

CARACTERIZACIÓN DE LA FUNCIONALIDAD DE VÁLVULAS CARDIACAS MECÁNICAS POR MEDIO DE UN TÚNEL DE VIENTO

Characterization OF functionality heart valve mechanisms through a wind tunnel

RESUMEN

Las válvulas cardiacas mecánicas deben tener un funcionamiento hidrodinámico adecuado para que el flujo sanguíneo transcurra sin traumatismo y no se generen complicaciones secundarias en el paciente. Actualmente la evaluación de estos dispositivos se realiza tanto por medio de pruebas *in vitro* como por métodos numéricos, donde se busca obtener una adecuada caracterización del paso del fluido a través de la válvula. En este trabajo se propone un nuevo método de evaluación de válvulas cardiacas mecánicas que muestre mayor sensibilidad a los cambios geométricos de la válvula, diferencias de presión y turbulencias en el flujo, y que además permita una fácil visualización; todo esto a través de la utilización de un túnel de viento subsónico, el cual ha sido debidamente instrumentado y adecuado para medir variables como presión y velocidad. Utilizando los conceptos de similitud dinámica se pretende relacionar las condiciones del túnel de viento con los parámetros de flujo máximo desarrollado durante la sístole a través de una válvula cardiaca, y a partir de esto encontrar los perfiles de velocidad y presión.

PALABRAS CLAVES: Similitud dinámica, Túnel de viento, Válvula cardiaca mecánica.

ABSTRACT

Mechanical heart valves must have an excellent hydrodynamic performance for blood flow to pass without any traumatism that may lead to future complications for the patient. The evaluation of these devices is done by either numerical or in vitro methods, where a good blood flow characterization is aimed. In this paper a new evaluation method for mechanical heart valves is proposed that would be more sensible to geometrical changes in the valve, pressure drops and flow changes, and that also would allow an easier visualization. The proposed method will be carried out by using a subsonic wind tunnel, which has been instrumented and adapted in order to get values for pressure and velocity. Using dynamic similitude concepts it is aimed that the wind tunnel conditions correlate to parameters of full developed flow at maximum speed during systole through the heart valve, and from this, obtaining velocity and pressure profiles.

KEYWORDS: *Dynamic similitude, Wind tunnel, Mechanical heart valve.*

JOHN BUSTAMANTE OSORNO

Médico y Cirujano, Ph.D.

Cardiología.

Dirección Grupo de Investigación Dinámica Cardiovascular
Universidad Pontificia Bolivariana,
Medellín

john.bustamante@upb.edu.co

ALEJANDRO POSADA

MONTOYA

Ingeniero Mecánico, Ph.D. Ing. Aeroespacial.

Dirección Grupo de Investigación en Ingeniería Aeroespacial
Universidad Pontificia Bolivariana,
Medellín

jposadam@gmail.com

NELSON ESCOBAR MORA

Ingeniero Mecánico, M.Sc. Ing. Mecánica.

Docente Facultad Ingeniería Mecánica

Universidad Pontificia Bolivariana,
Medellín

nelson.escobar@upb.edu.co

ANA IRENE CRISPIN CORZO

Ingeniera Electrónica

Joven Investigadora

Universidad Pontificia Bolivariana,
Medellín

ana.crispin@upb.edu.co

MARIA RESTREPO PELÁEZ

Cand. Ingeniería Biomédica

Investigadora Asistente

Escuela de Ingenierías de Antioquia

bmmares@eia.edu.co

ADELAIDA GIRALDO

ALVAREZ

Est. Ingeniería Biomédica

Investigadora Asistente

Escuela de Ingenierías de Antioquia

bmmagir@eia.edu.co

1. INTRODUCCIÓN

La enfermedad valvular ocupa el segundo lugar de frecuencia entre las patologías cardiovasculares luego de

la enfermedad coronaria [1]. En casos avanzados de disfunción valvular cuando esta no se puede reparar quirúrgicamente, se reemplaza con prótesis cuyo comportamiento hidromecánico es fundamental ya que

Fecha de Recepción: 5 de Junio de 2008

Fecha de Aceptación: 9 de Septiembre de 2008.

pueden ser causantes en mayor o menor grado de hemólisis, trombogénesis y agregación plaquetaria, así como de la presencia de reflujo y gasto energético al aumentar factores resistivos. Actualmente, las prótesis valvulares son evaluadas con diferentes técnicas como pruebas *in vitro* [2-6] y métodos computacionales [7]. En estos estudios, se refleja la necesidad de métodos de mayor sensibilidad para evaluar la funcionalidad de dichas prótesis en condiciones que emulen situaciones hemodinámicas específicas, proyectándose a métodos alternativos de diagnóstico que ayuden a un mejor entendimiento de la funcionalidad de estos dispositivos.

