

EVALUACIÓN DE LOS CAMPOS DE FLUJO Y DISTRIBUCIÓN DE LOS ESFUERZOS
CORTANTES A TRAVÉS DE UNA VÁLVULA CARDIACA MECÁNICA BJORK-SHILEY
TILTING DISC

LUZ MARÍA RIVERA RIVERA

UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA

ESCUELA DE INGENIERÍAS

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

MEDELLÍN

2013

EVALUACIÓN DE LOS CAMPOS DE FLUJO Y DISTRIBUCIÓN DE LOS ESFUERZOS
CORTANTES A TRAVÉS DE UNA VÁLVULA CARDIACA MECÁNICA BJORK-SHILEY
TILTING DISC

LUZ MARÍA RIVERA RIVERA

Trabajo de grado para optar al título de Ingeniero Mecánico

Director

JOHN BUSTAMANTE OSORNO M.D., Ph.D.

Director Grupo de Investigación de Dinámica Cardiovascular

Director del Centro de Bioingeniería

Asesores

MAURICIO GIRALDO OROZCO I.M, Ph.D.

Investigador Grupo de Energía y Termodinámica

Director del Sistema de Formación Avanzada

LINA HOYOS PALACIO I.Q, Ph.D.

Miembro del Grupo de Investigación de Dinámica Cardiovascular

Coordinadora Línea de Biomecánica – Centro de Bioingeniería

UNIVERSIDAD PONTIFICIA BOLIVARIANA

ESCUELA DE INGENIERÍA

FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA

MEDELLÍN

2013

NOTA DE ACEPTACION

Firma
Nombre
Presidente del jurado

Firma
Nombre
Jurado

Firma
Nombre
Jurado

Medellín, Abril 12 de 2013

A mis papás: José Pablo y Luz María

Y a mi abuela: Valentina, por dedicarme sus

vidas con un amor incondicional

AGRADECIMIENTOS

El autor expresa sus agradecimientos al Centro de Bioingeniería y al Grupo de Investigación de Dinámica Cardiovascular de la Universidad Pontificia Bolivariana por su continuo apoyo y flexibilidad durante el desarrollo de este proyecto. A los jurados por su disposición para evaluar y brindar las correcciones pertinentes. Al Ingeniero Electrónico Julián Saldarriaga, por su soporte con el *software*; al estudiante de Ingeniería Mecánica Samuel Bustamante, por su colaboración durante la experimentación; al Ingeniero Químico Ph.D. Juan Manuel Mejía, por su asesoría durante las primeras etapas del proyecto; al Ingeniero Mecánico Ph.D. Mauricio Giraldo, por su soporte con el *software* para interpretación de los fenómenos fluido-dinámicos; al Dr. John Bustamante, por permitirme participar en el proyecto y por su continua retroalimentación y compañía; y a la Ingeniera Química Ph.D. Lina Hoyos, por su apoyo incondicional, comprensión, paciencia y amistad.

CONTENIDO

CAPÍTULO 1.	INTRODUCCIÓN	15
CAPÍTULO 2.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	16
CAPÍTULO 3.	ESTADO DEL ARTE	18
3.1	INFRAESTRUCTURA Y ESTUDIOS VALVULARES QUE ANTECEDEN AL PRESENTE TRABAJO	18
2.1.1.	Túnel de viento	19
3.2	INSTRUMENTACIÓN	24
3.3	SOFTWARE DE CONTROL	25
CAPÍTULO 4.	MARCO DE REFERENCIA Y TEÓRICO	27
4.1	ENFERMEDAD VALVULAR	27
4.1.1	Estenosis valvular	27
4.1.2	Insuficiencia valvular	28
4.2	VÁLVULAS CARDIACAS PROTÉSICAS MECÁNICAS	28
4.2.1	Válvula Bola - Jaula	28
4.2.2	Válvula Disco - Jaula	29
4.2.3	Válvula de Disco Basculante	30
4.2.4	Válvula de Disco Pivotante	31
4.2.5	Válvula Bivalva	32
4.3	HEMÓLISIS	33
4.4	BANCOS DE PRUEBA PARA ESTUDIOS FLUIDODINÁMICOS VALVULARES	34
4.4.1	Banco de pruebas Grupo de Dinámica Cardiovascular UPB	34
4.4.2	Banco de pruebas Universidad Central de Venezuela	35
4.4.3	Banco de Pruebas Artificial Heart Laboratory de Pennsylvania State University	36
4.4.4	Banco de pruebas Instituto de Tecnología de Atlanta	37
4.5	ANÁLISIS FLUIDO DINÁMICO EN BANCOS DE PRUEBA: Similitud Dinámica	38

CAPÍTULO 5. METODOLOGÍA 42

MEDICIONES Y RESULTADOS EN EL TÚNEL DE VIENTO PARA LA VÁLVULA BJÖRK SHILEY

TILTING DISC 42

Instrumentación y modificaciones al túnel de viento 42

Software 44

Equivalencias entre caudal de sangre y caudal de aire 44

Velocidades para cada caudal estudiado 44

Calibración para hallar el voltaje y la corriente adecuados 45

Protocolo de toma de datos 46

CAPÍTULO 6. RESULTADOS Y ANÁLISIS 50

6.1 PERFILES DE VELOCIDAD E INTERPRETACIÓN 50

6.1.1 APERTURA MÁXIMA DE LA VÁLVULA 50

6.1.2 APERTURA MEDIA DE LA VÁLVULA 54

6.1.3 APERTURA MÍNIMA DE LA VÁLVULA 57

6.2 ANÁLISIS DE ESFUERZOS CORTANTES 60

6.3 DISCUSIÓN GENERAL 72

6.3.1 Gráficas de velocidad 72

6.3.2 Gráficas de esfuerzos cortantes 73

6.3.1 Comparación de las gráficas de esfuerzos cortantes con los perfiles de velocidad 75

CAPÍTULO 7. CONCLUSIONES 79

REFERENCIAS 80

LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1. Modelo de la válvula SJM, escala 1:7. Figura tomada de (Bustamante, Crispin, Escobar, & Giraldo, Análisis in vitro de la influencia sobre el campo de flujo de dos modelos de válvulas cardiacas mecánicas bivalvas mediante un túnel de viento, 2011).</i>	19
<i>Figura 2. Modelo con valvas modificadas, escala 1:7. Figura tomada de (Bustamante, Crispin, Escobar, & Giraldo, Análisis in vitro de la influencia sobre el campo de flujo de dos modelos de válvulas cardiacas mecánicas bivalvas mediante un túnel de viento, 2011)</i>	19
<i>Figura 3. Zona de contracción, figura tomada de (Crispin, 2009)</i>	21
<i>Figura 4. Zona de Entrada, figura tomada de (Crispin, 2009)</i>	21
<i>Figura 5. Zona de Pruebas, figura tomada de (Crispin, 2009)</i>	22
<i>Figura 6. Configuración de los Planos. Figura tomada de (Bustamante, Crispin, Escobar, & Giraldo, Análisis in vitro de la influencia sobre el campo de flujo de dos modelos de válvulas cardiacas mecánicas bivalvas mediante un túnel de viento, 2011)</i>	23
<i>Figura 7. Zona de Difusor, figura tomada de (Crispin, 2009)</i>	23
<i>Figura 8. Zona de Potencia, figura tomada de (Crispin, 2009)</i>	24
<i>Figura 9. Hotwire Anemometer TSI ®, figura tomada de (Crispin, 2009)</i>	25
<i>Figura 10. Válvula Jaula-Bola Tipo Starr Edwards, Figura tomada de (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999)</i>	29
<i>Figura 11. Válvula Jaula-Disco, figura tomada de (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999)</i>	30
<i>Figura 12. Válvula Björk Shiley, figura tomada de (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999)</i>	30
<i>Figura 13. Válvula Cruz-Kaster, figura tomada de (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999)</i>	31
<i>Figura 14. Válvula Lillehei-Kaster, figura tomada de (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999)</i>	32
<i>Figura 15. Válvula Bivalva, figura tomada de (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999)</i>	33
<i>Figura 16. Esquema banco de pruebas UPB, tomado de (Bustamante, Diseño y construcción de un simulador cardiovascular para la evaluación hidrodinámica de prótesis valvulares cardíacas, 1995)</i>	35
<i>Figura 17. Esquema banco de pruebas Universidad Central de Venezuela, tomado de (Prado, Rao, & Cerralzoa, 1998)</i>	36

Figura 18. Esquema banco de pruebas Artificial Heart Laboratory, tomado de (Crispin, 2009).	37
Figura 19. Esquema banco de pruebas Instituto de Tecnología de Atlanta, tomado de (Crispin, 2009)	37
Figura 20. Termo-anemómetro Testo-400	42
Figura 21. Sonda Hot Wire NTC Part No 0635	43
Figura 22. . Esquema de las posiciones de medida sobre cada plano. Las ubicaciones se encuentran agrupadas en líneas radiales cada 30°.	47
Figura 23. Modelo de la válvula Björk Shiley Tilting Disc.	48
Figura 24. Ejes coordenados sobre el modelo de la válvula Björk Shiley Tilting Disc	50
Figura 25. Perfiles transversales para la apertura máxima (70°) de la válvula Björk Shiley Tilting Disc	52
Figura 26. Planos radiales de la apertura de válvula máxima (70°) de la válvula Björk Shiley Tilting Disc.	53
Figura 27. Distribución de flujo para la apertura máxima (70°) de válvula Björk Shiley Tilting Disc, plano B en visualización real.	53
Figura 28. Perfiles transversales para la apertura media (35°) de la válvula Björk Shiley Tilting Disc	55
Figura 29. Planos radiales de la apertura de válvula media (35°) de la válvula Björk Shiley Tilting Disc	56
Figura 30. Distribución de flujo para la apertura media (35°) de válvula de la válvula Björk Shiley Tilting Disc, plano B en visualización real.	56
Figura 31. Perfiles transversales para la apertura mínima (10°) de la válvula Björk Shiley Tilting Disc	58
Figura 32. Planos radiales de la apertura mínima (10°) de la válvula Björk Shiley Tilting Disc	59
Figura 33. Distribución de flujo para la apertura mínima (10°) de la válvula Björk Shiley Tilting Disc, Plano B en visualización real.	59
Figura 34. Ubicación de los ejes coordenados sobre el túnel de viento	60
Figura 35. Apertura de válvula máxima (70°), esfuerzos cortantes en X para la válvula Björk Shiley Tilting Disc	63
Figura 36. Apertura de válvula máxima (70°), esfuerzos cortantes en Y para la válvula Björk Shiley Tilting Disc	64
Figura 37. Apertura de válvula máxima (70°), esfuerzos cortantes en Z para la válvula Björk Shiley Tilting Disc	65
Figura 38. Apertura de válvula media (35°), esfuerzos cortantes en X para la válvula Björk Shiley Tilting Disc	66
Figura 39. Apertura de válvula media (35°), esfuerzos cortantes en Y para la válvula Björk Shiley Tilting Disc	67
Figura 40. Apertura de válvula media (35°), esfuerzos cortantes en Z para la válvula Björk Shiley Tilting Disc	68

<i>Figura 41. Apertura de válvula mínima (10°), esfuerzos cortantes en X para la válvula Björk Shiley Tilting Disc</i>	<i>69</i>
<i>Figura 42. Apertura de válvula mínima (10°), esfuerzos cortantes en Y para la válvula Björk Shiley Tilting Disc</i>	<i>70</i>
<i>Figura 43. Apertura de válvula mínima (10°), esfuerzos cortantes en Z para la válvula Björk Shiley Tilting Disc</i>	<i>71</i>
<i>Figura 44. Comparación perfil transversal de velocidad y esfuerzos cortantes en x para la apertura de 70° de la válvula Björk Shiley Tilting Disc</i>	<i>76</i>
<i>Figura 45. Comparación perfil transversal de velocidad y esfuerzos cortantes en x para la apertura de 35° de la válvula Björk Shiley Tilting Disc</i>	<i>77</i>
<i>Figura 46. Comparación perfil transversal de velocidad y esfuerzos cortantes en x para la apertura de 10° de la válvula Björk Shiley Tilting Disc</i>	<i>78</i>

RESUMEN

El presente trabajo expone el proceso de evaluación fluido dinámico de una válvula cardíaca protésica Björk Shiley Tilting Disc, por medio de la modificación del túnel de viento que hace parte del banco de pruebas desarrollado por el Grupo de Investigación de Dinámica Cardiovascular de la Universidad Pontificia Bolivariana.

El propósito de este trabajo es analizar los perfiles de velocidad y esfuerzos cortantes que representan el comportamiento del fluido (aire) a través de la válvula protésica, para comparar estos resultados con el comportamiento que la literatura ha reportado acerca de la válvula Björk Shiley Tilting Disc y brindar información relevante del efecto que puede ocasionar en el sistema hemodinámico de los pacientes en los que se implanta este tipo de dispositivos.

Las gráficas generadas muestran los perfiles transversales de velocidad y son congruentes con las características de la válvula en condiciones clínicas, se puede evidenciar que el diseño descentrado del oclisor (valva) le otorga a la válvula Björk Shiley Tilting Disc la posibilidad de generar menor trauma sanguíneo y flujo más laminar en comparación con válvulas desarrolladas previamente.

Durante el análisis de los esfuerzos cortantes se observa que no se alcanzan los valores de esfuerzos requeridos para que se produzca hemólisis. Resultados similares se han encontrado en otras pruebas y la literatura respecto a la válvula Björk Shiley Tilting Disc.

PALABRAS CLAVE: Válvulas cardíacas protésicas, Banco de pruebas, Hemólisis, Túnel de viento, Similitud dinámica.

MODALIDAD DEL TRABAJO

El presente trabajo se enmarca como trabajo de grado para optar al título de Ingeniero Mecánico, en la modalidad de *Asistencia a la investigación*.

TEMA DEL PROYECTO

El proyecto de investigación se encuentra enmarcado en el campo de estudio de la fluido-dinámica, rama de la mecánica de fluidos relacionada con el análisis de los fluidos en movimiento. Así mismo, su aplicación en la cardiología, que es la especialidad de la medicina relacionada con el estudio y manejo de la patología cardiovascular. También relaciona la resistencia de materiales, que se encarga del análisis de las propiedades mecánicas de los materiales, considerando los aspectos de la distribución de los esfuerzos cortantes.

Tabla 1. Áreas involucradas en el presente trabajo.

ÁREA	%
Fluido-dinámica	65
Cardiología	25
Resistencia de materiales	10
TOTAL	100

GLOSARIO

Agregación plaquetaria: Aglutinación de plaquetas en la sangre, puede ser causante de la formación de trombos.

Esfuerzo o tensión: Fuerza por unidad de área en el entorno de un punto material sobre la superficie de un cuerpo.

Flujo laminar: Régimen de flujo en el que las partículas del fluido siguen líneas de corriente con trayectorias bien definidas, formando un perfil ordenado en capas.

Flujo turbulento: Régimen de flujo en el que las partículas del fluido siguen trayectorias aleatorias, formando un perfil desordenado e irregular.

Hemodinámica: Condiciones relacionadas con la circulación de la sangre. Área de la dinámica de fluidos que estudia el comportamiento del flujo sanguíneo dentro del sistema vascular.

Hemólisis: Destrucción o lisis de los glóbulos rojos (eritrocitos), a causa de trauma mecánico por el flujo o por factores biológico-químicos particulares de las células.

Número de Reynolds: Número adimensional que representa la relación entre las fuerzas inerciales y viscosas presentes en un fluido.

Matlab: Entorno de computación y desarrollo de aplicaciones orientado para llevar a cabo elevados cálculos matemáticos y la visualización gráfica de los mismos. Este Software integra análisis numérico, cálculo matricial, procesamiento de señales, visualización gráfica, control de variables entre otros.

Similitud dinámica: Análisis a través del cual dos sistemas diferentes, con fronteras geoméricamente semejantes, tengan configuraciones de flujo geoméricamente semejantes, en tiempos correspondientes.

Trombogénesis: Formación de un trombo o coágulo sanguíneo; proceso por el cual la sangre pierde su estado líquido, aumentando en viscosidad hasta convertirse en un sólido.

Valva: Elemento anatómico de una válvula cardíaca que controla la dirección y el flujo de la sangre.

Válvula cardíaca: Estructura anatómica que permite el paso sanguíneo en una sola dirección, evitando el reflujo.

Válvula mecánica: Estructura o dispositivo (prótesis) que reemplaza la función de la válvula cardíaca natural.

CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

El análisis de implantes valvulares cardiacos generalmente se hace montando la prótesis real en diferentes bancos de ensayos, y empleándose diferentes medios acuosos (agua o glicerina) como fluido de trabajo para emular la sangre. El Grupo de Dinámica Cardiovascular de la Universidad Pontificia Bolivariana desarrolló un banco de pruebas que incluye un túnel de viento para análisis de válvulas cardiacas a escala (Crispin, 2009). Dicho túnel permite caracterizar el comportamiento fluido dinámico por medio de los perfiles de velocidad y los esfuerzos cortantes empleando aire como fluido, esto permite obtener un mayor grado de sensibilidad en los resultados ante la variación en las características geométricas de la válvula.

En este trabajo se evalúa una válvula mecánica Björk Shiley Tilting Disc haciendo uso del túnel de viento y del *software* de captura de datos y graficación desarrollado por el Grupo de Dinámica Cardiovascular. Además se analiza la distribución de los esfuerzos cortantes entregados por un programa desarrollado en *Matlab*®, basado en Funciones de Base Radial (RBF) (Giraldo, Bustamante, Florez, & Power, 2011). Esta evaluación se complementa con la visualización del comportamiento del flujo a través de la válvula mediante técnicas de registro de imagen mediante video, para corroborar el comportamiento del fluido a través de la válvula y a lo largo del túnel de viento.

Este análisis se realiza con la finalidad de obtener nuevos datos que puedan servir como elemento de base en el diseño valvular y paralelamente obtener resultados que permitan la configuración de un nuevo banco de pruebas para válvulas mecánicas. Con respecto a la funcionalidad de las prótesis valvulares, poder asegurar menor trastorno fluido-dinámico de los nuevos modelos, y de este modo obtener menor incidencia de hemólisis y gasto energético relacionados con la dinámica de la válvula.

CAPÍTULO 2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud (OMS) (Organización Mundial de la Salud, 2012) las enfermedades cardiovasculares que incluyen los infartos, enfermedad cerebrovascular, coronaria e hipertensión, provocan más de 17 millones de muertes al año, cifra que para el 2030 se prevé que aumente a 23.4 millones.

