

Universidad Nacional Autónoma de México

Facultad de Ingeniería



Comparación de los parámetros críticos del flujo a
través de sustitutos de válvulas cardíacas

Tesis

que para obtener el grado de

Ingeniero Mecánico

presenta

Adriana López Zazueta

Director de tesis: Dr. Roberto Zenit Camacho

México D.F. Junio de 2009

A mis padres, Enriqueta y Amando, por todo el amor y apoyo incondicional que me han brindado. También por todos sus consejos, enseñanzas, y hasta por sus regaños.

A mis hermanas, Daniela y Claudia, por todos los inolvidables momentos que hemos pasado juntas, y que a pesar de los obstáculos siempre han estado a mi lado apoyándome.

A René por ser un gran compañero de vida, por todo lo que hemos compartido desde que nos conocemos. Agradezco todo el amor, apoyo y comprensión que me ha brindado.

Siempre tendrán mi amor y estaré agradecida con todo lo que me han regalado.

Agradecimientos

A la Universidad Nacional Autónoma de México y a la Facultad de Ingeniería por todas las oportunidades que me brindaron, las cuales me permitieron desarrollarme académica y personalmente. Fue un orgullo y un placer estudiar en esta gran institución.

A mi asesor, Dr. Roberto Zenit, por permitirme trabajar en este proyecto, por todas las oportunidades que me ayudaron a fortalecerme académica y personalmente, y por los conocimientos que me transmitió. Agradezco que me haya brindado su amistad, sus consejos y su apoyo.

A los miembros del jurado, los doctores Gabriel Ascanio, Martín Salinas, Francisco Solorio y la doctora Catalina Stern, por sus comentarios y sugerencias que me ayudaron a mejorar este trabajo, y por apoyarme en el proceso de titulación.

Agradezco especialmente a René por haberme ayudado a realizar y comprender este trabajo, pero sobre todo por su amor y amistad. Todos sus consejos, su apoyo incondicional y su paciencia me ayudaron a finalizar con éxito este trabajo.

A mi amiga Itzel por escucharme en los momentos buenos y malos, por todo lo que he aprendido de ella, y por lo bien que me siento cuando estoy a su lado.

A todos mis amigos de la carrera con quienes pase momentos increíbles: Sonia, Erika, Alfredo, Humberto, Othón, Arturo, Emilio, Alejandro, Luis Israel, Fernanda, y Ali.

A mis compañeros de laboratorio que me ayudaron cuando lo necesite, en especial a Ian, Charly, Arturo, Federico, Juan Carlos, Rodrigo, Enrique, Oscar, Mónica, Ernesto y Santos.

Resumen

En este trabajo se estudió el flujo a través de dos tipos de prótesis valvulares: una biológica, elaborada con pericardio de bovino, y otra mecánica del tipo disco oscilante. Lo anterior es con fin de comprender el hecho de que los portadores de prótesis mecánicas tienen una alta incidencia a la trombosis, mientras que los pacientes con prótesis biológicas no presentan este problema.

Para emular el flujo pulsátil humano se empleó un circuito hidráulico basado en el modelo Windkessel, el cual está compuesto por: una bomba peristáltica que genera el flujo pulsátil, una cámara de complianza que simula la elasticidad de los grandes vasos sanguíneos, una válvula de aguja que simula la resistencia al flujo de los capilares, y una cámara visualización.

Los campos de velocidades aguas abajo de las prótesis estudiadas se midieron en varios instantes del ciclo empleando la técnica experimental PIV-3D STEREO (Particle Image Velocimetry-3D), y utilizando la técnica *Phase-Locking* se obtuvo información estadística de cada una de las tres componentes del vector velocidad en todo ciclo. Una vez reconstruido el campo de velocidades de forma espacial y temporal, se realizó una interpolación lineal de los datos experimentales con el fin de tener campos de velocidades más detallados. Finalmente, se calcularon los parámetros que caracterizan a los flujos: magnitud de tensor rapidez de deformación, magnitud del tensor vorticidad, y esfuerzos cortantes viscosos y turbulentos.