En un túnel de viento se pueden llevar a cabo diferentes pruebas y ensayos de tipo experimental en el área de la dinámica de fluidos. Se propone desarrollar un método de caracterización de campos de velocidades y presiones de flujo a través de válvulas protésicas utilizando este método. Con tal propósito se elige el aire, un fluido diferente al empleado comúnmente en las pruebas *in vitro*, dadas sus características de baja densidad y viscosidad lo que podría ofrecer mayor sensibilidad a pequeños cambios de geometría y variaciones en el diseño valvular. Esto permitiría una visualización más precisa de los fenómenos que puedan ocurrir al paso del flujo, como lo son turbulencia, vórtices y puntos de estancamiento. Se utiliza instrumentación que permite tomar datos de presión y velocidad en posiciones específicas. Como soporte también se emplean herramientas de visualización como un generador de humo y una cámara de alta velocidad.

2. MATERIALES Y METODOS

2.1 Similitud dinámica

Los estudios de fluidodinámica no siempre se pueden realizar en las condiciones reales, debido a la dificultad para observar algunos fenómenos, altos costos en los montajes, riesgos biológicos y complejidad en el uso de los fluidos naturales, entre otras. Por lo tanto se buscan métodos alternativos de análisis que permitan simular el entorno, utilizando fluidos similares y modelos a escala, en los que el prototipo (sistema real), el modelo y los respectivos flujos considerados, están relacionados entre sí por tres tipos de semejanza: geométrica, cinemática y dinámica, siendo esta última la más importante [8].

La semejanza geométrica obtenida utilizando el teorema [1] de Buckingham, se refiere a un factor de escala de longitudes que se tiene en cuenta para que se logre cumplir la semejanza dinámica, dependiendo de la expresión que finalmente relaciona las variables. Para que haya una semejanza dinámica (Ecuación 1), los campos de las distintas fuerzas que puedan intervenir en el flujo, tales como inerciales, rozamiento por viscosidad, gravitatorias, de presión y de tensión superficial, se deben

relacionar con un factor de escala de fuerzas, que debe ser constante entre modelo y prototipo.

Este factor de escala de fuerzas es el que va a permitir establecer las condiciones del flujo en el ensayo del modelo a partir de las condiciones del flujo en el prototipo, y obtener fuerzas equivalentes del modelo a partir de sus correspondientes valores experimentales en el prototipo.

$$N_F = \frac{(F_i)_{\text{modelo}}}{(F_i)_{\text{prototipo}}} = \frac{(F_\mu)_{\text{modelo}}}{(F_\mu)_{\text{prototipo}}} = \frac{(F_g)_{\text{modelo}}}{(F_g)_{\text{prototipo}}}$$

$$N_F = \frac{(F_p)_{\text{modelo}}}{(F_p)_{\text{prototipo}}} = \frac{(F_\sigma)_{\text{modelo}}}{(F_\sigma)_{\text{prototipo}}} \quad (1)$$

Relación de fuerzas inerciales (F_i), Fuerzas viscosas (F_μ), Fuerzas gravitatorias (F_g), Fuerzas de presión (F_p) y Fuerzas superficiales (F_σ) para hallar la semejanza dinámica entre modelo y prototipo.

Para el análisis de similitud dinámica 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 [9]. Para el aire se consideró parámetros típicos de viscosidad y densidad, teniendo en cuenta las condiciones del sitio de pruebas [10,11]. Finalmente se determinó que la velocidad del fluido modelo es igual a 0.6m/s (Tabla 1).

