



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

DESEMPEÑO DE PRÓTESIS DE VÁLVULAS
CARDÍACAS A FRECUENCIAS ELEVADAS

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

Ingeniero Mecánico

PRESENTA:

Javier Sánchez Ríos

DIRECTOR DE TESIS:

Dr. Roberto Zenit Camacho

Co-tutor: Dr. Alberto Beltrán Morales



México, D.F., 2014

Resumen

En el presente trabajo se estudia el flujo a través de una válvula prostética de pericardio de bovino aumentando la frecuencia en un rango de 0.66 Hz hasta 7.15 Hz en las pulsaciones de flujo en las bombas pulsátiles. Para simular el sistema circulatorio se implementó el modelo de Windkessel el cual es un circuito hidráulico que consta de una bomba pulsátil, un canal de visualización donde se tomarán las imágenes, una válvula que simula la resistencia del cambio de diámetro en los vasos sanguíneos, un tanque de complianza cuyo contenido de aire y agua simula la elasticidad de los grandes vasos sanguíneos. Se emplearon dos bombas pulsátiles; la bomba Harvard de bajas frecuencias y la bomba prototipo de CCADET de altas frecuencias.

La técnica PIV se utilizó para la obtención de campos de velocidad y con estos se obtuvo la rapidez de deformación, esfuerzos viscosos y la vorticidad. Además se capturaron imágenes de la válvula en las diferentes frecuencias para encontrar que la válvula deja de funcionar correctamente en la frecuencia de 5.65 Hz según la escala utilizada en el equipo experimental. Con los datos procesados se compararon las diferentes frecuencias y los resultados mostraron un cambio en el comportamiento de las gráficas, ya que se tiene una zona donde funciona correctamente y observan aumentos paulatinos, mientras que cuando falla se observan grandes diferencias entre cada frecuencia.

Índice general

Resumen	I
Índice de figuras	v
1. Introducción	1
1.1. Presentación	1
1.2. Mecánica del bombeo cardíaco	2
1.3. Problemas con las válvulas cardíacas	4
1.4. Válvulas cardiacas artificiales	6
1.4.1. Válvulas mecánicas	6
1.4.2. Válvulas biológicas	8
1.5. Validación de las válvulas prostéticas	10
1.6. Antecedentes	11
2. Descripción del experimento	13
2.1. Modelo de Windkessel	13
2.2. Equipo experimental	13
2.2.1. Bombas pulsátiles	14
2.2.2. Canal de visualización	15
2.2.3. Tanque de complianza	16
2.2.4. Válvula prostética estudiada	17
2.3. Equipo de medición	17
2.3.1. Medición de campos de velocidad	17
2.3.2. Equipo de visualización PIV	18
2.4. Metodología	19
2.4.1. Análisis de datos	22
3. Resultados y discusión	25
3.1. Fotos de alta velocidad	25
3.2. Velocidad	27
3.2.1. Campos de velocidad	27
3.2.2. Magnitud de la velocidad	32
3.3. Rapidez de deformación	36

ÍNDICE GENERAL

3.3.1. Campos de rapidez de deformación	36
3.3.2. Magnitudes de rapidez deformación	41
3.4. Vorticidad	44
3.4.1. Campos de vorticidad	44
3.5. Esfuerzos viscosos	50
3.5.1. Campos de esfuerzos viscosos	50
3.5.2. Magnitud de los esfuerzos viscosos	50
4. Conclusiones	59
Bibliografía	61

Índice de figuras

1.1. Ciclo cardíaco completo	4
1.2. Implante de una válvula cardíaca en una operación a corazón abierto . .	6
1.3. Válvula de bola y jaula	6
1.4. Válvula Starr-Edwards	7
1.5. Válvula de disco	7
1.6. Válvula Starr-Edwards	8
1.7. Válvula Starr-Edwards	9
2.1. Bomba Harvard especializada en flujo sanguíneo de mamíferos grandes .	14
2.2. Bomba prototipo de CCADET especializada en simular frecuencias altas	15
2.3. Sistema y componentes principales de la bomba CCADET	15
2.4. Isométrico del canal de visualización	16
2.5. Dimensiones generales del canal de visualización	16
2.6. Tanque de complianza	17
2.7. Válvula prostética cardíaca utilizada en el experimento	17
2.8. Cámara de alta velocidad.	18
2.9. Láser DualPower TR	19
2.10. Muestra de las partículas reflejantes expuestas a un láser	19
2.11. Gráfica de el cambio de flujo desplazado en la bomba CCADET.	20
2.12. Esquema representativo del modelo de Windkessel con las partes ensam- bladas.	21
2.13. Arreglo formado por el canal de visualización y la cámara.	21
3.1. Fases de la válvula durante un ciclo completo a una frecuencia de 1.3333 Hz	26
3.2. Fases de la válvula durante un ciclo completo a una frecuencia de 5.9 Hz	26
3.3. Campos de velocidades de un ciclo completo a una frecuencia de 1.3333 Hz	28
3.4. Campos de velocidades de un ciclo completo a una frecuencia de 5.65 Hz	29
3.5. Campos de velocidades de un ciclo completo a una frecuencia de 5.9 Hz	30
3.6. Campos de velocidades de un ciclo completo a una frecuencia de 7.15 Hz	31
3.7. Comparación de la velocidad máxima durante un ciclo completo en todas las frecuencias	33

ÍNDICE DE FIGURAS

3.8. La figura (a) muestra los valores máximos de velocidad registrados en las frecuencias bajas y la figura (b) en altas frecuencias	35
3.9. Campos de rapidez de deformación de un ciclo completo a una frecuencia de 1.3333 Hz	37
3.10. Campos de rapidez de deformación de un ciclo completo a una frecuencia de 5.65 Hz	38
3.11. Campos de rapidez de deformación de un ciclo completo a una frecuencia de 5.9 Hz	39
3.12. Campos de rapidez de deformación de un ciclo completo a una frecuencia de 7.15 Hz	40
3.13. Comparación de la velocidad máxima durante un ciclo completo en todas las frecuencias	42
3.14. La figura (a) muestra los valores máximos de la rapidez de deformación registrados en las frecuencias bajas y la figura (b) en altas frecuencias .	43
3.15. Campos de vorticidad de un ciclo completo a una frecuencia de 1.3333 Hz	45
3.16. Campos de vorticidad de un ciclo completo a una frecuencia de 5.65 Hz	47
3.17. Campos de vorticidad de un ciclo completo a una frecuencia de 5.9 Hz .	48
3.18. Campos de vorticidad de un ciclo completo a una frecuencia de 7.15 Hz	49
3.19. Campos de esfuerzos viscosos de un ciclo completo a una frecuencia de 1.3333 Hz	52
3.20. Campos de esfuerzos viscosos de un ciclo completo a una frecuencia de 5.65 Hz	53
3.21. Campos de esfuerzos viscosos de un ciclo completo a una frecuencia de 5.9 Hz	54
3.22. Campos de esfuerzos viscosos de un ciclo completo a una frecuencia de 7.15 Hz	55
3.23. Comparación de la velocidad máxima durante un ciclo completo en todas las frecuencias	56
3.24. Comparación de los esfuerzos viscosos máximos durante un ciclo completo en todas las frecuencias	57

Introducción

1.1. Presentación

El sistema circulatorio es una red compleja que cumple dos tareas principales: se encarga de proporcionar oxígeno y nutrientes a todos los órganos del cuerpo y de remover los desechos producto del metabolismo. Los componentes principales de este sistema son el corazón y la red de venas y arterias que transportan la sangre a través del cuerpo.

El corazón humano se divide en cuatro cámaras conocidas como ventrículos. Los muros de los ventrículos están hechos de tejido muscular llamado miocardio que es capaz de contraerse de manera rítmica. Su funcionamiento se puede interpretar de manera simplificada en dos bombas pulsátiles operando en sincronía. La función del lado derecho del corazón es coleccionar sangre del cuerpo por la vena cava superior e inferior sin oxígeno en el atrio derecho, y bombearlo mediante el ventrículo derecho a los pulmones, donde la sangre se oxigena. El lado izquierdo del corazón colecciona la sangre oxigenada en el atrio izquierdo, la cual pasa al ventrículo izquierdo el cual la bombea al cuerpo mediante la aorta (6).

La función de los ventrículos se logra gracias a que cada uno posee dos válvulas cardíacas que se abren y cierran debido a estos gradientes de presión, controlando la dirección del flujo de sangre en el corazón.

Existen 4 válvulas en el corazón y se clasifican de la siguiente manera:

1. **La válvula mitral.** También conocida como la válvula bicúspide debido a que contiene dos valvas. Esta permite fluir la sangre de la aurícula izquierda al ventrículo izquierdo.
2. **La válvula tricúspide.** Recibe este nombre debido a que está integrada por tres valvas. Esta permite fluir la sangre de la aurícula derecha al ventrículo derecho.

Las válvulas semilunares están localizadas en la base de la arteria pulmonar y la aorta, estas son las arterias encargadas de tomar la sangre en los ventrículos y hacerla

1. INTRODUCCIÓN

circular en todo el sistema. Las válvulas semilunares tienen la función principal de prevenir el contraflujo de sangre de las arterias a los ventrículos.

- **La válvula aortica.** Es la válvula que está entre el ventrículo izquierdo y la aorta. Consta de tres valvas. Esta permite fluir la sangre del ventrículo izquierdo a la aorta.
- **La válvula pulmonar.** Es la válvula que se encuentra el ventrículo derecho y la arteria pulmonar y está constituida también de tres valvas.

Las válvulas atrioventriculares son estructuralmente diferentes a las válvulas semilunares. Cada válvula atrioventricular consiste de un anillo irregular de tejido membranoso que lo une a las paredes del corazón sobre una región con forma de anillo llamada anillo fibroso. Los bordes de las valvas están atados por tendones delgados, las cuerdas tendinosas a los músculos papilares ubicados en el interior de la pared del ventrículo, mientras que las válvulas semilunares no poseen las cuerdas tendinosas, en su lugar obtienen soporte de la geometría de la curva donde se acopla al vaso.

Una diferencia importante entre el lado izquierdo y derecho del corazón es que el lado izquierdo típicamente alcanza picos de presión en el ciclo cardíaco que son aproximadamente seis veces mayores a los del lado derecho. En consecuencia, las dos válvulas en el lado izquierdo del corazón están sujetas a sollicitaciones mayores que las del lado derecho. Por esta razón las válvulas del lado izquierdo (válvula mitral y aortica) tienden a fallar con mayor frecuencia que las del lado derecho(7).

1.2. Mecánica del bombeo cardíaco

El sistema circulatorio mantiene su flujo constante de sangre debido a una serie de eventos que ocurren en el corazón desde que se percibe el primer latido hasta el comienzo del otro. El ciclo consiste de un periodo de relajación llamado diástole, durante el cual el corazón se llena de sangre, posteriormente viene el periodo de contracción llamado sístole.

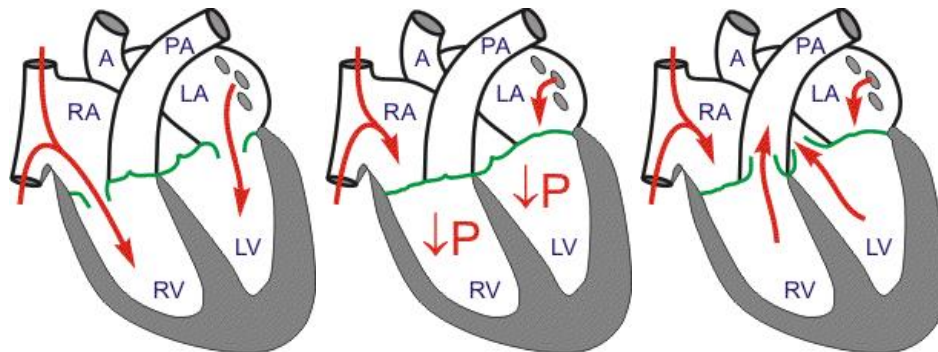
A continuación se describen los procesos del periodo del ciclo cardíaco (7).

Llenado atrial y ventricular (diástole tardía): El atrio derecho e izquierdo se llenan de sangre y las válvulas atrioventriculares están abiertas, por lo tanto los atrios y los ventrículos están conectados. Mientras que las válvulas semilunares están cerradas impidiendo que el flujo salga del corazón. Los músculos en el atrio comienzan a contraerse hasta que la sangre ha pasado totalmente a los ventrículos.

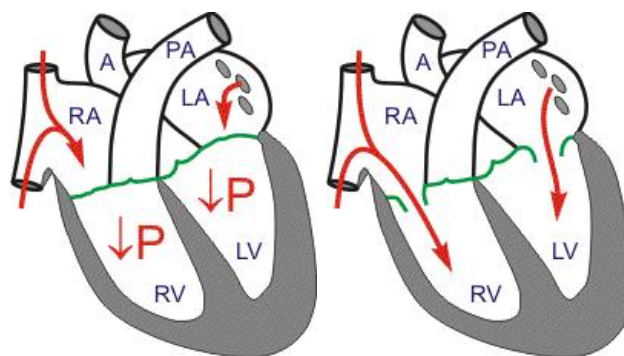
Contracción ventricular (sístole): Los músculos de los ventrículos se comienzan a contraer. El volumen disminuye y la presión ventricular aumenta. Cuando la presión ventricular aumenta es mayor que la presión de los atrios, las válvulas atrioventriculares se cierran, con esto se produce el primer sonido del corazón. Ahora todas las válvulas están cerradas pero la contracción muscular continúa. Dado que la sangre es incompresible, en esta etapa el volumen permanece constante mejor conocida como contracción

isométrica. Cuando la presión ventricular es mayor que la presión de la arteria pulmonar o aortica, las válvulas semilunares se abren y permiten el flujo fuera del corazón. Efectuado esto, los ventrículos se relajan lentamente y la presión en estos comienza a disminuir. Cuando la presión ventricular es menor que la presión de las arterias las válvulas semilunares se cierran de nuevo y producen el segundo sonido del corazón.

Relajación ventricular (diástole temprana): Los músculos de los ventrículos comienzan a relajarse a volumen constante. La presión ventricular desciende rápidamente, este proceso se conoce como relajación isométrica. En el momento en que la presión en los atrios las válvulas atrioventriculares se abren y el ciclo comienza otra vez con el llenado de los atrios.



(a) *Entrada de sangre al ventrículo derecho (RV) e izquierdo (LV) a través de las válvulas atrioventriculares*
(b) *Cierre de las válvulas semilunares y incremento de presión en los ventrículos*
(c) *Apertura de las válvulas semilunares y flujo de sangre hacia el cuerpo*



(d) *Caída de presión en los ventrículos y aumento de presión en los atrios*
(e) *Comienzo de un nuevo ciclo cardíaco*
(RA atrio derecho y LA atrio izquierdo)

Figura 1.1: Ciclo cardíaco completo

1.3. Problemas con las válvulas cardíacas

Las válvulas cardiacas pueden tener tres tipos de problemas: Regurgitación, estenosis y atresia.

Regurgitación, o flujo inverso, ocurre cuando la válvula no es capaz de cerrar herméticamente. La sangre se fuga de regreso en las cámaras en lugar de continuar su flujo a través del corazón o en la arteria. La estenosis ocurre cuando la válvula no puede abrirse completamente, esto puede ser debido a que las valvas son demasiado gruesas, muy suaves o están unidas entre sí. Esto tiene como consecuencia que no fluye suficiente sangre a través de la válvula. La atresia es una condición médica donde la válvula carece de su orificio natural por donde tiene que pasar la sangre.

Algunas personas nacen con este tipo de padecimientos en las válvulas cardíacas, mientras que otros son adquiridos en el desarrollo de su vida. Cuando la enfermedad se desarrolló antes del nacimiento se le llama congénita. En varios casos los defectos en las válvulas cardíacas no presentan síntomas y la persona puede llevar su vida sin presentar ningún problema. Mientras que para otros los padecimientos empeoran a medida que se avanza la enfermedad hasta que causa fallas en el corazón, infartos, coágulos sanguíneos que pueden causar la muerte.(3)

Uno de los problemas que se han encontrado es que en frecuencias elevadas las prótesis de válvulas cardíacas no logran completar de manera satisfactoria su ciclo de apertura y cierre, lo cual provoca el fenómeno de regurgitación en la válvula y afectando con esto el flujo a través de la válvula.

El corazón humano en un estado saludable y condiciones normales presenta una frecuencia de pulso de entre 1 a 1.667 Hz (60 a 100 pulsaciones por minuto). Se considera bradicardia cuando la frecuencia cardíaca es menor a 1 Hz y taquicardia cuando la frecuencia es mayor a 1.667 Hz. Existen diferentes variantes de la taquicardia en las que varía el valor máximo que puede alcanzar la frecuencia cardíaca llegando a valores máximos de 3.666 Hz.

Actualmente, no existe medicina que pueda curar estas enfermedades valvulares. A causa de esto el paciente debe cambiar su estilo de vida y tomar medicinas permanentemente para superar los síntomas. Eventualmente el órgano se seguirá dañando hasta que sea necesaria una intervención quirúrgica.

Las intervenciones quirúrgicas consisten en reparar o reemplazar la válvula dañada por una prótesis de la misma. Posteriormente a la operación la calidad de vida del paciente se ve afectada, ya que se ve limitado a hacer actividades que no exijan un alto rendimiento del flujo cardíaco y el paciente estará sometido a tomar medicamentos y revisiones médicas de por vida.

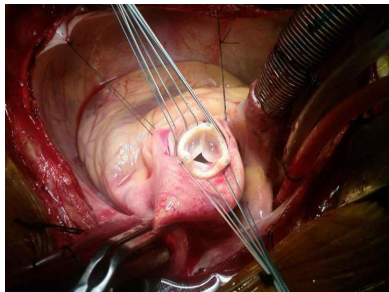


Figura 1.2: Implante de una válvula cardíaca en una operación a corazón abierto

1.4. Válvulas cardíacas artificiales

Las válvulas artificiales se dividen en dos grupos principalmente, mecánicas y biológicas.(8)

1.4.1. Válvulas mecánicas

El primer reemplazo de válvula cardíaca fue llevado a cabo en 1952 por el Dr. Hufnagel, con la llamada válvula de bola y jaula. Esta consistía en un cilindro de acrílico, el cual contenía una esfera móvil de silicona que operaba a manera de válvula con el principio de bola en jaula.



Figura 1.3: Válvula de bola y jaula

El desarrollo de las válvulas fue impulsado por la invención de la máquina bypass cardiopulmonar, la cual es una técnica utilizada para suplantar temporalmente la función del corazón y los pulmones durante una cirugía, manteniendo la circulación de la sangre y la presencia de oxígeno en el cuerpo. El uso de la válvula de bola y jaula se volvió obsoleto con la introducción de la válvula Starr-Edwards, la cual estaba constituida por una jaula de material prototipo de plástico y una bola oclusora de goma de silicona mantenida en su posición por el arnés plástico que se sujetaba a un anillo. En esta estructura la bola se desplaza libre y pasivamente desde el anillo, en su posición de cierre, hasta el extremo de la jaula en su posición de apertura, permitiendo el pasaje de sangre a su alrededor y entre ella y la jaula y la pared aórtica o ventricular, de acuerdo con su posición aórtica o mitral.



Figura 1.4: Válvula Starr-Edwards

Posteriormente, a mediados de 1960 se introdujo al mercado las válvulas de disco-jaula el cual mantenía todavía su característica de flujo lateral. En este modelo el elemento móvil que participaba en el cierre y apertura era un disco que era de carbono pirolítico, sin embargo como no representaba una variante con ventajas significativas respecto del modelo jaula-bola poco a poco dejó de usarse.

Estos dos diseños presentaban dos principales desventajas, un perfil demasiado grande y la esfera o disco ocasionaba un efecto obstructor en el centro del torrente sanguíneo provocando una excesiva turbulencia en el flujo a través y después de la válvula. El avance más significativo en las válvulas cardíacas mecánicas ocurrió en 1969 y 1970 con la introducción de las válvulas de disco oscilante diseñadas por Bjork-Shiley y Lillehei-Kaster, las cuales utilizan un disco circular montado sobre un pivote y unido a un anillo metálico que actúa como ocluidor. El disco puede rotar durante su función normal, esto evita que se tenga un desgaste excesivo en alguna zona particular del disco. Las futuras mejoras al diseño de las válvulas de disco oscilante se han enfocado en el sistema de retención del disco, los materiales del que está elaborado el mismo, el ángulo de oscilación durante las fases de apertura y cierre y la geometría del disco.



