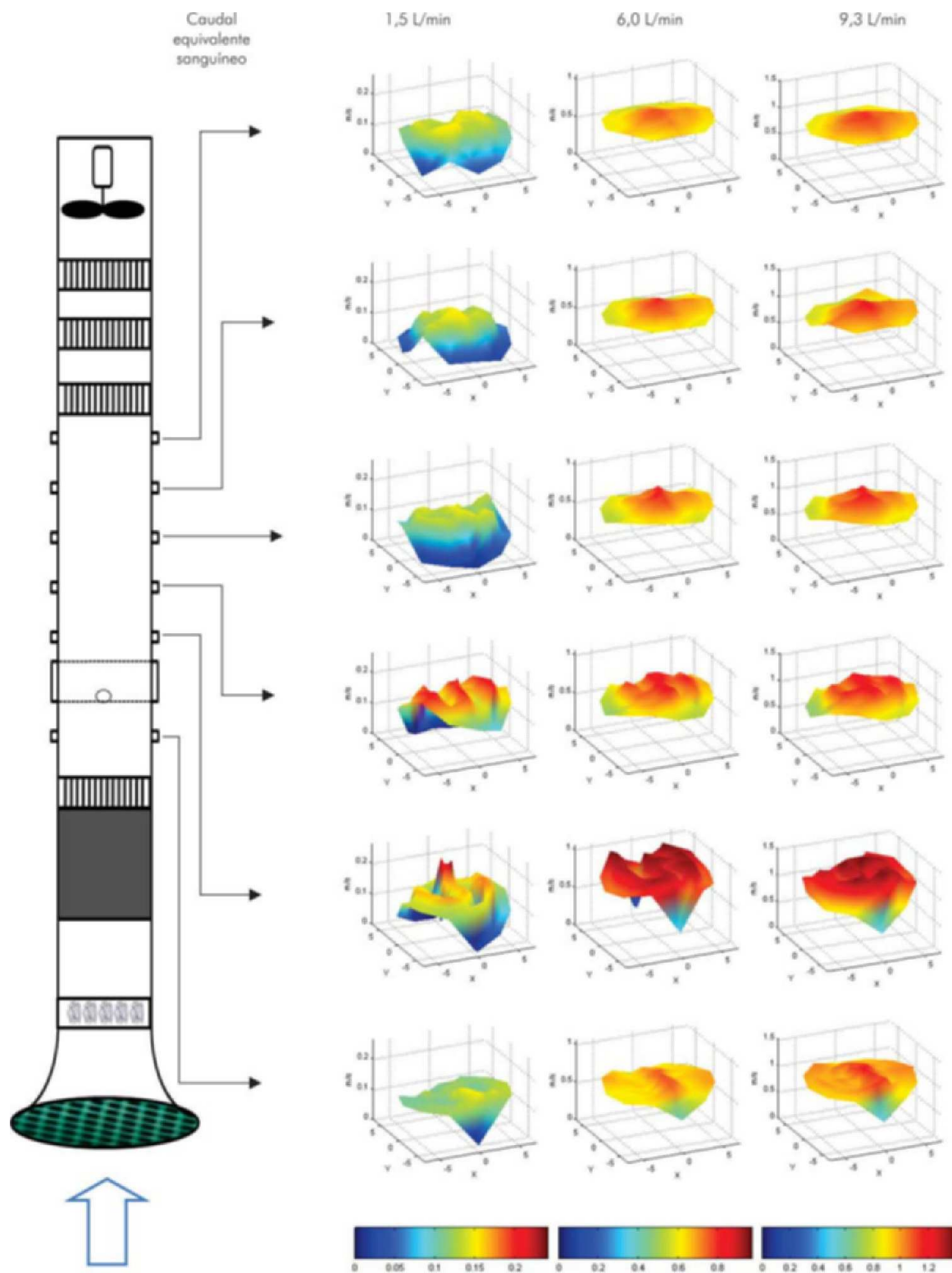


Figura 6. Perfiles de velocidad obtenidos en los planos A a F aguas abajo de la válvula modificada SJM®, con caudales equivalentes sanguíneos de 1,5, 6,0 y 9,3 L/min.