TABLA I. Valores de parámetros y variables de relación del prototipo valvular con el modelo implementado durante las pruebas.

| VARIABLE | PROTOTIPO (Sangre) | MODELO (Aire) |
|--|-----------------------|--|
| Diámetro (D) | 0.0177m | 0.126m |
| Velocidad (v) | 1m/s * | 0.6m/s |
| Densidad (ρ) | 1056Kg/m ³ | 1.0556 Kg/m ³ a 1524 m de altura |
| Viscosidad (μ) | 0.0042Kg/m s | 1.8 x 10 ⁻⁵ Kg / m s a 20°C |
| Número de Reynolds (Re= (D v ρ) / μ) | 4450.28 | 4450.28 |

*Para determinar la velocidad sanguínea, se considera un caudal sanguíneo promedio de un adulto sano (6000ml/min), y el área transversal de la válvula prototipo (2.46 x 10⁻⁴ m²), con lo cual se obtendría una velocidad promedio v=0.4m/s; sin embargo, se tiene en cuenta que el caudal pasa por la válvula solamente en un tiempo definido por la sístole cardíaca que es aproximadamente de 0.4s, de lo que se concluye una velocidad promedio de 1m/s.

2.2 Método de evaluación

El método propuesto es novedoso ya que se plantea trabajar con un fluido diferente a los utilizados convencionalmente (sangre o glicerina y agua) [12]. Teniendo en cuenta el análisis que se pretende realizar en la válvula cardíaca mecánica, los parámetros más importantes en la caracterización son: ángulo de apertura valvular, forma de las valvas, líneas de flujo a través de la válvula, área efectiva del orificio valvular y los esfuerzos ejercidos por el fluido sobre el implante valvular [13].

Teniendo en cuenta lo anterior, se realizaron pruebas preliminares que permitieron identificar procedimientos, características y datos promedio de las variables a analizar, para determinar el diseño y la instrumentación del túnel de viento [14]. Además, se determinaron valores de voltajes y velocidades típicos para cumplir los criterios de similitud dinámica y se tomaron valores para hallar los perfiles de velocidad y presión del fluido en los diferentes planos del túnel de viento.

2.3 Diseño del túnel de viento

Se diseñó un túnel de viento subsónico (Figura 1) con velocidades hasta 5m/s, sección transversal circular, de una longitud de 2m que permite obtener un flujo completamente desarrollado, con un diámetro interno de 14.6cm y un diámetro externo de 16.6cm, que permite la inserción del prototipo valvular, simulando así la salida de la aorta. Se utilizó un motor de 12V DC configurado en succión, para el cual se varía el voltaje por medio de una fuente variable para obtener diferentes velocidades del flujo.

Se construyó una sección de entrada de aire, siguiendo las especificaciones de la norma ANSI/AMCA 210-99, ANSI/ASHRAE 51-1999 de manera que se minimicen las pérdidas debidas a la fricción y a la generación de vortices en la entrada del aire. El diámetro de entrada es de 36cm y su longitud de 15.4cm.

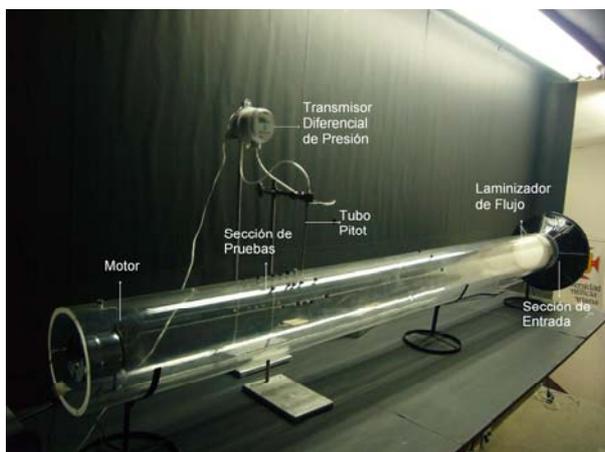


Figura 1. Túnel de viento implementado para las pruebas, donde se aprecia: sección de entrada, sección de pruebas para las válvulas, laminarizador de flujo, motor de succión, e

instrumentación para el registro de las variables velocidad y presión.