Se encontró que dichos parámetros tienen una mayor intensidad en el flujo producido por la prótesis mecánica, a pesar de que el número de Reynolds en el flujo de la prótesis biológica es significativamente superior. Con estos resultados se confirma la suposición de que la rapidez de deformación es mayor en el flujo a través de una válvula mecánica, lo cual podría estar relacionado con la formación de trombos con este tipo de prótesis.

Motivación y objetivos

Actualmente un gran número de personas a nivel mundial requieren que alguna de sus válvulas cardiacas sea reemplazada debido a que ésta ha dejado de funcionar correctamente. Dependiendo de las características del paciente, la válvula dañada puede ser reemplazada por una prótesis biológica o una mecánica.

La gran ventaja de las prótesis biológicas es que el flujo sanguíneo a través de estas no es alterado, debido a que su diseño es similar a la configuración de las válvulas nativas. Sin embargo, al estar elaboradas con materiales procedentes de animales tienden a volverse rígidas debido a procesos de calcificación, de modo que los pacientes tienen que ser nuevamente operados para reemplazar la prótesis dañada. Por otro lado, las prótesis mecánicas están elaboradas con materiales resistentes por lo que tienen una larga durabilidad y por lo tanto, los pacientes no requieren de un nuevo reemplazo. El inconveniente de estos sustitutos es que los pacientes tienen un alto riesgo de padecer problemas de trombosis requiriendo de tratamientos anticoagulantes de por vida, debido a que sus diseños no permiten un flujo central libre de obstáculos.

La abrupta alteración del flujo sanguíneo con el uso de prótesis mecánicas perturba el estado natural de los elementos sanguíneos encargados del proceso de coagulación, plaquetas y factores de coagulación, desencadenando una serie de reacciones enzimáticas que finalizan en la formación de un trombo.

Por tal motivo se ha emprendido en el Instituto de Investigaciones en Materiales de la UNAM, desde hace algunos años, un proyecto que busca establecer las bases para el estudio de flujos a través de distintos sustitutos de válvulas cardiacas. Uno de los principales objetivos de este proyecto, y en particular de esta tesis, es identificar los parámetros hemodinámicos del flujo generados debido a la interacción del fluido con los elementos oclusores de las prótesis, los cuales si alcanzan niveles muy elevados activan a los factores de coagulación y plaquetas. Otro propósito es el comparar dichos parámetros hemodinámicos entre una prótesis biológica y una prótesis mecánica. Finalmente, confirmar que hasta la fecha las prótesis biológicas son la mejor opción de reemplazo desde el punto de vista hemodinámico.

En este trabajo se tiene la hipótesis de que la rapidez de deformación que alcanza un flujo controlado por una prótesis mecánica es mucho mayor que la generada con una prótesis biológica; lo cual se puede relacionar con el hecho de que los pacientes con prótesis mecánicas tienen una alta tendencia a la trombosis.

Para cumplir con los objetivos es necesario conocer el campo de velocidades del flujo a través

de cada prótesis, el cual describe los movimientos de cada una de las partículas de fluido. Dada la gran complejidad de los flujos en estudio, la mejor opción para conocer el campo de velocidades es mediante técnicas experimentales. Aunque en la actualidad se han realizado varios estudios por medio de CFD (Computational Fluid Dynamics).

Con este tipo de estudios se contribuye al aún limitado conocimiento del flujo a través de prótesis valvulares y de las consecuencias médicas que los portadores presentan. Con el estudio la dinámica del flujo controlado por prótesis valvulares junto con los conocimientos médicos se puede llegar a comprender los mecanismos mecánicos que conllevan a los mecanismos celulares necesarios para formación de un trombo. Además, permite tener información que en un futuro puede servir como base para el mejoramiento de los diseños de prótesis valvulares.