En 2008 estas afecciones ocasionaron el 30% de las muertes registradas a nivel mundial, donde 7,3 millones de esas muertes se debieron a la cardiopatía coronaria, y 6,2 millones a los accidentes cerebrovasculares. En Colombia estas enfermedades constituyen la principal causa de muerte con una tasa de 121.1 por cada 100 mil habitantes. Según la Fundación Colombiana del Corazón en Colombia (Fundación Colombiana del corazón, 2012) murieron por enfermedades cardiovasculares en el 2001 cerca de 50.623 personas.

La enfermedad valvular cardiaca ocupa el segundo lugar de prevalencia entre las patologías cardiovasculares, luego de la enfermedad coronaria. En casos avanzados, 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. (Organización Mundial de la Salud, 2012).

Desde la implantación quirúrgica de las primeras prótesis valvulares cardiacas en los años 50, se han diseñado diferentes prototipos buscando mejorar las características funcionales, 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. (Organización Mundial de la Salud, 2012).

Las prótesis valvulares cardiacas mecánicas vienen siendo evaluadas mediante diferentes técnicas que involucran pruebas in vitro y métodos computacionales; no obstante los datos que pueden ser obtenidos 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 dichos dispositivos.

Se plantea con el presente trabajo realizar la evaluación de los perfiles de velocidad y la distribución de los esfuerzos cortantes del fluido a través de una válvula cardiaca mecánica Björk – Shiley Tilting disc, dando continuidad a un proyecto desarrollado por el grupo de Bustamante y cols. VACMEC (Bustamante & Crispin A I, Rev. Col. Cardiol ISSN 0120-5633. 2011), que generó un método novedoso para dichas evaluaciones, utilizando modelos valvulares, un túnel de viento y como fluido de trabajo el aire, para emular el comportamiento de la sangre y de las válvulas cardiacas mecánicas reales.

La determinación de la velocidad y los esfuerzos cortantes del fluido es importante ya que puede incidir en la funcionalidad de la válvula y ser causa de traumatismo en el flujo sanguíneo y de daños en las células, por ello se cuenta con toda la instrumentación necesaria para hacer la toma de los datos de manera confiable.

CAPÍTULO 3. ESTADO DEL ARTE

En este capítulo el lector encontrará una descripción del trabajo que antecede al presente proyecto, se dará a conocer y se explicará el túnel de viento empleado durante la parte experimental del análisis de la válvula Björk Shiley Tilting Disc y la instrumentación que se utilizó durante este proyecto, como marco del estado del arte que define el contexto en el que se desenvuelve la problemática en el estudio valvular.

3.1 INFRAESTRUCTURA Y ESTUDIOS VALVULARES QUE ANTECEDEN AL PRESENTE TRABAJO

En el trabajo de grado “Diseño e instrumentación de un túnel de viento para la caracterización de válvulas cardíacas mecánicas” (Crispin, 2009) se propuso el diseño y la instrumentación de un túnel de viento con el fin de caracterizar los campos de velocidad de flujo a través de válvulas cardíacas protésicas. Lo novedoso de la técnica radica en utilizar como fluido de trabajo el aire, y no otras sustancias que se asemejen a la sangre; se utiliza este fluido ya que posee baja densidad y viscosidad por lo que ofrece mayor sensibilidad a los pequeños cambios en la geometría y variaciones del diseño de la válvula. Por tal motivo se emplea el concepto de similitud dinámica para relacionar la funcionalidad del túnel de viento con la fisiología cardíaca real.

Durante el proyecto de Crispín (Crispin, 2009) se desarrolló un protocolo de pruebas para generar una matriz con los datos extraídos en cada ensayo, se utilizó un *Hot Wire Anemometer TSI®* que mide velocidades en la zona de pruebas con una resolución de 0.01 m/s y un *Termohigrómetro Extech Instruments* para la medición de temperatura y humedad del lugar donde se desarrollaron las pruebas, ya que es necesario garantizar que ambas sean constantes durante los ensayos para asegurar que los resultados obtenidos sean confiables.

Para la adquisición de datos se implementó el *software* VACMEC desarrollado bajo la plataforma de *Matlab®*, este *software* actualiza los archivos de datos que mediante el protocolo de pruebas se adquiere desde el anemómetro y entrega las gráficas

correspondientes a los planos de velocidades del flujo que cruza la zona de pruebas para diferentes caudales aguas abajo de las válvulas.

Las válvulas evaluadas por Crispín en el 2009, fueron St. Jude Medical SJM® bivalva con valvas planas y convexas, ver Figura 1 y 2.

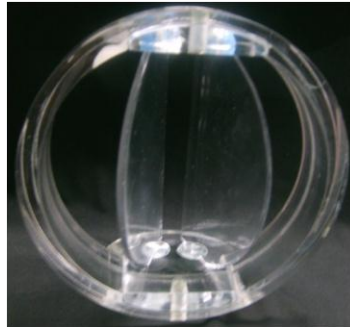


Figura 1. Modelo de la válvula SJM, escala 1:7. Figura tomada de (Bustamante, Crispin, Escobar, & Giraldo, Análisis in vitro de la influencia sobre el campo de flujo de dos modelos de válvulas cardíacas bivalvas mediante un túnel de viento, 2011).



Figura 2. Modelo con valvas modificadas, escala 1:7. Figura tomada de (Bustamante, Crispin, Escobar, & Giraldo, Análisis in vitro de la influencia sobre el campo de flujo de dos modelos de válvulas cardíacas mecánicas bivalvas mediante un túnel de viento, 2011)

2.1.1. TÚNEL DE VIENTO

El túnel de viento es un equipo cuya función es realizar pruebas aerodinámicas sobre las superficies de los modelos valvulares evaluados, en los que se hacen las mediciones de

variables funcionales (velocidad, arrastre, presión, y visualización de fenómenos) para poder comprender el funcionamiento fluido dinámico de los prototipos reales.

Para la construcción de un túnel de viento fue necesario tener en cuenta la precisión tanto en sus elementos y partes operativas, como en su instrumentación, esto con el fin de garantizar su funcionamiento a flujo uniforme, presentando bajos efectos de vorticidad y turbulencia.

El diseño del banco de pruebas se basó en las normas ANSI/AMCA 210-99 y ANSI/ASHRAE 51-1999, utilizadas en la construcción de túneles de viento en general incluyendo los túneles de viento para la evaluación de ventiladores.

El túnel de viento está dividido en 5 secciones separadas entre sí:

- **Primera sección:** es la zona de contracción (ver Figura 3), en esta zona el flujo se acelera y se encauza hacia la zona de pruebas evitando al máximo la formación de turbulencias, desprendimientos y ondulaciones. Sus dimensiones se muestran en la Tabla 2:

Tabla 2. Dimensiones de la primera sección del túnel de viento

Diámetro de entrada	0,35 m
Longitud de la zona de contracción	0,15m
Zona de unión con el túnel	0,13m

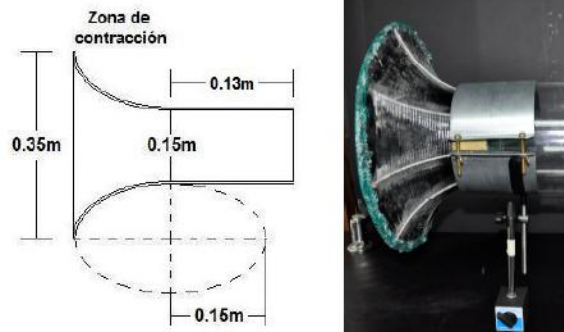


Figura 3. Zona de contracción, figura tomada de (Crispin, 2009)

• **Segunda sección:** es la zona de entrada (Ver Figura 4), el objetivo de esta zona es ayudar en la conformación de un flujo laminar a través de la zona de pruebas.

La sección de entrada está formada por un tramo del tubo de 0.65 m de longitud, en la cual se encuentra ubicado un laminarizador tipo *honey-comb* a 0.58 m de la entrada, en forma de panel, con cilindros circulares de diámetro 0.007 m y 0.068 m de longitud.

Una sección de 0.17 m está recubierta con papel lija Nro. 100 ubicada a 0.4 m de la entrada para incrementar la rugosidad, permitiendo que los vectores de velocidad que viajan cerca de las paredes se retrasen con respecto de los que viajan por dentro del túnel, creando de esta manera un perfil de velocidad específico (plano o parabólico).



Figura 4. Zona de Entrada, figura tomada de (Crispin, 2009)

- **Tercera sección:** es la zona de pruebas (ver Figura 5), en esta zona se ubica el modelo valvular que se va a evaluar, y presenta un flujo desarrollado y laminar. Su longitud es de 1 m y cuenta con un laminarizador tipo honey-comb a 0.88 m de la entrada, que permite rectificar el aire turbulento que proviene de la zona de difusor.

En esta zona se tienen varias posiciones para la toma de medidas; agrupadas de manera estratégica en planos sobre la sección circular, que sirven para evaluar la velocidad utilizando un Termo-anemómetro TESTO 400. Los planos están denotados desde la letra A hasta la F, 6 en total, y se encuentran distribuidos desde la entrada de la zona de pruebas hasta acercarse a la zona del difusor.

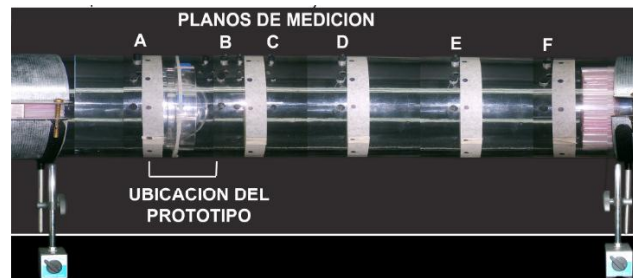


Figura 5. Zona de Pruebas, figura tomada de (Crispin, 2009)

Dos parámetros importantes para la obtención de datos y la tabulación de los resultados son las líneas radiales y las posiciones medidas en la línea sobre cada plano. Las líneas radiales 1 a 12 se acceden a través de unos orificios sobre la pared del túnel de viento y se encuentran espaciadas radialmente cada 30° . Las posiciones están definidas sobre cada línea radial del túnel de acuerdo a la mayor o menor definición que se pretenda en la reconstrucción del evento. Se considera que las mediciones inician siempre en la línea radial 1 y en la posición 1, (Figura 6). El espaciado entre cada posición definido para la realización de las medidas es de 0.01 m. Las gráficas son construidas con 6 datos medidos sobre cada línea radial y un punto de medida central, para obtener la gráfica de un plano (Crispin, 2009).

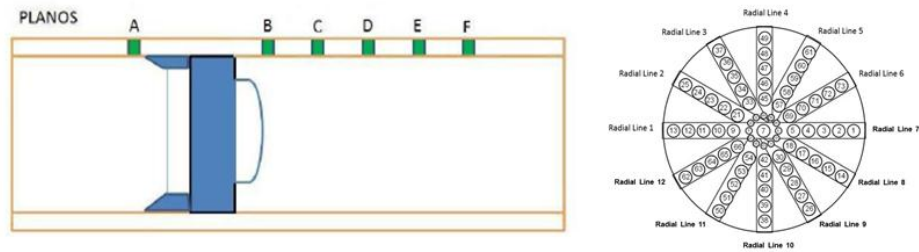


Figura 6. Configuración de los Planos. Figura tomada de (Bustamante, Crispin, Escobar, & Giraldo, Análisis in vitro de la influencia sobre el campo de flujo de dos modelos de válvulas cardíacas mecánicas bivalvas mediante un túnel de viento, 2011)

• **Cuarta sección:** es la zona del difusor (ver figura 7), esta zona se encuentra ubicada a continuación de la zona de pruebas. Tiene dos laminarizadores tipo *honey-comb* iguales al ubicado en la sección de entrada, que evitan que el flujo turbulento o rotación del fluido producido por el funcionamiento del ventilador en succión perturben el flujo laminar de la sección de pruebas. Estos laminarizadores están ubicados a 0 m y 0.15 m de la entrada de la zona de difusor, espaciados 0.1 m el uno del otro respectivamente.

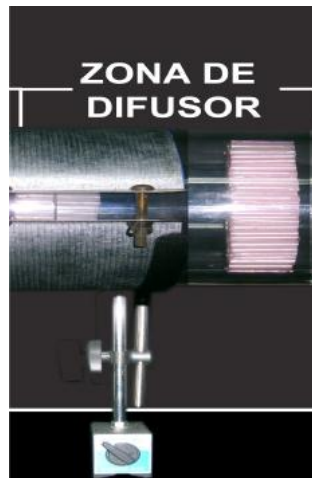


Figura 7. Zona de Difusor, figura tomada de (Crispin, 2009)

- **Quinta sección:** es la zona de potencia (ver Figura 8), consta de un motor que impulsa un ventilador configurado en succión, el cual genera el flujo de aire a través del túnel.



Figura 8. Zona de Potencia, figura tomada de (Crispin, 2009)

Las dimensiones del túnel de viento se muestran en la Tabla 3:

Tabla 3. Dimensiones generales del túnel de viento

Longitud total del túnel	2.28 m
Sección circular: diámetro interno	0.15 m
Diámetro externo	0,17m
Espesor de pared	0,01m

Para caracterizar la experimentación se emplearon los conceptos de similitud dinámica, explicados en el capítulo anterior, debido a que las condiciones del prototipo real no presentan características equivalentes a las que se plantean en el modelo de pruebas.

3.2 INSTRUMENTACIÓN

Para las mediciones de velocidad se utilizó un Hotwire Anemometer marca AIRFLOWTM, Figura 9 que cuenta con una sonda de 7mm de diámetro, mide velocidad en un rango de 0.15 m/s 0.95 m/s, mide presiones altas, tiene baja resolución y tiene una interfaz de

comunicación con el PC Con el propósito de agilizar la toma de datos y gráfica de los mismos. Ver Tabla 4.

Tabla 4. Características del Anemómetro AIRFLOW

Característica		Anemómetro de Hilo Caliente TA 430
Velocidad	Rango	0 - 30 m/s
	Precisión	$\pm 3\%$ de lectura
	Resolución	0,01 m/s
Temperatura	Rango	- 18 a 93°C
	Precisión	$\pm 0,3^\circ\text{C}$
	Resolución	0,1 °C
Tiempo de respuesta		200ms
Tipo de sonda		Hilo Caliente
Dimensiones de la sonda	Longitud	101,6 cm
	Diámetro de la punta de la sonda	7mm
Conexión PC		USB



Figura 9. Hotwire Anemometer TSI ®, figura tomada de (Crispin, 2009)

3.3 SOFTWARE DE CONTROL

El grupo de Dinámica Cardiovascular de UPB desarrolló un *software* llamado VACMEC para generar las gráficas de los planos de velocidad. Este es un *software* de control en lazo

abierto, generado bajo la plataforma *Matlab* ®, su finalidad es adquirir y tabular los datos que le entrega el instrumento de medición. Con estos datos el *software* genera las gráficas de los perfiles de velocidad.

CAPÍTULO 4. MARCO DE REFERENCIA Y TEÓRICO

En el presente capítulo se exponen conceptos e información relacionada con el tema objeto del presente estudio, desarrollo y análisis de válvulas para el control de la enfermedad valvular cardiaca. Se describen de forma somera las enfermedades valvulares, los desarrollos en válvulas cardiacas protésicas mecánicas a través de la historia, estudios y bancos de prueba desarrollados para análisis de válvulas, instrumentación y *software* utilizado para el estudio, trabajos e investigaciones relacionados y finalmente una breve descripción de la utilización de la similitud dinámica para validar el método de análisis que se propone.

4.1 ENFERMEDAD VALVULAR

Las enfermedades valvulares indican alteraciones en las estructuras normales de las válvulas cardiacas y causan un funcionamiento inadecuado o disfunción del corazón. Existen dos tipos generales de enfermedades valvulares, uno causado por el estrechamiento del orificio valvular y otro causado por el cierre inadecuado de las valvas.

4.1.1 Estenosis valvular

La estenosis valvular puede definirse como el síndrome originado por la obstrucción en el paso de la sangre a través una de las válvulas del corazón (Tavella, Barreioro, Cura, & Vignelio, 2004), es decir el estrechamiento del orificio valvular.

Cuando se disminuye el orificio en las válvulas de salida ventricular se genera una sobrecarga para la eyección del ventrículo; para compensar esta sobrecarga se genera una presión sistólica mayor, prolongando el período eyectivo, manteniendo de esta manera dentro de los niveles normales el gasto cardiaco y el vaciamiento del ventrículo.

La pérdida de energía producida por el paso a través de la zona estrecha produce una caída de presión que genera un gradiente sistólico entre el ventrículo y la arteria de salida (aorta o pulmonar), proporcional a la severidad del obstáculo (Tavella, Barreioro, Cura, & Vignelio, 2004).

4.1.2 Insuficiencia valvular

Se produce por el cierre defectuoso de las válvulas, lo cual genera una fuga (regurgitación) de sangre en el caso de la insuficiencia aórtica desde la aorta hacia el ventrículo izquierdo en cada latido y en el caso de la insuficiencia mitral desde el ventrículo izquierdo hacia la aurícula izquierda. Esta fuga de sangre, genera una sobre carga de volumen en el ventrículo y la aurícula, cámaras que con el tiempo pueden llegar a dilatarse (Rabago & Aracil, 2012).

4.2 VÁLVULAS CARDIACAS PROTÉSICAS MECÁNICAS

Las válvulas cardíacas protésicas (VCP) son dispositivos artificiales concebidos para remplazar una válvula cardíaca humana, que constan de un orificio a través del cual fluye la sangre y de un mecanismo oclisor que cierra y abre el orificio (Villar, 2010).

Existen 5 clasificaciones generales para las prótesis valvulares mecánicas de acuerdo a su mecanismo funcional: jaula-bola, jaula-disco, disco basculante, disco pivotante y bivalvas.

4.2.1 Válvula Bola - Jaula

Harkern, (Villar, 2010) basado en las ideas de Hufnagel comenzó verdaderamente la época del reemplazo valvular en 1960 al diseñar una válvula de bola con doble jaula (8 postes). La idea de la jaula externa era prevenir la interferencia de la pared aórtica con el desplazamiento de la bola y la jaula servía como contenedor para la misma.