El túnel de viento posee un elemento laminarizador que garantiza el flujo uniforme del aire y permite disminuir los componentes laterales de la velocidad media y minimizar turbulencias. Este laminarizador fue diseñado bajo la norma ANSI/AMCA 210-99, ANSI/ASHRAE 51-1999, utilizando tubos plásticos con una longitud de 6.57cm. y un diámetro de 0.5cm.

2.4 Modelo

Se realizó un modelo valvular con una escala 1:7, de la válvula St. Jude Medical SJM® Regent (Bivalva), mostrada en la figura 2, que según la literatura presenta buenas características hemodinámicas y tiene buen desempeño funcional [15].

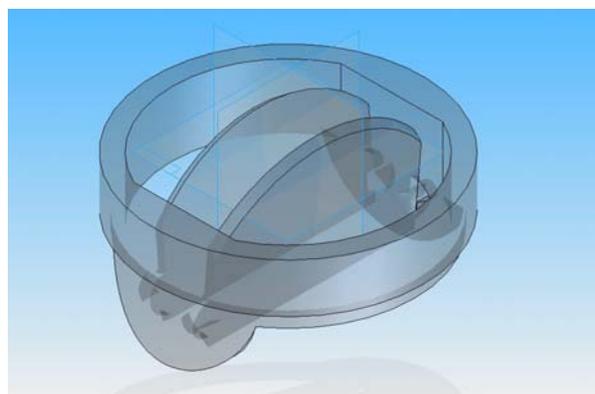


Figura 2. Esquema de diseño de una válvula St. Jude Medical SJM® Regent.

2.5 Instrumentación

Se seleccionó un Transmisor de Presión Diferencial Digital, marca Dwyer®, mostrado en la figura 1, el cual cuenta con un rango de medición intercambiable entre $\pm 25\text{Pa}$, $\pm 50\text{Pa}$, $\pm 100\text{Pa}$ y un tubo Pitot de un diámetro 1/8" y una longitud de máxima de inserción 6".

Se utiliza como marcador del flujo un generador de humo que permite la visualización a través de la válvula para capturar imágenes utilizando una cámara Sony Color CCD con una Resolución de 30 cuadros por segundo. Además se utilizó un sistema de luz láser de Helio-Neón de 1mW y 632nm de longitud de onda, serie 1500, fabricado por JDSU® y un sistema de lentes que permite que el láser forme un abanico de luz dentro del túnel y de esta manera se permita un mejor contraste para la captura de las imágenes.

2.6 Protocolos de medición

Para realizar los experimentos en el túnel de viento, se desarrolló un protocolo de pruebas con el fin de estandarizarlas y lograr garantizar que sean reproducibles. El procedimiento incluye considerar los

siguientes parámetros: fecha, hora, porcentaje de humedad, temperatura y el instrumento utilizado durante las pruebas tanto de calibración del túnel como de toma de datos. De esta forma se puede analizar el impacto que algunos de estos parámetros pueden tener sobre el fluido utilizado.

2.7 Planos para las mediciones

Para la toma de datos se consideraron planos de referencia en los cuales se realizan las mediciones; se tienen en cuenta cinco planos, mostrados en la figura 3. El primero, plano A, ubicado a 1m de la entrada del túnel, donde se evalúa el desarrollo del flujo; el segundo, plano B, situado en la entrada del prototipo, denotado como aguas arriba; el tercero, plano C, se ubicó en el plano central de la válvula; el cuarto, plano D, situado en la salida de ésta; y finalmente el plano E ubicado a 4cm de la salida de la válvula, denotado como aguas abajo, para conocer el comportamiento del fluido cuando ya ha pasado por la válvula. El objetivo con los planos B al E es determinar los cambios de presiones y velocidades que se presentan a través de la válvula.

Para cada plano se tomaron 15 datos medidos sobre el diámetro del túnel de viento que está alineado con el eje de cierre de la válvula.