Índice general

i. Agradecimientos	III
ii. Resumen	v
iii. Motivación y objetivos	VII
1. Antecedentes	1
1.1. Válvulas Cardiacas	1
1.1.1. Funcionamiento de las Válvulas Cardiacas	1
1.1.2. Valvulopatías	3
1.2. Prótesis de Válvulas Cardiacas	4
1.2.1. Prótesis Mecánicas	7
1.2.2. Prótesis Biológicas	9
1.3. La Sangre	11
1.3.1. Componentes de la Sangre	12
1.3.2. Coagulación Sanguínea	14
1.4. Trombosis: Efecto secundario del uso de prótesis valvulares mecánicas	17
1.4.1. Trombosis por alteración del flujo sanguíneo con prótesis mecánicas	18
1.5. Conceptos matemáticos para la caracterización del estado de un flujo	22
1.5.1. Tensor gradiente de velocidad, razón de deformación, razón de giro	22
1.5.2. Ecuación de vorticidad	24
1.6. Flujo turbulento	24
2. Desarrollo Experimental	27
2.1. Equipo Experimental	27
2.1.1. Modelo Windkessel	27
2.1.2. Equipo experimental implementado	28
2.2. Equipo de medición	31
2.2.1. Medición de los campos de velocidad	31
2.2.2. Medición de presión	34
2.3. Condiciones experimentales	36
2.4. Metodología	37

2.4.1.	Adquisición de imágenes	37
2.4.2.	Procesamiento de imágenes	39
2.5.	Procesamiento de los datos experimentales	42
2.6.	Visualización	43
3.	Resultados	47
3.1.	Válvula Biológica	48
3.1.1.	Ciclo de Presión	48
3.1.2.	Campo de Velocidades	49
3.1.3.	Rapidez de Deformación	51
3.1.4.	Vorticidad	54
3.1.5.	Criterio Q	56
3.1.6.	Líneas de Corriente y Planos de Criterio Q	56
3.1.7.	Esfuerzos cortantes	57
3.2.	Válvula Mecánica	72
3.2.1.	Ciclo de Presión	72
3.2.2.	Campo de Velocidades	73
3.2.3.	Rapidez de Deformación	74
3.2.4.	Vorticidad	75
3.2.5.	Criterio Q	77
3.2.6.	Líneas de Corriente y Planos de Vorticidad	77
3.2.7.	Esfuerzos cortantes	77
4.	Discusión	91
4.1.	Campo de Velocidades	91
4.2.	Curvas de Presión	93
4.3.	Rapidez de Deformación	94
4.4.	Vorticidad	96
4.5.	Esfuerzos cortantes	97
5.	Conclusiones	99
5.1.	Problemas de trombosis	100
5.2.	Trabajo a futuro	101
A.	Programas de Matlab	103
A.1.	Datos	103
A.2.	Descomposición Tensor Gradiente de Velocidad y Criterio Q	105
A.3.	Gráficas tridimensionales	106

B. Presentaciones	111
B.1. LI Congreso Nacional de la SMF/ XIV División de Fluidos y Plasmas (2008)	111
B.2. 61th Annual Meeting of the APS Division of Fluid Dynamics (2008)	112
Bibliografía	112

Índice de figuras

1.1. Corte transversal del corazón	2
1.2. Vista superior del corazón	2
1.3. Ciclo cardíaco	3
1.4. Válvula mitral saludable y con estenosis	4
1.5. Formación de vórtices <i>in vivo</i> y <i>in vitro</i>	6
1.6. Cavitación aguas abajo de una válvula mecánica bivalva	7
1.7. Prótesis valvulares mecánicas	8
1.8. Prótesis valvulares biológicas	10
1.9. Bifurcación arterial	12
1.10. Células sanguíneas	13
1.11. Participación de las plaquetas en la formación de trombos	15
1.12. Coagulación sanguínea	16
1.13. Cascada de coagulación sanguínea	17
1.14. Plaquetas activadas	19
1.15. Interacción de proteínas adhesivas-receptoras plaquetarias	20
1.16. Configuraciones del factor von Willebrand	21
1.17. Campo de velocidades diferenciales en un punto	23
1.18. Imágenes de flujos turbulentos	25
2.1. Diagrama del modelo Windkessel	27
2.2. Prótesis valvulares empleadas en las mediciones experimentales	28
2.3. Bomba pulsátil, Serie 1400 de Harvard Apparatus	29
2.4. Celda de pruebas y visualización.	29
2.5. Válvula de aguja.	29
2.6. Cámara de complianza	30
2.7. Diagrama del circuito hidráulico experimental	30
2.8. Diagrama del equipo y proceso PIV	32
2.9. Principio geométrico del PIV 3D-STEREO	33
2.10. Equipo PIV empleado en las mediciones	34
2.11. Equipo de medición de presión	35
2.12. Panel frontal y diagrama de bloque para el programa de lectura de presiones	36