Figura 1.5: Válvula de disco

Los diseños de válvulas cardíacas mecánicas más recientes se basan en prótesis de disco lenticular bivalvo o de dos discos, introducida en el mercado en 1978 por St Jude Medical Inc. Esta válvula presenta mejores condiciones de flujo dado que mantiene un flujo central. El funcionamiento de esta válvula es el siguiente. Las hojas pivotean durante la apertura, creando 3 áreas del flujo, 1 central y 2 periféricos. El anillo es metálico y las dos valvas o discos son de carbono grafito, impregnados de tungsteno recubiertos por carbono pirolítico, lo que disminuye su capacidad trombogénica. Como

1. INTRODUCCIÓN

los discos no poseen sutura las posibilidades de fractura son menores. El ángulo de apertura es de 85 grados, lo que permite que adquiera una posición casi paralela al flujo sanguíneo, con la delimitación de dos orificios mayores y un orificio menor.

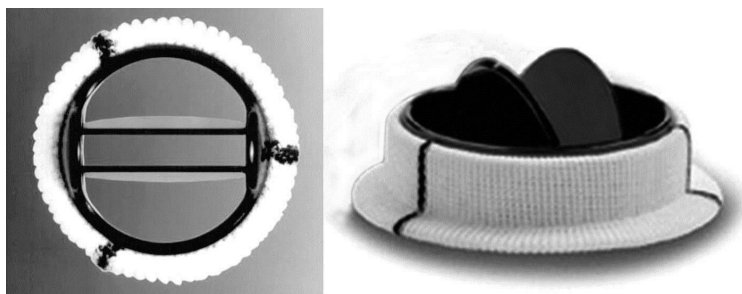


Figura 1.6: Válvula Starr-Edwards

Desde la introducción de la válvula lenticular bivalvo SJM se han tenido otros intentos por mejorar el diseño. Por ejemplo la prótesis bivalva CarboMedics, la cual obtuvo su aprobación en 1993 por el departamento de administración de comida y medicina de los Estados Unidos o FDA por sus siglas en inglés (Food and Drug Administration), difiere de la válvula SMJ por el ángulo de apertura de sus valvas y la forma de la región que alberga la bisagra, que es más afilada que la SJM. La válvula ATS de pivote abierto (Minneapolis, MN, USA), aprobada en el año 2000, también propone un cambio en el diseño del pivote. Este diseño invierte el mecanismo tradicional de pivote, expone al pivote al empuje del flujo entrante y utiliza una bisagra sobresaliente en lugar de un diseño de bisagra empotrado. La válvula On-X, patentada por el Medical Carbon Research Institute (Austin, Tx, USA), es la válvula mecánica más reciente. Se caracteriza por tener una relación entre longitud y diámetro cercano a las válvulas naturales, un pivote que permite a las valvas abrirse a un ángulo de 90° relativo a la cabida de la válvula y un mecanismo de dos puntos para el cierre de la válvula.

1.4.2. Válvulas biológicas

A pesar del amplio uso de las válvulas mecánicas, estas tienen dos problemas principales; el primero es la necesidad de un tratamiento de anticoagulantes de por vida y los problemas de flujo de sangre. Una alternativa que surgió como solución a estos problemas fue usar válvulas cardíacas biológicas. Los primeros procedimientos que se realizaron para tratar la valvulopatías fueron los homoinjertos fueron utilizadas al principio del decenio de 1960, están constituidas por válvulas aórticas humanas preservadas que fueron extraídas de donantes cadavéricos, pacientes con muerte cerebral o de receptores de trasplante cardíaco. Con ella se alcanza un perfil hemodinámico excelente y tiene trombogenicidad baja, por lo que no hay necesidad de anticoagulación. Las desventajas son que se requiere una cirugía técnicamente más exigente, y por otro lado la baja disponibilidad del homoinjerto.

Posteriormente se desarrolló la técnica de los autoinjertos, llevados a cabo en el año de 1967. Los autoinjertos consisten en un autotransplante de la válvula pulmonar hacia la posición aórtica; y en la posición pulmonar se reemplaza por un homoinjerto o heteroinjerto de aorta o pulmonar, este procedimiento involucra un doble reemplazo. Las primeras dificultades que presentó este procedimiento fue que en el tratamiento pre-quirúrgico se disolvían las fibras de colágeno de las valvas y presentaban disfunción tardía y la otra gran dificultad es que se necesitan donantes para este procedimiento, creando una dificultad de obtenerlas en número suficiente. En 1969 se produjo uno de los mayores avances en el campo con el desarrollo del procedimiento de fijación al tejido usando glutaraldehído, esto resultó en el incremento de la estabilidad del tejido y a combatir la biodegradación. Este avance impulsó el diseño de nuevas válvulas biológicas combinando tejido biológico y estructuras mecánicas. Las válvulas eran válvulas aórticas porcinas tratadas con glutaraldehído montadas en un marco rígido como soporte. Este soporte rígido después se cambió por un anillo rígido con pivotes flexibles, esto fue puesto en el mercado como la válvula porcina Hancock en 1970. Posteriormente en 1976 los laboratorios Edwards (Edwards Lifesciences, Irvine, CA, USA) creó una válvula porcina montada en un soporte completamente flexible capaz de adaptarse a las paredes cardíacas.



Figura 1.7: Válvula Starr-Edwards

El uso de válvulas porcinas intactas como prótesis facilitó la producción del proceso de trasplante debido a que mitigó la necesidad de manufacturar válvulas individuales o esperar a un donante apropiado. A pesar de esto, las desventajas que se tienen es que se necesita revisar una gran cantidad de válvulas porcinas para obtener el remplazo apropiado en medidas y calidad. El siguiente avance en las válvulas biológicas se presentó en el uso de pericardio bobino. Con el pericardio de los bovinos como material, las válvulas pericárdicas son adaptadas y suturadas en una configuración valvular sobre un marco de soporte (stent), lo que hace que este tipo de válvula abra más ampliamente que una válvula porcina, con mejor hemodinámica. La mayor durabilidad también es lograda porque hay tejido adicional que permite la contracción y un porcentaje más alto del colágeno disponible que se reticulará durante la fijación. El primer diseño de válvula de pericardio bobino fue puesto en el mercado en 1976 pero presentó diversas fallas en su desempeño y fue retirada del mercado en 1980. En 1991 entra al mercado la válvula pericardial Carpentier-Edwards la cual presentó una hemodinámica superior

que sus predecesoras y una mayor durabilidad. La última válvula pericardial aprobada es la válvula Mitroflow diseñada por Sorin Group Canada Inc. (Burnaby, BC, Canada). Un cambio reciente en las válvulas biológicas es la introducción de bioprotesis sin soporte. Las válvulas sin soporte presentan ventajas debido a que la raíz aortica distribuye los esfuerzos al tejido aórtico en lugar de concentrarlos en el tejido de las valvas cerca de los soportes en las bioprotesis tradicionales. La primera válvula cardiaca sin soporte fue aprobada en 1997. Y se han aprobado dos diseños para ser implantados: La válvula Medtronic Freestyle (Medtronic Inc.); y la válvula Edwards Prima (Edwards Lifesciences).

1.5. Validación de las válvulas prostéticas

Para poder comercializar e implantar una prótesis de válvula cardiaca, ya sea mecánica o biológica, se deben cumplir una serie de requisitos marcados por la normativa internacional UNI EN ISO 5840 “Implantes cardiovasculares – Prótesis de válvulas cardiacas”. La norma dicta los parámetros y pruebas que deben realizarse y pasar de manera satisfactoria cualquier prótesis cardiaca. Entre estos parámetros deben realizarse análisis de riesgo en los que incluyen identificación de posibles peligros, modos de falla, estimación de riesgos. La norma también supervisa los parámetros de la válvula propuesta; implantación, técnicas de sutura, material de las valvas, dimensiones generales de apertura y cierre, descripción del mecanismo, recubrimientos y tratamientos de esterilización. Dentro de la norma vienen indicadas las pruebas in vivo necesarias y el registro de datos de la hemodinámica, del desempeño del material, picos y bajas de presión, etc. De la misma forma se menciona la obligación de hacer pruebas in vitro entre las cuales se encuentra la prueba de desgaste acelerado (Accelerated wear testing) para probar la durabilidad de las válvulas, y es esta prueba en la que se enfoca el presente trabajo. La norma menciona que la prueba debe cumplir los siguientes requisitos; la válvula debe ser probada en un flujo pulsátil durante 600 millones de ciclos si es de un material rígido y 200 millones de ciclos en caso de que sea de material flexible y la presión debe estar entre 125 y 150 mmHg. Hoy en día la prueba de desgaste acelerado se efectúa en equipos enfocados en cumplir la cantidad de ciclos requeridos en el menor tiempo posible, pero estudios actuales han demostrado que las válvulas cardiacas no suelen cumplir su ciclo de apertura y cierre a la totalidad al ser probadas a frecuencias muy elevadas. La razón precisa del porque la válvula no cumple su ciclo totalmente no ha sido establecida hasta el momento ya que existen diversos factores que influyen en el desempeño de la válvula durante cada ciclo. Utilizando técnicas de PIV (Particle Image Velocimetry) este trabajo buscará dar una explicación o una posible alternativa para el problema que se presenta.

1.6. Antecedentes

En el laboratorio de reología de la UNAM se cuenta con diferentes estudios previos para entender el comportamiento del flujo a través de válvulas y se tienen experimentos donde se modela el flujo pulsante y su interacción con las valvas. Los primeros estudios se basaron en la visualización de los parámetros de flujo en un canal simple con la oposición de dos valvas elaboradas de materiales flexibles (5). El resultado de esta primera aproximación fue determinar el rango de valores que un arreglo simple de valvas presenta en flujo pulsátil (14). Posteriormente se enfocaron los esfuerzos en tener un modelo capaz de caracterizar el comportamiento de estas valvas. Entre los resultados obtenidos se tiene el modelo propuesto por Rene Ledesma (2) (11) que caracteriza la interacción de dos valvas simples en un flujo pulsante y con dicho modelo se puede predecir la falla según las condiciones de flujo. Este modelo queda limitado y no es posible emplearlo en este trabajo debido a su simplificación en dos valvas, mientras que la válvula analizada se compone de tres valvas. Finalmente se tiene el trabajo de Adriana Zazueta (13) (1) en el cual se obtiene la medición de parámetros de flujo aplicado en válvulas cardíacas prostéticas pero en una sola frecuencia y comparando la válvula pericardial con una válvula mecánica de disco oscilante, los resultados muestran la superioridad de la válvula biológica al tener mejores valores en los diferentes valores de flujo. Este trabajo es una continuación de los experimentos anteriores y se busca estudiar el desempeño de las válvulas pericardiales en diferentes frecuencias, ya que como se explicó en el capítulo anterior existen diferentes enfermedades cardíacas que alteran el ritmo del corazón por lo que es importante conocer su comportamiento en diferente frecuencia de pulsos.

Descripción del experimento

En este capítulo se describen las series experimentales y como se procesaron los datos obtenidos. Inicialmente se describirá el modelo y el equipo utilizado para simular el sistema cardiaco en condiciones in vitro controladas, posteriormente se describirá la técnica de velocimetría de imágenes y también se explicará la forma en que se utilizó y el equipo de visualización. Finalmente se mostraran los parámetros en los que se llevaron a cabo las series experimentales.

2.1. Modelo de Windkessel

El arreglo experimental que se empleó se basa en el modelo de Windkessel. El modelo de Windkessel es una representación simplificada del sistema circulatorio humano. El modelo se compone por un elemento resistivo y uno capacitivo. El modelo simula las distintas funciones de los vasos sanguíneos dependiendo de su diámetro: las arterias poseen una alta capacidad para deformarse elásticamente por lo que presentan propiedades de almacenamiento de energía; mientras que los vasos con menores diámetros son menos flexibles y sus paredes son sumamente delgadas, presentan una elevada resistencia al flujo por lo que se representan como elementos disipativos.

El modelo de Winkessel propone implementar un elemento de complianza que representara la elasticidad y distensibilidad de las arterias y un elemento resistivo que simule la resistencia de la sangre al fluir por el árbol arterial.(9)

Figura X. Esquema del diagrama de windkessel con sus principales componenets.

2.2. Equipo experimental

El equipo experimental en donde se realizaron las pruebas consta de una canal de visualización en donde fue montada y observada la válvula estudiada, las bombas pulsátiles de baja y alta frecuencia especializadas para simular el corazón y controlar la frecuencia de bombeo, el elemento de complianza representado por el tanque de

2. DESCRIPCIÓN DEL EXPERIMENTO

compliance y la válvula que opone resistencia al flujo. El equipo fue manufacturado en el taller del Instituto de Investigación de Materiales de la UNAM.

Estos elementos se describirán a detalle a continuación.

2.2.1. Bombas pulsátiles

La bomba pulsátil es una máquina de desplazamiento positivo que se encarga de simular las pulsaciones en el sistema circulatorio. Las series experimentales realizadas en el presente trabajo se elaboraron utilizando dos tipos de bombas con diferentes características de frecuencia y flujo. En la parte experimental a baja frecuencia se utilizó una bomba “Harvard Pulsatile Blood Pump” modelo 55-3305, especializada en simular el flujo de sangre de mamíferos grandes. La cual permitía controlar casi en su totalidad los parámetros de flujo en cada pulsación. Esta bomba consiste de un pistón el cual puede variar su carrera para controlar el volumen desplazado y también controla la frecuencia del bombeo (4).



Figura 2.1: Bomba Harvard especializada en flujo sanguíneo de mamíferos grandes

La otra bomba utilizada para las frecuencias altas, fue una bomba elaborada en el CCADET específicamente para este tipo de pruebas. La característica más apreciable de la bomba es que al motor se le integro un variador de frecuencia de la marca Varispeed con el que es posible cambiar la frecuencia de giro del motor y con esto las pulsaciones en el sistema. Sin embargo las limitaciones mecánicas del sistema hacen que solo sea posible utilizar mínimo frecuencias no menores de 3.9 Hz ni mayores de 6.15 Hz para poder tener resultados satisfactorios y constantes. El funcionamiento ideal de la bomba se lleva a cabo de la siguiente manera: si la cámara de agua y la tubería de aspiración e impulsión están llenas de agua, en la carrera de avance, el émbolo dejara libre el volumen de la sección del embolo según el avance de su carrera, la cual corresponde al desplazamiento del vástago seguidor de la leva. Debido a la incompresibilidad del agua, cuando se inicia el movimiento del émbolo desciende la presión en la cámara, de modo que desaparece el estado de equilibrio entre la presión en la cámara, la columna de aspiración y la presión atmosférica que actúa sobre el nivel del agua del depósito. Esto ocasiona que la válvula de aspiración se abra, con lo cual penetra en la cámara la cantidad de agua correspondiente al espacio que ha dejado libre el émbolo. Cuando el

émbolo llega a su punto muerto inferior, la válvula de aspiración se cierra. Este proceso es conocido como aspiración de la bomba.

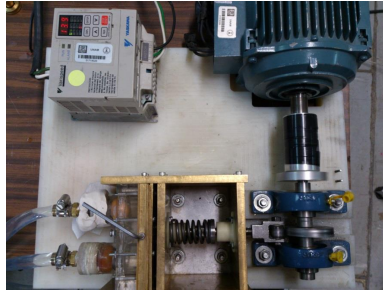


Figura 2.2: Bomba prototipo de CCADET especializada en simular frecuencias altas

Al retroceder el émbolo, se abre la válvula de impulsión. En este momento, el émbolo impulsa el volumen de agua contenido en la cámara por el tubo de impulsión, y sale a través de la válvula de impulsión. Cuando el émbolo llega a su posición de máxima compresión, se cierra la válvula de impulsión. Este proceso se llama impulsión de la bomba. La figura 2.3 muestra una vista isométrica del sistema pulsátil de la bomba ??.

El siguiente esquema ilustra el sistema de la bomba con sus componentes principales.

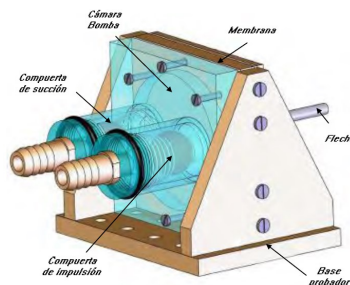


Figura 2.3: Sistema y componentes principales de la bomba CCADET

2.2.2. Canal de visualización

La visualización de las válvulas cardiacas se realizó montándolas en un canal cilíndrico de acrílico. Un juego de discos de acrílico atornillados aseguraba la válvula al canal sin limitar su desempeño. Para evitar efectos ópticos no deseados, se colocó el canal dentro de un prisma de acrílico inundado con agua.

El canal se colocó de manera vertical para facilitar la utilización del rayo láser necesario para la técnica de PIV.

En la parte superior del canal se incorporó un sistema de laminización del flujo.

2. DESCRIPCIÓN DEL EXPERIMENTO

Esta parte fue hecha mediante un arreglo de “Honey comb” elaborado con popotes. Esto con el fin de garantizar que la entrada de flujo sea laminar.

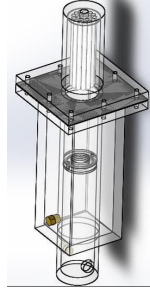


Figura 2.4: Isométrico del canal de visualización

El canal tiene un diámetro interno D_c de 50.8 mm, una distancia aguas arriba D_a de 104 mm, una distancia aguas abajo de 167.23 mm y las pruebas se efectuaron en un área de visualización A_v de 113.30 mm.

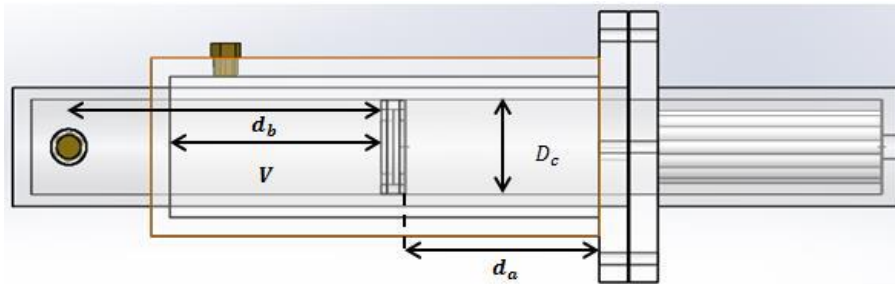


Figura 2.5: Dimensiones generales del canal de visualización

2.2.3. Tanque de complianza

El tanque de compensación tiene la función de garantizar la presencia constante de fluido en el sistema. Además también, según el modelo de Windkessel, el aire comprimido en su interior simula la elasticidad de los vasos sanguíneos. El tanque de compensación fue elaborado de acrílico en su totalidad y se le instaló un manómetro en su parte superior para tener conocimiento de la presión que se lleva en su interior.

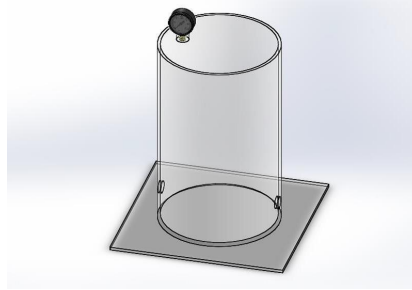
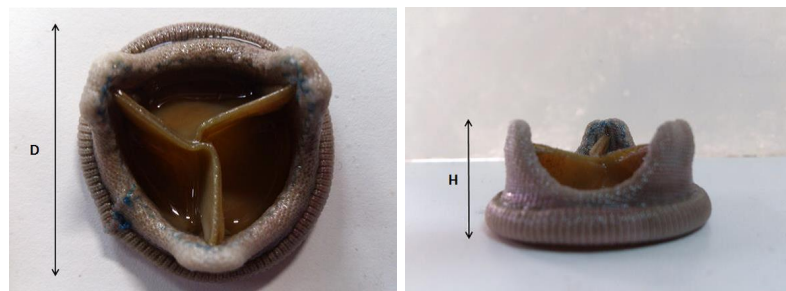


Figura 2.6: Tanque de complianza

2.2.4. Válvula prostética estudiada

Se estudió una prótesis válvula cardíaca biológica de tres valvas hecha de pericardio bobino. El modelo de la válvula pericárdica es el Carpentier-Edwards. La válvula estudiada fue una donación del Instituto Nacional de Cardiología de México. La válvula utilizada posee las siguientes dimensiones $D_v = 0.00034m$ y $H_v = 0.00014m$



(a) *Vista superior de la válvula prostética cardíaca* (b) *Vista lateral de la válvula prostética cardíaca*

Figura 2.7: Válvula prostética cardíaca utilizada en el experimento

2.3. Equipo de medición

2.3.1. Medición de campos de velocidad

El campo de velocidades se obtuvo utilizando la técnica PIV, las mediciones se realizaron a diferentes frecuencias para conocer la evolución del flujo y su comportamiento en razón de dicha frecuencia. La técnica PIV por sus siglas en inglés Particle Image

2. DESCRIPCIÓN DEL EXPERIMENTO

Velocimetry, es una técnica de medición óptica por láser no intrusiva. Esta técnica sirve principalmente para obtener la velocidad instantánea en la sección de un flujo. La técnica consiste en inyectar el flujo con partículas trazadoras suficientemente pequeñas para asegurar que seguirán el flujo. El flujo es iluminado en el área de interés con una hoja de luz emitida por un láser de pulsos. Cámaras de alta velocidad sincronizadas con el láser captan cada pulso de luz en imágenes diferentes. Una vez que una secuencia de dos pulsos de luz es capturada, las imágenes son divididas en pequeñas subsecciones rectangulares llamadas áreas de interrogación. Estas subsecciones son relacionadas una con otra, pixel por pixel en una correlación cruzada. La cual compara la escala de grises de ambas imágenes. Esta correlación produce un pico en la señal, identificando el desplazamiento de la partícula y sabiendo el tiempo al que se están tomando las fotografías el programa obtiene la velocidad. Después de repetir esta correlación en cada subsección en el área entera de interés se obtiene un mapa vectorial de velocidades listo para su pos procesamiento. En el trabajo presente se tomaron 770 fotos por cada prueba con intervalos de 0.002 segundos siendo un tiempo total de captura de 1.54 minutos.