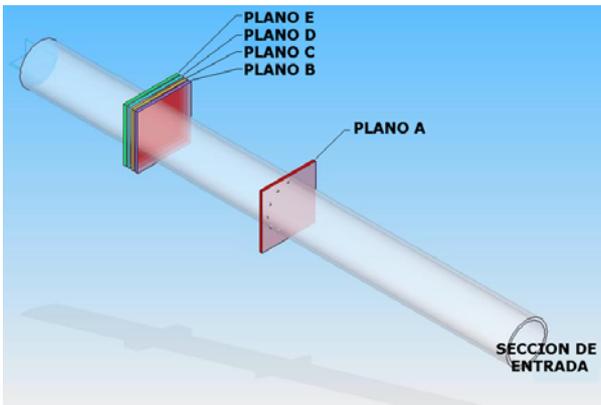


Figura 3. Secciones instrumentadas en el túnel de viento, correspondientes a planos de interés, donde en la sección de los planos B, C, D, E se ubica el prototipo valvular en estudio.

2.8 Calibración

Para la determinación de los perfiles de velocidad, fue necesaria la puesta en marcha y calibración del túnel de viento y la instrumentación sin colocar la válvula en el área de pruebas. También se identificó el valor del voltaje al que se debe trabajar el motor del túnel de viento para cumplir con las especificaciones de similitud dinámica. Este procedimiento consiste en hallar la velocidad media en el túnel de viento (Ecuación 2), mediante la aplicación de la fórmula de caudal para datos obtenidos en varios valores de voltaje de alimentación del motor.

$$\bar{V} = \frac{Q}{\pi R^2} \quad (2)$$

Según resultados expresados en la figura 4, se pudo definir el voltaje de alimentación del motor en 3.5V para que genere una velocidad del fluido de 0.6m/s.

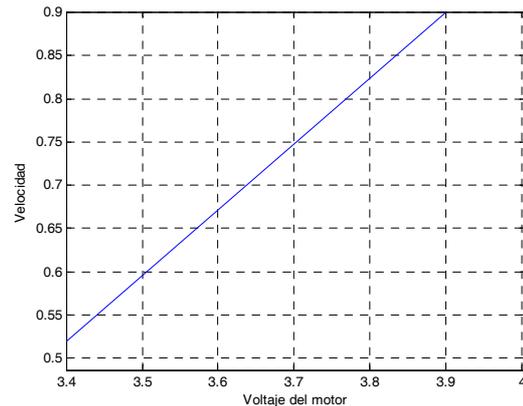


Figura 4. Relación entre el voltaje suministrado al motor de succión y la velocidad obtenida en el fluido (Voltaje en Vol y Velocidad en m/s).

3. RESULTADOS

3.1 Perfiles de velocidad

El perfil de velocidad obtenido para el túnel de viento, medido en la entrada de la sección de pruebas sin válvula (Plano B), es el mostrado en la figura 5. Esta imagen permite determinar que el flujo se encuentra desarrollado y con una configuración aproximadamente simétrica a la línea central del túnel. Esto constata que el flujo en el túnel de viento se estabiliza cuando tiene una distancia de 10 veces el diámetro [16], permitiendo tener mediciones confiables, ya que se cuenta con un flujo estabilizado para comprender mejor los fenómenos que tienen lugar en el paso del fluido a través de la válvula.

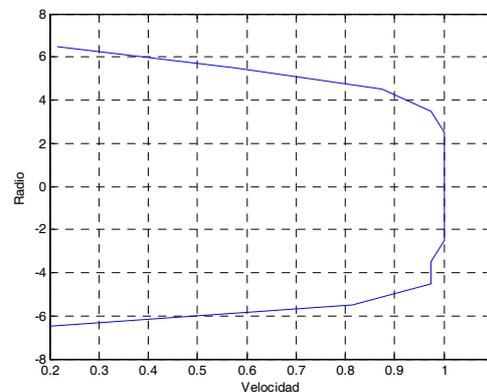


Figura 5. Perfil de velocidad en la entrada de la sección de pruebas, ubicado en el plano B (Velocidad en m/s y Radio en cm).