Al poco tiempo, el cirujano Albert Starr y el ingeniero Lowell Edwards fabricaron un diseño mejorado de bola en jaula, utilizando solamente una jaula e introduciendo un rodete de fijación que hacía más fácil la sujeción de la prótesis en su lugar. La bola era fabricada en nylon, silastic o acrílico. El anillo, situado en la base de la jaula, era fabricado en plástico duro, metal o acrílico y cubierto con ivalón, dacrón o teflón. La jaula, consistente en tres postes (aórtica) o cuatro postes (mitral) fijados fuertemente al anillo, fue inicialmente fabricada en acrílico o acero inoxidable y posteriormente en estelita (una aleación de cromo, cobalto, molibdeno y níquel).

Para resolver el problema de turbulencia se incorporó una burbuja de aire en el centro de la bola, como se puede ver en la Figura 10, con el fin de darle a este elemento móvil la gravedad específica de la sangre. Lamentablemente, la forma esférica de la bola, por sí misma, era responsable de la producción de turbulencia, ya que esta forma geométrica desestabiliza las líneas de corriente del flujo y más aún en una zona de alta velocidad como la observada a nivel transvalvular (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999).



Figura 10. Válvula Jaula-Bola Tipo Starr Edwards, Figura tomada de (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999)

4.2.2 Válvula Disco - Jaula

El cirujano Jerome H. Kay y el ingeniero Donald Shiley, trabajaron en un proyecto para la construcción de una válvula de disco de oclusión central, sus objetivos principales se enfocaron en eliminar los problemas que se generaron con las válvulas anteriores, obtener mejores resultados hemodinámicos y disminuir la incidencia de trombosis. (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999)

De esta forma se construyó la válvula Kay-Shiley, ver Figura 11, que tiene un anillo fabricado en estelita, dos postes paralelos entre sí, también del mismo material, y un disco de goma de silicona. Fue usada por primera vez en 1965. De este modelo se realizaron tres series, cada una tratando de mejorar los aspectos negativos que presentaban sus predecesoras, como alta incidencia de trombogenicidad o la introducción de la pared muscular en la jaula lo cual obstruía el movimiento del disco y frenaba el flujo sanguíneo



Figura 11. Válvula Jaula-Disco, figura tomada de (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999)

4.2.3 Válvula de Disco Basculante

La tercera generación de prótesis surgió en la década de los 70 gracias al trabajo de Pierce y cols, su representación más conocida es la válvula Björk-Shiley. Esta generación de válvulas presentaba un disco con eje excéntrico que permitía un movimiento de apertura-oclusión, ver Figura 12.

Aunque el gradiente transvalvular disminuyó bastante, se presentó un rápido desgaste del disco, produciendo regurgitación valvular severa o incluso embolización del disco con resultado fatal (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999). El disco o única valva gira sobre un puntal central con un ángulo de apertura máxima de 70° . Esta ofrece una mejor función hemodinámica que las válvulas de bola (Omar & Ratnatunga, 2008), es decir ofrece mejores características anatómicas y funcionales. Se caracteriza por su fácil implantación y además que el diseño no utiliza bisagras, no es obstructiva y le permite al disco rotar libremente dentro del anillo (Crispin, 2009).



Figura 12. Válvula Björk Shiley, figura tomada de (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999)

4.2.4 Válvula de Disco Pivotante

La primera versión fue desarrollada por Anatolio Cruz y Robert Kaster (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999) Consiste en un disco cóncavo-convexo que se movía libremente en una jaula oblicua y que abría 80° - 85° , pivotando sobre un borde, ver Figura 13. Su función hidrodinámica inicialmente se creía era buena, sin embargo, demostró una zona de estancamiento de flujo detrás del disco.

Se variaron algunos aspectos para permitir el flujo sanguíneo en ambos lados del disco, moviendo el eje de pivote hacia el centro, y la caja se varió a un sólo poste; aunque con estos cambios no varió mucho su funcionalidad y por ello no tuvo buena acogida.



Figura 13. Válvula Cruz-Kaster, figura tomada de (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999)

Para la segunda versión en 1969, Kaster y Walton Lillehei, desarrollaron una válvula a la cual se le quitaron los postes que hacían las veces de jaula y se utilizaron unas proyecciones laterales para sostener el disco en su lugar. El disco era de forma plana, construido inicialmente en Delrin ® y diferentes plásticos y luego en grafito cubierto de carbón pirolítico el cual podía rotar libremente, ver Figura 14. La apertura teórica era de 80° , pero experimentalmente se encontró que sólo abría alrededor de 64° ; ello implicaba un gradiente ligeramente mayor que la válvula de Björk-Shiley, principalmente en tallas pequeñas. Estudios hematológicos revelaron poca producción de hemólisis. Debido a la

movilidad del disco, la cantidad de trombosis era baja, formándose principalmente en el orificio menor; pero que, desafortunadamente, al igual que con la prótesis de Björk-Shiley, por su mecanismo de operación podía hacer que la válvula dejara de funcionar fácilmente (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999).



Figura 14. Válvula Lillehei-Kaster, figura tomada de (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999)

4.2.5 Válvula Bivalva

Son la última generación de válvulas mecánicas protésicas, entre ellas se encuentran: la St. Jude, Duromedics y CarboMedics (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999). El mecanismo valvular consiste en dos valvas que son sostenidas por unas bisagras labradas en el anillo y que permiten un movimiento de vaivén o balanceo; durante la apertura, las valvas abren a un ángulo aproximado de 85° , proveyendo tres orificios a través de los cuales fluye la sangre; durante el cierre, las valvas se encuentran una a otra, quedando a 30° - 35° sobre la horizontal, Figura 15. El mecanismo de operación lleva a movimientos suaves, por lo que existe mínima hemólisis; produce poca resistencia al flujo principalmente por ser de flujo central, lo cual es de especial interés en válvulas de diámetro pequeño; y el patrón de flujo a través de la válvula en completa apertura muestra mínima turbulencia.



Figura 15. Válvula Bivalva, figura tomada de (Bustamante & Villegas, Prótesis valvulares mecánicas, 1999)

4.3 HEMÓLISIS

La hemólisis es el fenómeno de destrucción o lisis de los eritrocitos o glóbulos rojos, a causa de trauma mecánico por el flujo o por factores biológico-químicos particulares de las células. Los glóbulos rojos viven normalmente de 110 a 120 días. Después de esto, se destruyen de manera natural y generalmente son eliminados de la circulación por medio del bazo.

Algunas enfermedades y procesos provocan que los glóbulos rojos se destruyan demasiado pronto. Esto le exige a la médula ósea producir más glóbulos rojos de lo normal. El equilibrio entre la destrucción y la producción de los glóbulos rojos determina qué tan bajo llega ser su conteo. (Shwartz, 2011)

Entre los procesos que pueden llevar a la hemólisis se encuentra la implantación de dispositivos cardíacos como las válvulas cardíacas protésicas, ya que estos dispositivos tienden a producir variaciones repentinas en las condiciones hemodinámicas causando un severo trauma hemático.

De acuerdo a Lenssen (Lenssen, 2009) La ruptura de los eritrocitos al igual que la trombosis, tiene severas consecuencias en los sistemas protésicos artificiales de uso prolongado. Las propiedades del flujo como altos valores de esfuerzos y zonas de bajas velocidades son las principales causas de la formación de hemólisis y trombogénesis,

respectivamente. Cuando los valores de esfuerzos cortantes son muy bajos puede generar agregación que desemboque en la formación de trombos, por el contrario cuando estos valores son altos pueden producir hemólisis. En la literatura se concluye que los niveles de esfuerzos cortantes superiores a 150-140 Pa son lesivos para los eritrocitos, ya que a pesar de tener la capacidad de soportar altos esfuerzos cortantes por periodo de tiempos cortos, no tiene esta misma capacidad si el periodo de tiempo de exposición al esfuerzo se prolonga.

4.4 BANCOS DE PRUEBA PARA ESTUDIOS FLUIDODINÁMICOS VALVULARES

Los bancos de pruebas simulan el comportamiento cardiovascular mediante diferentes métodos, tanto en el sistema de bombeo como en la red de distribución del fluido; varios de estos son utilizados para la valoración funcional de las prótesis mecánicas. Actualmente, las prótesis valvulares son evaluadas con diferentes técnicas, como pruebas *in vitro* y métodos computacionales (Fiol, Ortiz, Romero, & Morales, 2004). Recientemente se cuenta con nuevos recursos para la investigación en el área de la cardiología: técnicas numérico-matemáticas aplicadas al diseño y desarrollo de dispositivos de uso cardiovascular. (Bustamante, Posada, Escobar, Crispin, Restrepo, & Giraldo, 2008).

4.4.1 Banco de pruebas Grupo de Dinámica Cardiovascular UPB

Entre algunos bancos de pruebas para válvulas cardíacas se encuentra el elaborado por el Grupo de Dinámica Cardiovascular de la Universidad Pontificia Bolivariana junto con el Instituto Nacional de Cardiología Ignacio Chaves de México (Bustamante, Diseño y construcción de un simulador cardiovascular para la evaluación hidrodinámica de prótesis valvulares cardíacas, 1995) y posteriormente con el Centro Cardiovascular Colombiano – Clínica Santa María (Bustamante & Valbuena, Biomecánica cardiovascular, 1999), este banco de pruebas, descrito en la Figura 16, cumple la función de simular el comportamiento del sistema cardiovascular en términos mecánicos bajo condiciones reales fisiológicas y patológicas. Utilizando un sistema de cámaras que facilita la visualización del movimiento

valvular, necesarios en la determinación de parámetros geométricos y morfodinámicos de las pruebas para diferentes flujos y presiones (Bustamante, 2011). La ventaja de este equipo es que da la posibilidad de simular una amplia gama de condiciones hidrodinámicas y estudiar efectos ejercidos por la válvula sobre el comportamiento del fluido (Crispin, 2009)

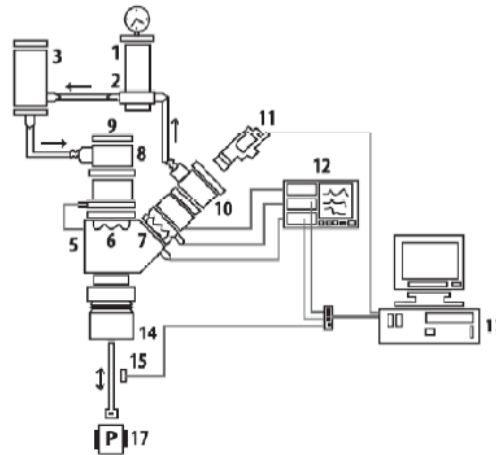


Figura 16. Esquema banco de pruebas UPB, tomado de (Bustamante, Diseño y construcción de un simulador cardiovascular para la evaluación hidrodinámica de prótesis valvulares cardíacas, 1995)

4.4.2 Banco de pruebas Universidad Central de Venezuela

El banco de pruebas desarrollado por la Universidad Central de Venezuela utiliza dispositivos electrónicos bajo flujo permanente o flujo pulsátil para realizar los ensayos a las válvulas (ver Figura 17).

La ventaja de realizar ensayos bajo flujo permanente radica en lograr obtener información sobre caídas de presión, área efectiva de apertura y la recuperación de presión para diferentes flujos. La desventaja es que no simula realmente las condiciones a las que funciona la válvula, por lo que son necesarios los ensayos en flujo pulsátil. (Crispin, 2009).

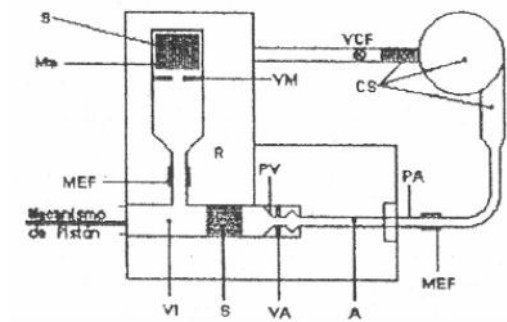


Figura 17. Esquema banco de pruebas Universidad Central de Venezuela, tomado de (Prado, Rao, & Cerralzo, 1998)

4.4.3 Banco de Pruebas Artificial Heart Laboratory de Pennsylvania State University

En el *Artificial Heart Laboratory* de *Pennsylvania State University* también se creó un banco de pruebas in vitro (ver Figura 18), que utiliza la técnica de velocimetría de partículas y un sistema de velocimetría con láser Doppler para la captura de imágenes en tiempo real, para reconocer valores de velocidad y caracterizar el paso del fluido por la válvula evaluada (Crispin, 2009).

Este banco tiene sólo una cámara experimental que genera un único pulso eyectivo, simulando las características de la corriente sanguínea en un ciclo cardiaco. Además permite observar fenómenos de regurgitación, cavitación y la valoración fluido-dinámica de puntos críticos como son la zona de las bisagras donde se fija las valvas (Manning, 2003).

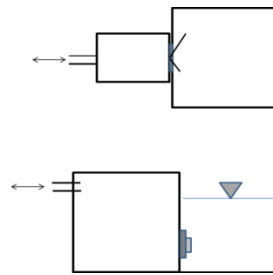


Figura 18. Esquema banco de pruebas Artificial Heart Laboratory, tomado de (Crispin, 2009).

4.4.4 Banco de pruebas Instituto de Tecnología de Atlanta

El Instituto de Tecnología en Georgia, también cuenta con un banco de pruebas (ver Figura 19), cuya función es evaluar la dinámica de micro-flujos a través de la bisagra en las válvulas cardiacas bivalvas CarboMedics, St Jude Medical y Medtronic Parallel de 23 mm, caracterizando la influencia en la iniciación de trombos, activación plaquetaria o hemólisis (Crispin, 2009). Para ello utilizan un Laser Doppler Velocimetry (LDV), que permite realizar mediciones precisas de velocidad.

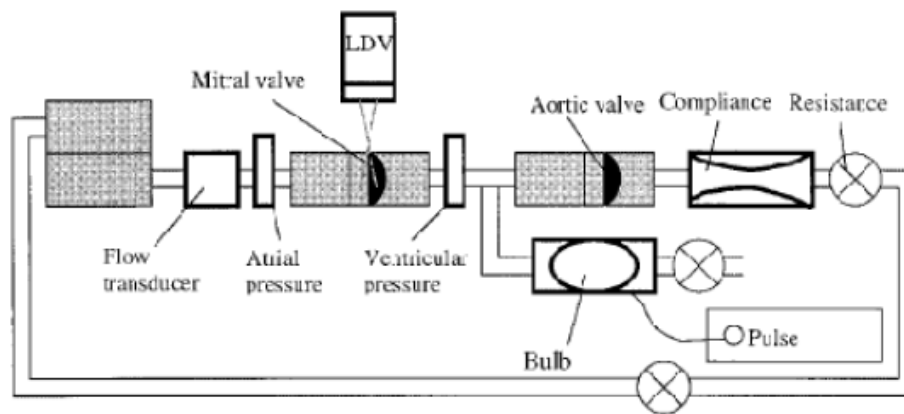


Figura 19. Esquema banco de pruebas Instituto de Tecnología de Atlanta, tomado de (Crispin, 2009)

Los bancos de pruebas para análisis de válvulas cardíacas han generado importantes contribuciones al conocimiento en este campo, principalmente mediante la emulación de las condiciones reales de trabajo de dichas válvulas; lamentablemente estos métodos son complicados y costosos de implementar, por lo que se hace necesario desarrollar nuevas técnicas que de manera sencilla ofrezcan mayor sensibilidad a las pruebas y que permitan evaluar todas las condiciones necesarias para el análisis de los prototipos valvulares.

4.5 ANÁLISIS FLUIDO DINÁMICO EN BANCOS DE PRUEBA: SIMILITUD DINÁMICA

En este proyecto se aplica el concepto de similitud dinámica para obtener resultados con aire como fluido de prueba y compararlos con las condiciones reales (sangre) de dispositivos cardíacos y lograr relacionar la hemodinámica cardíaca con la funcionalidad de un túnel de viento.

Los estudios de fluido-dinámica 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 (Bustamante, Posada, Escobar, Crispin, Restrepo, & Giraldo, 2008).

El método de similitud dinámica, permite relacionar el sistema prototipo, funcionamiento valvular cardíaco humano, con el modelo, experimento en el túnel de viento, y las condiciones de flujo asociadas en tres tipos de semejanzas: geométrica (1), cinemática (2) y dinámica (3). Estas semejanzas están representadas por un factor de escalas constante que relaciona una característica del prototipo y del modelo: para la semejanza geométrica N_L , se relacionan las longitudes; para la cinemática N_V , relaciona las velocidades y para la semejanza dinámica N_F , las fuerzas.

Ecuación 1:

$$NL = \frac{\text{Longitud característica del prototipo}}{\text{Longitud característica del modelo}}$$

Ecuación 2:

$$Nv = \frac{\text{Velocidad característica del prototipo}}{\text{velocidad característica del modelo}}$$

Ecuación 3:

$$Nf = \frac{\text{Fuerza característica del prototipo}}{\text{Fuerzacaracterística del modelo}}$$

Cada factor de escala de fuerzas, es el que permite establecer las condiciones del flujo en el ensayo del modelo a partir de las condiciones del flujo en el prototipo, y obtener “*fuerzas, potencias y rendimientos*” del prototipo a partir de sus correspondientes valores experimentales en el modelo.

El objetivo del uso del túnel de viento es caracterizar el funcionamiento de la válvula cuando recibe un perfil definido con determinados caudales de aire, permitiendo conocer la respuesta y los fenómenos que suceden alrededor de las distintas estructuras de la válvula. Los diferentes flujos seleccionados, se encuentran en el rango de funcionamiento del corazón bajo diferentes situaciones hemodinámicas.

Un método utilizado es la aplicación del teorema de π de Buckingham, a fin de disminuir el número de variables y de esta manera representar todos los datos en una sola gráfica o en una serie de gráficas y realizar un análisis más comprensible (Crispin, 2009).

El teorema de Buckingham establece: “Sí una ecuación de K variables es dimensionalmente homogénea, se puede reducir a una relación entre $k - r$ productos adimensionales independientes, donde r es el número mínimo de dimensiones de referencia necesarios para

describir las variables”. El primer paso para la aplicación de este teorema implica un análisis de las variables y parámetros que intervienen en el funcionamiento valvular cardíaco (Crispin, 2009), las cuales se relacionan en la Tabla 5.