2.3.2. Equipo de visualización PIV

Cámara Para poder efectuar una técnica PIV se necesita de una cámara capaz de obtener imágenes en periodos cortos de tiempo. Por este motivo se utilizó una cámara de alta velocidad Phantom SpeedSense 9000 (1.3 MegaPixel @ 520 Hz frame rate) la cual es capaz de obtener fotos con intervalos de micro segundos.

En la cámara se ensambló un lente Nikon 60mm f/2.8D AF Micro-Nikkor. A su vez en el lente se montó un filtro naranja para filtrar la luz del láser y permitir establecer un volumen de control.



Figura 2.8: Cámara de alta velocidad.

Láser El láser empleando fue un DualPower TR de la marca Dantec Dynamics, el cual puede dar un pulso de energía hasta 30 mJ y puede alcanzar una frecuencia de repetición de 10 kHz. Además que proporciona el haz de luz ideal para la prueba.



Figura 2.9: Láser DualPower TR

Procesador de sincronización El procesador de sincronización se encarga de sincronizar el disparo del haz del láser con el intervalo de capturas en la cámara para ser procesados correctamente por el software.

Partículas trazadoras La rodamina B fue utilizada como sustancia trazadora debido a sus propiedades de fluorescencia y a adaptarse de manera adecuada a nuestra sustancia de trabajo. De un diámetro medio de $10\mu m$.

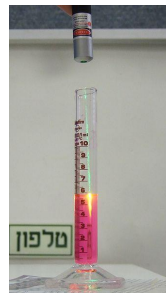


Figura 2.10: Muestra de las partículas reflejantes expuestas a un láser

2.4. Metodología

Las pruebas fueron realizadas en el circuito hidráulico descrito en capítulos anteriores y el cual se muestra ensamblado en la siguiente figura 2.12. La hoja del láser fue alineada cuidadosamente para que quedara paralela y centrada al canal de visualización y de la válvula. La cámara se colocó a una distancia de 400 mm de la pared del canal de pruebas. La bomba implementada se colocó en un soporte separado para que sus vibraciones no afectaran con la visualización. Para conectar los componentes se utilizó una tubería ordinaria de poliestireno de 12.5 mm de diámetro.

En este estudio se realizaron dos series experimentales principales; la primera con la bomba Harvard que nos brinda un mayor control en los parámetros pulsátiles y

2. DESCRIPCIÓN DEL EXPERIMENTO

la segunda utilizando la bomba CCADET que nos permite alcanzar frecuencias de pulso mayores pero con el defecto de que necesitó ser caracterizada para conocer sus parámetros de flujo. Para fines prácticos llamaremos a la prueba a frecuencias bajas a la prueba realizada con la bomba Harvard y prueba a frecuencias altas a la realizada con la bomba CCADET. Los parámetros que se mantuvieron constantes de la siguiente manera, la relación sístole/diástole $S/D = 35/65\%$, la fracción de gas en el tanque de complianza de 35% en relación con la de agua en su interior.

Durante la parte de bajas frecuencias la bomba Harvard se mantuvo con un volumen constante de $60000\text{mm}^3/\text{ciclo}$. Los incrementos de frecuencia fueron de 0.1667 Hz que equivalen a 10 pulsos por minuto. Lo que nos permitió tener un rango de frecuencias de 0.6666 Hz hasta 1.6666 Hz . En la experimentación con frecuencias altas la bomba no permitía el control del flujo por pulsación por lo que se obtuvo una curva de calibración basada en el promedio del flujo desplazado en cada frecuencia. El incremento de está bomba se aumentó a 0.25 Hz entre cada frecuencia lo que al final sería un rango de frecuencias de 3.65 hasta 7.15 Hz .

La gráfica de la figura 2.11 muestra la curva característica del caudal de la bomba CCADET en función de la frecuencia utilizada.

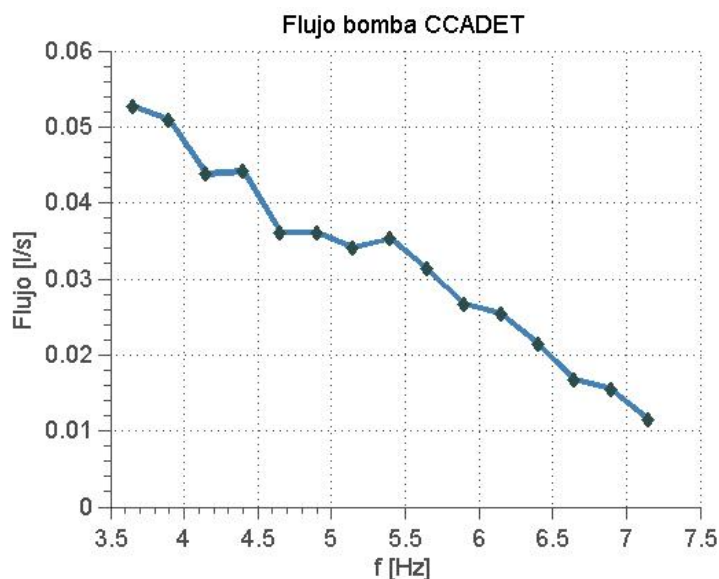


Figura 2.11: Gráfica de el cambio de flujo desplazado en la bomba CCADET.

Fluido de trabajo En las series experimentales se decidió utilizar agua como fluido de trabajo dado que en la escala en que se midió el fenómeno, las propiedades de la sangre pueden ser idealizadas con las del agua.

Adquisición de imágenes Como se mencionó anteriormente, la técnica utilizada para la visualización del flujo fue la velocimetría por imágenes de partículas (PIV). Las imágenes fueron tomadas con la cámara de alta velocidad sincronizadas a la misma

frecuencia del haz de luz emitido por el láser. Posteriormente pasan a ser procesadas por el software DynamicStudio. En el cual se utilizan diferentes tipos de filtros que discrepan los errores obtenidos por diversos factores durante la obtención de las imágenes. Se obtuvieron capturas de la válvula realizando su ciclo de apertura y cierre en cada frecuencia analizada con el fin de detectar la frecuencia en donde la válvula no sea capaz de completar su ciclo para posteriormente comparar los parámetros y detectar si es el comportamiento del flujo a través de la válvula es el causante de la falla.

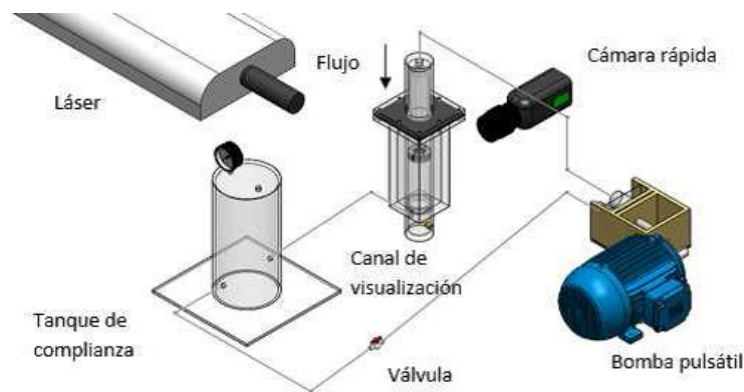


Figura 2.12: Esquema representativo del modelo de Windkessel con las partes ensambladas.

Con el fin de tener imágenes del fallo de la válvula se tomó la captura de fotos por debajo del canal de visualización a una velocidad de 500 fotos por segundo, para lograr observar la válvula de manera satisfactoria y sin cambiar la configuración del experimento se colocó un espejo en la parte inferior del canal de tal forma que el canal y la cámara rápida formen un ángulo de 90° como se observa en la figura 2.13.

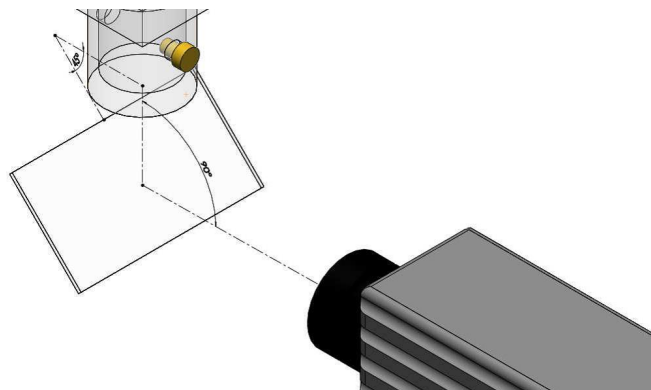


Figura 2.13: Arreglo formado por el canal de visualización y la cámara.

2.4.1. Análisis de datos

Los datos fueron procesados utilizando el software Matlab. Como se mencionó, con la técnica de PIV se obtuvieron los valores de velocidad de las partículas de rodamina inyectadas en cada intervalo de fotos. Teniendo esos datos de posición y velocidad de las partículas el software es capaz de mostrar el campo de velocidad del flujo. Sabiendo el campo de velocidad \vec{v} se pueden calcular otros parámetros característicos del flujo.

El primer parámetro que se calculó fue el gradiente de velocidad

$$\nabla \vec{v} = \frac{\partial v_i}{\partial x_j} \quad (2.1)$$

De dicho tensor es posible descomponerlo en su parte simétrica y anti simétrica.

$$\nabla \vec{v} = \overline{\overline{S}} + \overline{\overline{W}} \quad (2.2)$$

Donde la parte simétrica $\overline{\overline{S}}$ es el tensor de rapidez de deformación el cual se describe de la siguiente forma.

$$\overline{\overline{S}} = \frac{1}{2}(\nabla \vec{v} + (\nabla \vec{v})^t) \quad (2.3)$$

$$S_{ij} = \frac{1}{2}\left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i}\right) \quad (2.4)$$

Y la parte anti simétrica $\overline{\overline{W}}$ es el tensor de rapidez de rotación y se expresa de la siguiente manera.

$$\overline{\overline{W}} = \frac{1}{2}(\nabla \vec{v} - (\nabla \vec{v})^t) \quad (2.5)$$

$$W_{ij} = \frac{1}{2}\left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} - \frac{\partial v_j}{\partial x_i}\right) \quad (2.6)$$

Con el fin de establecer los valores numéricos de los tensores en el ciclo completo de cada frecuencia estudiada se calculó también las magnitudes de los tensores.

$$|\overline{\overline{S}}| = \sqrt{\overline{\overline{S}} : \overline{\overline{S}}} \quad (2.7)$$

$$|\overline{\overline{W}}| = \sqrt{\overline{\overline{W}} : \overline{\overline{W}}} \quad (2.8)$$

Los campos de vorticidad se obtuvieron con el rotacional de la velocidad aplicado a los valores del campo de velocidad.

$$\omega = \nabla \times \vec{v} \quad (2.9)$$

Los esfuerzos viscosos se calcularon sabiendo la viscosidad del agua y el gradiente de velocidad.

$$\tau_{ij} = \mu \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \quad (2.10)$$

Los esfuerzos viscosos elevados se consideran responsables de la activación de plaquetas en el flujo sanguíneo y en el daño de los glóbulos en la sangre. Para cada magnitud de los parámetros mencionado se obtuvieron los campos y las gráficas de valores máximos en cada frecuencia.

Resultados y discusión

En este capítulo se presentarán las fotos donde se detecta la falla de las válvulas, los campos de velocidad obtenidos de la experimentación en PIV y el pos procesamiento de los datos para obtener la velocidad máxima en cada intervalo de fotos, el tensor de rapidez de deformación y la vorticidad. Se mostrarán las gráficas comparativas de los valores que presentaron a las diferentes frecuencias y la caracterización del flujo en la bomba de alta frecuencia.

3.1. Fotos de alta velocidad

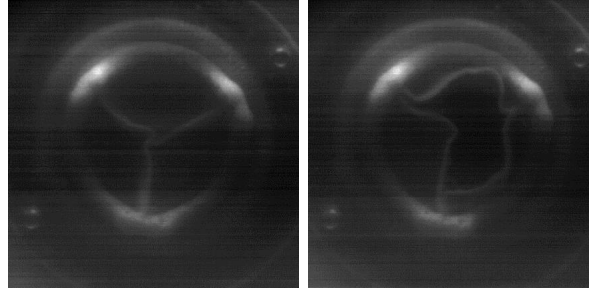
Las fotos tomadas a alta velocidad por la parte inferior del sistema sirvieron para saber en cual frecuencia la válvula falla y con esto tener las bases para prestar mayor atención con los datos en las frecuencias críticas. En las siguientes imágenes se aprecia el óptimo desempeño de la válvula, posteriormente se muestran las imágenes donde se empieza apreciar el fallo de la válvula y finalmente el fallo total de la válvula. Con el fin de tener mejor control del tiempo y de las etapas del ciclo de la válvula se adimensionalizó el tiempo de captura de las fotos según su respectivo periodo.

$$t^* = \frac{t}{T} \quad (3.1)$$

Siendo el $t^* = 0$ el inicio de un ciclo, $t^* = 0.35$ el momento en que la válvula se encuentra completamente abierta debido a la fracción sistólica elegida y $t^* = 1$ el fin del mismo y el comienzo de uno nuevo.

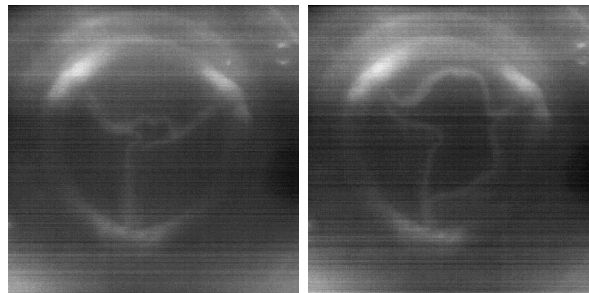
En las imágenes se puede apreciar las diferencias en el funcionamiento de la válvula. Principalmente se observa que el área de apertura de la válvula es amorfa y diferente en cada frecuencia. En la frecuencia de 1.3333 Hz la válvula puede completar su ciclo completamente en cada pulsación de la bomba, abriendo y cerrando sus valvas sin problema. Mientras que en la frecuencia de 5.9 Hz la válvula comienza a mostrar los primeros indicios de falla en donde en algunos pulso la válvula logra completar su ciclo de manera parcial y en otros pulsos falla. En la frecuencia de 6.15 Hz es evidente el

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN



(a) *Cierre de la válvula* (b) *Apertura de la válvula*

Figura 3.1: Fases de la válvula durante un ciclo completo a una frecuencia de 1.3333 Hz



(a) *Cierre de la válvula* (b) *Cierre de la válvula*

Figura 3.2: Fases de la válvula durante un ciclo completo a una frecuencia de 5.9 Hz

fallo de la válvula ya que en ningún pulso logra completar su ciclo. Por esta razón en las secciones siguientes se mostrará principal interés a las frecuencias de 1.3333 Hz ya que es la frecuencia promedio en la que late un corazón, 5.9 Hz que es donde la válvula empezó a fallar, a la frecuencia de 6.15 Hz que es donde es evidente la falla de la válvula en cada ciclo y la frecuencia de 7.15 Hz por ser la frecuencia máxima de este estudio.

El número de Reynolds se calculó en las 21 frecuencias analizadas de la siguiente manera:

$$Re = \frac{\rho v_m D}{\mu} \quad (3.2)$$

Los resultados mostraron que en todos los casos $Re < 21000$ lo cual nos indica que el flujo es principalmente turbulento aunque también podría haber zonas donde el flujo se encuentra en una zona de transición.

3.2. Velocidad

3.2.1. Campos de velocidad

Los campos de velocidad se obtuvieron de los datos obtenidos por el PIV (Dynamic Studio) y posteriormente fueron procesados según su magnitud para tener una mejor visualización de las velocidades en los instantes deseados. La escala se muestra en la derecha de cada imagen y los colores cálidos representan los valores altos, mientras que los colores fríos representan valores bajos. Los vectores indican la dirección y el sentido de la velocidad. La Figura 3.3 muestra diferentes instantes del ciclo de la válvula a una frecuencia de 1.3333 Hz. Las imágenes nos muestran la evolución del flujo en el ciclo pulsátil, se puede observar en el $t^* = 0$ las velocidades casi nulas mientras la válvula se encuentra cerrada y como a medida que esta se abre va aumentando hasta alcanzar su valor máximo que se puede observar en $t^* = 0.35$ y de nuevo se reduce la velocidad hasta que se cierra completamente en aproximadamente el instante $t^* = 0.5$ y el flujo continua su camino por el canal. Se puede apreciar que los mayores valores de magnitud se encuentran muy cerca de la salida de válvula. Además de que el flujo al salir de la válvula tiende a dirigirse al extremo derecho del canal, esto es debido a las características amorfas de apertura de la válvula. En las frecuencias altas se muestra la frecuencia de 5.65 Hz Figura 3.4 donde la válvula aun funciona correctamente, la principal diferencia que se encuentra al compararla con las imágenes de la frecuencia de 1.3333 Hz es que la velocidad se reduce considerablemente una vez que la válvula comienza a cerrar en el instante $t^* = 0.45$ y en ese instante el flujo principal no sigue su trayectoria como se pudo observar en las imágenes de la frecuencia de 1.3333 Hz. Esto se debe a la rápida apertura y cierre de la válvula que limita el flujo a cantidades muy pequeñas. Nótese que la velocidad conserva valores similares a los de la frecuencia de 1.3333 Hz. En la Figura 3.5 que corresponde a los campos de velocidad de la frecuencia de 5.9 Hz donde la válvula comienza su comportamiento errático, los campos de velocidad nos muestran un comportamiento bastante similar al de la frecuencia de 5.65 Hz solo que ahora con un aumento en la magnitud de la velocidad. Este comportamiento se observa intensificado en la frecuencia de 7.15 Hz (figura 3.6) donde la magnitud de la velocidad ha alcanzado valores muy altos en comparación de las frecuencias donde la válvula funciona correctamente.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