2.13. Distribución de los planos de medición	38
2.14. Diagrama del arreglo experimental PIV	39
2.15. Tarjeta de calibración de PIV	40
2.16. Ciclo de captura de imágenes	41
2.17. Imágenes típicas de visualización para el flujo a través de la prótesis biológica	45
3.1. Diámetros característicos de las prótesis valvulares	47
3.2. Dimensiones de la región de medición PIV	48
3.3. Ciclo de presión de la válvula biológica	49
3.4. Fotos de la válvula biológica	50
3.5. Flujo representativo con rapidez de deformación promedio	52
3.6. Gráfica de la magnitud del tensor rapidez de deformación de la válvula biológica	52
3.7. Distribución de las regiones de rapidez de deformación normalizada en el plano $z = 20$	53
3.8. Gráfica de la magnitud del tensor vorticidad de la válvula biológica	55
3.9. Gráfica de los máximos valores del esfuerzo cortante viscoso normalizado de la válvula biológica	58
3.10. Gráfica de los máximos valores de esfuerzo cortante turbulento normalizado de la válvula biológica	59
3.11. Campo de velocidades de la válvula biológica	62
3.12. Iso-superficies de magnitud del tensor rapidez de deformación de la válvula biológica	64
3.13. Iso-superficies de magnitud del tensor de vorticidad de la válvula biológica	66
3.14. Iso-superficies de magnitud del criterio Q de la válvula biológica	67
3.15. Líneas de corriente y planos de <i>criterio</i> Q de la válvula biológica	68
3.16. Iso-superficies de magnitud del esfuerzo cortante viscoso de la válvula biológica	70
3.17. Iso-superficies de magnitud del esfuerzo cortante turbulento de la válvula biológica	71
3.18. Ciclo de presión de la válvula mecánica	72
3.19. Fotos de la válvula mecánica	73
3.20. Gráfica de la magnitud del tensor rapidez de deformación de la válvula mecánica	74
3.21. Gráfica de la magnitud del tensor vorticidad de la válvula mecánica	76
3.22. Gráfica de los máximos valores del esfuerzo cortante viscoso normalizado de la válvula mecánica	78
3.23. Gráfica de los máximos valores de esfuerzo cortante turbulento normalizado de la válvula biológica	79
3.24. Campo de velocidades de la válvula mecánica	81
3.25. Iso-superficies de magnitud del tensor rapidez de deformación de la válvula mecánica	83
3.26. Iso-superficies de magnitud del tensor vorticidad de la válvula mecánica	85
3.27. Iso-superficies de magnitud del criterio Q de la válvula mecánica	86
3.28. Líneas de corriente y planos de vorticidad de la válvula mecánica	87
3.29. Iso-superficies de magnitud del esfuerzo cortante viscoso de la válvula mecánica	89
3.30. Iso-superficies de magnitud del esfuerzo cortante turbulento de la válvula mecánica	90

4.1. Comparación de las máximas magnitudes de velocidad	92
4.2. Comparación de los máximos números de Reynolds	92
4.3. Comparación de la diferencia de presiones normalizada	93
4.4. Comparación de los máximos valores del tensor rapidez de deformación y del tensor rapidez de deformación normalizado	95
4.5. Comparación de los máximos valores del tensor vorticidad y del tensor vorticidad normalizado	96
4.6. Comparación de los máximos valores de esfuerzos cortantes viscosos normalizados . .	98
4.7. Comparación de los máximos valores de esfuerzos cortantes turbulentos normalizados	98
B.1. Portada del boletín del CNF 2008 y resumen de la presentación	111
B.2. Portada del boletín del APS 2008 y resumen de la presentación	112

Capítulo 1

Antecedentes

En este capítulo introductorio se presenta un breve resumen acerca de sustitutos de válvulas cardíacas: se indica cuando una válvula nativa debe ser reemplazada, los distintos diseños de prótesis que han sido utilizados desde el primer reemplazo hasta la fecha, y las características deseables que deben observarse en un flujo controlado por una prótesis valvular.