Tabla 5. Relación de variables y parámetros que intervienen en el funcionamiento valvular cardíaco (*) y variables y parámetros considerados en el túnel de viento

Prototipo		Modelo	
Variables	Parámetros	Variables	Parámetros
Velocidad (V)	Viscosidad (μ)	Velocidad (V)	Viscosidad (μ)
Caudal (Q)	Densidad (ρ)	Caudal (Q)	Densidad (ρ)
Presión (P)	Diámetro (D)		Diámetro (D)
Esfuerzos Cortantes (σ)	Espesor (e)		Espesor (e)
Temperatura (T)	Forma de la válvula		Forma de la válvula
Variables biológicas	Número de Reynolds (Re)		Número de Reynolds (Re)
Variables moleculares	Número de Mach (M)		Tiempo de apertura valvular
Materiales	Tiempo de apertura valvular		Temperatura (T)
Efectos de adhesión			Efectos ambientales en el sitio de trabajo
Efectos de turbulencia			

Se considera el flujo sanguíneo como un fluido Newtoniano porque el transporte de la sangre para el análisis ocurre en vasos de diámetros mayores a 1 cm donde se presentan grandes esfuerzos cortantes. El material de las paredes de las cámaras y anillos de soporte de las prótesis, o el utilizado en la elaboración de la válvula cardíaca, no se tuvo en cuenta para la similitud dinámica, así como sus efectos resistivos y los efectos de adhesión, debido a que la intención es estudiar el comportamiento en la válvula, mas no el comportamiento en su punto de implantación.

Con respecto a los parámetros utilizados en el montaje del banco de pruebas, se estableció para el diámetro y el espesor una relación geométrica con un factor de escala de 7:1 entre el modelo y el prototipo, y se emplearon los valores típicos de densidad y viscosidad de los fluidos de prueba involucrados. La válvula modelo fue construida manteniendo la forma de la válvula cardiaca mecánica real.

El segundo paso, fue la aplicación del teorema para hallar una similitud entre el prototipo y el modelo, en la que el teorema consigue dos expresiones adimensionales π_1 y π_2 (Ecuación 4), donde la expresión π_1 es conocida en mecánica de fluidos, como número de Reynolds y a partir de éste se realiza la similitud dinámica del prototipo propuesto (Crispin, 2009).

Ecuación 4:

$$\pi_1 = \frac{\Delta P_1 D}{\rho V^2} \quad \pi_2 = \frac{D V \rho}{\mu}$$

Estas dos expresiones están también relacionadas por un factor ϕ (Ecuación 5), el cual se puede determinar solo con las pruebas experimentales del modelo.

Ecuación 5:

$$\frac{\Delta P_1 D}{\rho V^2} = \phi \left(\frac{\mu}{D V \rho} \right)^n$$

CAPÍTULO 5. METODOLOGÍA

En el presente capítulo se presenta la metodología utilizada para capturar los datos que permiten obtener los perfiles de velocidad y analizar el comportamiento de la válvula Björk Shiley Tilting Disc. Además se presenta la metodología para la obtención de dichos perfiles de velocidad y su respectiva interpretación.

Se escoge la válvula Björk Shiley como continuación del trabajo que antecede xxx y con el fin de valorar una válvula con una dinámica funcional muy diferente a las prótesis previamente estudiadas. La válvula Björk Shiley es una válvula monodisco, pivotante a diferencia de las válvulas tipo Saint Jude, válvulas de semidiscos en bisagra.

MEDICIONES Y RESULTADOS EN EL TÚNEL DE VIENTO PARA LA VÁLVULA BJÖRK SHILEY TILTING DISC

Instrumentación y modificaciones al túnel de viento

Un termo-anemómetro Testo-400, ver Figura 20, cumple la función de medir los cambios de temperatura del aire y a partir de estos calcular la velocidad de desplazamiento del aire. El Testo-400 además de temperatura y velocidad mide: rpm, corriente y voltaje, humedad, presión, y flujo volumétrico.



Figura 20. Termo-anemómetro Testo-400

Para llevar a cabo el presente proyecto fue necesario realizar algunas modificaciones al túnel de viento, estas se describen a continuación:

La primera modificación que se realizó al túnel fue incrementar el diámetro de los agujeros por donde entra la sonda del anemómetro para hacer las mediciones, ya que el anemómetro utilizado para adquirir los datos durante este proyecto tiene una sonda Hot Wire NTC Part No 0635 1041, que está en contacto con el fluido a medir, esta sonda es de rápida acción, tiene mango telescópico y está diseñada para mediciones a baja velocidad y con reconocimiento de dirección; características que se acoplan perfectamente a las necesidades de medición del proyecto, ver Figura 21. Esta sonda tiene un diámetro de 9 mm a diferencia de la sonda utilizada en el proyecto de Crispin y cols (Crispin, 2009) que era más delgada, con un diámetro de 7 mm.



Figura 21. Sonda Hot Wire NTC Part No 0635

También se construyen nuevos laminarizadores tipo *Honey Comb* para la sección de entrada debido a que los anteriores se encontraban muy deteriorados y se realizó un cambio en el lugar donde se realizaban las pruebas; anteriormente el túnel de viento estaba ubicado en un cuarto oscuro, en el que la temperatura se elevaba considerablemente durante el día, por lo cual las mediciones del proyecto de Crispin y cols (Crispin, 2009) se realizaban siempre en un horario específico de la mañana, cuando la temperatura aún no se había elevado. Por imposibilidad en el manejo de los horarios para realizar las mediciones de la

misma forma, se lleva el túnel de viento a un laboratorio donde es posible realizar la experimentación a temperatura constante de 22° C (aire acondicionado).

Software

Se utilizó el *software* VACMEC desarrollado anteriormente por el grupo de Dinámica Cardiovascular de la UPB para graficar los perfiles de velocidades y derivadas en X, Y y Z (esfuerzos cortantes) de los datos obtenidos con el Anemómetro TESTO-400.

Equivalencias entre caudal de sangre y caudal de aire

Las pruebas se realizaron para 3 caudales de aire diferentes, las equivalencias con los caudales de sangre se realizaron utilizando la técnica de similitud dinámica, según se muestran en la Tabla 6.

Tabla 6. Equivalencias Entre Caudales de Sangre y Aire

Caudal sangre [L/min]	1,5	6	9,3
Caudal aire [L/min]	111	457	708

Velocidades para cada caudal estudiado

Las velocidades que se trabajaron se presentan a continuación en la Tabla 7.

Tabla 7. Velocidades para cada caudal estudiado

Caudal aire [L/min]	1,5	6	9,3
Velocidad aire [m/s]	0,11	0,45	0,7

Calibración para hallar el voltaje y la corriente adecuados

Esta calibración se hace con el fin de encontrar el voltaje y la corriente necesaria para alimentar al motor que impulsa el ventilador configurado en succión, para garantizar que en la zona de pruebas el aire circule a la velocidad correcta para poder obtener el caudal de análisis deseado.

Para realizar esta calibración se realizaron varias medidas en diferentes puntos de la zona de prueba, esta calibración se hizo utilizando el termo-anemómetro. En la Tabla 8 se puede ver la velocidad resultante cuando se varía el voltaje y la corriente en la fuente que alimenta el motor.

Tabla 8. Calibración Velocidad - Voltaje -Corriente

Velocidad [m/s]	Voltaje [v]	Corriente [A]
0,05 a 0,06	3,2	1,93 a 1,95
0,08	3,4	1,95 a 1,96
0,11	3,8	1,97 a 1,98
0,14	4,2	2,03
0,21	5,1	2,04
0,31	6,3	2,04 a 2,06
0,41	7,7	2,10 a 2,12
0,45 a 0,50	8,9	2,17
0,60 a 0,61	10,2	2,18
0,7	11,6	2,19 a 2,25
0,78 a 0,82	13	2,26 a 2,32
0,85 a 0,91	14	2,43 a 2,54

Protocolo de toma de datos

Se utilizó un túnel de viento desarrollado por el grupo de investigación en Dinámica Cardiovascular de la Universidad Pontificia Bolivariana (túnel subsónico que cumple la norma ANSI/AMCA 210-99, con un motor de 12 V DC configurado en succión y dos hélices calibradas). El motor es impulsado por una fuente de potencia marca BK PRECISION modelo 1671^a DC power supply que entrega de 0 - 30 Vdc : 5^a.

La válvula estudiada es la Björk Shiley Tilting Disc, la cual es monovalva. Cuando se desplaza el disco, presenta dos orificios por los cuales pasa el fluido; uno mayor que el otro pues tiene un sistema de “bisagra” (donde pivota la valva) descentrada. Se analizó el comportamiento fluido-dinámico de tres aperturas de la válvula: máxima (70°), media (35°) y mínima (10°), y cada apertura de válvula se analizó con los tres caudales mencionados en la tabla 4.

Para la adquisición de los datos se divide el túnel de viento en 6 planos transversales que se denotan con las letras A a la F. Cada plano está dividido a su vez en 12 líneas radiales denotadas con los números del 1 al 12, y en cada una de ellas se ubican 6 posiciones de medida y en el centro una única posición adicional, que se marcan en la sonda del anemómetro, como muestra la Figura 22, (una cada 1 cm) lo que permitió obtener control sobre la profundidad a la que se introdujo la sonda en cada línea radial para obtener las mediciones.

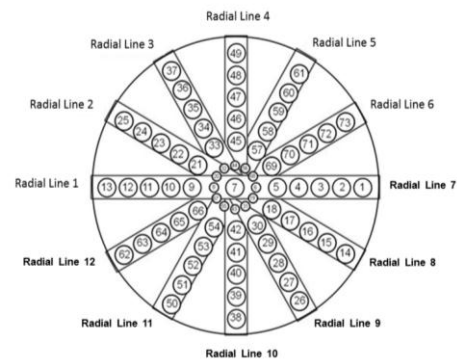


Figura 22. . Esquema de las posiciones de medida sobre cada plano. Las ubicaciones se encuentran agrupadas en líneas radiales cada 30°.

Para calcular el número de Reynolds se emplean valores típicos de caudales y propiedades de la sangre en un adulto sano, la sangre se considera como un fluido incompresible y newtoniano en flujo estacionario, según las asunciones descritas atrás. El aire se consideró bajo parámetros de viscosidad y densidad típicos, teniendo en cuenta las condiciones bajo las que se realizan las pruebas, como se muestra en la Tabla 9.

Para caracterizar los flujos se emplea un caudal de 1.5, 6.0 y 9.3 L/min, que corresponden a velocidades de la sangre de 0.25, 1.0 y 1.6 m/s, y a rangos de Reynolds entre 1000 y 7000. Al aplicar similitud dinámica se estima que las velocidades ideales para el escalonamiento de los resultados a través del modelo se encuentran en el rango de 0.15 - 0.95 m/s.

..

Tabla 9. 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)	1056 Kg/m ³	1.0556 Kg/m ³ 1524 m de altura
Viscosidad (μ)	0.0042 Kg/m s	1.8 x 10 ⁻⁵ Kg/m s a 20 C°
Número de Reynolds ($Re = D v \rho / \mu$)	1000 – 7000	1000 – 7000

El modelo evaluado en el presente proyecto es una válvula Björk Shiley Tilting Disc a escala 1:7, como muestra la Figura 23.



Figura 23. Modelo de la válvula Björk Shiley Tilting Disc.

.

Todas las pruebas se realizaron bajo unas características de velocidad, voltaje y amperaje fijos y similares para cada una de las aperturas de válvula. Estas características se especifican en la Tabla 10.

Tabla 10. Condiciones de prueba para la válvula Björk Shiley Tilting Disc

Caudal sanguíneo [l/min]	Velocidad en zona de prueba [m/s]	Voltaje de alimentación del ventilador [v]	Amperaje de alimentación del ventilador [A]
1,5	0,11	3,8	1,97
6	0,45	8,9	2,17
9,3	0,7	11,6	2,23

CAPÍTULO 6. RESULTADOS Y ANÁLISIS

6.1 PERFILES DE VELOCIDAD E INTERPRETACIÓN

Se presentan en el siguiente capítulo los resultados obtenidos al realizar las pruebas posicionando la válvula en el túnel de viento de la siguiente forma: el eje X corresponde a las posiciones paralelas a la apertura de la valva, el eje Y corresponde a las posiciones perpendiculares a la apertura de la valva y el eje Z corresponde al eje longitudinal del túnel de viento. Ver Figura 24.

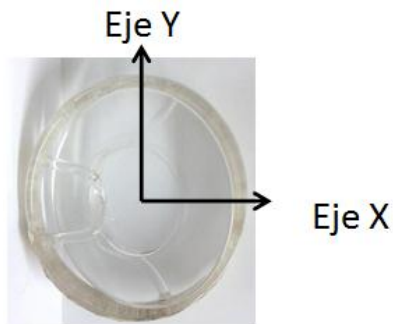


Figura 24. Ejes coordenados sobre el modelo de la válvula Björk Shiley Tilting Disc

6.1.1 APERTURA MÁXIMA DE LA VÁLVULA

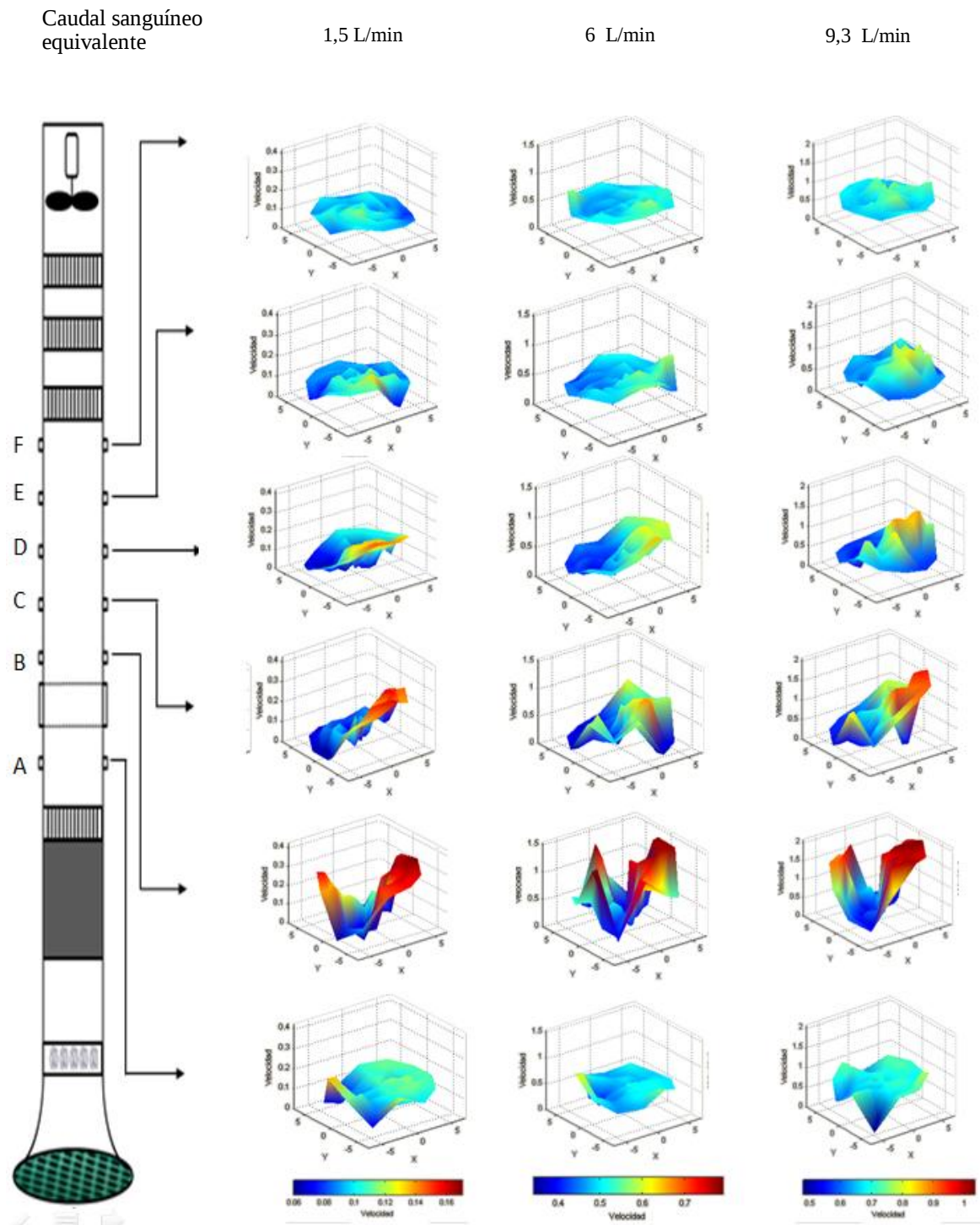
La Figura 25 muestra los planos de velocidad (planos A al F), con una vista tridimensional, evaluados durante las pruebas con el modelo de la válvula monovalva Björk Shiley Tilting Disc para la apertura máxima de la válvula (70°).

En el perfil de velocidad del plano B se observa la incidencia de las valvas y un incremento en las velocidades de la zona de la bisagra, ya que se generan dos flujos principales, la mayor parte del flujo pasa a través del orificio mayor y también a través de este orificio se presentan las velocidades más altas. Para los flujos de 1.5, 6 y 9.3 L/min se observan velocidades máximas de 0.16, 0.8 y 1 m/s respectivamente correspondientes al orificio

mayor; velocidades de 0.14, 0.67 y 0.9 m/s respectivamente correspondientes al orificio menor y velocidades mínimas de 0.06, 0.35 y 0.5 m/s correspondientes a la zona de la bisagra. La marcada influencia de la valva que se observaba en el plano B se atenúa considerablemente en el perfil de velocidades del plano C; aún se observan altas velocidades de 0.14, 0.67 y 0.9 m/s respectivamente para los caudales de 1.5, 6 y 9.3 L/min correspondientes al orificio mayor, pero estas velocidades ya son menores a las registradas en el plano B.

Algo notorio es que la influencia del orificio menor en el perfil de velocidades ya no es tan pronunciada porque el flujo de esta zona se empieza a reducir haciéndose más cercano al flujo de la zona de la bisagra, se presentan velocidades de 0.06, 0.35 y 0.5 m/s, considerablemente más bajas que las velocidades que se presentaban en esta zona para el plano B.

También se observa una región de bajas velocidades, correspondientes a la zona de la “bisagra” donde pivota la valva. Por lo que se identifica que a menor caudal se presentan velocidades mínimas más bajas. Para los siguientes planos, D, E y F se observa la transición cada vez más pronunciada a flujo laminar.