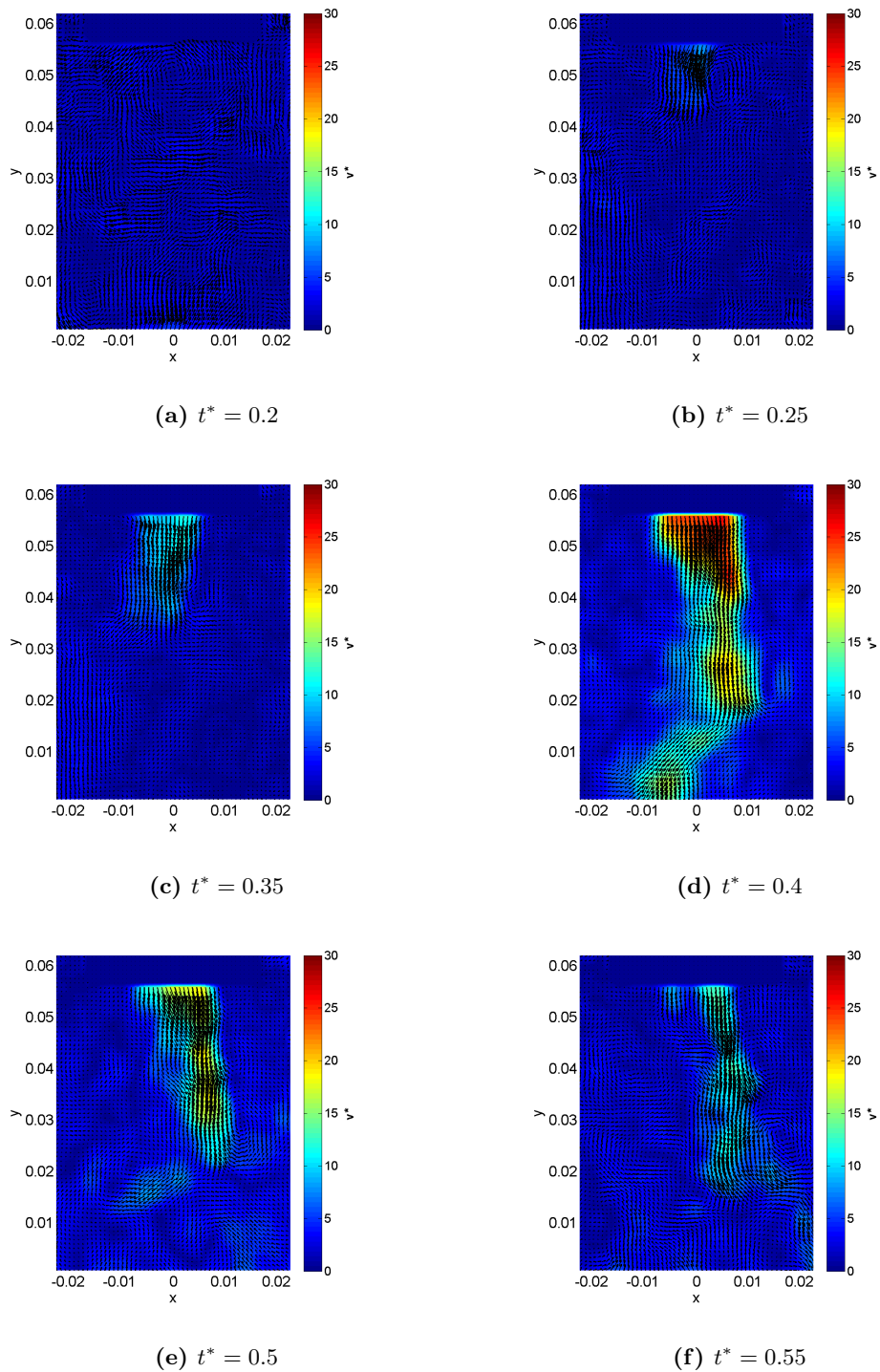


Figura 3.3: Campos de velocidades de un ciclo completo a una frecuencia de 1.3333 Hz

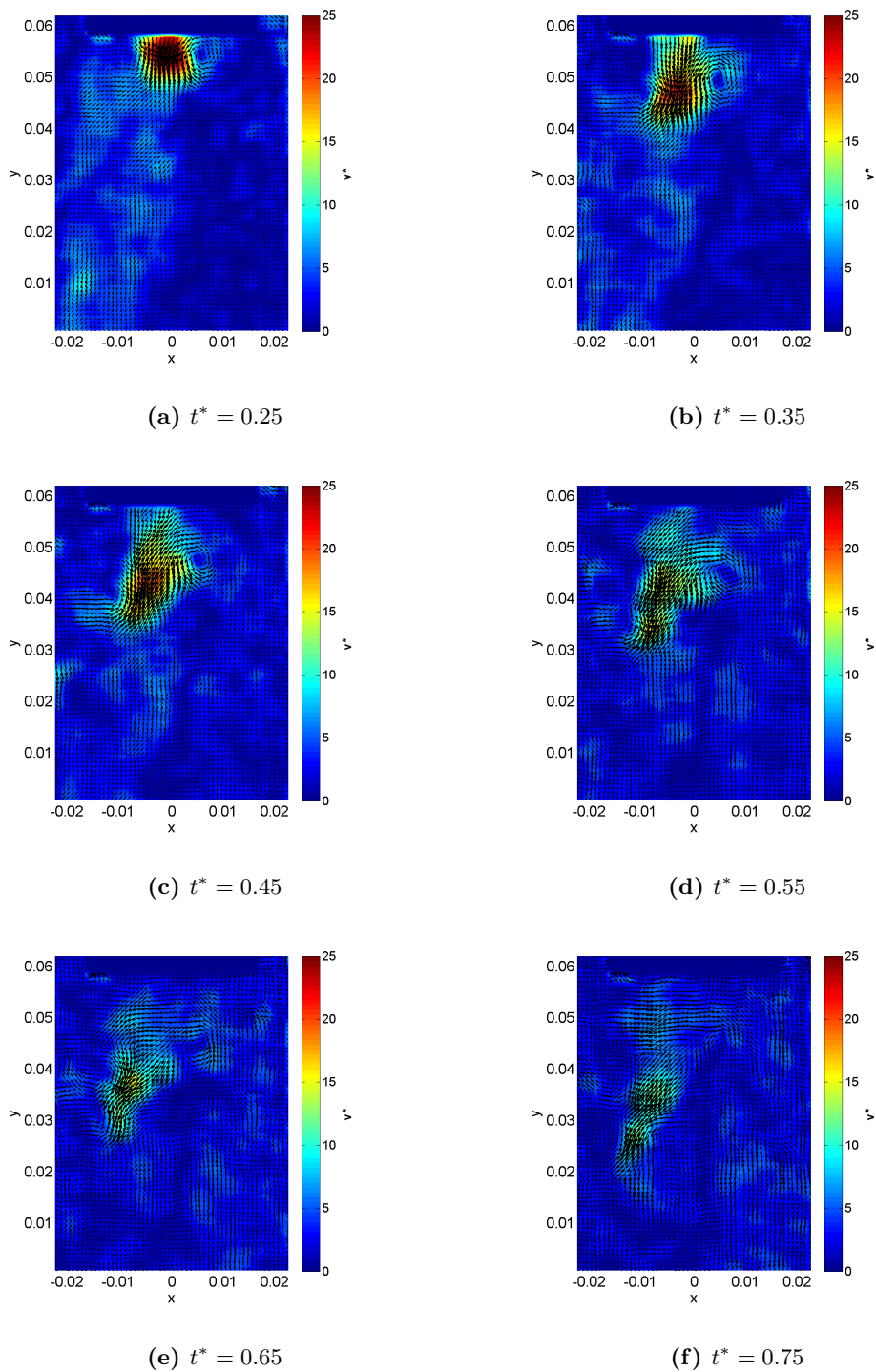


Figura 3.4: Campos de velocidades de un ciclo completo a una frecuencia de 5.65 Hz

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

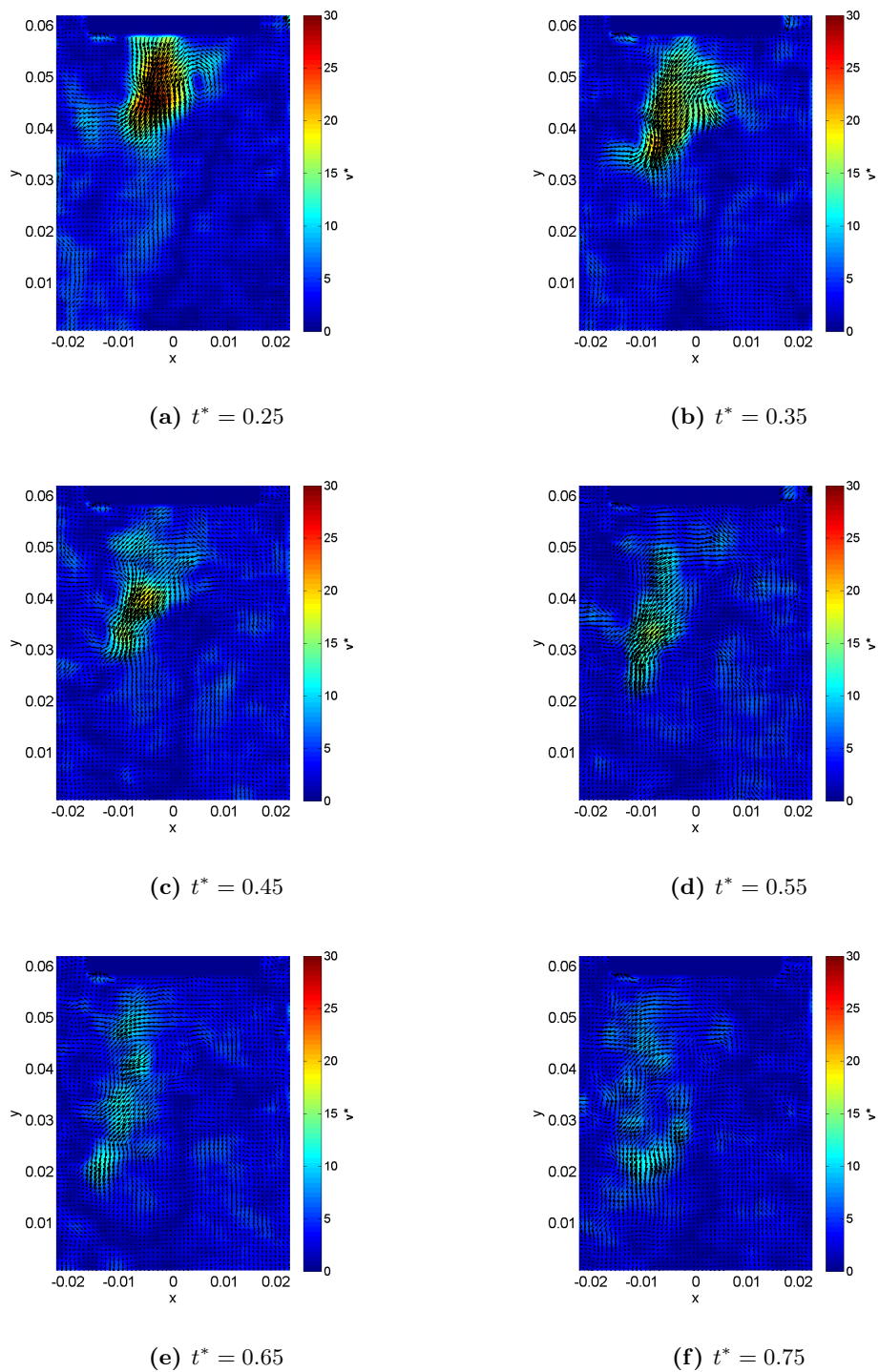


Figura 3.5: Campos de velocidades de un ciclo completo a una frecuencia de 5.9 Hz

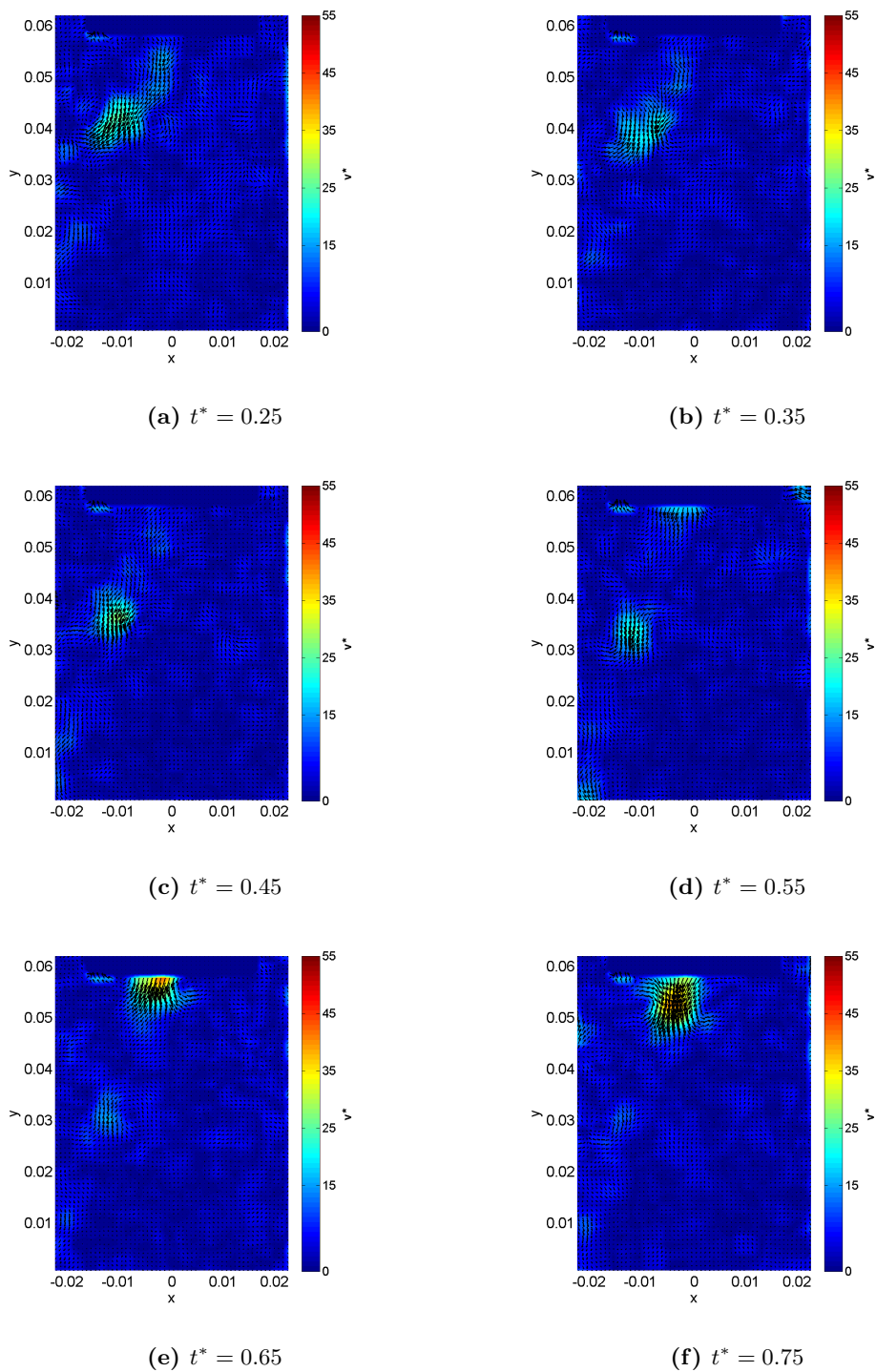


Figura 3.6: Campos de velocidades de un ciclo completo a una frecuencia de 7.15 Hz

3.2.2. Magnitud de la velocidad

Se obtuvieron los valores de velocidad reportados por el PIV en cada intervalo de tiempo del ciclo de pulsación. Esto fue con el fin de observar los cambios de velocidad en el desarrollo del flujo y detectar en qué momento se presentan los valores máximos de la magnitud del vector de velocidad.

El campo de velocidades se obtuvo de la técnica PIV. Del campo vectorial se tomaron en cuenta únicamente dos componentes por lo que el campo de velocidades se representa de la siguiente forma $\bar{v} = (u, v)$. Los componentes u y v varían en el espacio y el tiempo por lo que se expresan de la siguiente manera $u = f(u, v; t)$ y $v = g(u, v; t)$.

La velocidad máxima del flujo se midió en la zona aguas debajo de la válvula considerando:

$$V_{max}(t) = Max |\bar{v}| = Max \sqrt{u^2 + v^2} \quad (3.3)$$

Una vez obtenidos estos datos se procedió a adimensionalizarlos esto con el fin de globalizar los datos obtenidos y poder comparar los resultados de manera adecuada. Partiendo de la velocidad que nos da el PIV, se logra adimensionalizar esta cantidad dividiéndola con la velocidad promedio del flujo. Las ecuaciones siguientes muestran cómo se adimensionalizaron las gráficas de velocidad.

$$v_{prom} = \frac{Q}{A_v} \quad (3.4)$$

$$v^* = \frac{v}{v_{prom}} \quad (3.5)$$

Donde

v^* es la velocidad adimensional. v es la magnitud de la velocidad obtenida del PIV. v_{prom} es la velocidad promedio del flujo

La figura 3.7 (a) muestra los valores de velocidad máximos de cada instante captado por el PIV como función del tiempo en todas las frecuencias bajas de pulsación. Se observa que cada curva es asimétrica, mostrando un rápido ascenso cerca de $t^* = 0.2$ y un paulatino descenso posterior al pico de velocidad. Además se puede apreciar que al inicio de cada ciclo se encuentra un máximo local que se atribuye a la forma en que la válvula abre al comienzo del ciclo. Otra observación importante es que en todas las frecuencias el flujo tiene una duración de aproximadamente $t^* = 0.5$ y el resto del ciclo es un estado de baja velocidad. De la misma forma la figura 3.7 (b) muestra a todas las frecuencias altas. En la figura se graficaron con una línea los datos que se les preste más atención y que son comparados en el presente estudio. La gráfica muestra un comportamiento bastante parecido para todas las frecuencias donde la válvula funciona correctamente y un aumento de la velocidad en las frecuencias donde la válvula falla.

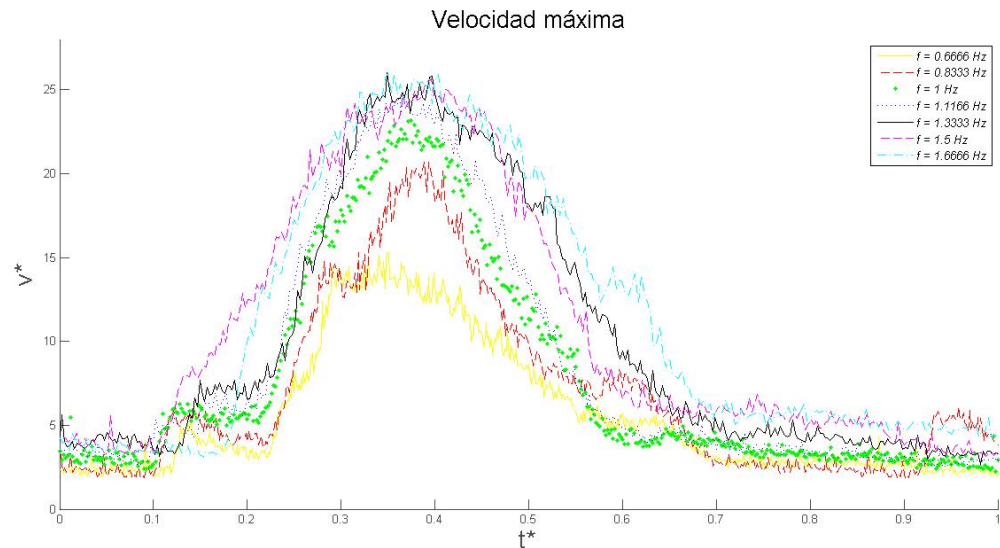
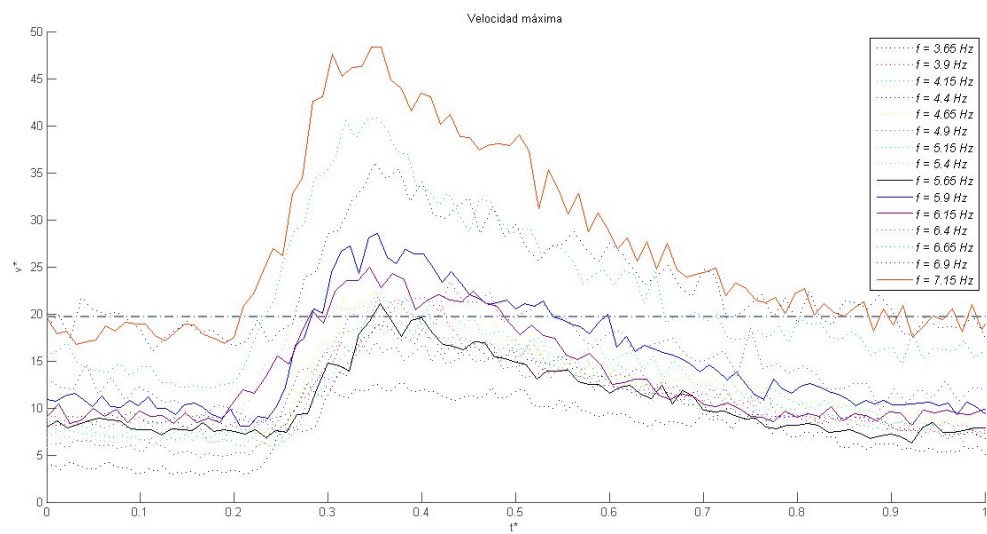
(a) *Gráfica de velocidad en bajas frecuencias*(b) *Gráfica de velocidad en altas frecuencias*

Figura 3.7: Comparación de la velocidad máxima durante un ciclo completo en todas las frecuencias

Las figuras 3.7 se muestran los comportamiento de las velocidades máximas en las frecuencias bajas y altas empleadas en una gráfica.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los valores adimensionalizados de la velocidad nos muestran con mayor claridad un patrón en el comportamiento de la válvula. Estos resultados muestran que en las frecuencias bajas la válvula el comportamiento de la válvula tiende a aumentar los valores de velocidad de manera suave hasta que en la frecuencia de 1 Hz se estabiliza y presenta valores similares en las frecuencias posteriores. La gráfica adimensional de la velocidad a altas frecuencias nos muestra en la primera etapa de la misma un comportamiento estable hasta la frecuencia de 5.65 Hz la cual es la última frecuencia en donde se observó el correcto funcionamiento de la válvula. Posteriormente se encuentra una zona donde la velocidad difiere notablemente en cada punto. Este comportamiento se le contribuye a que en estas frecuencias la apertura de la válvula es total por lo que no representa gran resistencia al flujo impulsado por la bomba como en los casos anteriores.