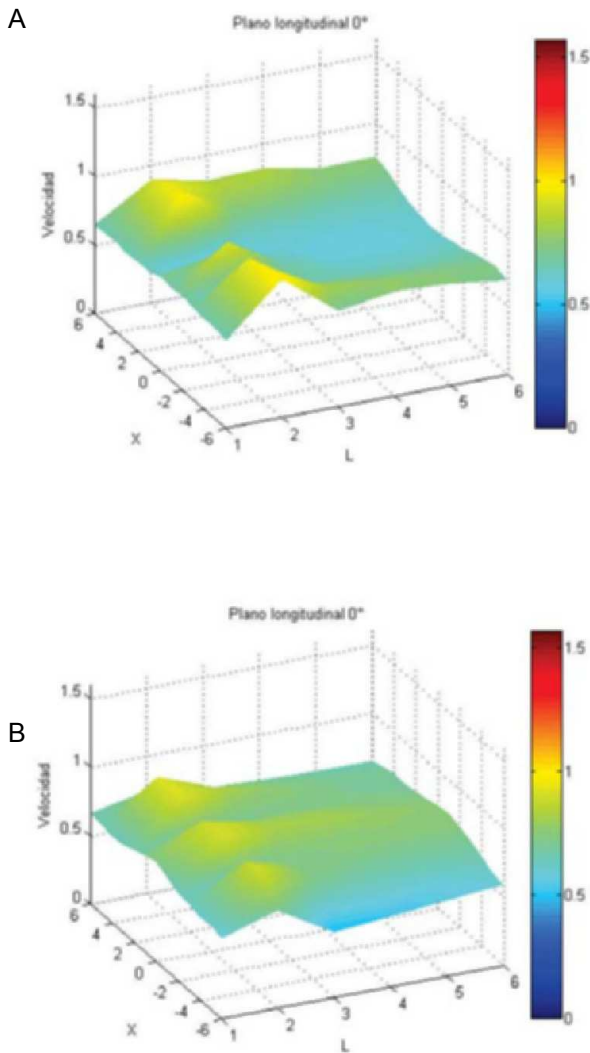


Figura 7. Planos longitudinales de velocidad. Se muestran los perfiles de velocidad aguas abajo, a lo largo de todos los planos en la línea radial 1: A. Con la válvula tipo SJM®; B. Con la válvula modificada.

Perfiles radiales de velocidad

En la figura 8 se muestran los perfiles radiales de velocidad medidos en ambos modelos valvulares para la línea radial 1. Es evidente la influencia de las valvas sobre el fluido, donde los perfiles correspondientes a la válvula tipo SJM® en el plano B permiten evidenciar una zona en la que se hay un mayor grado de alteración del flujo y en consecuencia, mayores esfuerzos cortantes, dado que los cambios de velocidad son más representativos. La figura 9 muestra los perfiles radiales de velocidad medidos en ambos modelos valvulares en la línea radial 4. La tendencia en la válvula modificada (figura 9B), es de un campo de flujo central bien desarrollado.

Comportamiento del caudal medio

En la figura 10 se comparan los dos modelos evaluados con respecto al desempeño del caudal. Se observa que la válvula modificada permite un mayor caudal en la apertura de 60°, mientras en las otras aperturas el flujo tiene un comportamiento más uniforme.

Con respecto a los valores locales del número de Reynolds, máximos y promedios, que puede experimentar la sangre al paso por la válvula, se presentaron los mayores valores en la salida de la válvula tipo SJM® de valvas planas, plano B.