En la Figura 26 se muestran los planos radiales para cada uno de los caudales del plano B, correspondientes a la línea radial 1 de la apertura de válvula máxima, se comprueba que los perfiles transversales y radiales coinciden.

Con el comportamiento que se observa a la salida de la válvula se evidencia un fenómeno de arrastre entre las líneas de corriente tanto para el orificio menor como para el mayor. Los fenómenos de turbulencia y vorticidad se generan por el paso del fluido a través de la válvula. El fenómeno de arrastre y turbulencia se puede observar en la Figura 27, donde se reafirma la generación de vorticidad expresada en los planos B de la Figura 25.

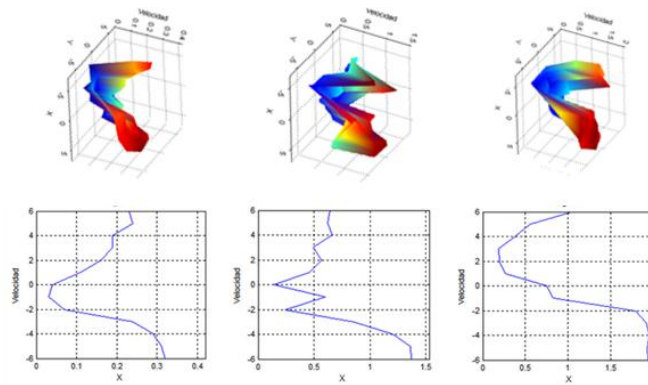


Figura 26. Planos radiales de la apertura de válvula máxima (70°) de la válvula Björk Shiley Tilting Disc.

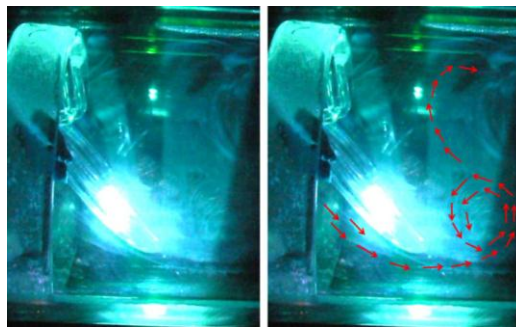


Figura 27. Distribución de flujo para la apertura máxima (70°) de válvula Björk Shiley Tilting Disc, plano B en visualización real.

6.1.2 APERTURA MEDIA DE LA VÁLVULA

La Figura 28 muestra los planos de velocidad (planos A al F) con una vista tridimensional, evaluados durante las pruebas con el modelo de la válvula monovalva Björk Shiley Tilting Disc para la apertura media de la válvula (35°).

Para la apertura de válvula media, en el plano B también se observa la influencia de las valvas que crean dos corrientes de flujo. El comportamiento de las velocidades se asemeja al ocurrido en la apertura máxima, aunque las magnitudes de las velocidades alcanzadas son menores.

En el plano C se comienza a observar un perfil con una tendencia mucho más plana, aún se distingue ligeramente el paso del fluido por el orificio mayor, pero con velocidades mucho menores que las que se presentaban en esta zona para la apertura máxima. El perfil de velocidades de la zona del orificio menor se encuentra casi fusionado con la zona de la bisagra. Sólo para el caudal de 9.3 L/min aún se observan algunos puntos de altas velocidades en la zona del orificio mayor. Los siguientes planos (D, E y F) presentan velocidades muy bajas de 0.05, 0.35 y 0.04m/s y los planos laterales están prácticamente reducidos a un solo flujo con perfil casi plano.

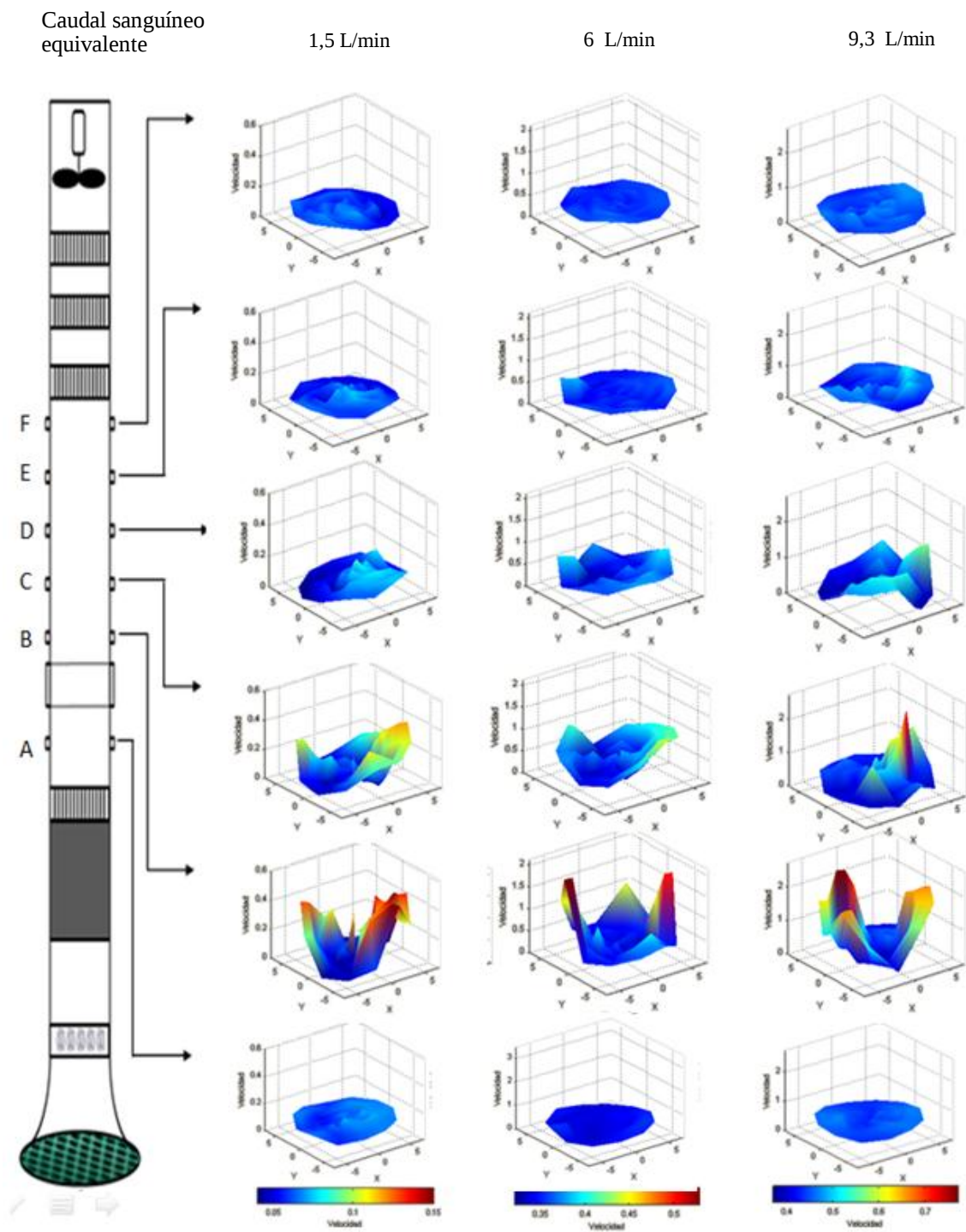


Figura 28. Perfiles transversales para la apertura media (35°) de la válvula Björk Shiley Tilting Disc

En la Figura 29 se muestran los planos radiales para cada uno de los caudales del plano B durante la apertura media de la válvula, correspondientes a la línea radial 1. Se comprueba que los perfiles transversales y radiales coinciden. En la figura 22 se puede observar la visualización de los campos de flujo para esta apertura de válvula de 35° , que concuerda con los perfiles radiales de la Figura 30.

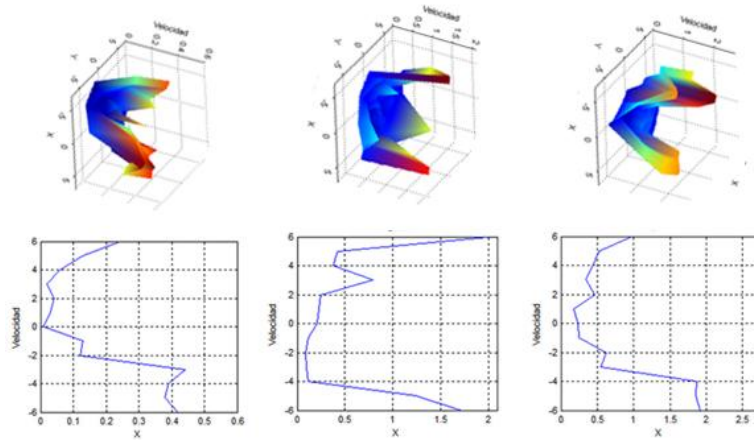


Figura 29. Planos radiales de la apertura de válvula media (35°) de la válvula Björk Shiley Tilting Disc

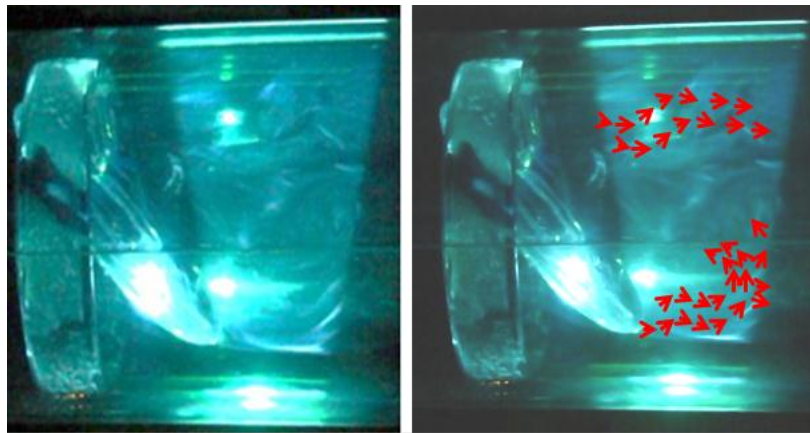


Figura 30. Distribución de flujo para la apertura media (35°) de válvula de la válvula Björk Shiley Tilting Disc, plano B en visualización real.

6.1.3 APERTURA MÍNIMA DE LA VÁLVULA

La Figura 31 muestra los planos de velocidad (planos A al F) con una vista tridimensional, evaluados durante las pruebas con el modelo de la válvula monovalva Björk Shiley Tilting Disc para la apertura mínima de la válvula (10°).

Básicamente en cada uno de los planos se observa un comportamiento similar al presentado en las aperturas de válvula anteriores, y se continúa con la tendencia que se observó con la apertura de válvula media. A menor apertura de válvula, se presentan velocidades menores y el perfil de velocidades tiende a convertirse en un perfil casi plano con mayor rapidez.

En el plano B se puede observar que si bien no existe una velocidad significativa en la mayor parte del área transversal de flujo, se presenta un pico de velocidad correspondiente a la zona donde el disco no ocluye totalmente el orificio valvular. Esta zona puede presentar altos gradientes de velocidad (como se observa en la siguiente sección), que podrían generar estrés sobre las células sanguíneas, que es necesario validar. Aun así es importante resaltar que para esta apertura de la válvula, se espera que en condiciones fisiológicas el ciclo cardiaco se encuentre en un punto de eyección con un flujo bajo, por lo que es poco probable la generación de condiciones clínicas desfavorables.

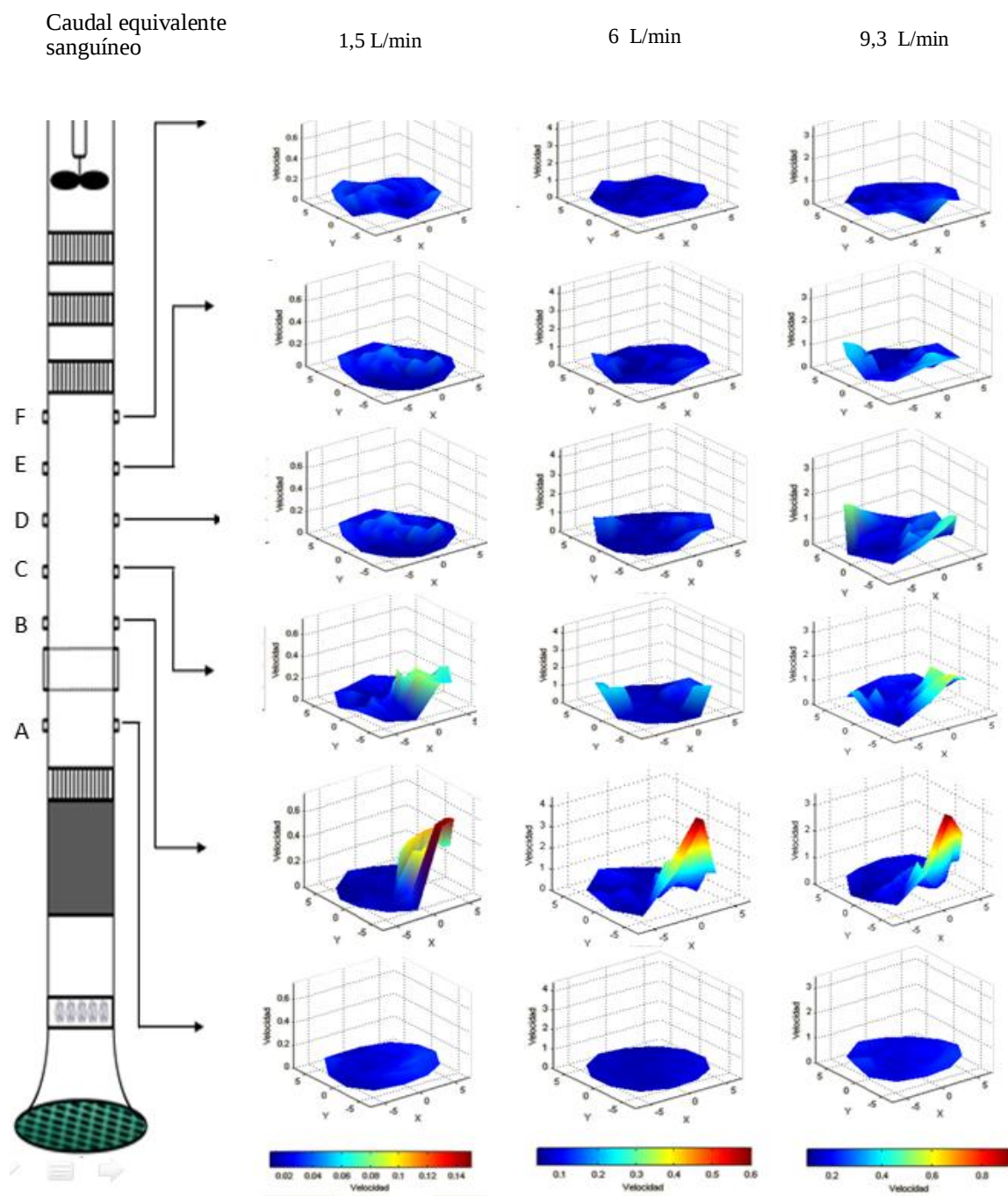


Figura 31. Perfiles transversales para la apertura mínima (10°) de la válvula Björk Shiley Tilting Disc

En la Figura 32 se muestran los planos radiales para cada uno de los caudales del plano B durante la apertura mínima de la válvula, correspondientes a la línea radial 1. Se comprueba que los perfiles transversales y radiales coinciden.

En la Figura 33 se puede observar la visualización de los campos de flujo para esta apertura de válvula de 10°

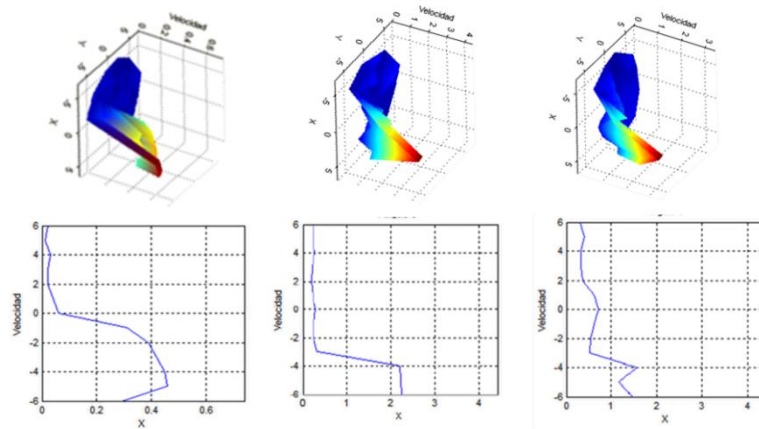


Figura 32. Planos radiales de la apertura mínima (10°) de la válvula Björk Shiley Tilting Disc

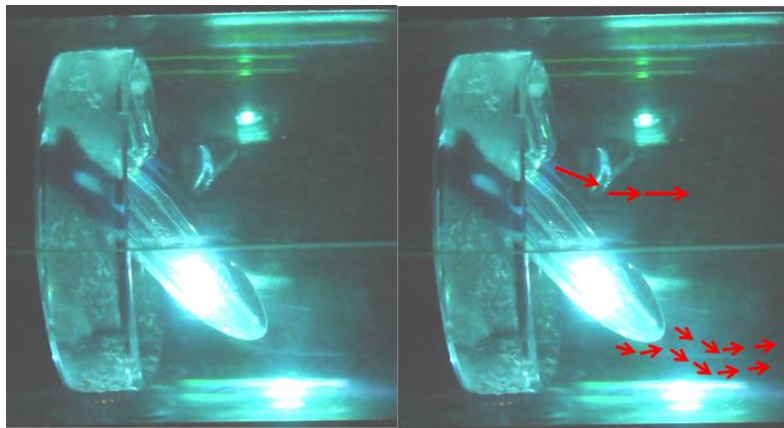


Figura 33. Distribución de flujo para la apertura mínima (10°) de la válvula Björk Shiley Tilting Disc, Plano B en visualización real.

6.2 ANÁLISIS DE ESFUERZOS CORTANTES

Los esfuerzos cortantes superiores a 150 Pa son causantes en gran medida de la generación de hemólisis durante el funcionamiento de una válvula cardíaca protésica; sin embargo, esfuerzos cortantes menores sostenidos pueden generar con el tiempo estrés representado también en hemólisis.

En la Figura 35 a la Figura 43 se pueden observar las gráficas de los esfuerzos cortantes (derivadas en X, Y y Z) para cada una de las aperturas de válvula y cada uno de los 3 caudales evaluados. En la Figura 34 se muestra como se ubicaron los ejes en el túnel de viento.