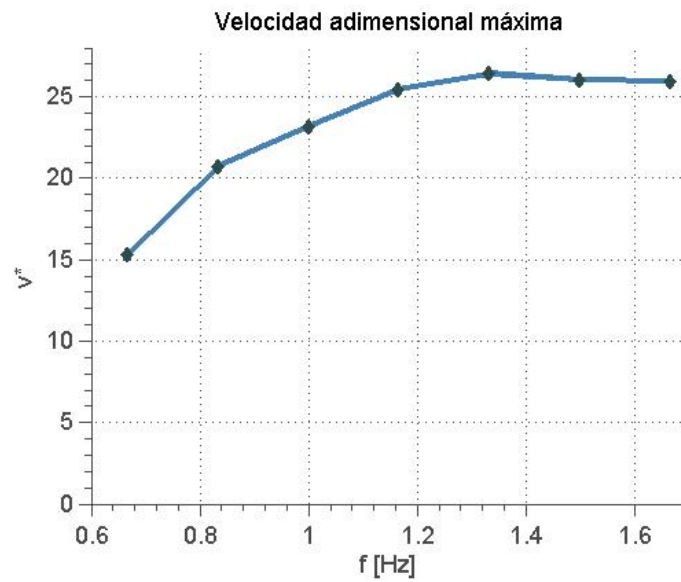
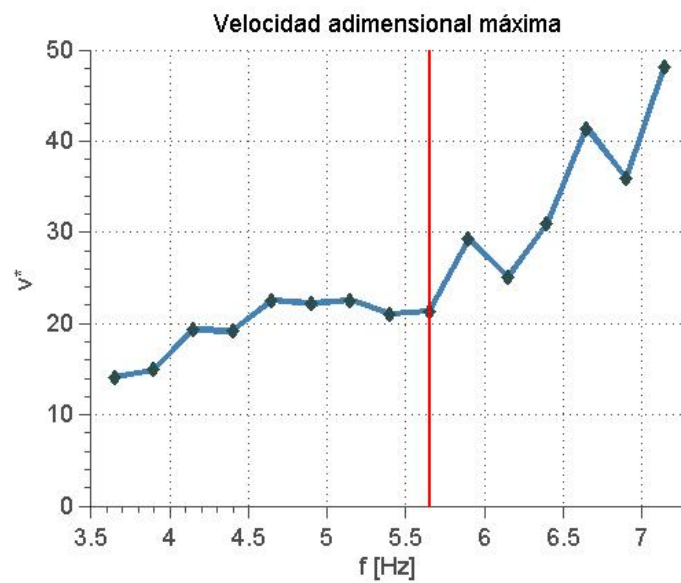
(a) *Bajas frecuencias*(b) *Altas frecuencias*

Figura 3.8: La figura (a) muestra los valores máximos de velocidad registrados en las frecuencias bajas y la figura (b) en altas frecuencias

3.3. Rapidez de deformación

3.3.1. Campos de rapidez de deformación

En las figuras siguientes se mostrarán los campos de deformación de esfuerzos adimensionalizados para las frecuencias que comparamos. La escala de colores se mantuvo igual que en la velocidad, siendo los colores cálidos los valores elevados de la magnitud del tensor de deformación de esfuerzos y los colores fríos los valores bajos.

En primer lugar se puede observar a la figura 3.9 que corresponde a la frecuencia de 1.3333 Hz. En el instante $t^* = 0$ la válvula se encuentra cerrada por lo que no hay gran deformación en el área de visualización, pero en el instante $t^* = 0.2$, que es donde la válvula comienza a abrir, se aprecia la primera aparición de la magnitud de rapidez de deformación en la salida de la válvula. En el instante $t^* = 0.25$ se comienza a notar la presencia de las capas límites de rapidez de deformación formadas por las valvas de la válvula. A medida que la válvula se va abriendo $0.2 < t^* < 0.4$ la magnitud y el tamaño de dichas capas límites aumenta notablemente. La magnitud máxima del ciclo se registra en el instante $t^* = 0.35$ que es el momento aproximado de mayor apertura de la válvula. Posteriormente conforme se va cerrando la válvula las capas límites de deformación disminuyen su magnitud hasta que la válvula se cierra completamente.

En las frecuencias altas el comportamiento general que se observa es que las capas límites de rapidez de deformación son de una mayor magnitud que en la frecuencia de 1.3333 Hz, pero su longitud es menor y su presencia en el ciclo es menor. La principal diferencia en el comportamiento del flujo entre las frecuencias de 5.65 Hz y 5.9 Hz es que durante la frecuencia de 5.9 Hz las áreas de deformación son mayores y en la apertura de la válvula, en el instante $t^* = 0.35$ se nota que las capas límite se separan en mayor medida que en las frecuencias donde la válvula funciona íntegramente. Es importante notar es la presencia constante de un área de deformación desde que la válvula comienza a abrir ($t^* = 0.2$) hasta que cierra de nuevo ($t^* = 0.65$), sin embargo en las frecuencias donde falla esta área solo se presenta en las etapas en que el flujo pasa a través de la válvula. Esto se le contribuye que el cambio de área en la apertura y cierre de la valva afecta en la deformación del flujo, mientras que en las frecuencias donde la válvula ha fallado este cambio de sección no se presenta.

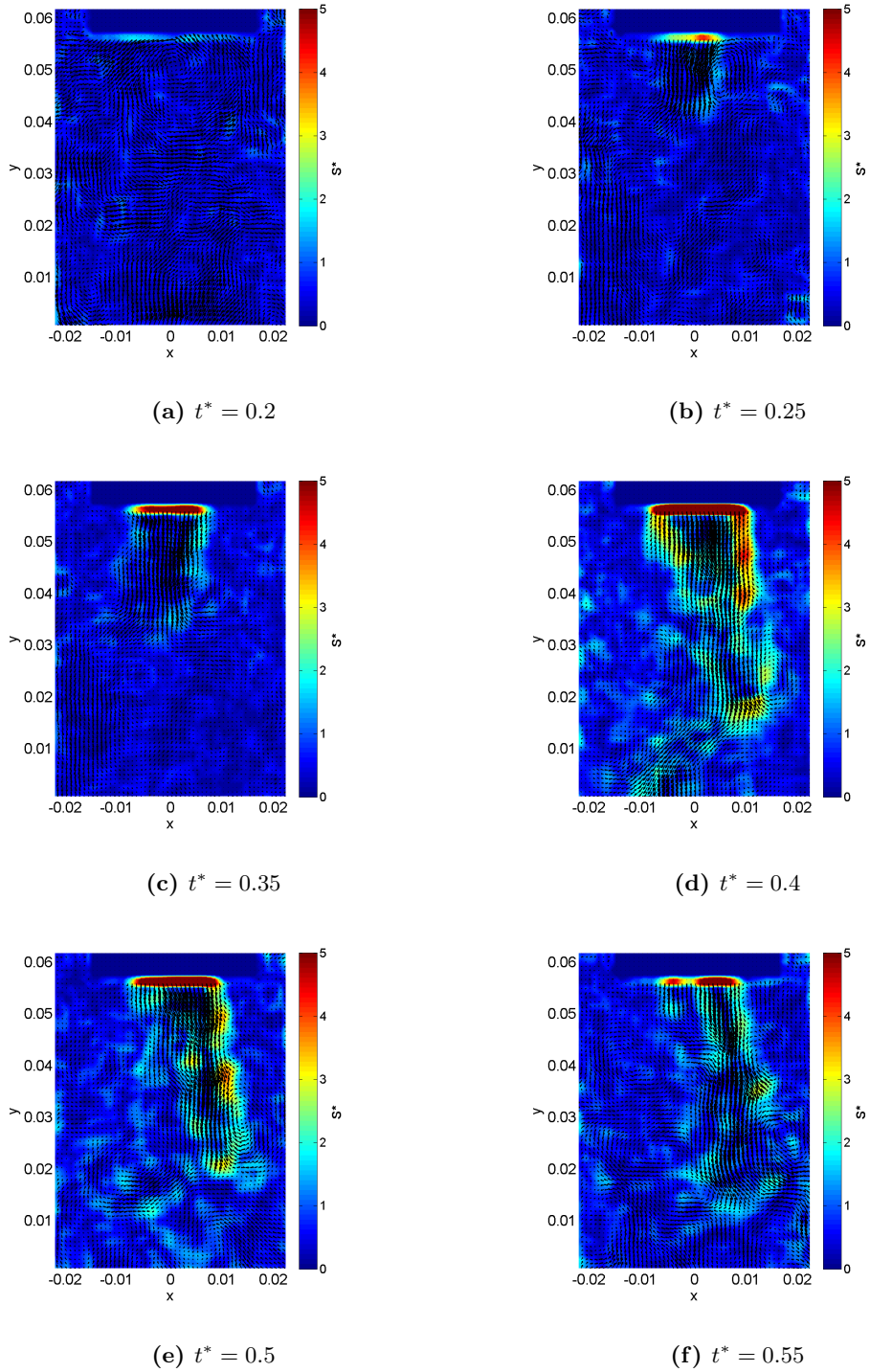


Figura 3.9: Campos de rapidez de deformación de un ciclo completo a una frecuencia de 1.3333 Hz

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

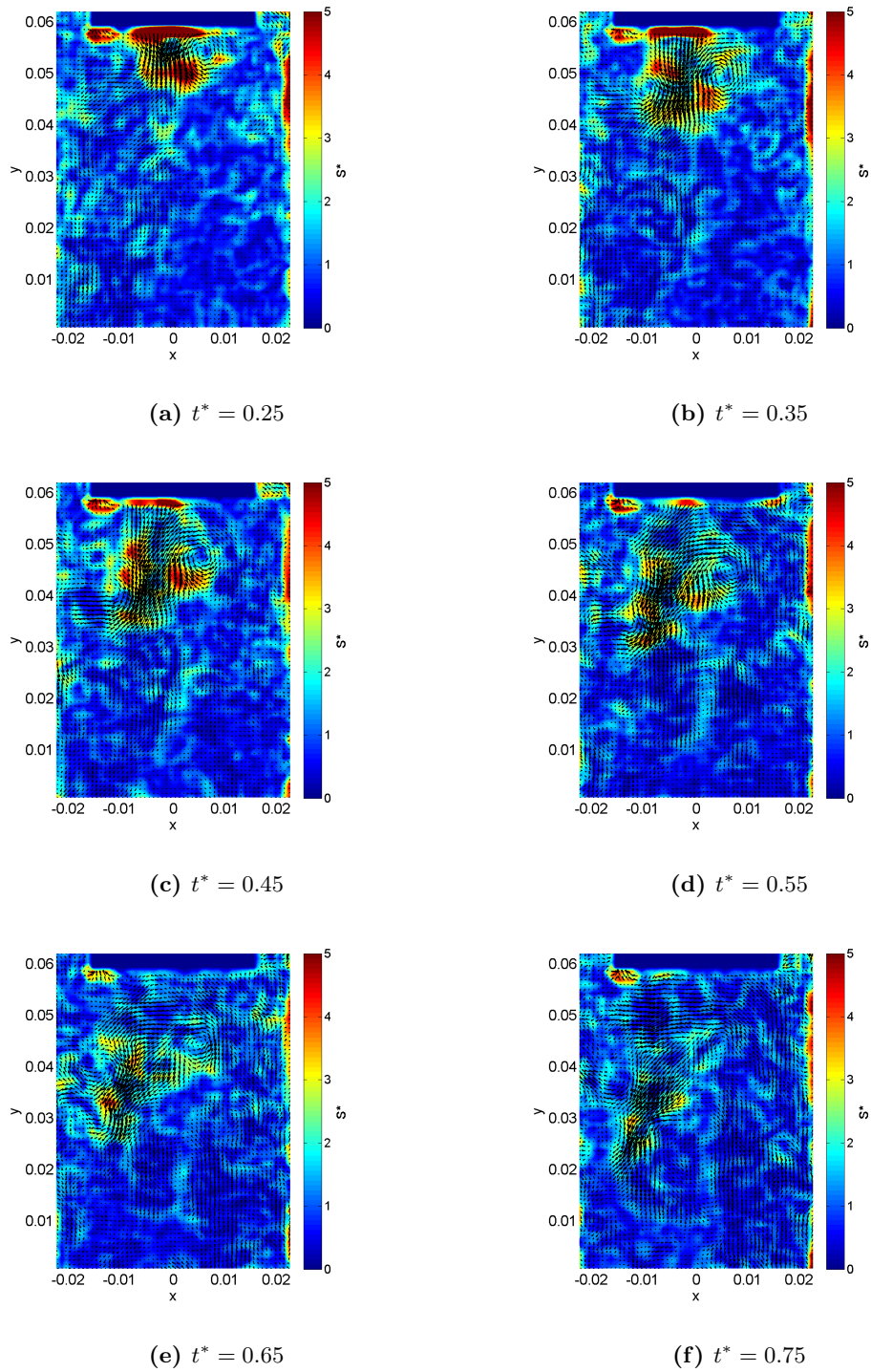


Figura 3.10: Campos de rapidez de deformación de un ciclo completo a una frecuencia de 5.65 Hz

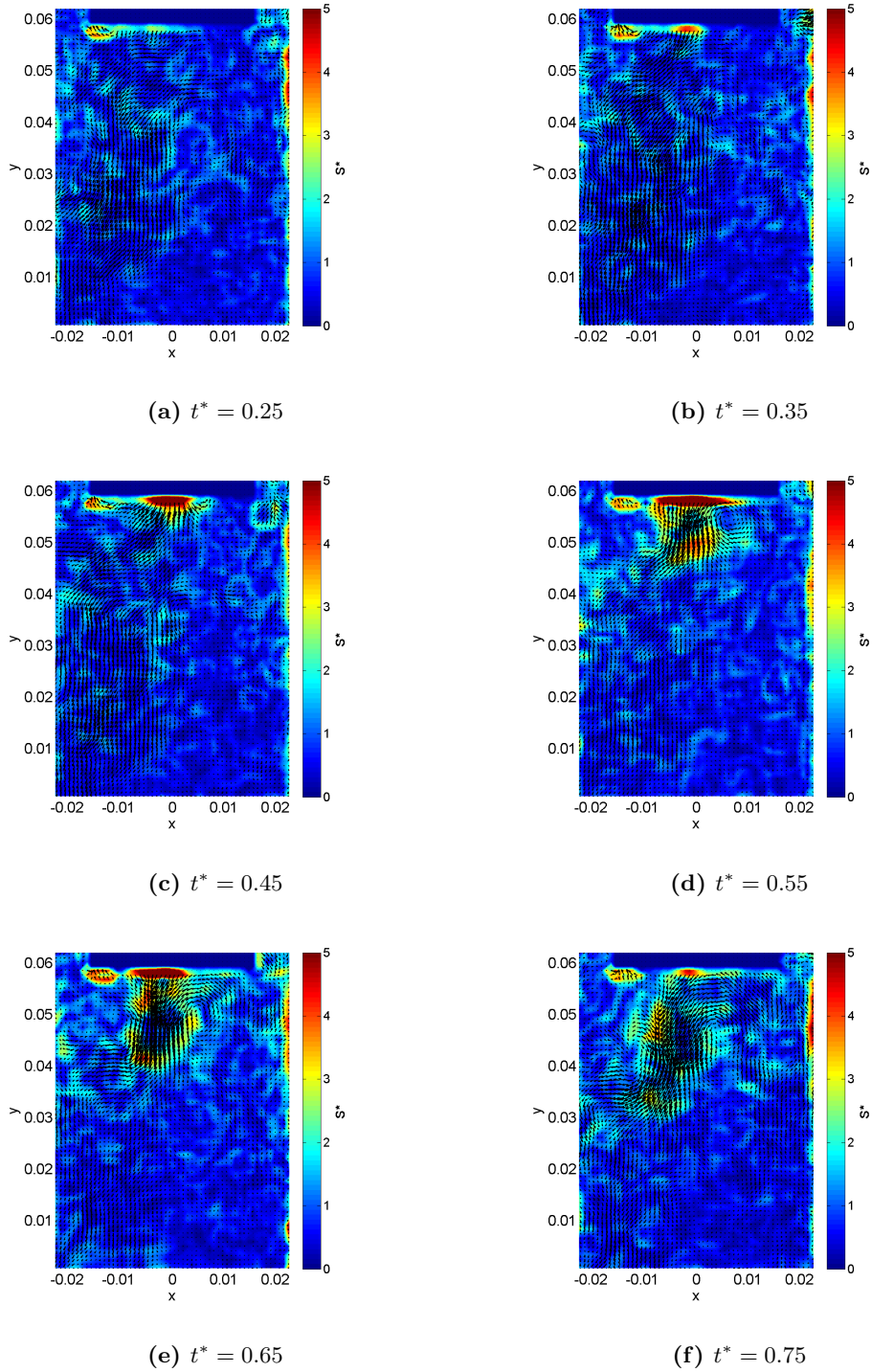
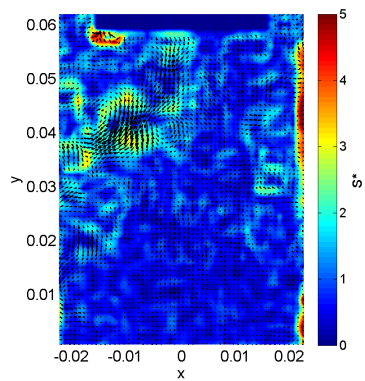
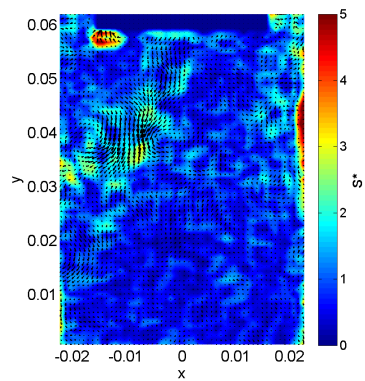


Figura 3.11: Campos de rapidez de deformación de un ciclo completo a una frecuencia de 5.9 Hz

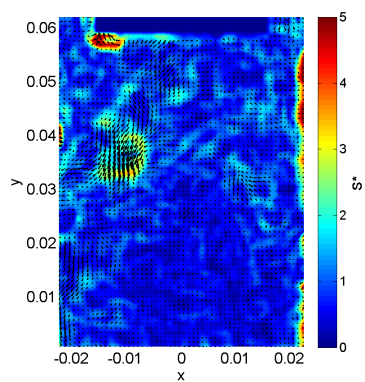
3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN



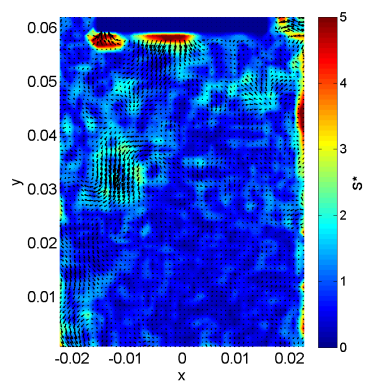
(a) $t^* = 0.25$



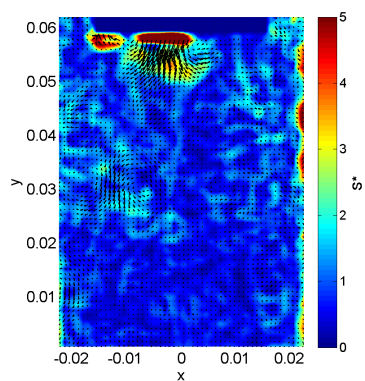
(b) $t^* = 0.35$



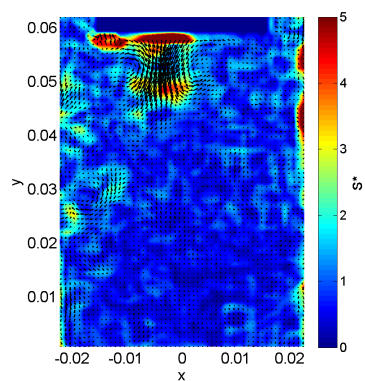
(c) $t^* = 0.45$



(d) $t^* = 0.55$



(e) $t^* = 0.65$



(f) $t^* = 0.75$

Figura 3.12: Campos de rapidez de deformación de un ciclo completo a una frecuencia de 7.15 Hz

3.3.2. Magnitudes de rapidez deformación

En el procesamiento de los datos se obtuvieron los valores máximos del tensor de rapidez de deformación y se obtuvo el campo descriptivo del tensor en donde se muestra cómo evoluciona la magnitud del tensor en el ciclo de apertura y cierre de la válvula de manera gráfica. Además se obtuvieron los valores máximos a lo largo de los ciclos, de la misma forma que se hizo con la velocidad. La rapidez de deformación se adimensionalizo dividiéndola entre el valor característico λ que representa la rapidez de deformación promedio dada por un flujo de velocidad U_{max} a través de una sección de tamaño D_c . Su expresión se muestra a continuación.

$$\lambda = \frac{U_{max}}{D_c} \quad (3.6)$$

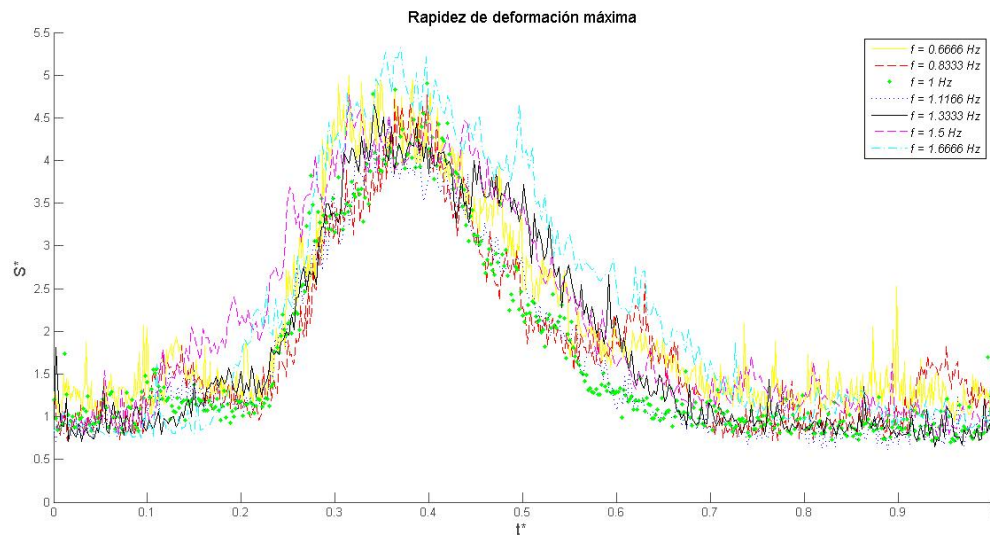
$$S^* = \frac{|\bar{S}|}{\lambda} \quad (3.7)$$

Se utilizó la velocidad máxima de cada frecuencia y el diámetro de apertura de la válvula como D_c

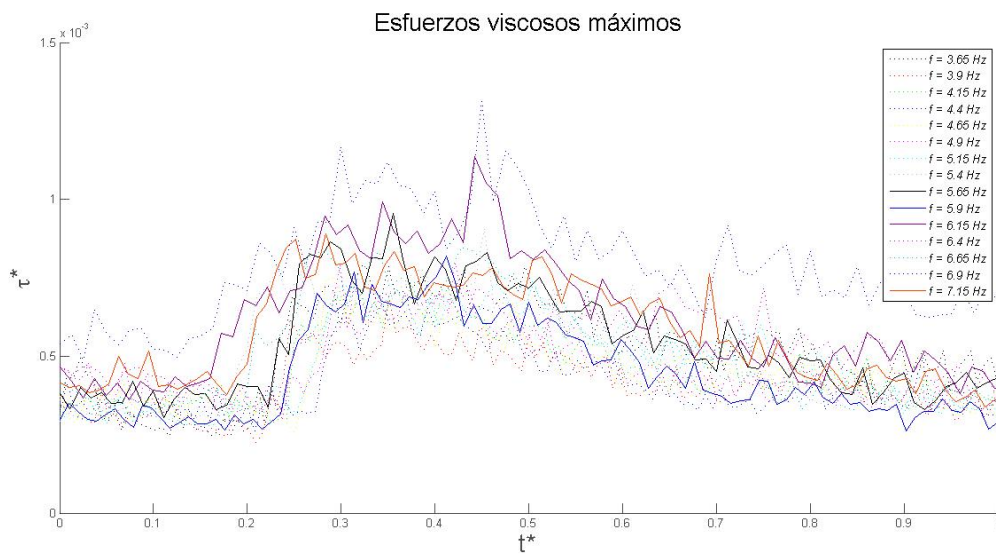
La rapidez de deformación es la principal característica que está relacionada con el daño sanguíneo a través de válvulas prostéticas según la hipótesis Schneider (12). A continuación se presentan las magnitudes máximas del tensor de rapidez de deformación en cada instante registrado en el presente experimento. En la figura 3.13 (a) y 3.13 (b) se muestran las magnitudes de un ciclo de cada frecuencia, este gráfico es para observar el comportamiento general de cada frecuencia y sus similitudes o diferencias unos con otros. Se puede observar que en la rapidez de deformación el comportamiento es muy parecido en todas las frecuencias. En general el flujo sufre los efectos de rapidez de deformación en la etapa de $0.2 < t^* < 0.7$. Los valores mayores de cada frecuencia una vez más se observan alrededor del instante $t^*=0.35$ que es donde la sístole alcanza su plenitud y alrededor del instante $t^* = 0.45$ comienza la fase diastólica que lleva al cierre de la válvula.

En la gráfica de las frecuencias bajas se observa que la deformación aumenta a medida que aumenta la frecuencia aunque es un aumento de la magnitud bastante discreto en cada frecuencia. En las frecuencias altas el comportamiento es bastante similar en cada frecuencia solo que en las frecuencias donde se registró el fallo de la válvula se observan picos de rapidez de deformación.

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN



(a) Gráfica de rapidez de deformación en bajas frecuencias



(b) Gráfica de rapidez de deformación en altas frecuencias

Figura 3.13: Comparación de la velocidad máxima durante un ciclo completo en todas las frecuencias

Los valores máximos de rapidez de deformación en frecuencias bajas no registran un comportamiento estable aunque varían muy poco en cada frecuencia.

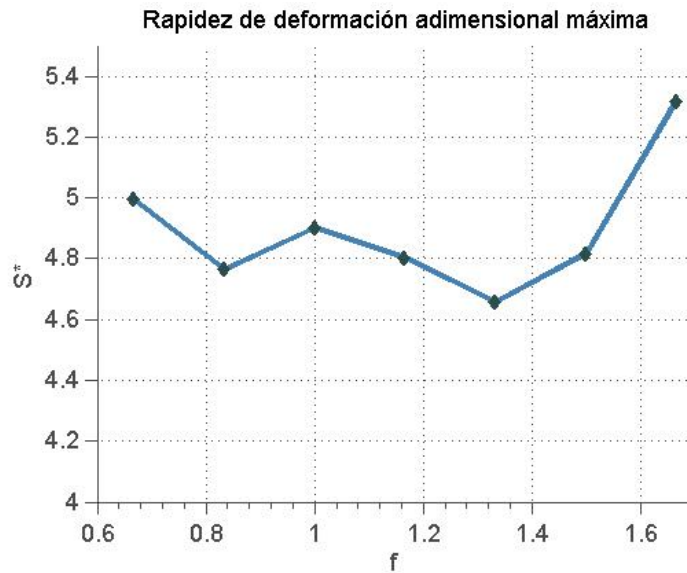
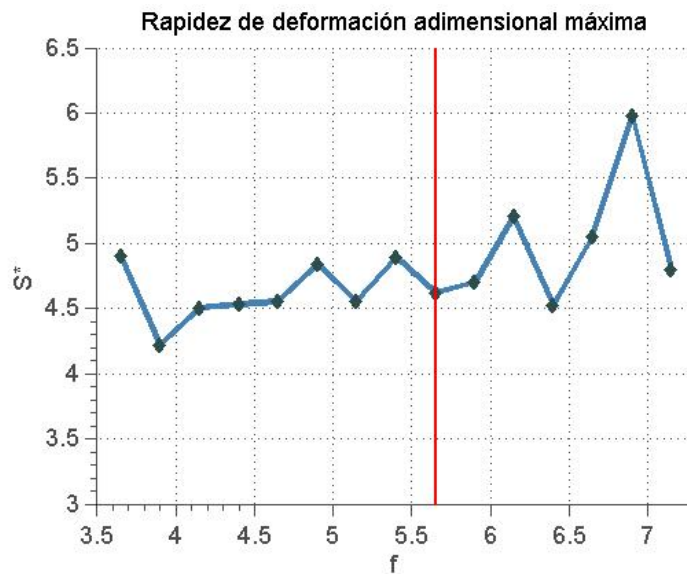
(a) *Bajas frecuencias*(b) *Altas frecuencias*

Figura 3.14: La figura (a) muestra los valores máximos de la rapidez de deformación registrados en las frecuencias bajas y la figura (b) en altas frecuencias

En las frecuencias altas se observa que mientras la válvula funciona correctamente la rapidez de deformación oscila entre los valores de $S^* = 4.2$ y $S^* = 4.9$ dando cambios

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

muy leves en cada frecuencia, mientras que en la zona donde la válvula ha fallado las diferencias aumentan y los picos se agudizan conforme aumenta la frecuencia. Es el comportamiento que observamos en los campos de rapidez de deformación donde se observó cómo aumentaba la magnitud del tensor.

3.4. Vorticidad

3.4.1. Campos de vorticidad

Teniendo el campo de velocidades se realizó el cálculo de la vorticidad en el flujo agua adelante de la válvula mediante el cálculo del rotacional de la velocidad del flujo. Este parámetro se representó en el campo de vorticidad y se obtuvieron las imágenes del campo de vorticidad para cada frecuencia. En las siguientes imágenes los colores cálidos representarán los vórtices en sentido anti horario y los colores fríos los vórtices con sentido horario.

Es importante mencionar que este parámetro se relaciona con la formación de coágulos indeseados por lo cual es importante observar este parámetro. El conjunto de imágenes que se muestran en la figura [3.15](#) corresponden a la vorticidad de la frecuencia de 1.3333 Hz.

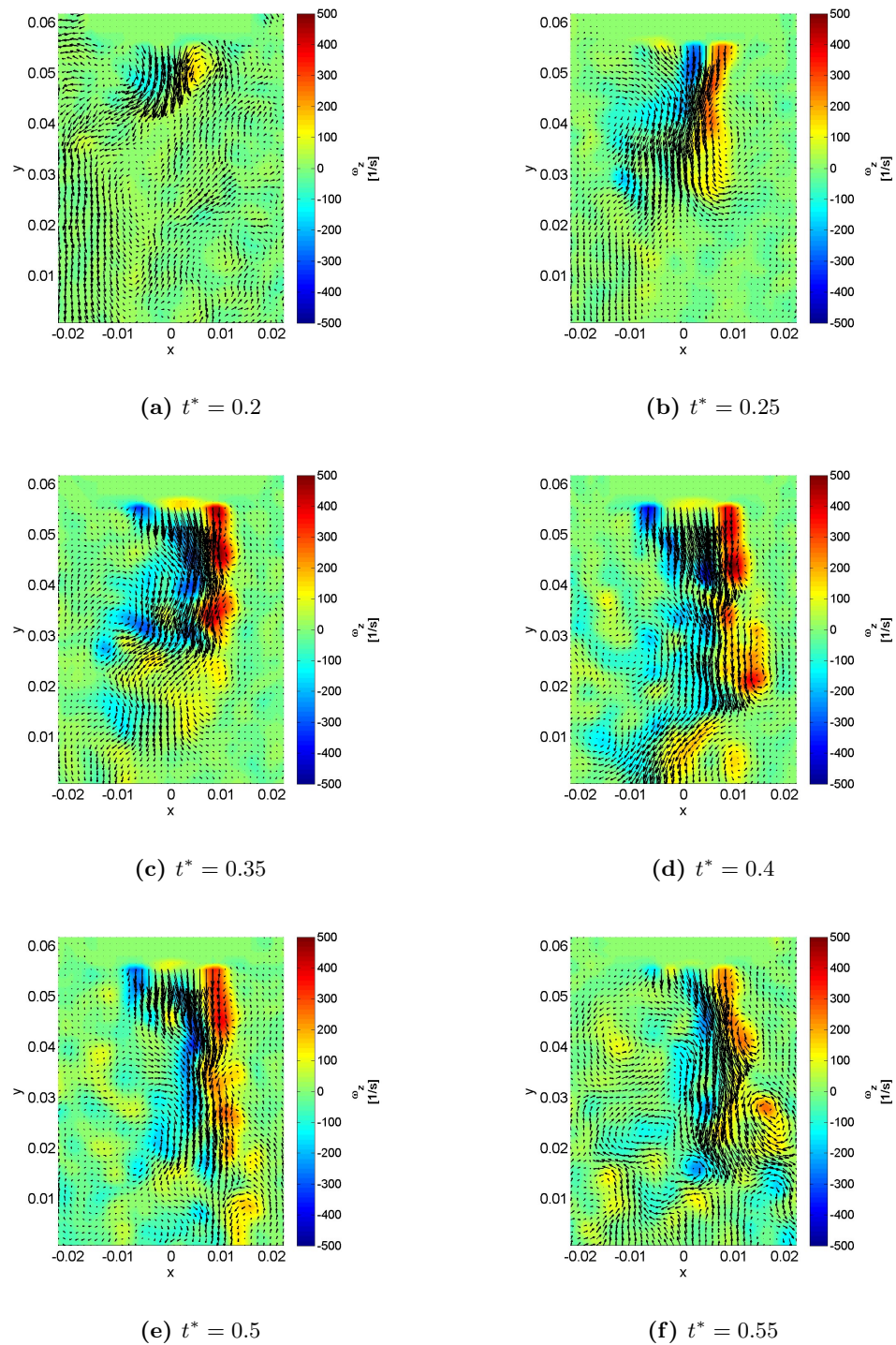


Figura 3.15: Campos de vorticidad de un ciclo completo a una frecuencia de 1.3333 Hz

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Las imágenes muestran la evolución del campo de vorticidad donde se aprecia cómo se forman los vórtices por la interacción del flujo con la válvula. Al comienzo de la apertura de la válvula, en el instante $t^* = 0.2$ los vórtices se empiezan a formar notándose el sentido horario del lado izquierdo y el anti horario del lado derecho. En el instante $t^* = 0.25$ se observa que los vórtices se van difundiendo en las zonas aguas abajo. Posteriormente en $t^* = 0.35$ se notan diferentes dipolos ya desprendidos de las valvas de la válvula y que continúan su trayectoria por el canal de visualización. Además se aprecia de manera más clara como los vórtices han afectado a las zonas de menor velocidad ubicadas aguas abajo y se observa el comienzo de su interacción donde sentido horario sigue siendo predominante en la parte izquierda y el anti horario en la parte derecha. El instante siguiente de $t^* = 0.4$ la fase diastólica comienza por lo que la válvula comienza su etapa de cierre. En $t^* = 0.5$ los vórtices comienzan a disminuir, en el instante $t^* = 0.55$ esta disminución se hace más notoria. Hasta que finalmente en $t^* = 0.6$ la válvula se ha cerrado y los dipolos remanentes siguen su trayectoria en el canal y el ciclo queda listo para comenzar de nuevo. En la frecuencia de 5.65 Hz de la misma forma se aprecia en los instantes de $0 < t^* < 0.25$ la formación de los vórtices en la salida de la válvula, sin embargo estos vórtices son de menor magnitud que en la frecuencia de 1.3333 Hz dado que la válvula permanece menos tiempo abierta. En el instante $t^* = 0.65$ los vórtices han bajado considerablemente su magnitud a diferencia de los instantes anteriores y para el instante $t^* = 0.85$ ya no se observa ningún dipolo o algún patrón en el comportamiento de los vórtices a medida que el flujo avanza. El comportamiento de los vórtices que se observa de la frecuencia 5.9 Hz es bastante similar al de la frecuencia 5.65 Hz. En la frecuencia 7.15 Hz instante $t^* = 0.25$ observamos que las partes negativas y positiva del dipolo formado en la salida de la válvula se encuentran más separadas que en las frecuencias anteriores. Esto se debe a que las valvas de la válvula se encuentran más abiertas que en los casos anteriores. También se observa en $0.25 < t^* < 0.85$ de manera más clara la evolución de los vórtices a través del canal.