Dado que el objetivo de esta tesis es tener un mejor entendimiento del porque los pacientes portadores de prótesis mecánicas tienen una alta incidencia a la trombosis, se realizó una investigación acerca del proceso de coagulación y como éste es alterado por el uso de prótesis mecánicas.

Finalmente, se presenta algunos conceptos matemáticos y físicos que describen el estado de un flujo.

1.1. Válvulas Cardiacas

1.1.1. Funcionamiento de las Válvulas Cardiacas

La sangre es bombeada a través de las cavidades cardíacas con la ayuda de cuatro válvulas cardíacas, las cuales se encuentran en los conductos de salida de cada una de las cavidades, como se muestra en la figura 1.1. Las válvulas cardíacas son tejidos que funcionan como válvulas unidireccionales (*válvulas check*): se abren para permitir que la sangre fluya en una sola dirección y se cierran para evitar el retorno de la sangre. Las cuatro válvulas del corazón y sus respectivas funciones son las siguientes:

- La **válvula bicúspide o mitral** controla el flujo sanguíneo entre la aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo.
- La **válvula tricúspide** controla el flujo sanguíneo entre la aurícula derecha y el ventrículo derecho.
- La **válvula aórtica** controla el flujo sanguíneo del ventrículo izquierdo a la aorta, transportando la sangre oxigenada al resto del organismo.

- La **válvula pulmonar** controla el flujo sanguíneo del ventrículo derecho a las arterias pulmonares, las cuales transportan la sangre a los pulmones para oxigenarla.

En la figura 1.2 se muestra una representación esquemática las válvulas mencionadas. Cada válvula está formada por tres valvas o cúspides, excepto la válvula mitral que sólo tiene dos. Cuando funcionan bien, las valvas se extienden por completo para abrir paso al volumen de sangre y se sellan para cerrar.

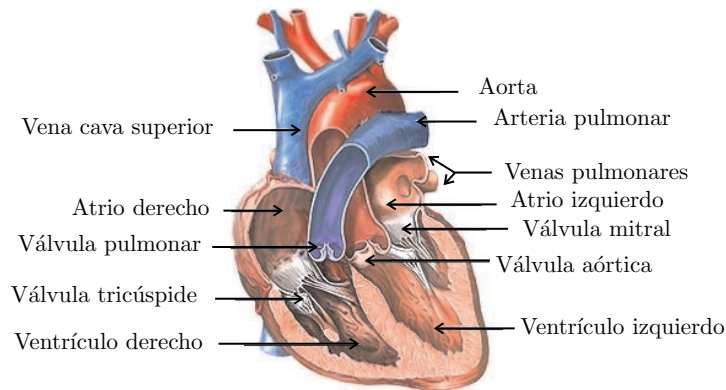


Figura 1.1: Corte transversal del corazón.

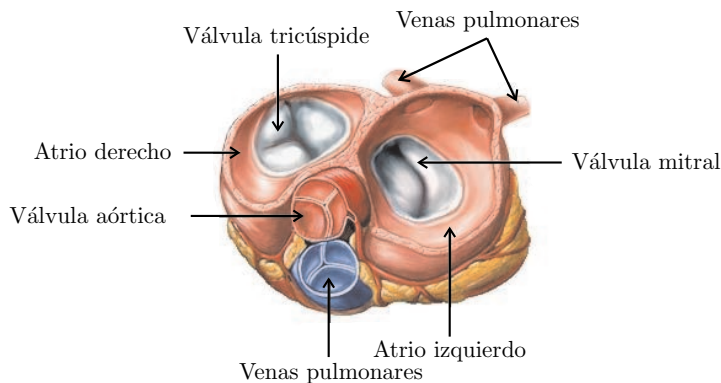


Figura 1.2: Vista superior del corazón.