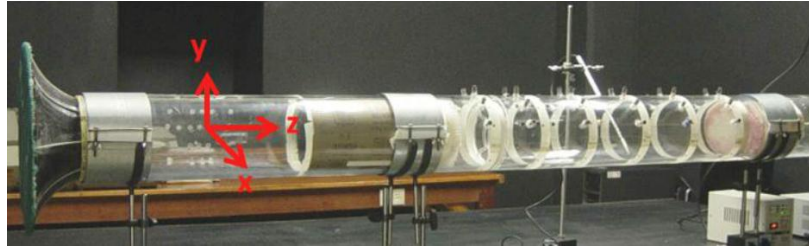


Figura 34. Ubicación de los ejes coordenados sobre el túnel de viento

Para determinar los valores máximos de esfuerzos cortantes a los que se encontró sometido el modelo analizado de la válvula Björk Shiley Tilting Disc y compararlos con los valores reales en sangre a partir de los cuales se podría producir hemólisis, se utilizaron los datos de las derivadas en X, Y y Z para los caudales de 9 L/min (aire) para cada una de las aperturas de válvula (70°, 35° y 10°). Los cálculos se realizan únicamente con el valor de caudal estudiado más alto ya que es allí donde existe mayor probabilidad de evidenciar la hemólisis. Posteriormente utilizando similitud dinámica se llevaron esos valores a los correspondientes en caudal sanguíneo.

Como σ_{aire} está representado por

$$\begin{vmatrix} \sigma_{xx} & \sigma_{xy} & \sigma_{xz} \\ \sigma_{yx} & \sigma_{yy} & \sigma_{yz} \\ \sigma_{zx} & \sigma_{zy} & \sigma_{zz} \end{vmatrix}$$

La norma del σ_{aire} está dada por la segunda invariante de un tensor simétrico:

Ecuación 6

$$A_{11} A_{33} + A_{11} A_{22} + A_{22} A_{33} - A_{12}^2 - A_{13}^2 - A_{23}^2$$

Donde,

$$\begin{vmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} \end{vmatrix}$$

Solo interesan los términos que contienen a z (eje longitudinal), por lo tanto se obtienen las siguientes ecuaciones.

Ecuación 7. Esfuerzo cortante

$$\sqrt{\sigma_z x^2 + \sigma_z y^2}$$

Ecuación 8. Esfuerzo longitudinal

$$\| \sigma_{zz} \|$$

Ecuación 9. Esfuerzo total

$$\sqrt{\left[\mu \left(\frac{\partial U_z}{\partial x} \right) \right]^2} + \sqrt{\left[\mu \left(\frac{\partial U_z}{\partial y} \right) \right]^2} + \sqrt{\left[\mu \left(\frac{\partial U_z}{\partial z} \right) \right]^2}$$

El esfuerzo que interesa para comparar con el esfuerzo máximo equivalente en la sangre para la generación de hemólisis es el esfuerzo total. Por lo tanto se tiene que

Ecuación 10

$$\sigma_{aire} = \mu_{aire} \left(\sqrt{\left[\mu \left(\frac{\partial U_z}{\partial x} \right) \right]^2} + \sqrt{\left[\mu \left(\frac{\partial U_z}{\partial y} \right) \right]^2} + \sqrt{\left[\mu \left(\frac{\partial U_z}{\partial z} \right) \right]^2} \right)$$

Por similitud dinámica

Ecuación 11

$$\sigma_{sangre} = \sigma_{aire} \frac{\mu_{sangre} * V_{sangre} * L_{aire}}{\mu_{aire} * V_{aire} * L_{sangre}}$$

Se realizan los cálculos para obtener el esfuerzo máximo en cada apertura de válvula con los valores de las derivas en X, Y, Z, σ_{sangre} y σ_{aire} y teniendo en cuenta los valores que se muestran en la tabla 11.

Tabla 11. Valores de aire y sangre tenidos en cuenta para el análisis

μ sangre (Viscosidad sangre)	0,0035 Pa*S
μ aire (viscosidad aire)	0,0000194
L sangre (longitud característica sangre)	0,01 m
L aire (longitud característica aire)	0,15m
V sangre (velocidad máxima)	1,5 m/s
V aire (velocidad aire)	3,34 m/s (para 10° de apertura de válvula) 2,62 m/s (para 35° de apertura de válvula) 1,95 m/s (para 70° de apertura de válvula)
Densidad sangre	11063 kg/m ³
Densidad aire	1,14 kg/m ³

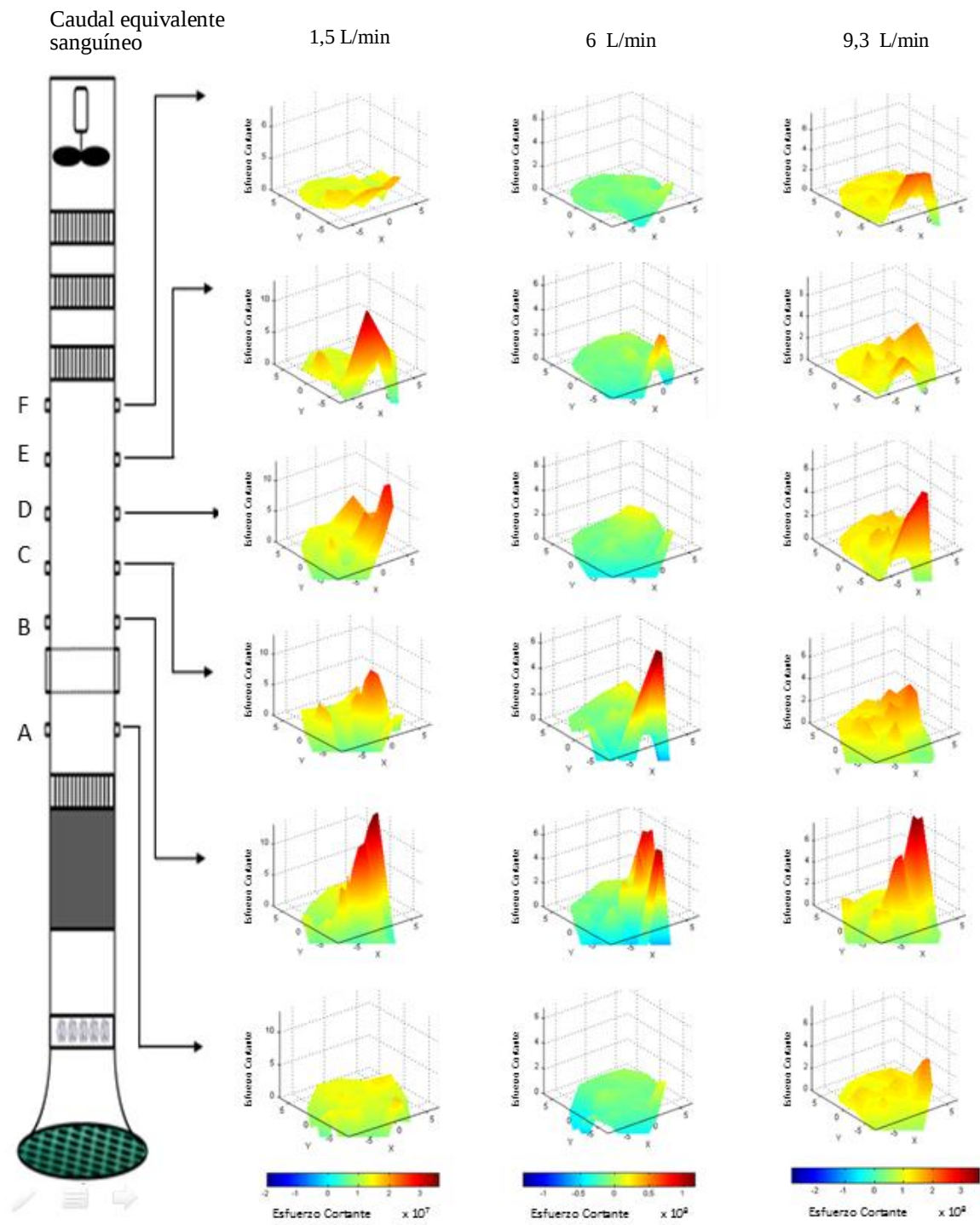


Figura 35. Apertura de válvula máxima (70°), esfuerzos cortantes en X para la válvula Björk Shiley Tilting Disc

Caudal equivalente
sanguíneo

1,5 L/min

6 L/min

9,3 L/min

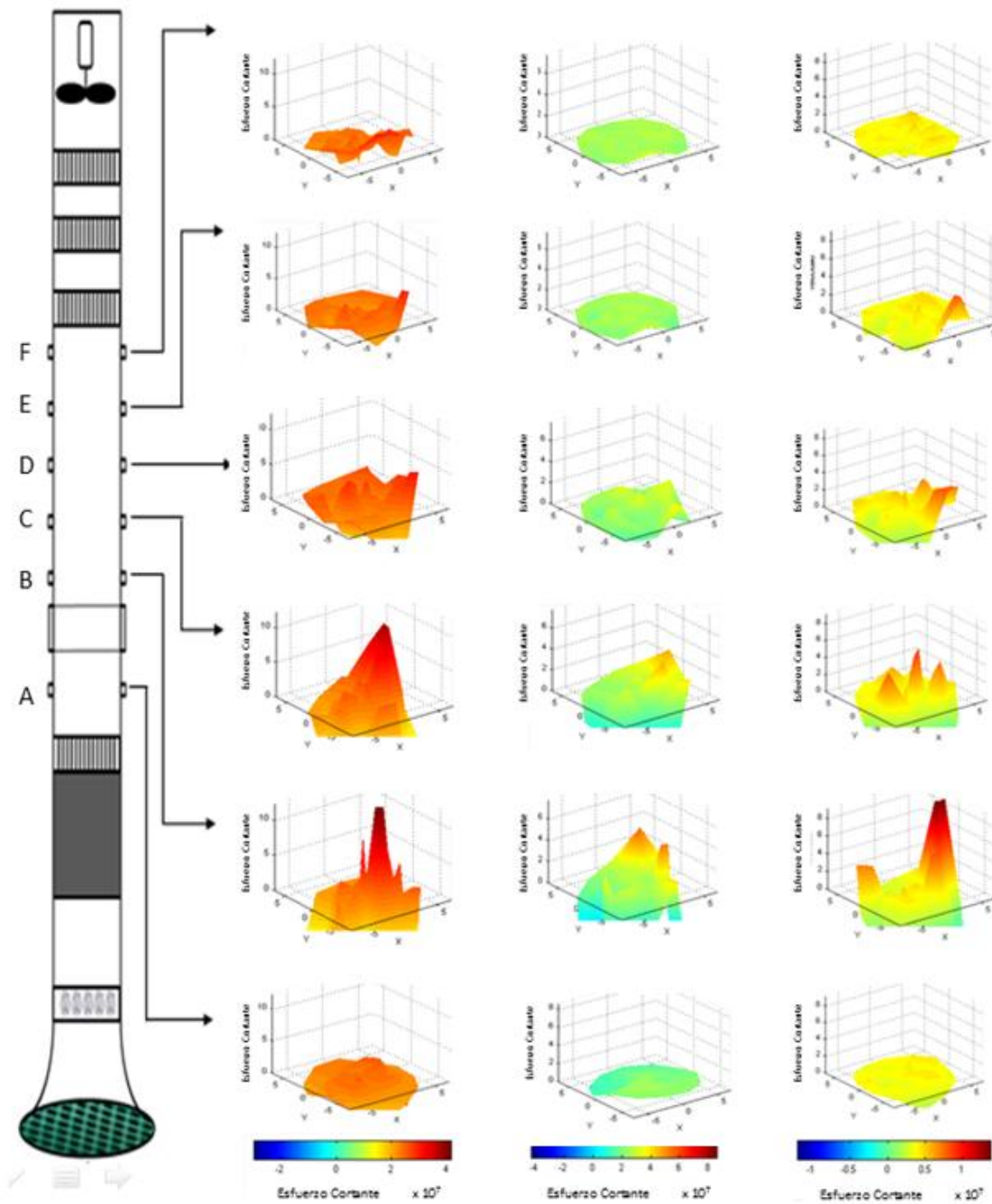
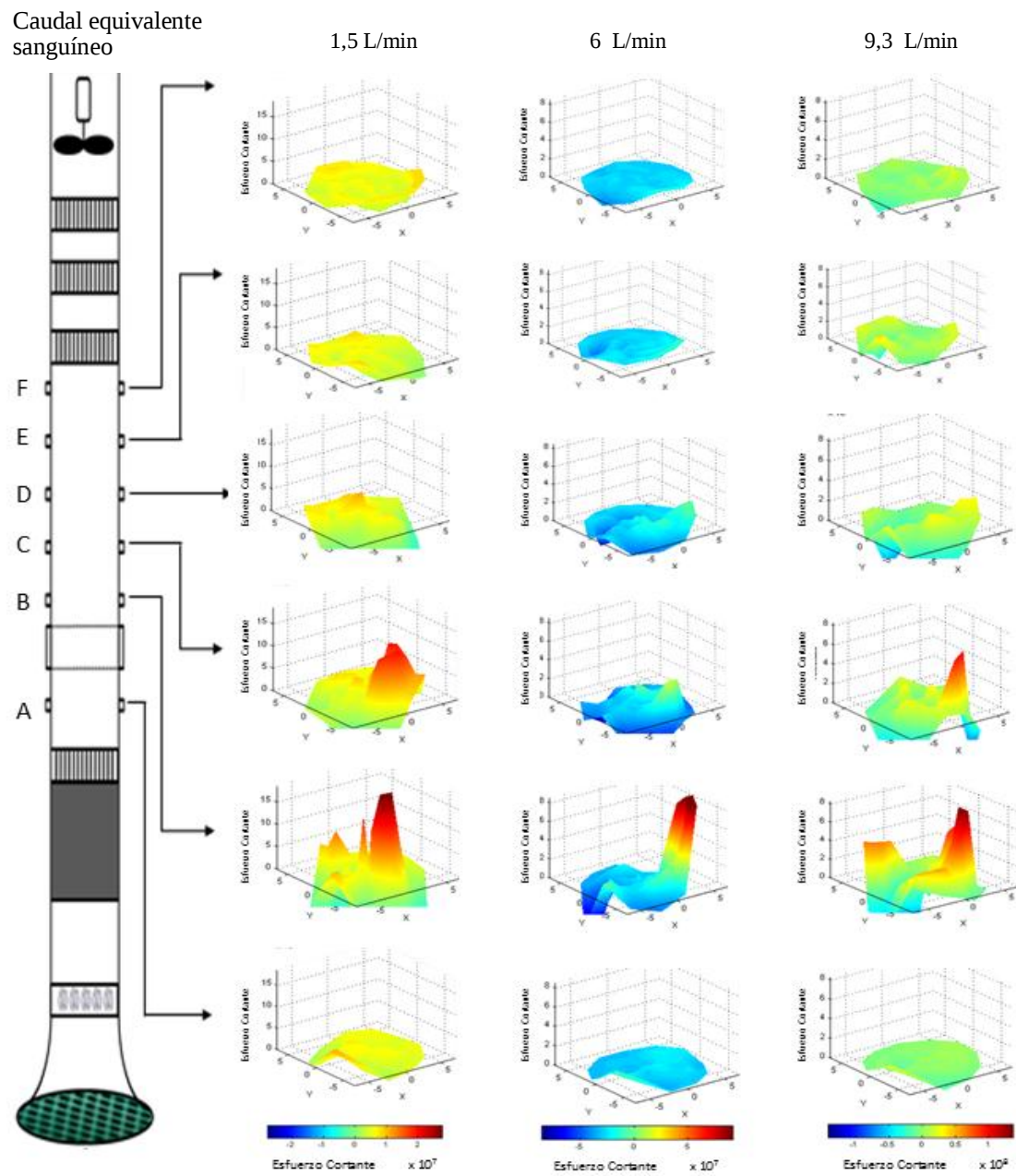
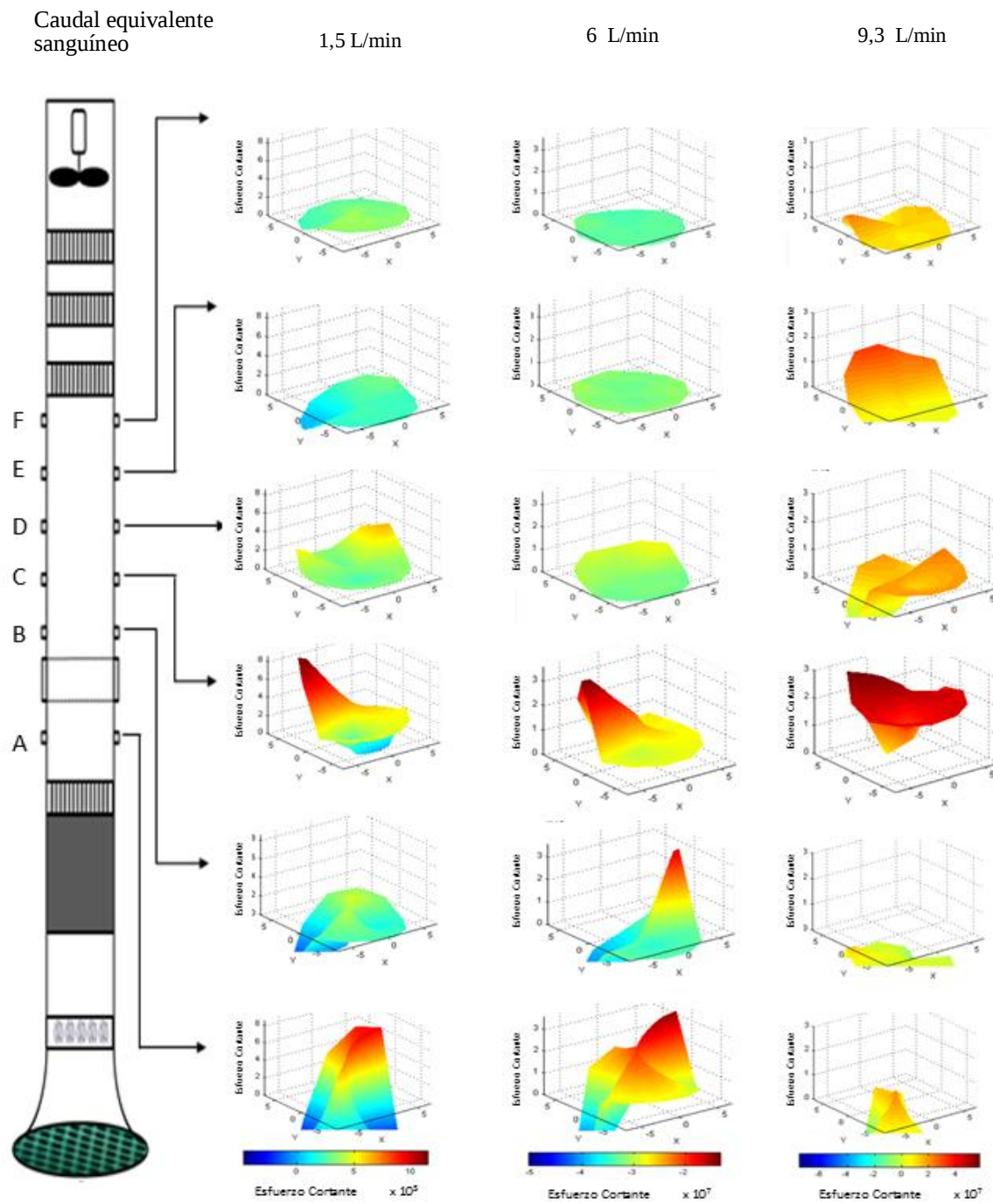