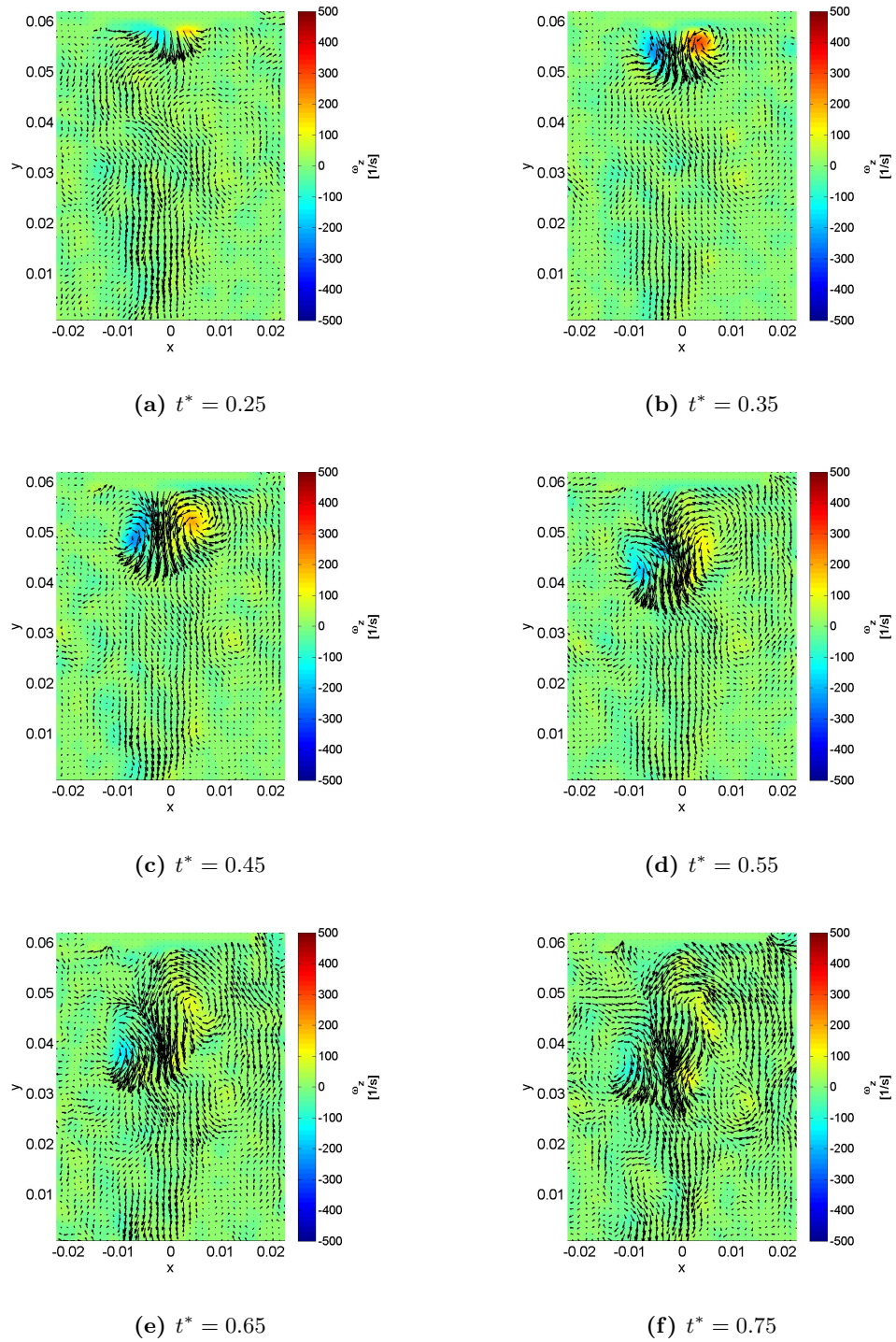


Figura 3.16: Campos de vorticidad de un ciclo completo a una frecuencia de 5.65 Hz

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

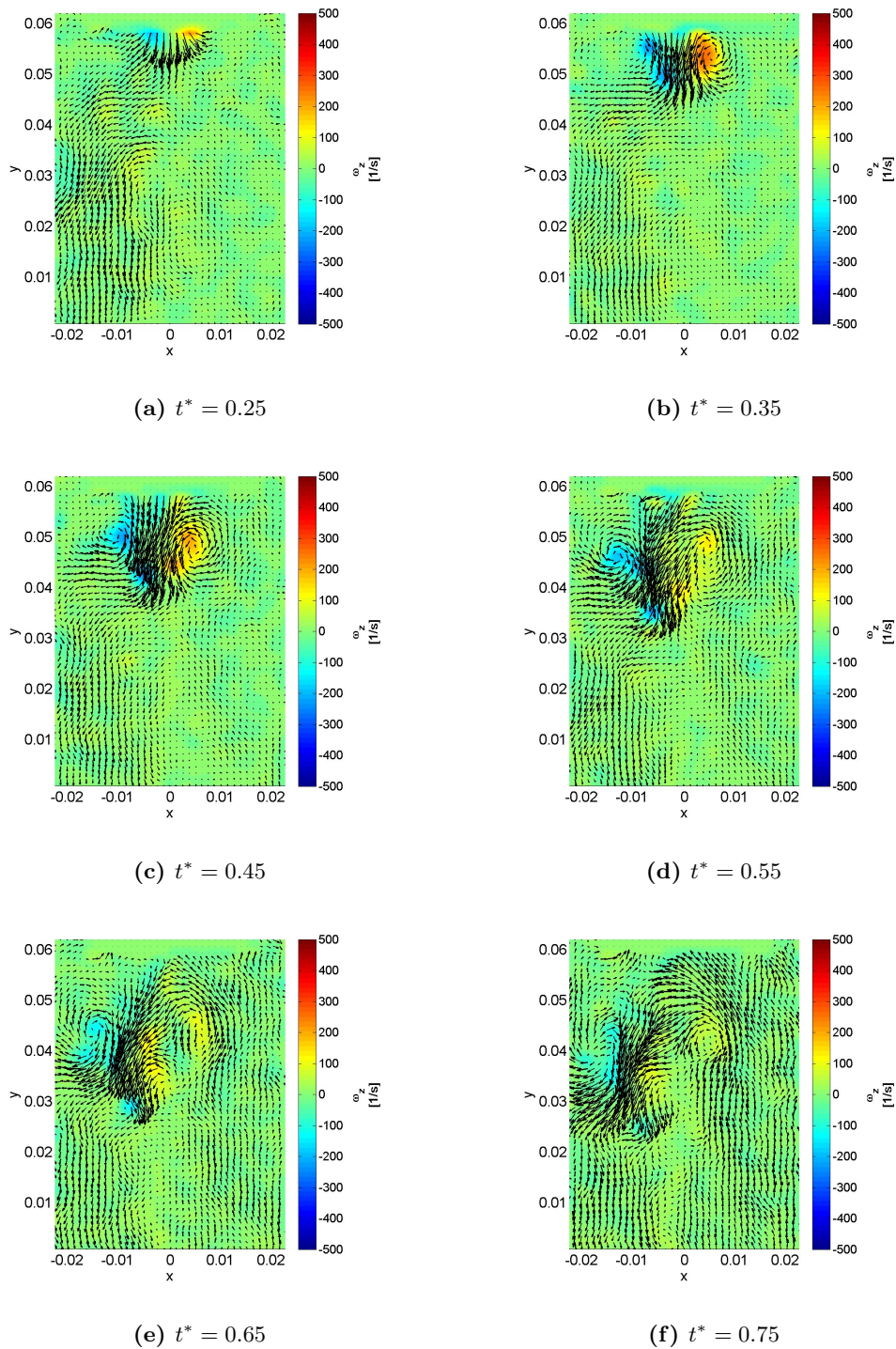


Figura 3.17: Campos de vorticidad de un ciclo completo a una frecuencia de 5.9 Hz

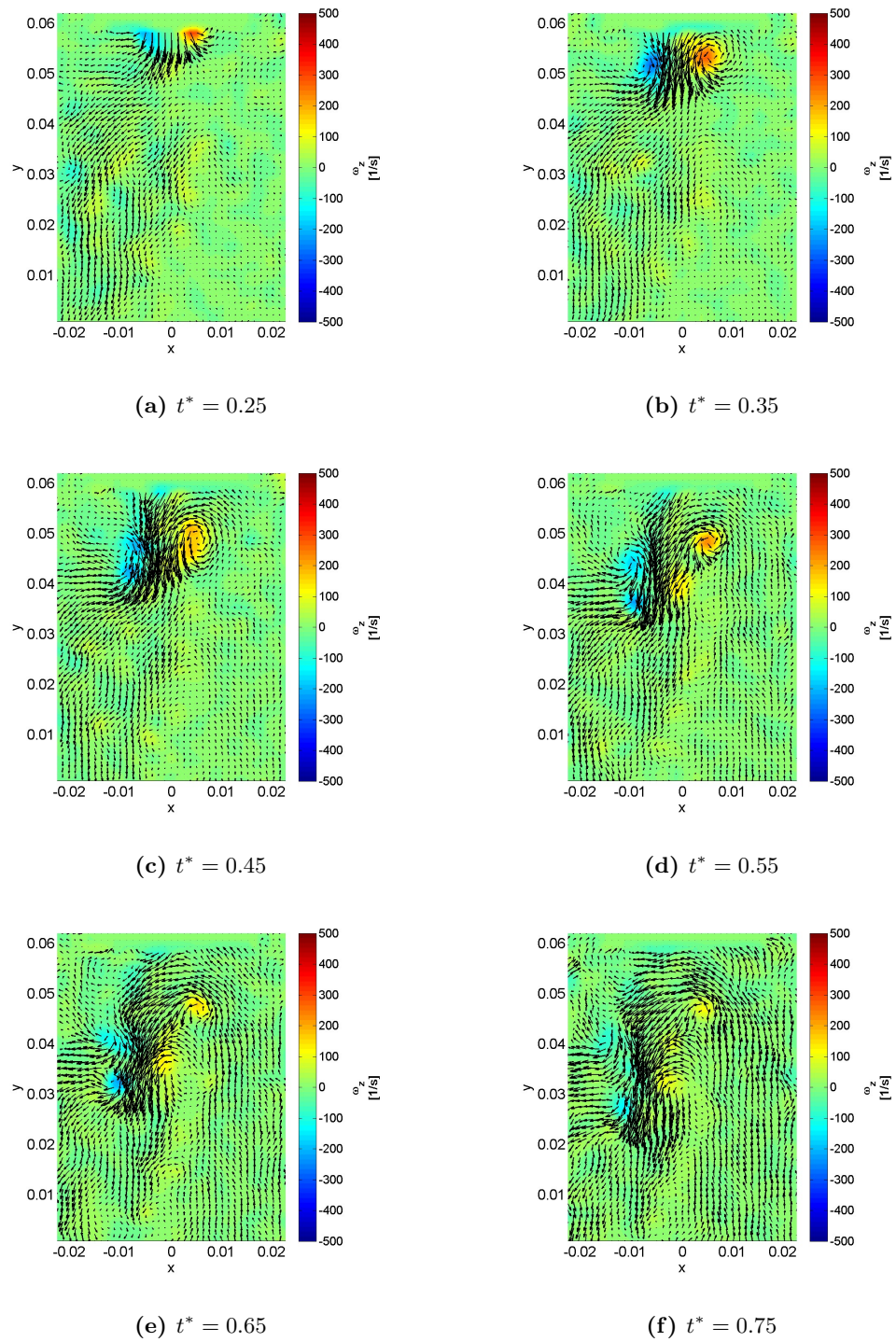


Figura 3.18: Campos de vorticidad de un ciclo completo a una frecuencia de 7.15 Hz

3.5. Esfuerzos viscosos

Los esfuerzos viscosos se estudian en el desempeño de las válvulas dado que mediante la magnitud de estos se puede determinar el nivel del daño sanguíneo o la activación de las plaquetas (10). Los esfuerzos viscosos fueron adimensionalizados dividiendo la magnitud del tensor entre la presión dinámica máxima de cada ciclo. La presión dinámica se calcula de la siguiente manera.

$$\zeta = \frac{1}{2}\rho(U_{max})^2 \quad (3.8)$$

$$\tau^* = \frac{\bar{\tau}}{\zeta} \quad (3.9)$$

El cálculo del tensor de esfuerzos viscosos está muy relacionado con la parte simétrica del gradiente de velocidad por lo que se espera que su comportamiento sea muy parecido al de rapidez de deformación.

3.5.1. Campos de esfuerzos viscosos

Las figuras mostradas a continuación muestran el comportamiento de los esfuerzos viscosos a lo largo de un ciclo en las frecuencias estudiadas. El comportamiento general de los esfuerzos en las frecuencias es que se concentran en las cercanías de la salida de la válvula. En la primera figura correspondiente a la frecuencia de 1.3333 Hz, una vez más observamos el buen desempeño de la prótesis valvular ya que los esfuerzos viscosos son sumamente bajos y, como se mencionó anteriormente, esta es una característica favorable por lo que en las frecuencias normales será más bajo que en las frecuencias altas. Los esfuerzos se empiezan a presentar al comienzo de la apertura de la válvula en $t^* = 0.2$ y aumentan hasta que en el instante $t^* = 0.35$ se encuentran los esfuerzos mayores y van decreciendo hasta el fin del ciclo. La mayor concentración de estos esfuerzos se encuentra cerca de la salida de la válvula y van desapareciendo a medida que el flujo avanza. La frecuencia de 5.65 Hz presenta la misma concentración de esfuerzos viscosos en la salida de la válvula solo que esta vez tienen mayor magnitud y en los instantes entre $0.55 < t^* < 0.65$ se nota que recorren una mayor distancia aguas debajo de la válvula. La principal diferencia de la frecuencia de 5.65 y 5.9 Hz es que en la salida de la válvula al pico de la sístole en $t^* = 0.35$ la frecuencia de 5.9 Hz presenta menores magnitudes de esfuerzos viscosos que en la frecuencia 5.65 Hz. Sin embargo en la frecuencia 7.15 Hz las magnitudes altas se presentan desde $t^* = 0.2$ siendo las magnitudes más elevadas de esfuerzos viscosos.

3.5.2. Magnitud de los esfuerzos viscosos

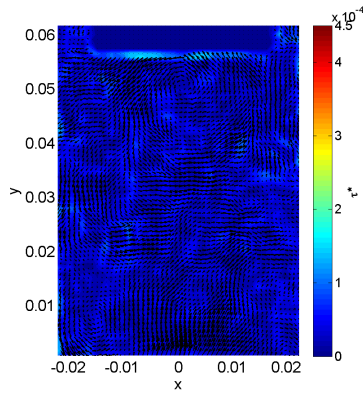
A continuación se reportarán los datos máximos de los esfuerzos viscosos para cada frecuencia, así como también las gráficas comparativas de todas las frecuencias juntas

en un ciclo completo de operación.

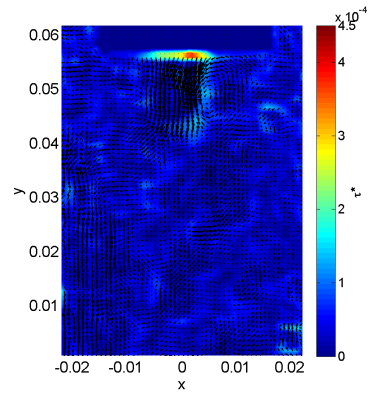
Los valores máximos de los esfuerzos viscosos, como era de esperarse, presentan sus valores máximos en el comienzo de la sístole en el instante $t^* = 0.35$, En las figura 3.23 (a) las frecuencias bajas presentan un comportamiento estable a lo largo del ciclo. Los esfuerzos viscosos son mayores en las frecuencias más bajas y su valor va decreciendo según aumenta la frecuencia. Este comportamiento no se presenta en las frecuencias altas dado que el gráfico (Figura 3.23 (b)) muestra que todas las frecuencias rondan entre $0.5 < t^* < 1$, exceptuando a las frecuencias donde la válvula falla en las cuales se presentan picos que distorsionan el comportamiento del flujo en estas frecuencias.

Los datos de los valores máximos nos muestran una visión general en los esfuerzos viscosos. En las frecuencias bajas los valores bajan paulatinamente hasta que en la frecuencia de 1.3333 Hz se reporta el valor más bajo de esfuerzos con $\tau^* = 0.000405895$ y posteriormente vuelve a ascender. En las frecuencias altas se observa el mismo comportamiento que en los parámetros anteriores, en las frecuencias donde la válvula funciona correctamente los esfuerzos aumentan de manera paulatina en relación con la frecuencia pero en cuanto se llega a la frecuencia de 5.9 Hz la gráfica muestra un comportamiento más caótico que asciende y desciende de manera desigual en cada incremento de frecuencia.

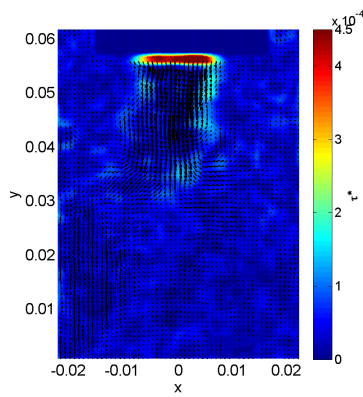
3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN



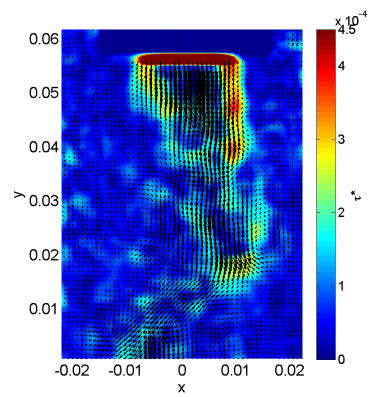
(a) $t^* = 0.2$



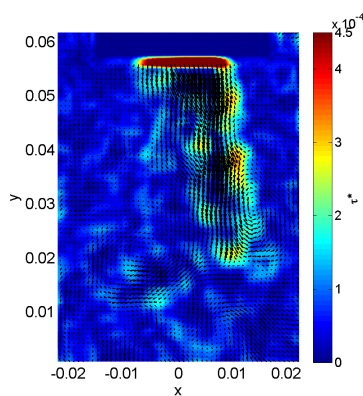
(b) $t^* = 0.25$



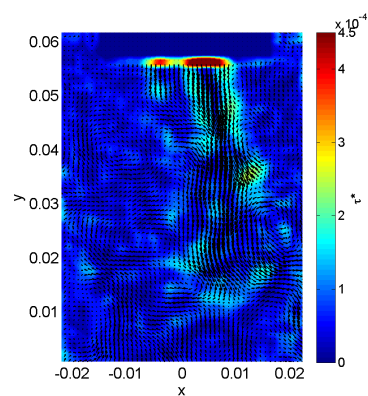
(c) $t^* = 0.35$



(d) $t^* = 0.4$



(e) $t^* = 0.5$



(f) $t^* = 0.55$

Figura 3.19: Campos de esfuerzos viscosos de un ciclo completo a una frecuencia de 1.3333 Hz

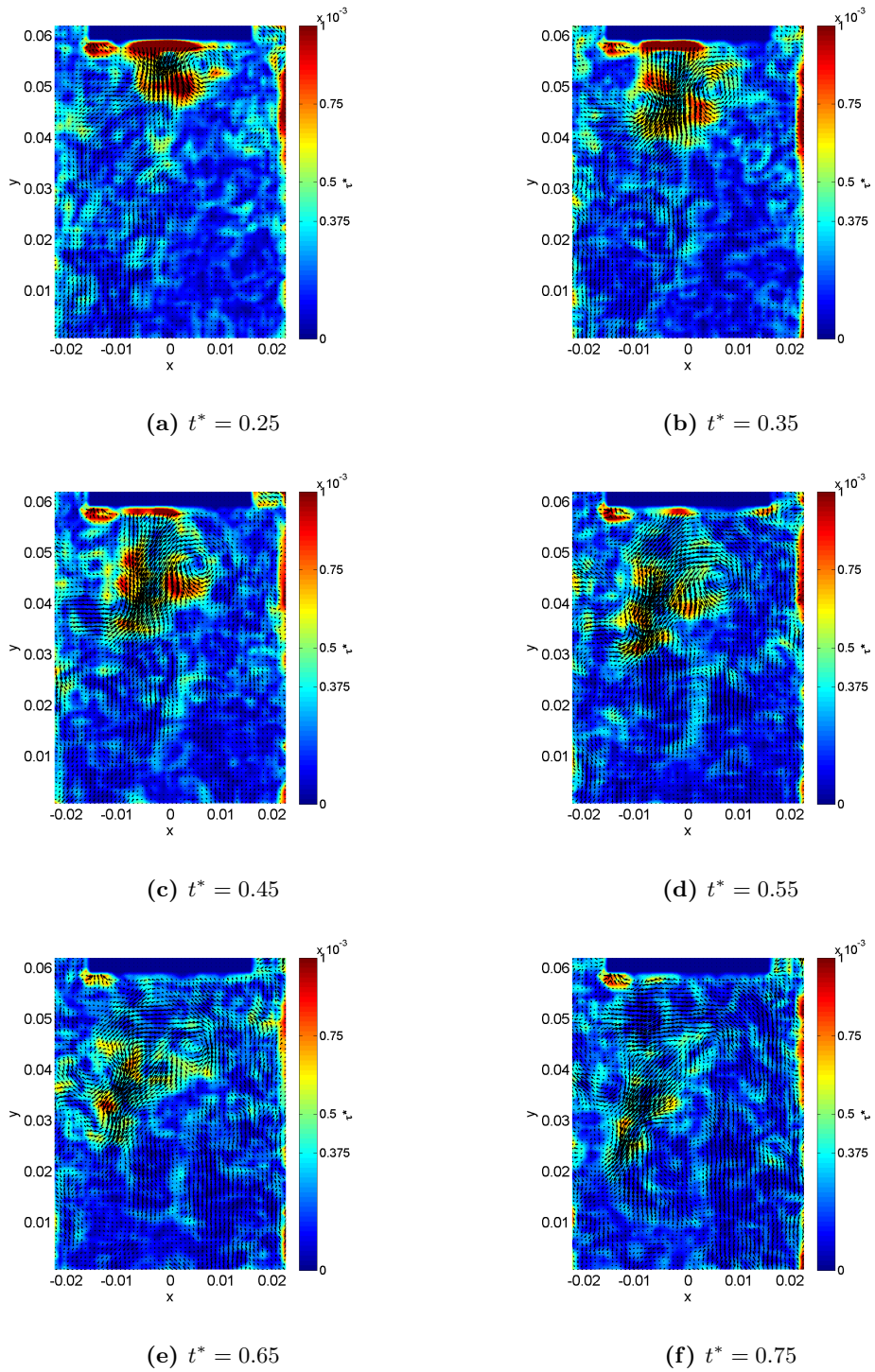


Figura 3.20: Campos de esfuerzos viscosos de un ciclo completo a una frecuencia de 5.65 Hz