Se ubica la válvula a 1.50m de la sección de entrada del túnel, y se obtienen valores para el perfil de velocidad en el plano C de la válvula (figura 6). Este perfil permite observar el aumento en la velocidad del flujo debido a la disminución en el área de acuerdo con la ecuación de continuidad o conservación de masa para un fluido incompresible (Ecuación 3).

$$Q_{in} = Q_{out} \tag{3}$$

$$A_{in} \cdot V_{in} = A_{out} \cdot V_{out}$$

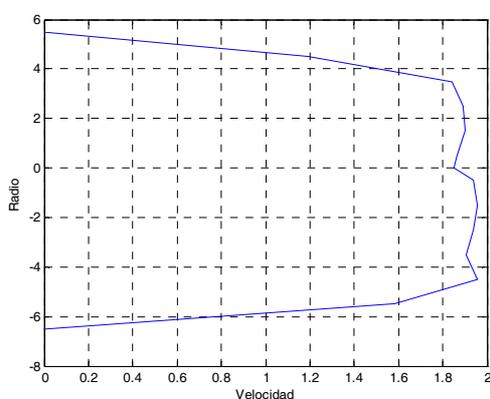


Figura 6. Perfil de velocidad en la entrada de la válvula, ubicado en el plano C (Velocidad en m/s y Radio en cm).

Otro perfil de velocidad considerado es el correspondiente al plano D medido a la salida de la válvula (figura 7), en el cual se puede identificar el déficit de momentum de las partículas de fluido cuando salen de la válvula.

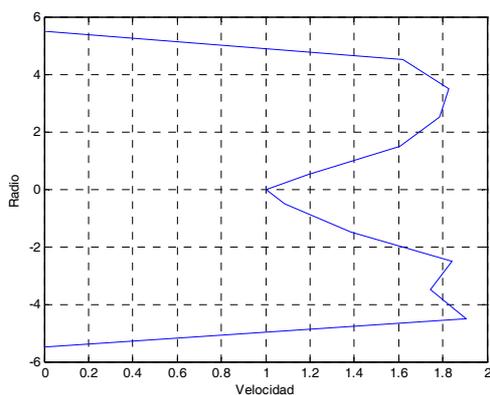


Figura 7. Perfil de velocidad en la salida de la válvula, ubicado en el plano D (Velocidad en m/s y Radio en cm).

3.2 Visualización de los perfiles de velocidad

En la figura 8 se observa un perfil de velocidad capturado por la cámara, en el plano B. Esta gráfica se puede

apreciar el comportamiento obtenido con los datos numéricos de la figura 5, donde la velocidad central es mayor en el eje del túnel y se hace cero al acercarse a las paredes.

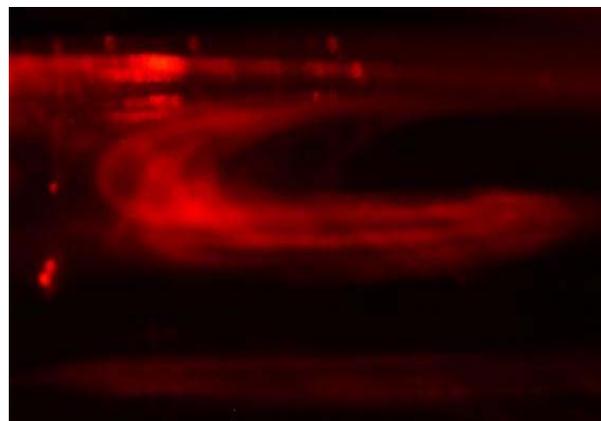


Figura 8. Visualización realizada en el túnel de viento, utilizando un rayo de luz láser Helio-Neón y humo como marcador (La cámara está oblicua al plano de visualización).

4. CONCLUSIONES

Se propone un método de evaluación de válvulas cardíacas utilizando un túnel de viento, para la medición *in vitro* de algunos parámetros de flujo de una manera innovadora y además sencilla y de bajo costo comparada con otros métodos como lo son el PIV (Particle Image Velocimetry).

De otro lado, se pueden observar perfiles de velocidad acordes con la teoría relacionada al flujo interno de fluidos en tuberías, donde se presentan perfiles parabólicos. También, se pueden apreciar fenómenos de caída de momentum cuando el aire atraviesa la válvula modelo.