Figura 38. Apertura de válvula media (35°), esfuerzos cortantes en X para la válvula Björk Shiley Tilting Disc





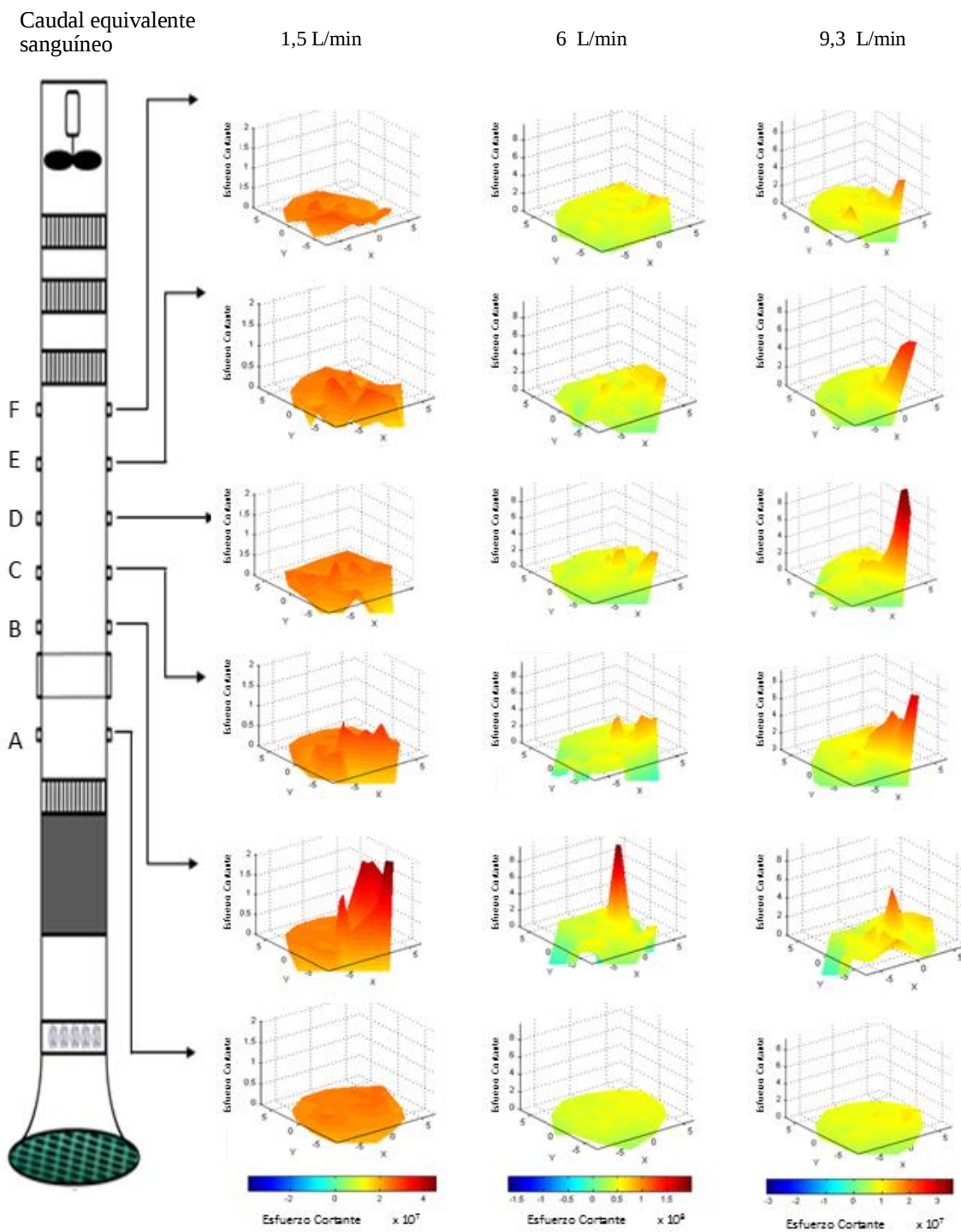


Figura 41. Apertura de válvula mínima (10°), esfuerzos cortantes en X para la válvula Björk Shiley Tilting Disc

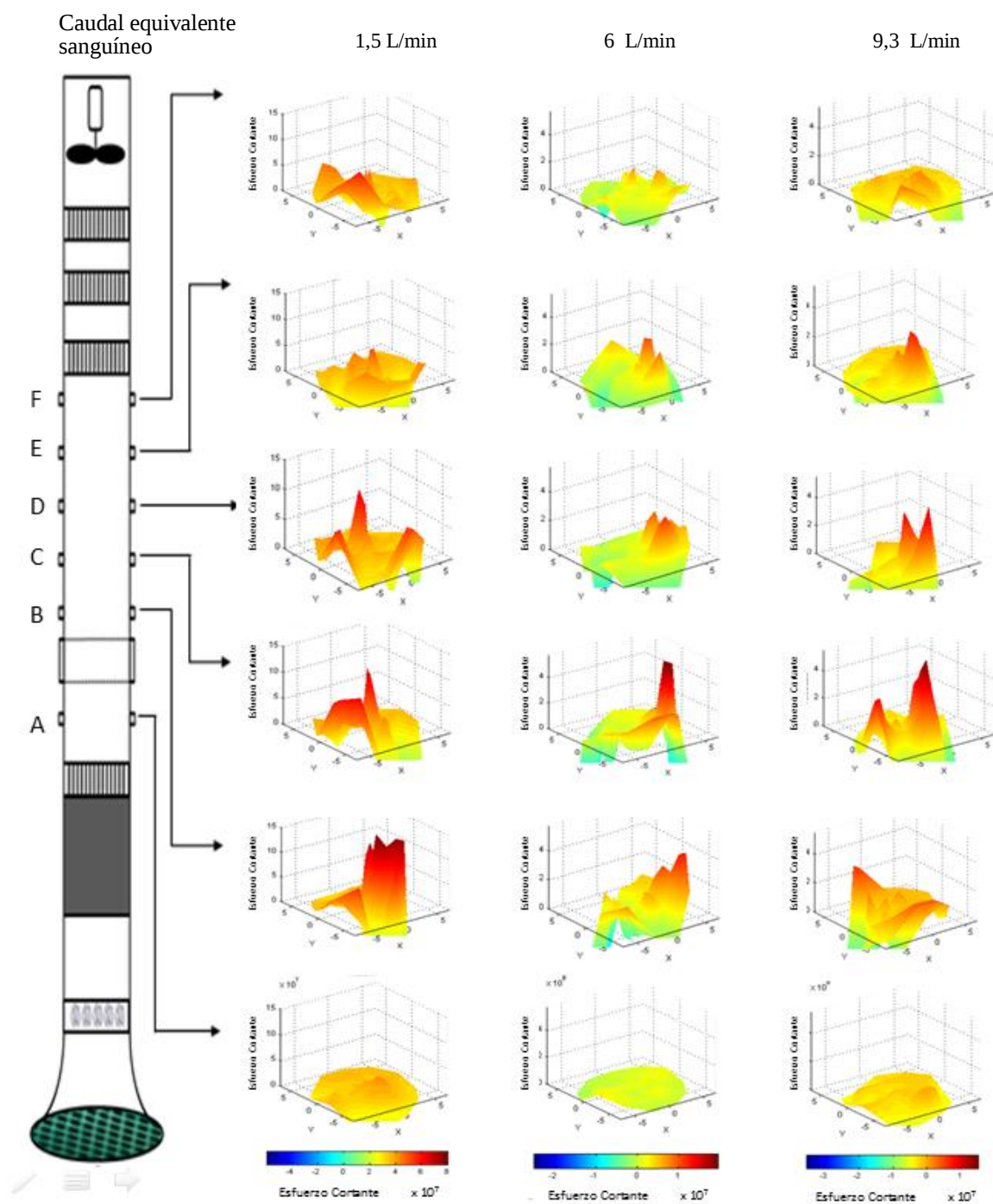


Figura 42. Apertura de válvula mínima (10°), esfuerzos cortantes en Y para la válvula Björk Shiley Tilting Disc

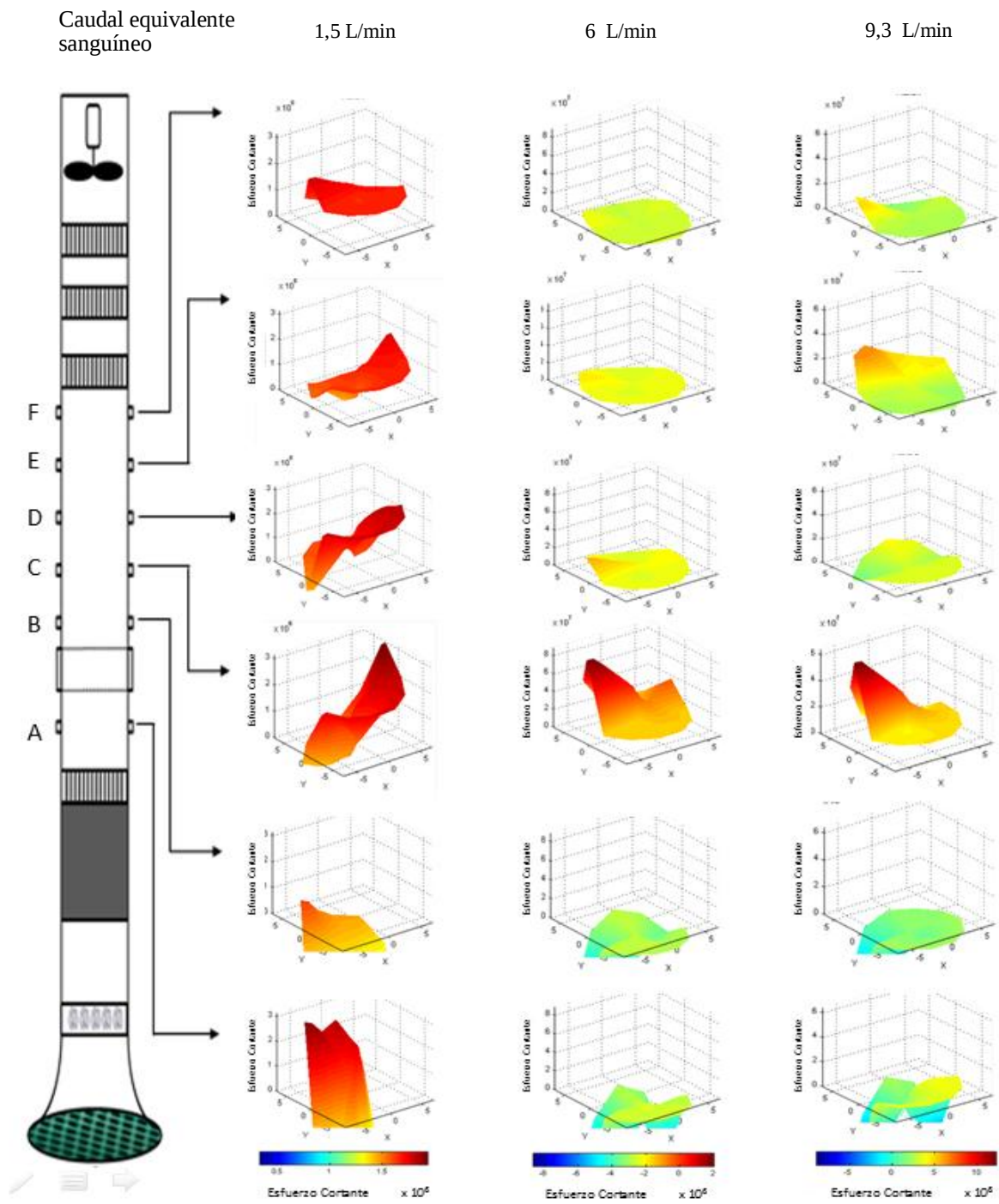


Figura 43. Apertura de válvula mínima (10°), esfuerzos cortantes en Z para la válvula Björk Shiley Tilting Disc

6.3 DISCUSIÓN GENERAL

6.3.1 Gráficas de velocidad

Para todas las aperturas de válvula se puede observar que en el plano A la variación de velocidad es mínima, esto se debe a que en esta zona el flujo de entrada se encuentra laminarizado, y no se ve perturbado por la acción de las valvas de la válvula, sin embargo en la Figura 25, Figura 28, y Figura 31 se puede notar que a mayor apertura de válvula el plano A se ve más afectado y las variaciones de velocidad, como se ve en la Figura 25 (apertura máxima). Por el contrario en la Figura 31 (apertura mínima) prácticamente no existen variaciones de velocidad para este plano debido a que la apertura de válvula de 10° obstruye casi por completo el paso del fluido hacia el plano A.

La válvula Björk Shiley Tilting Disc fue desarrollada en la década de los 70, para superar varias ventajas frente a sus predecesoras, (válvula Starr Edwards, Kay Shiley, entre otras). Estas ventajas en parte dadas por el diseño descentrado del oclisor fueron: flujo más laminar, reducción del gradiente de presión, mejor funcionalidad para el paciente durante el periodo de exigencia máxima (práctica de ejercicio). La bibliografía reporta que las características de dicha válvula siguen siendo insatisfactorias para el funcionamiento hemodinámico en los pacientes implantados, ya que sigue induciendo en el fluido altas turbulencias y caídas de presión, sobre todo con el incremento de flujo durante el ejercicio. Estas mismas características se pueden evidenciar en los perfiles de velocidad y perfiles transversales expuestos en el presente trabajo.

Aunque el flujo si presenta turbulencias al pasar a través del modelo de la válvula Björk Shiley Tilting Disc, este se laminariza en forma rápida comparándose con otras válvulas predecesoras, de acuerdo a resultados encontrados en la literatura, muy especialmente para la válvula de bola.

Según los diseñadores de la válvula (Viking, Bjork, Hon, & Dan Lindblom, 1985), esta operó en un comienzo a una apertura máxima de 60°, pero que posteriormente al ser modificada a 70° se mejoró significativamente las características del flujo, porque

prácticamente desapareció la turbulencia y vorticidades a través del orificio pequeño de la válvula, esto se puede corroborar en la Figura 27, Figura 30 y Figura 33 donde se observa que la turbulencia se genera a la salida del orificio mayor por el contrario a la salida del orificio menor el flujo es casi laminar.

El grado de apertura máxima (70°) de la válvula Björk Shiley Tilting Disc no se podría incrementar ya que esto causaría regurgitación del fluido (Viking, Bjork, Hon, & Dan Lindblom, 1985), hasta 70° como se puede ver en la Figura 25, Figura 28 y Figura 31 este comportamiento no se presenta en lo absoluto.

6.3.2 Gráficas de esfuerzos cortantes

Se analizaron los casos en que es más posible la generación de hemólisis, es decir con los caudales mayores (9 L/min) para cada una de las tres aperturas de válvula.

Los resultados de las pruebas con aire, llevados mediante similitud dinámica a sus equivalentes en sangre, se pueden ver en la Tabla 12.

Tabla 12. Esfuerzos Cortantes Máximos del aire llevados a sus equivalentes en sangre según grado de apertura de la válvula Björk Shiley Tilting Disc

Apertura de válvula (°)	Esfuerzo cortante máximo (Pa)
70	27,37
35	16,39
10	28,31

Ya que una misma cantidad de flujo está pasando a través del orificio más estrecho, se encuentra como es de esperar que la apertura mínima de la válvula reporta el mayor valor de esfuerzo cortante. En la apertura media de la válvula, se presenta el menor valor de esfuerzo cortante debido a que por el diseño de la válvula, en esta apertura se configuran dos orificios, permitiendo el paso de una cantidad considerable de flujo por ambos, entonces la deflexión de flujo menor hacia el mayor reduce los esfuerzos totales.

Finalmente, la apertura máxima de válvula presenta un valor de esfuerzo cortante menor que el reportado en la apertura mínima debido a que una misma cantidad de flujo está pasando a través de un orificio más amplio.

En estudios realizados durante 1 año en pacientes con implantes de válvula protésica tipo Björk Shiley Tilting Disc se observó que el conteo de hemoglobina se encontraba dentro de los valores normales; así mismo se observó que la presencia de hemólisis fue mínima y se mantuvo en valores que no representaban un riesgo clínico significativo. (Viking, Bjork, Hon, & Dan Lindblom, 1985)

Los resultados de esfuerzos cortantes del presente análisis no superan los 150 Pa a partir de los cuales se produce hemólisis en la sangre, es necesario tener en cuenta dos factores que hacen que los esfuerzos máximos reportados en la Tabla 12 se vean afectados (disminuidos):

- Las pruebas se realizaron bajo un flujo continuo, no pulsátil, de haber sido pulsátil los valores de esfuerzos cortantes habrían incrementado posiblemente en algunos puntos específicos de tracto valvular por efectos de la aceleración.

- Los datos para calcular los esfuerzos cortantes máximo son tomados del Plano B, que a pesar de estar cerca de la ubicación de la válvula no, está exactamente sobre la misma sino ligeramente aguas abajo, esto también influye en la disminución de los valores de esfuerzos.