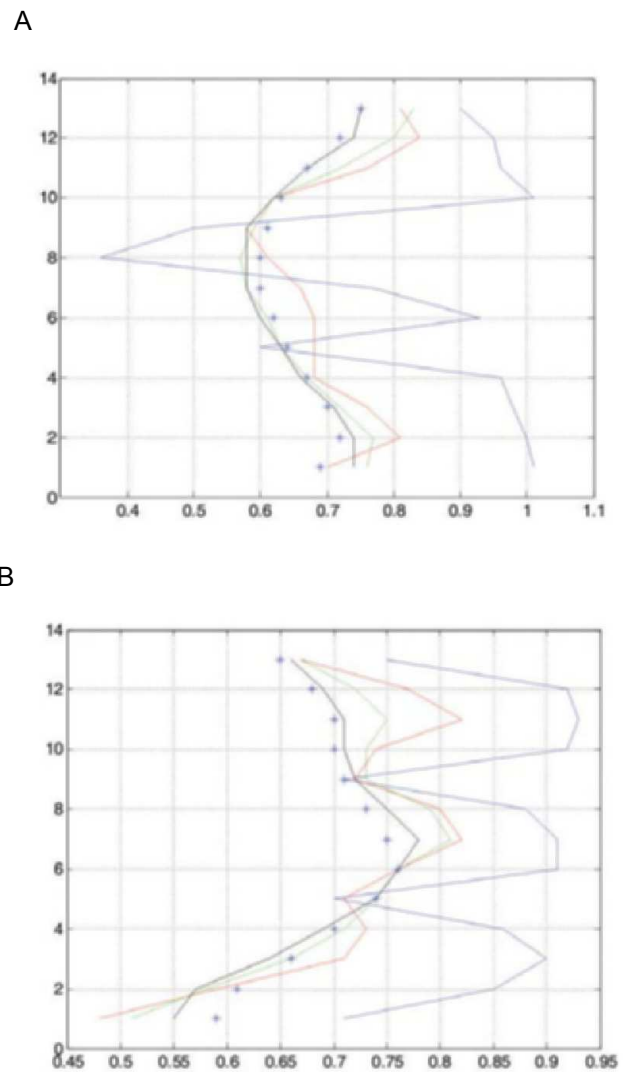


Figura 8. Perfiles de velocidad medidos sobre la línea radial 1, perpendicular a la posición de las valvas. A. Válvula tipo SJM®; B. Válvula modificada.