Como trabajo futuro, este método se podría utilizar para la evaluación de otros prototipos valvulares, pudiendo así relacionar las condiciones de flujo para válvulas de diferentes diseños (monodisco, bivalva, etc.). Además, el método propuesto también podría ser aplicable a la evaluación de diversos dispositivos cardíacos y endovasculares como los stents, los cuales se evaluarían en el mismo modelo de túnel de viento simulando un vaso sanguíneo, y de esta manera analizar la influencia que estos tienen sobre el flujo sanguíneo. Finalmente, también se podrían modelar patologías tales como las placas de ateromas, estenosis, aneurismas, entre otros, y sus respectivos efectos sobre el flujo.

AGRADECIMIENTOS:

Al ingeniero MSc Juan Vélez Castaño por su colaboración en las pruebas de similitud dinámica tenidas en cuenta en el presente estudio.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] S. Franco, Enfermedad Valvular Cardíaca, Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular, primera edición, pp. 9-10, 2004.
- [2] O. Fiol, A. Ortiz, J. Romero, S. Morales, "Sistema para adquisición de datos y control por computadora de un banco de ensayos para válvulas cardíacas artificiales," in Proc. 2004 VII Congreso Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas "CIMENICS 2004".
- [3] J. Bustamante, E. Herrera, F. Henao, H. Pardo, L. Madrid, "Desarrollo de un nuevo equipo para la evaluación hidrodinámica de bioprótesis valvulares cardíacas - Simulador Cardiovascular T/II," Revista Colombiana de cardiología, Vol. 8(9), pp. 425-432, 2001.
- [4] J. Bustamante, "Evaluación dinámica de bioprótesis valvulares cardíacas," Gaceta Cardiovascular, n. 2:10, 1999.
- [5] J. Bustamante, J. Santamaría, A. Juárez, "Diseño y evaluación de bioprótesis valvulares cardíacas," Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, n. 18(1), pp. 33-39, 1997.
- [6] J. Bustamante, J. Santamaría, O. Infante, P. Flores, A. Juárez, "Evaluación dinámica y cinemática del funcionamiento de bioprótesis en posición aórtica: Probador de válvulas cardíacas," Archivo Instituto Cardiología de México, n. 66(3), pp. 229-243, 1996.
- [7] J. Bustamante, G. Suárez, R. Landaeta. "Nuevos recursos para la investigación en el área de la cardiología: técnicas numérico-matemáticas aplicadas al diseño y desarrollo de dispositivos de uso cardiovascular," Revista Federación Argentina de Cardiología, Vol 34(3), pp. 350-357, Julio-Septiembre 2005.
- [8] F. White, *Mecánica de Fluidos*, Editorial México: McGraw-Hill, 1985. pp. 281-330.
- [9] J. Bustamante, J. Valvuela, Biomecánica Cardiovascular, primera edición, Ed. Medellín: Universidad Pontificia Bolivariana, 1999, pp. 99-101.
- [10] Instituto Nacional de Tecnología Industrial, Argentina. Valores de la Densidad del Aire Ambiente para Alturas Varias, <http://www.inti.gov.ar/cirsoc/pdf/102/comentarios/tablasC102-05.pdf>, Agosto 2007
- [11] Danish Wind Industry Association, <http://www.windpower.org/es/stat/unitsw.htm>, Agosto 2007.
- [12] Centro de Bioingeniería, Facultad de Ingeniería Universidad Central de Venezuela. <http://www.ucv.ve/cebio/hydra.htm>, Agosto 17 de 2007
- [13] S. Franco, A. Jiménez, "Factores físicos y Hemodinámicos de las prótesis valvulares cardíacas", Enfermedad Valvular Cardíaca, Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular, primera edición, pp. 223-227, 2004.
- [14] J. Valvuela, Instrumentación Real y virtual para procesos de flujo, primera edición, Ed. Medellín: Universidad Pontificia Bolivariana, 2003, pp. 117-156.
- [15] H. Simon, (2007, Noviembre), Influence of the implant location on the hinge and leakage flow fields through bileaflet mechanical heart valves, (primera edición), [online], Available: http://etd.gatech.edu/theses/available/etd-04012004-192539/unrestricted/helene_simon_a_200405_mast.pdf.
- [16] B. Munson, Fundamentos de Mecánica de Fluidos, Ed. México: Limusa Waley, 2003, pp. 280-310.