Los movimientos de apertura y cierre de las válvulas cardíacas se realizan alternativamente dependiendo del estado del músculo cardíaco. Las válvulas aórtica y pulmonar abren cuando los ventrículos se contraen (sístole) y cierran cuando los ventrículos son llenados por medio de las válvulas mitral y tricúspide (diástole). Las cuatro válvulas se encuentran cerradas durante las etapas de contracción y relajación isométrica, como se muestra en la figura 1.3.

Las características del flujo sanguíneo controlado por una válvula cardíaca son sumamente complejas, ya que se trata de un flujo: tridimensional, pulsátil, periódico, en el régimen de transición a la turbulencia, y significativamente influenciado por la interacción entre las valvas y la sangre.

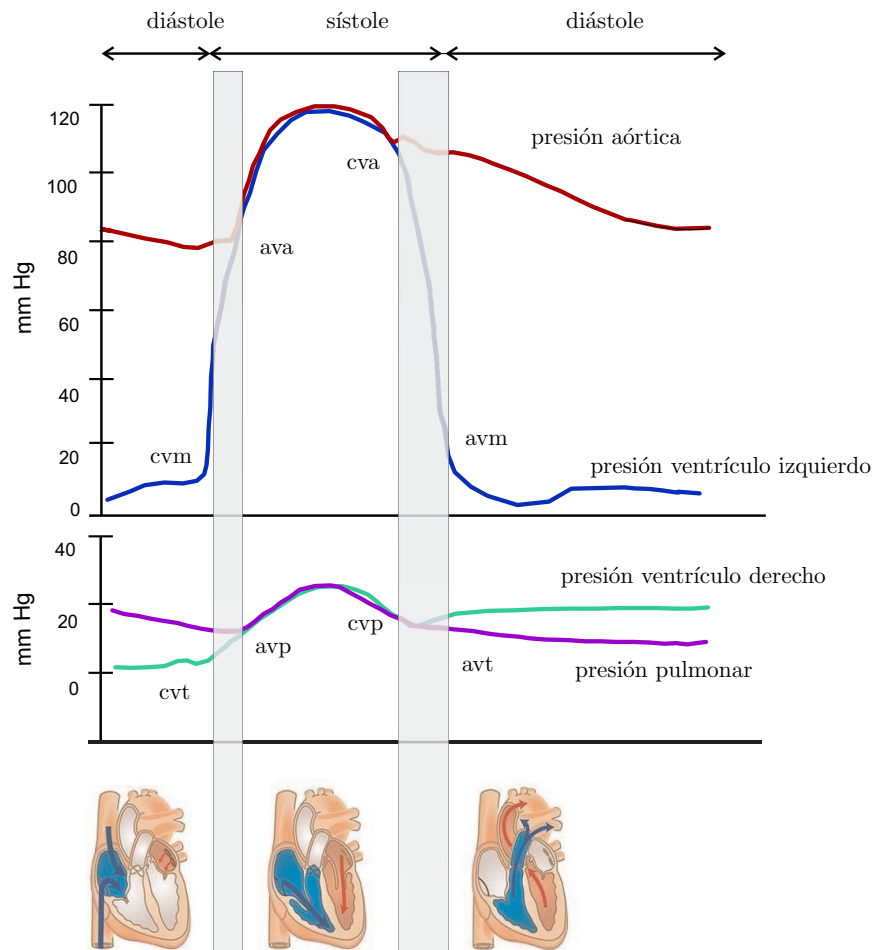


Figura 1.3: Presión ventrículo izquierdo, presión aórtica, presión ventrículo derecho y presión pulmonar durante un ciclo cardíaco. Donde se señala el cierre de la válvula mitral (cvm), la apertura de la válvula aórtica (ava), el cierre de la válvula aórtica (cva), la apertura de la válvula mitral (avm), el cierre de la válvula tricúspide (cvt), la apertura de la válvula pulmonar (avp), el cierre de la válvula pulmonar (cvp) y la apertura de la válvula tricúspide (avt). Las figuras de la parte inferior de la gráfica representan el proceso de admisión y expulsión de la sangre en las cavidades cardíacas durante un ciclo cardíaco.