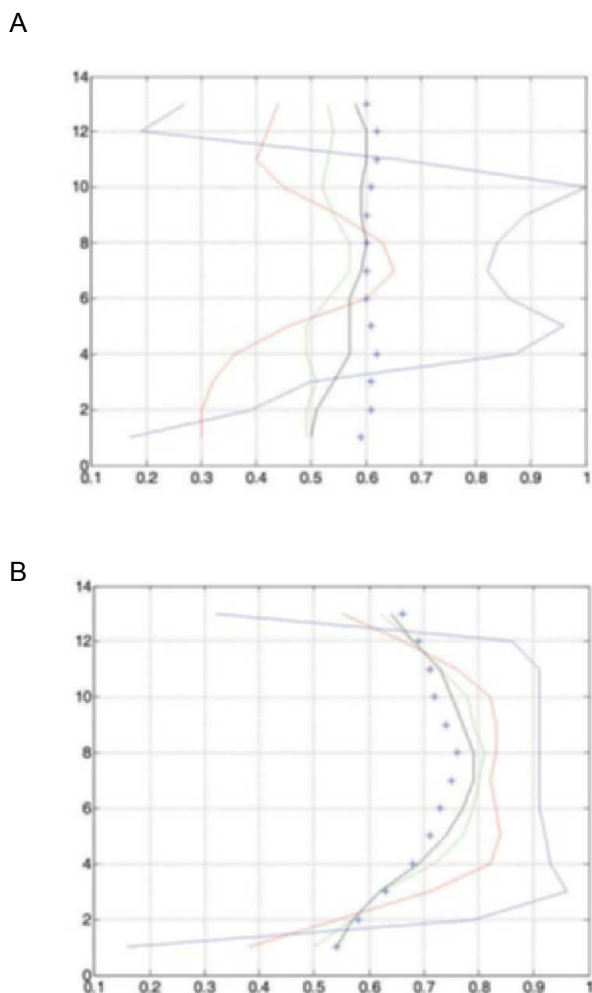


Figura 9. Perfiles de velocidad medidos sobre la línea radial 4, paralela a la posición de las valvas. A. Válvula tipo SJM®; B. Válvula modificada.

Conclusiones

El paso del fluido por la válvula de valvas convexas, produce, en la salida de la válvula, un flujo en tres campos de tamaño equivalente, que se mantiene durante varios planos aguas abajo, a diferencia de la válvula de valvas planas con un flujo central más pequeño y dos laterales predominantes. El fenómeno de arrastre de las dos corrientes de flujo externas con respecto al flujo central, genera un RNS mayor para la válvula tipo SJM® que para la variante con valvas convexas, en la que el RNS está más distribuido en todo el campo de flujo. Con ello, se presentaron mayores valores de números de Reynolds en la salida de la válvula tipo SJM® de valvas planas, lo que incrementa la caída de presión transvalvular.

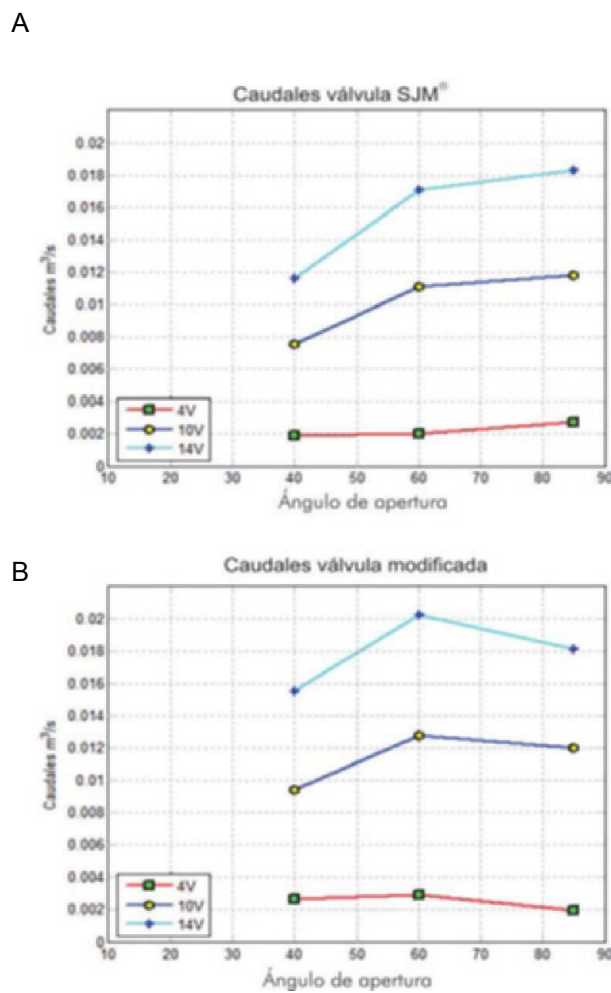


Figura 10. Comportamiento del caudal. A. Válvula tipo SJM®; B. Válvula modificada.

El novedoso método desarrollado en este trabajo aprovecha las características fluidodinámicas del aire en un túnel de viento para hacer una evaluación *in vitro* de la influencia sobre el campo de flujo y fuerzas cortantes de diferentes modelos de válvulas cardiacas mecánicas. La correlación de los resultados obtenidos en este banco de pruebas con resultados previamente reportados en la literatura, confirma la posibilidad de esta nueva técnica para detectar alteraciones hemodinámicas generadas por las HVP mecánicas.