Si estas dos condiciones no se presentaran, los esfuerzos alcanzarían valores cercanos a los 150 Pa, por lo tanto se confirma que como expone la literatura con la válvula Björk Shiley Tilting Disc se logró un avance significativo al reducir el riesgo de generación de hemólisis.

6.3.1 Comparación de las gráficas de esfuerzos cortantes con los perfiles de velocidad

Como se observa en las siguientes figuras, al hacer la comparación entre gráficas equivalentes los esfuerzos cortantes son consistentes con los perfiles transversales de velocidad.

En la Figura 44, Figura 45 y Figura 46 se puede observar como para los 3 pares de gráficas señaladas las respuestas de esfuerzos cortantes concuerdan con los comportamientos de velocidad; cuando hay un cambio importante en velocidad, ya sea negativo o positivo, éste se ve reflejado como un incremento (pico) en la gráfica de esfuerzos cortantes, cuando en las gráficas de velocidad se evidencia un flujo perturbado en las gráficas de esfuerzos cortantes también se genera un incremento en el valor de la derivada.

En la Figura 44, Figura 45 y Figura 46 se puede observar como los valores máximos de esfuerzos cortantes, representados por los picos en las gráficas corresponden a los puntos de apertura de la valva.

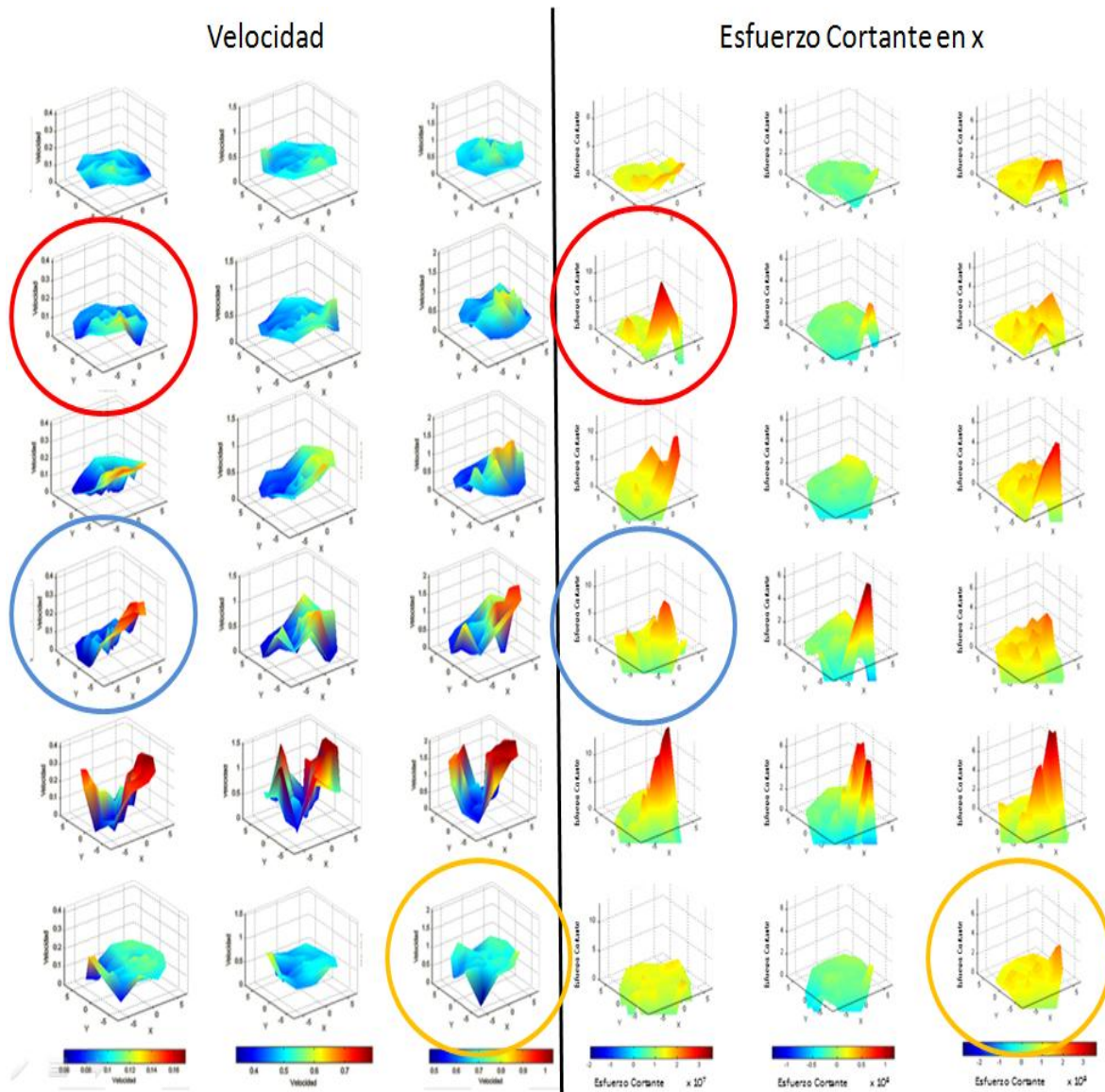


Figura 44. Comparación perfil transversal de velocidad y esfuerzos cortantes en x para la apertura de 70° de la válvula Björk Shiley Tilting Disc

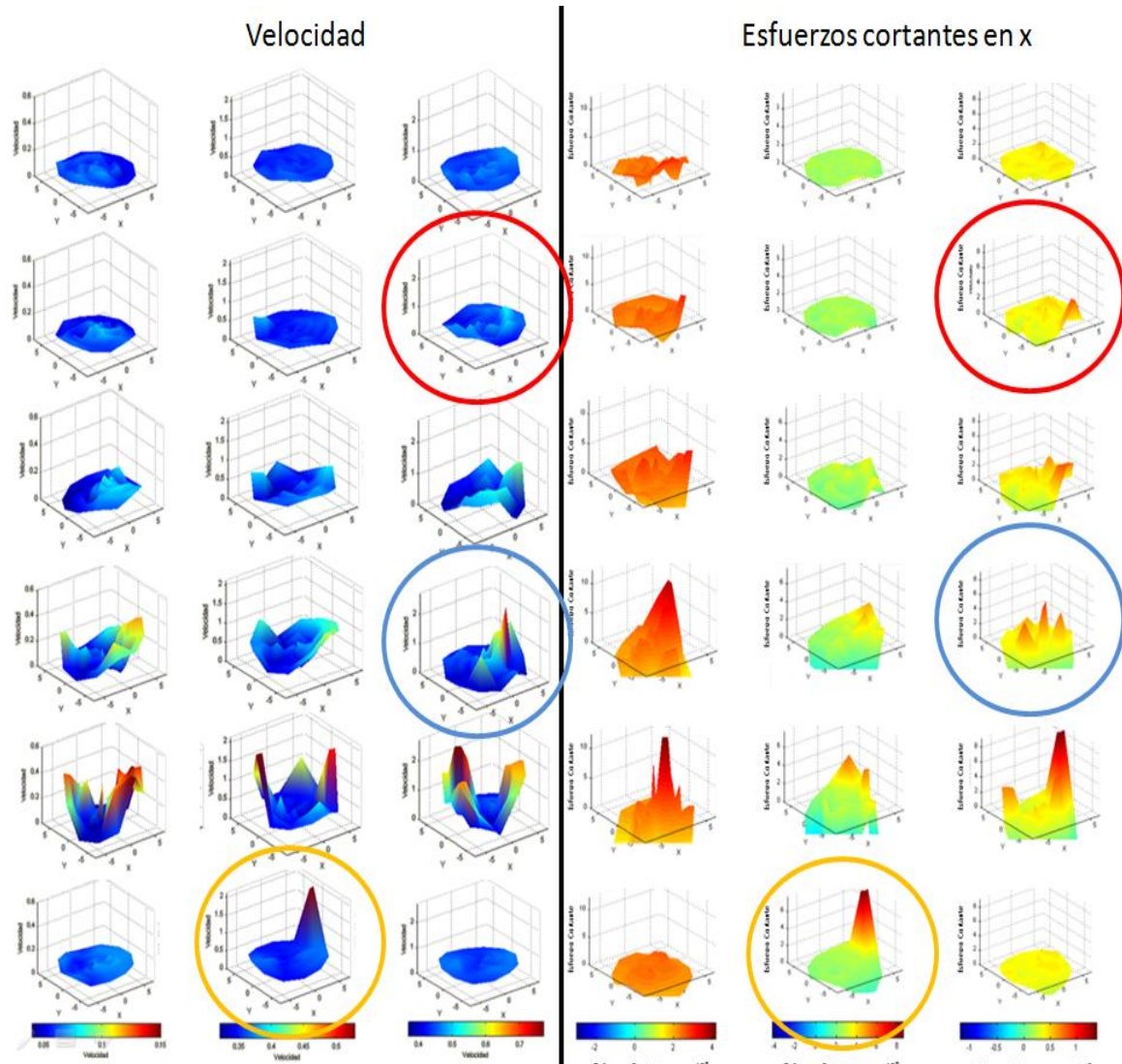


Figura 45. Comparación perfil transversal de velocidad y esfuerzos cortantes en x para la apertura de 35° de la válvula Björk Shiley Tilting Disc

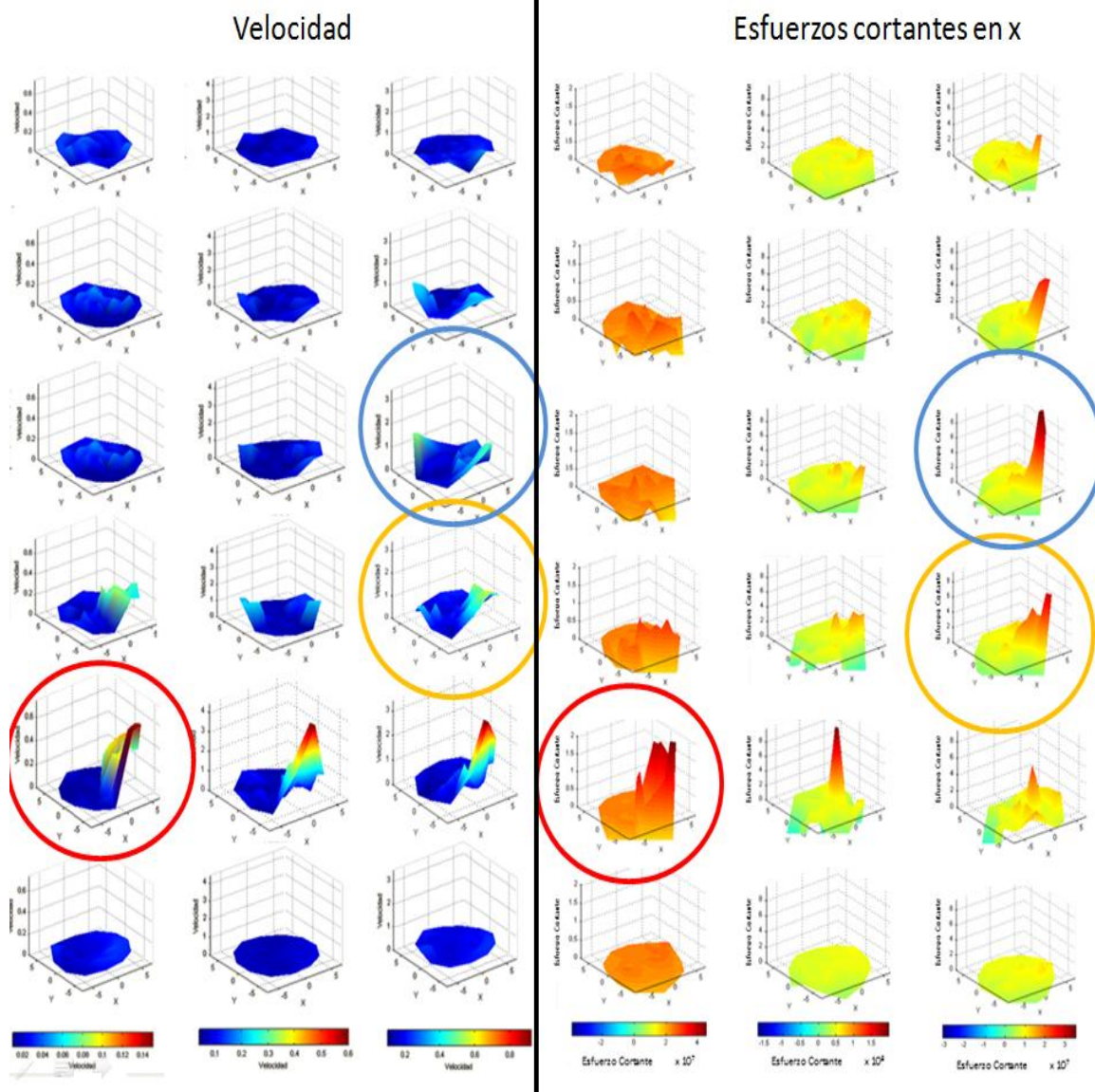


Figura 46. Comparación perfil transversal de velocidad y esfuerzos cortantes en x para la apertura de 10° de la válvula Björk Shiley Tilting Disc

CAPÍTULO 7. CONCLUSIONES

En el intento por mejorar las características funcionales de los diferentes prototipos de válvulas cardiacas se ha creado la necesidad de encontrar métodos que permitan una evaluación más acertada, ya que a pesar de que los métodos actuales permiten obtener el perfil funcional de las válvulas protésicas, carecen de la sensibilidad necesaria. El método utilizado para el análisis de la válvula Björk Shiley Tilting Disc aprovecha las características fluido dinámicas que ofrece el túnel de viento para realizar una evaluación *in vitro* de la influencia sobre el campo de flujo y fuerzas cortantes logrando obtener resultados satisfactorios con una sensibilidad mayor que la obtenida con otros métodos.

El paso del flujo por la válvula, produce unos efectos mecánicos fluido-dinámicos que se mantienen durante varios planos aguas abajo. El fenómeno de arrastre de las corrientes de flujo en los distintos campos del flujo genera esfuerzos cortantes que deben ser considerados a la hora de buscar la funcionalidad de la válvula, ya que no solamente se pretende que este brinde la unidireccionalidad del flujo como parámetro funcional. El trauma hemático, así como la impedancia al flujo, generan de un lado hemólisis y de otro la pérdida energética, efectos ambos que disminuyen la prestación funcional de la válvula.

El presente trabajo permitió hacer una evaluación *in vitro* de la influencia sobre el campo de flujo y fuerzas cortantes de la válvula protésica, acopio de resultados que permitirán el aprovechamiento y la implementación de las propuestas que surgen del presente trabajo en la configuración de un nuevo banco de pruebas para válvulas mecánicas, permitirá obtener nuevos datos que puedan servir como elemento de base en el diseño valvular, con el que se busca promocionar menor trastorno fluido-dinámico 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.

REFERENCIAS

- Bustamante, J. (1995). Diseño y construcción de un simulador cardiovascular para la evaluación hidrodinámica de prótesis valvulares cardíacas. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*. Vol. 16, no. 2, 35-47.
- Bustamante, J., & Valvuen, J. (1999). Biomecánica cardiovascular. En J. Bustamante, & J. Valvuen, *Biomecánica cardiovascular* (págs. 99-101). Medellín: Ed. Medellín.
- Bustamante, J., & Villegas, A. (1999). Prótesis valvulares mecánicas. *RCC vol 7 No4*, 207-219.
- Bustamante, J., Crispin, A., Escobar, N., & Giraldo, M. (2011). Análisis in vitro de la influencia sobre el campo de flujo de dos modelos de válvulas cardíacas mecánicas bivalvas mediante un túnel de viento. *Rev. Col. Cardiol ISSN 0120-5633*. , *En imprenta*, 12 - 26.
- Bustamante, J., G, S., & Landaeta, R. (2005). 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), 350-357.
- Bustamante, J., Posada, A., Escobar, N., Crispin, A., Restrepo, M., & Giraldo, A. (2008). Caracterización de la funcionalidad de válvulas cardíacas mecánicas por medio de un túnel de viento. *Rev. Scientia et Technica ISSN 0122-1701*, 453-458.
- Crispin, A. (2009). Diseño e instrumentación de un túnel de viento para la caracterización de válvulas cardíacas mecánicas (tesis de especialización). Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín.
- Fiol, O., Ortiz, A., Romero, J., & Morales, S. (2004). Sistema para adquisición de datos y control por computadora de un banco de ensayos para válvulas cardíacas artificiales.

VII Congreso Internacional de Métodos Numéricos en Ingeniería y Ciencias Aplicadas "CIMENICS 2004".

Fundación Colombiana del Corazón. (2012). *Corazones Responsables*. Recuperado el 28 de Octubre de 2012, de Corazones responsables: <http://www.fundacioncolombianadelcorazon.org/OS.html>

Lenssen, A. (2009). A comparison between the influence of Bjork-Shiley monostrut and Carbomedics mechanical heart valves in the 50cc Penn State LVAD (V2) using PIV . *Pennsylvania State University*, 40-43.

Manning, K. (2003). Regurgitant flow field characteristics of the St. Jude bileaflet mechanic heart valve under physiologic pulsatile flow using particle image velocimetry, *Artificial Organs. Vol. 27, no. 9, Sep*, 840.

Omar, Y., & Ratnatunga, C. (2008). Válvulas cardíacas protésicas [Prosthetic heart valves]. *Elsevier*, 496-500.

Organización Mundial de la Salud. (2012). *Enfermedad cardiovascular*. Recuperado el 28 de Octubre de 2012, de Organización Mundial de la Salud: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/index.html>

Rabago, G., & Aracil, J. (8 de abril de 2012). *Clínica Universidad de navarra*. Recuperado el 2 de septiembre de 2012, de Clínica Universidad de navarra: <http://www.cun.es/area-salud/enfermedades/cardiovasculares/insuficiencia-mitral>

Shwartz, R. (2011). Autoimmune and intravascular hemolytic anemias. *Elsevier*, 163.

Tavella, N., Barreioro, D., Cura, L., & Vignelio, G. (2004). Estenosis valvular aórtica (parte I). *revista uruguaya de cradiología*, 1.

Viking, O., Bjork, M., Hon, F., & Dan Lindblom, M. (1985). The Monostrut Bjork-Shiley Heart Valve. *Seminar on Cardiac Valve Replacement - II*, 1142-1148.

Villar, A. (2010). Válvulas cardíacas protésicas: revisión histórica del tema. *Revista Cubana Cir V 49 No 1*.