1.1.2. Valvulopatías

Las válvulas cardíacas pueden dejar de funcionar correctamente debido a diferentes factores como anomalías congénitas, depósitos de calcio, infecciones, mal uso de medicamentos, etc. Cuando las válvulas cardíacas no pueden abrirse y/o cerrarse correctamente las consecuencias para el cuerpo humano pueden ser graves: el corazón se ve forzado a bombear con más fuerza para poder impulsar la sangre a través de la válvula defectuosa. Las principales disfunciones y enfermedades valvulares son las siguientes ([4] [5]):

- **valvulopatías congénitas.**- Ciertas enfermedades congénitas del corazón producen deformidades de las válvulas, las cuales impiden su buen funcionamiento.

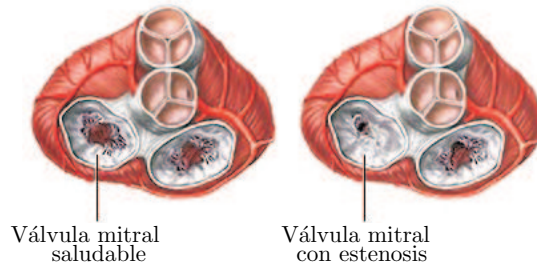


Figura 1.4: Válvula mitral saludable y con estenosis.

- **endocarditis.**- Esta patología causa daños irreversibles en la membranas valvulares debido a infecciones y inflamaciones.
- **lesiones degenerativas por desgaste y calcificación.**
- **estenosis valvular.**- Esta patología se caracteriza porque la válvula se estrecha (ver figura 1.4) y no abre por completo, impidiendo el flujo adecuado de sangre.
- **insuficiencia valvular.**- Esta patología se caracteriza porque la válvula no cierra completamente, permitiendo un flujo retrógrado.

Debido a que las válvulas mitral y aórtica deben soportar presiones mayores (aproximadamente de 150 mmHg) que las válvulas tricúspide y pulmonar (alrededor de 30 mmHg), las alteraciones valvulares se presentan con mayor frecuencia en las válvulas del lado izquierdo. [3]

La solución consiste generalmente en repararlas mediante una operación, pero cuando no es posible deben ser reemplazadas por prótesis. Actualmente, al año 180,000 prótesis de válvulas cardíacas son implantadas a pacientes con valvulopatías en todo el mundo. Dependiendo de los materiales usados para su fabricación, las prótesis son clasificadas en:

- **válvulas biológicas.**- Son prótesis elaboradas con tejidos animales y en ocasiones tejidos humanos.
- **válvulas mecánicas.**- Son prótesis elaboradas con materiales artificiales biocompatibles como metales y polímeros.

1.2. Prótesis de Válvulas Cardíacas

Las prótesis de válvulas cardíacas son dispositivos con los cuales se busca imitar las funciones mecánicas y condiciones hemodinámicas de las válvulas humanas, de tal forma que no se afecte la calidad de vida del paciente. Constan de un mecanismo ocluser, elaborado con materiales biocompatibles, que cierra y abre un orificio por el cual fluye la sangre.

El parámetro que describe el flujo sanguíneo controlado por una prótesis valvular es el perfil de velocidades, el cual está determinado por: la frecuencia del flujo, la diferencia de presiones aguas

arriba y aguas abajo de la válvula, la geometría de la válvula y las propiedades reológicas de la sangre. Para que una prótesis valvular tenga un desempeño hemodinámico adecuado, el flujo debe presentar las siguientes características:

Caída de presión mínima. Una característica deseable es que la prótesis no genere una resistencia al flujo muy elevada, es decir, que no genere una caída de presión elevada. La caída de presión es la medida de energía perdida del flujo cuando la sangre fluye a través de una válvula cardiaca. Una caída de presión elevada requiere de una mayor presión sistólica en el ventrículo para conducir la sangre, haciendo que el corazón realice un esfuerzo mayor. [4]