El aprovechamiento de este acopio de resultados y la implementación de las propuestas que surgen de este trabajo en la configuración de un naciente banco de pruebas para válvulas mecánicas, permitirá obtener datos nuevos que puedan servir como elemento de base

en el diseño valvular, con el que se busca proporcionar menor trastorno fluidodinámico de los nuevos modelos, entre estos el estrés cortante turbulento, y de este modo obtener menor incidencia de hemólisis y gasto energético relacionados con la dinámica de la válvula. Así, la nueva técnica representa un método costo-efectivo para optimizar el diseño y desarrollo de nuevas válvulas protésicas.

Bibliografía

1. Franco S. Enfermedad valvular cardiaca. Vol. 1. Bogotá: Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular; Ed. Colina; 2004. p. 227.
2. Bustamante J, Villegas A. Prótesis valvulares mecánicas. Rev Col Cardiol 1999; 7 (4): 202-213.
3. Yoganathan A, Lemmon J, Ellis J. Heart valve dynamics. In: Biomechanics: Principles and applications, D. Peterson and J. Bronzino, Editors. New York: CRC Press; 2007. p. 352.
4. Manning KB, Herbertson LH, Fontaine A, Deutsch S. A detailed fluid mechanics study of tilting disk mechanical heart valve closure and the implications to blood damage. J Biomech Eng 2008; 130 (4): 041001.
5. Hasenkam J. et al. In vitro stress measurements in the vicinity of six mechanical aortic valves using hot-film anemometry in steady flow. J Biomech Eng 1988; 21 (3): 235-47.
6. Santamaría J, Bustamante J, Infante O. Diseño y construcción de un simulador cardiovascular para la evaluación hidrodinámica de prótesis valvulares cardíacas. Rev Méx Ing Biomed 1995; 16 (2): 35-46.
7. Bustamante J, Herrera E, Henao F, Pardo H, Madrid L. Desarrollo de un nuevo equipo para la evaluación hidrodinámica de bioprótesis valvulares cardíacas - Simulador Cardiovascular T/II. Rev Col Cardiol 2001; 8 (9): 425-32.
8. Bustamante J, Suárez G, Landaeta R. Nuevos recursos para la investigación en el área de la cardiología: técnicas numérico-matemáticas aplicadas al diseño y desarrollo de dispositivos de uso cardiovascular. Rev Fed Arg Cardiol 2005; 34 (3): 350-7.
9. Yoganathan A, Sotiropoulos F. Using CFD to examine the hemodynamics of artificial heart valves. Business Briefing: US Cardiology; 2004. p. 01-05.
10. Bustamante J, Posada A, Escobar N, Crispin A, Restrepo M, Giraldo A. Caracterización de la funcionalidad de válvulas cardíacas mecánicas por medio de un túnel de viento. Rev Scientia et Technica 2008; 14 (39): 453-8.
11. Lim W, et al. Steady flow dynamics of prosthetic aortic heart valves: a comparative evaluation with PIV techniques. J Biomechanics 1998; 31 (5): 411-21.
12. Bustamante J, Valbuena J. Biomecánica cardiovascular. Medellín: Editorial Universidad Pontificia Bolivariana; 1999. p. 374.
13. Bustamante J, Valbuena J. Sistema cardiocirculatorio: fluidodinámica aplicada. Medellín: Editorial Universidad Pontificia Bolivariana; 2010. p. 193.
14. Medical SJ. Bileaflet mechanical heart valve. 2010 [cited August 13, 2010]; Disponible en: <http://www.sjmprofessional.com/Products/US/Heart-Valve-Replacement/St-Jude-Medical-Regent.aspx>.
15. Grigioni M, et al. The influence of the leaflet's curvature on the flow field in two bileaflet prosthetic heart valves. J Biomechanics 2001; 34 (5): 613-21.