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

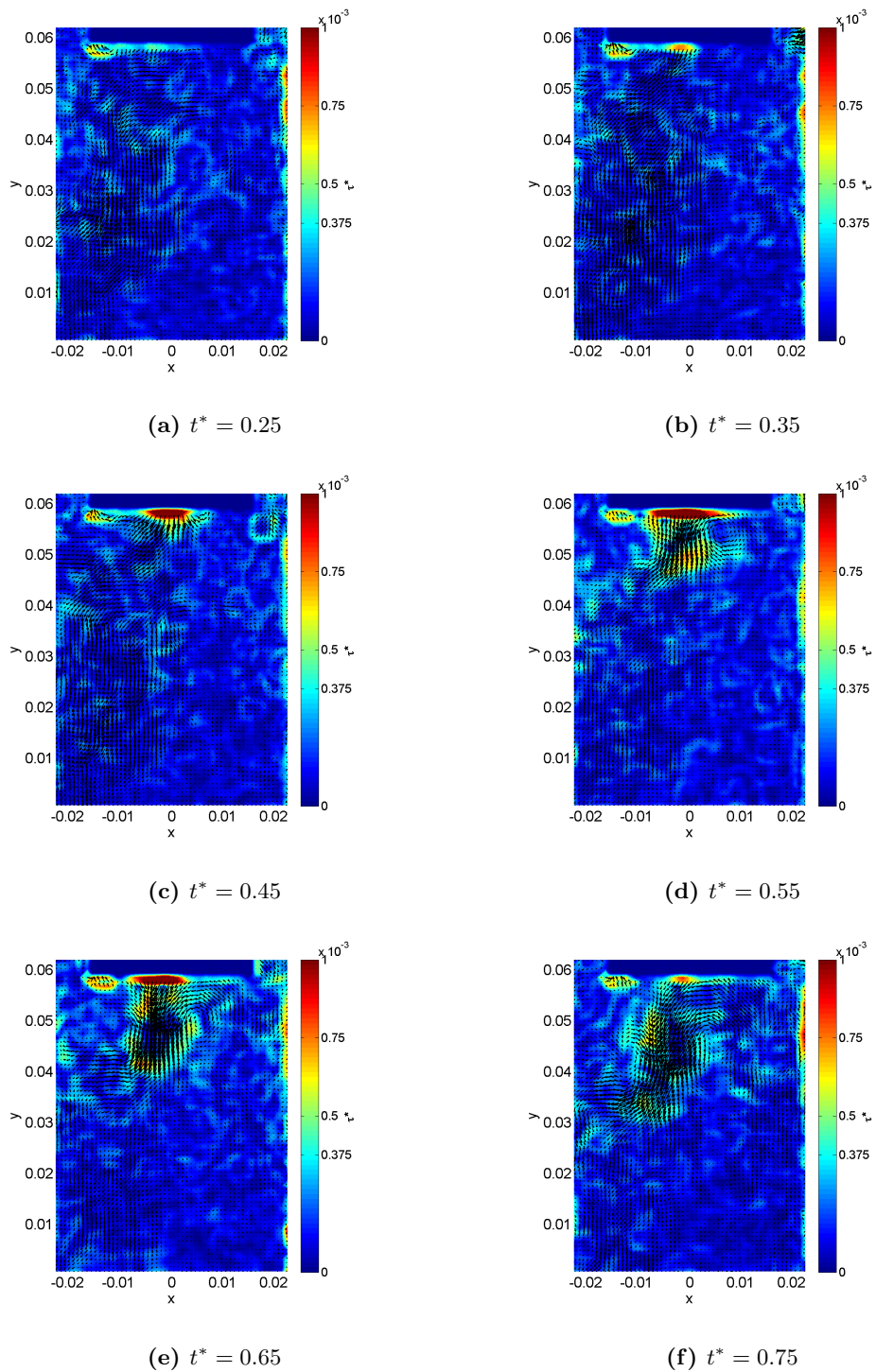


Figura 3.21: Campos de esfuerzos viscosos de un ciclo completo a una frecuencia de 5.9 Hz

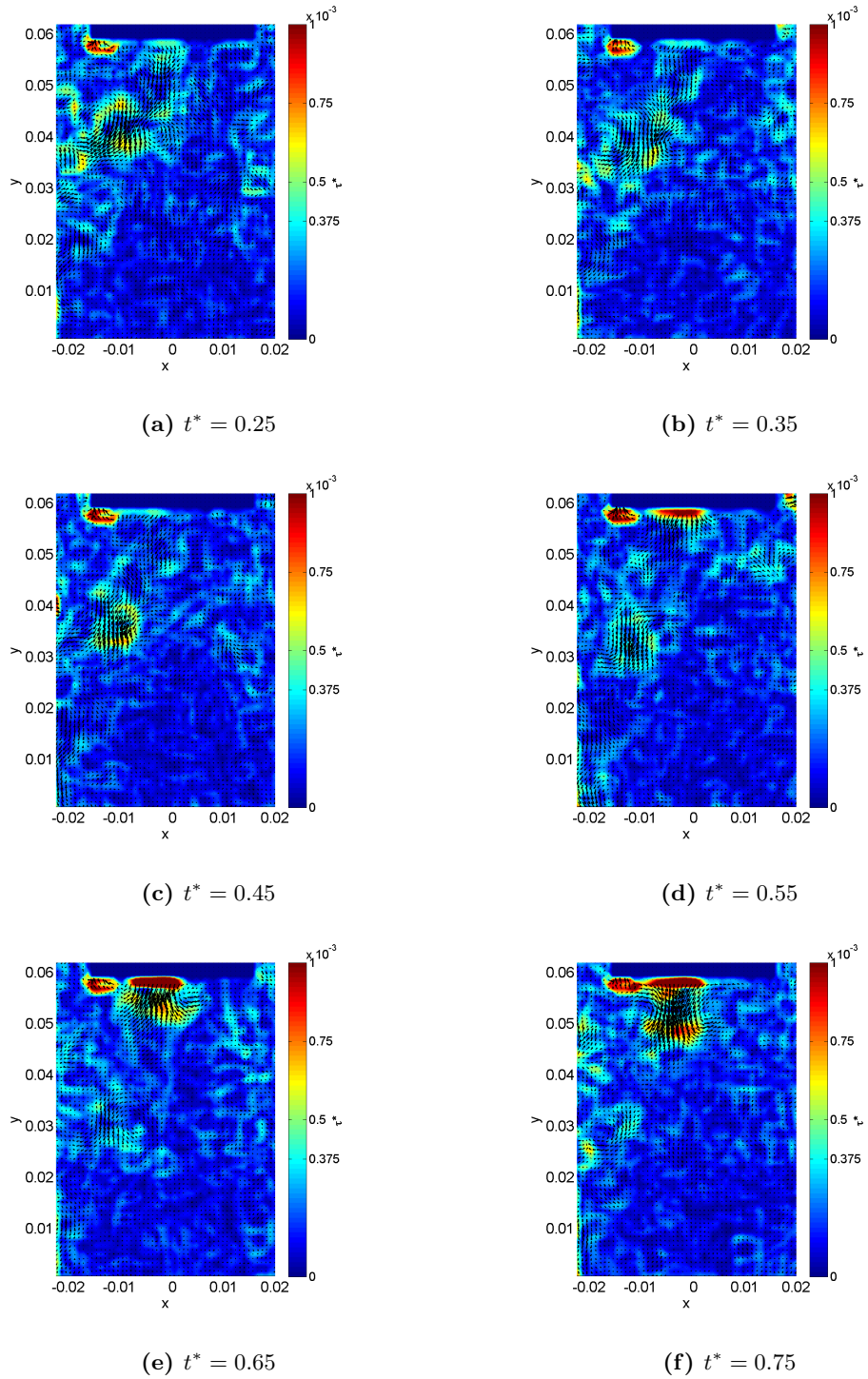
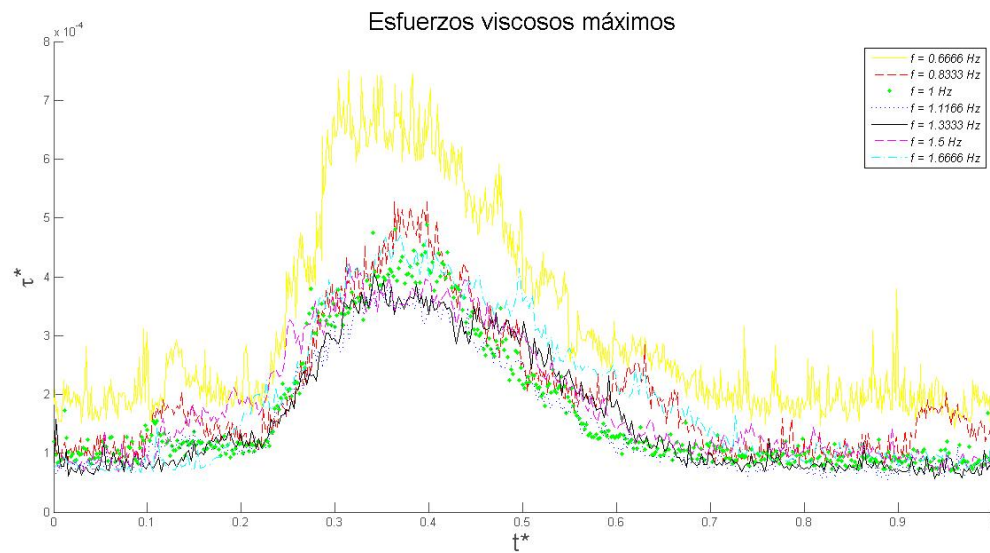
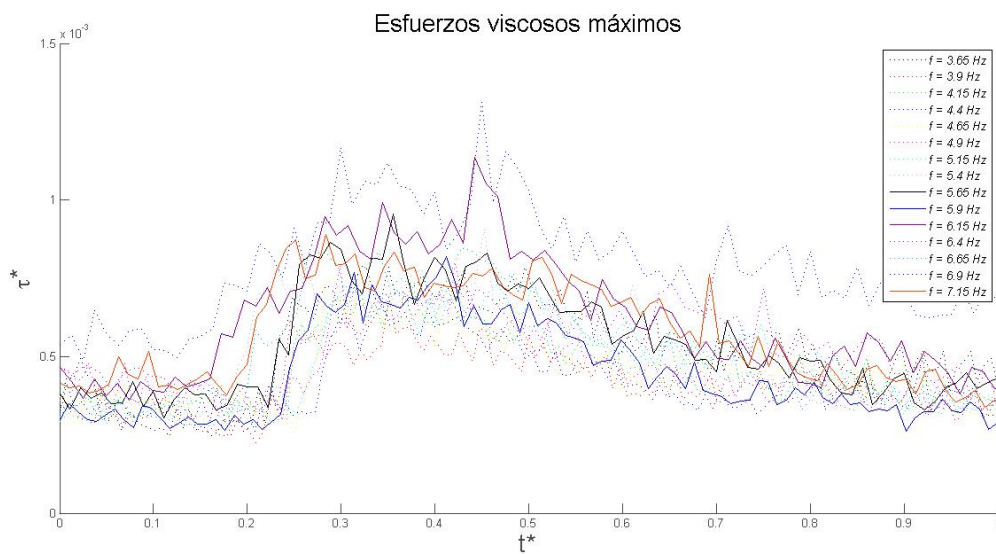


Figura 3.22: Campos de esfuerzos viscosos de un ciclo completo a una frecuencia de 7.15 Hz

3. RESULTADOS Y DISCUSIÓN



(a) Gráfica de esfuerzos viscosos en bajas frecuencias



(b) Gráfica de esfuerzos viscosos en altas frecuencias

Figura 3.23: Comparación de la velocidad máxima durante un ciclo completo en todas las frecuencias

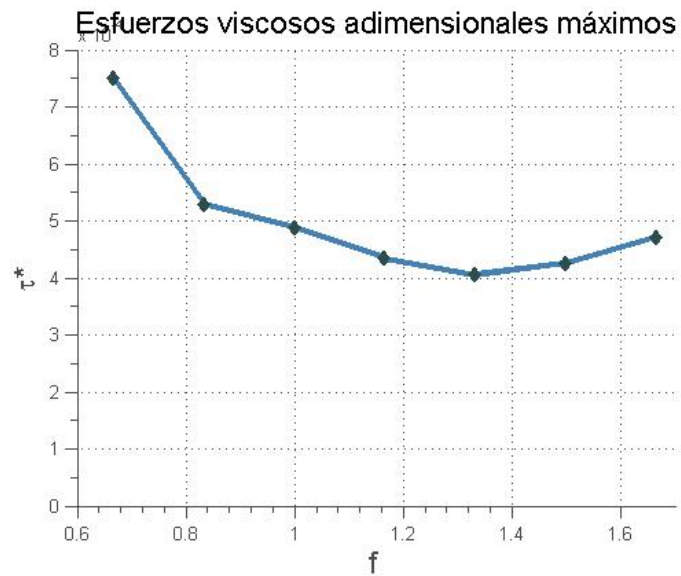
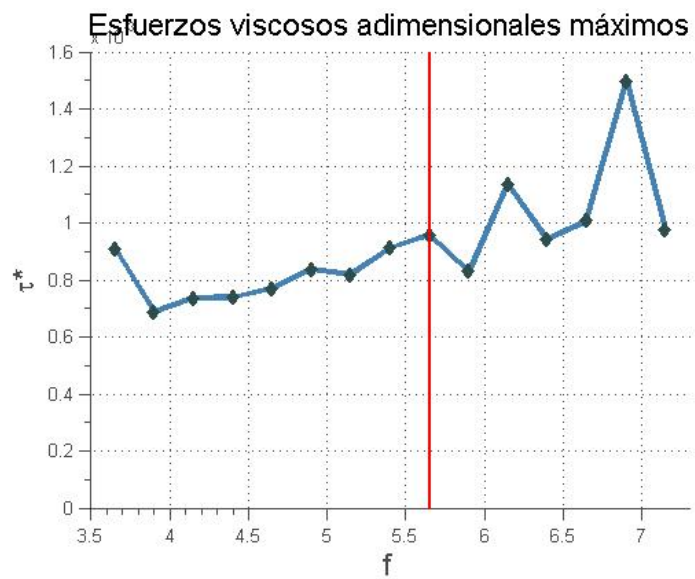
(a) *Gráfica de esfuerzos viscosos en bajas frecuencias*(b) *Gráfica de esfuerzos viscosos en altas frecuencias*

Figura 3.24: Comparación de los esfuerzos viscosos máximos durante un ciclo completo en todas las frecuencias

Conclusiones

Esta tesis se originó del interés por estudiar las condiciones de flujo en que las válvulas cardíacas prostéticas dejan de funcionar de manera correcta; entendiendo como manera correcta la nula formación de coágulos sanguíneos que ocasionan trombosis un desempeño fallido en el proceso de abrir-cerrar ocasionando regurgitación. Como se mencionó en el capítulo introductorio de este trabajo existen diversas condiciones que afectan el desempeño de las válvulas prostéticas entre ellas el cambio de frecuencia. Dicha frecuencia puede ser alterada por diferentes factores pero principalmente las enfermedades como taquicardia y sus variaciones.

El objetivo principal de esta tesis fue visualizar y medir los parámetros de flujo a altas frecuencias al pasar a través de una válvula cardíaca prostética. Se simuló el sistema circulatorio humano mediante el modelo de Windkessel, dicho modelo resulto ser de bastante utilidad además de que ya se contaba con el respaldo de estudios pasados que utilizaron este modelo. Para las variaciones de frecuencia se utilizaron dos bombas una comercial en bajas frecuencias y un prototipo diseñado por el CCADET para la parte del estudio en altas frecuencias.

Una vez establecido el sistema que se utilizaría se procedió aplicar la técnica de PIV en el flujo que atravesó la válvula prostética empleada. Los resultados obtenidos con esta técnica de visualización se procesaron para obtener las características del flujo en cada frecuencia analizada. Los resultados mostraron que la válvula funciona correctamente a frecuencias más bajas de las que normalmente operan pero falla a una frecuencia de 5.9 Hz lo cual es una frecuencia muy elevada para el límite fisiológico de un corazón humano, sin embargo nos brinda una idea del límite de funcionalidad de válvulas cuando son sometidas a pruebas de funcionamiento. La visualización de los flujos en cada frecuencia nos sirvió para comprobar que la velocidad, deformación y vorticidad aumentan conforme se aumenta la frecuencia del flujo y que las magnitudes de los parámetros de flujo son mayores cerca de la salida de la válvula. Otro hecho importante es que en frecuencias bajas se observa una mejor evolución del ciclo con el paso del tiempo, mientras que en las frecuencias altas este pareciera perder la mayor parte de su efecto antes de terminar de viajar por el canal de visualización como se observó en las figuras donde se mostraban los campos. Las gráficas de los valores máxi-

4. CONCLUSIONES

mos de cada frecuencia presentan un comportamiento similar. Todas nos mostraron dos fases en el comportamiento de la válvula, en la zona donde funciona correctamente presenta un cambio paulatino entre cada frecuencia y posteriormente al fallo de la válvula estos cambios se vuelven menos consistentes. El comportamiento variable se atribuye a que la válvula al estar fuera de sus condiciones de operación hace variable su área de apertura y esto hace que los parámetros cambien. En estudios relacionados con válvulas cardíacas es importante prestar especial atención a la rapidez de deformación y a los esfuerzos viscosos dado que estos parámetros se relacionan con el daño sanguíneo. Es importante remarcar que la magnitud de estos tensores es mayor según aumentaba la frecuencia lo cual nos señala que según se aumente la frecuencia habrá más daño sanguíneo además del fallo de la válvula. El estudio del flujo expuesto en este trabajo logro contribuir en la comprensión del flujo a través de las válvulas cardíacas, pero aún se recomienda seguir profundizando en estos estudios para lograr un entendimiento y determinación de los parámetros de diseño de una válvula cardíaca. El siguiente paso debe ser la visualización del flujo en 3D para apreciar el comportamiento completo del flujo en las tres coordenadas. También se recomienda utilizar un fluido de trabajo con propiedades lo más cercanamente posible a la sangre. Se debe practicar el mismo análisis en diferentes válvulas cardíacas pericardiales con el fin de visualizar que no sea un caso aislado y observar si las diferentes válvulas presentan el mismo comportamiento. Además, será necesario aplicar el análisis en válvulas mecánicas que también son actualmente implantadas y son las que mayor índice de trombosidad presentan.

Bibliografía

- [1] J. E. V. Guzmán A. López Zazueta, R. Ledesma-Alonso and R. Zenit. Study of the velocity and strain fields in the flow through prosthetic heart valves. *J. Biomechanical engineering*, 2011. 11
- [2] René Ledesma Alonso. A study of the pulsatile flow and its interaction with rectangular leaflets. Technical report, IIM, UNAM, 2010. 11
- [3] Thomas M. Bashore Andrew Wang. *Valvular Heart Disease*. Springer, illustrated edition, 2010. 5
- [4] Harvard Apparatus. Technical specifications "harvard apparatus pulsatile blood pump for large animal- hemodynamic studies. Technical report, Harvard Apparatus, A Harvard Bioscience Company. 14
- [5] Adriana Carolina Hernández Badillo. Estudio de la deformación de una membrana en flujo oscilante: Implicaciones en el diseño de válvulas cardíacas. Technical report, IIM, UNAM, 2011. 11
- [6] M.D. Arthur C. Guyton and Ph.D John E. Hall. *Textbook of medical physiology*. Elsevier Saunders, eleventh edition, 2006. 1
- [7] Cabin M.D. Henry S. *The Heart and Circulation*. Springer, illustrated edition, 2010. 2
- [8] Hadi Mohammadi and Kibret Mequanint. Prosthetic aortic heart valves: Modeling and design. *Medical Engineering and Physics*, 2010. 6
- [9] Jan-Willem Lankhaar Nico Westerhof and Berend E. Westerhof. The arterial windkessel. *Med Biol Eng Comput*, 2009. 13
- [10] Galliard Hr Picart C, Piau JM. Human blood shear yield stress and its hematocrit dependence. *J. Rheology*, 1998. 50
- [11] J. E. V. Guzmán R. Ledesma-Alonso and R. Zenit. Experimental study of a model valve with flexible leaflets in a pulsatile flow. *J. Fluid Mech*, 2013. 11

BIBLIOGRAFÍA

- [12] A. Wixforth C. Gorzelanny A. Alexander-Katz R. Netz S. Schneider, S. Nuschele and M. Schneider. Shear-induced unfolding triggers adhesion of von willebrand factor fibers. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A*, 2007. [41](#)
- [13] Adriana López Zazueta. Comparación de los parámetros críticos del flujo a través de sustitutos de válvulas cardíacas. Technical report, IIM, UNAM, 2009. [11](#)
- [14] Adriana López Zazueta. Estudio de la deformación de una membrana en un flujo oscilante: implicaciones en el diseño de válvulas cardíacas. Technical report, IIM, UNAM, 2011. [11](#)