Área de apertura adecuada para el flujo de sangre. La magnitud del caudal sanguíneo que pasa a través de una válvula depende del diámetro efectivo de apertura; cuanto mayor sea éste más eficiente será el flujo de sangre. [4]

No presentar regurgitación. La regurgitación se presenta cuando hay flujo de sangre en sentido contrario al natural durante el proceso de cierre de la válvula. Este fenómeno es dependiente del tipo y tamaño de la válvula, incrementando con el diámetro. Generalmente las válvulas mecánicas presentan un mayor volumen de regurgitación que las válvulas biológicas. [4]

Producir un flujo central libre de obstáculos. Al interactuar la sangre con las superficies de las prótesis se generan altas rapideces de deformación y esfuerzos. Si éstos son muy intensos y son aplicados por tiempos prolongados, las células de la sangre pueden ser deformadas, activadas y destruidas dando lugar a efectos secundarios como hemólisis y trombosis; además, la estructura de la válvula puede ser dañada. Por tal motivo es importante que los elementos oclusores de las prótesis no representen obstáculos al flujo sanguíneo.

Transporte de sangre por medio de vórtices, sin presentar desprendimientos. El flujo pulsátil a través de una válvula cardiaca (saludable, defectuosa o prótesis) produce estructuras con forma de vórtice anular, al enrollarse la capa límite generada en la superficie de ésta, convirtiendo el momento lineal a angular. Las características específicas del vórtice (tamaño, estiramiento, localización, organización e interacción con los alrededores) y la energía atrapada dentro éste dependen de la geometría de la válvula.

Existe un tamaño límite que el vórtice puede alcanzar, correspondiente a la cantidad máxima de energía que éste puede contener. Una vez alcanzado el tamaño límite, el vórtice presenta desprendimientos y el excedente de energía es difundido por medio de una estela (chorro trasero). Este mecanismo de suministro de energía del vórtice no sólo forma un chorro trasero donde disipación viscosa es importante, sino que también reduce la velocidad de propagación del fluido, disminuyendo la energía cinética y la eficiencia de propulsión disminuyen. Se ha demostrado que el transporte de un fluido en un vórtice solitario es más eficiente que el que tienen un chorro trasero.

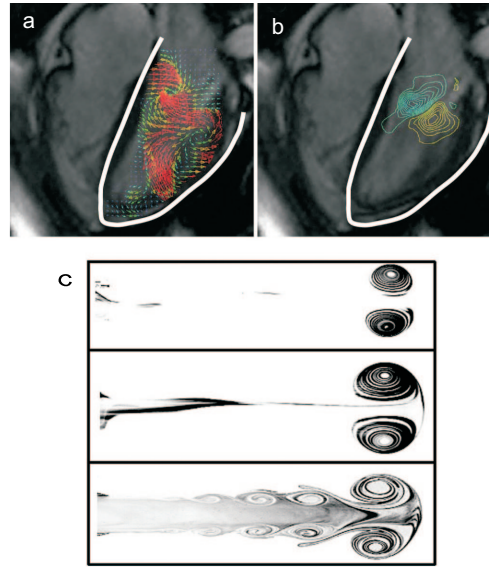


Figura 1.5: Formación de vórtices *in vivo* y *in vitro*. (a y b) Campo de velocidades y contornos de vorticidad *in vivo* del ventrículo izquierdo durante la diástole. Las imágenes fueron obtenidas de un paciente adulto sano por medio de resonancia magnética. (c) Visualización por medio de tinta fluorescente *in vitro* de vórtices con números de formación crecientes. (Superior) $T=2.0$ (Media) $T=3.8$ (Inferior) $T=14.5$. Para $T>4$ el crecimiento del vórtice ha terminado. (Obtenida de [6])

En estudios experimentales se ha encontrado que el vórtice generado con una válvula sana no presenta desprendimientos, con esto se preservan las condiciones de flujo uniformes, por lo que hay una mejor eficiencia del corazón. Pero con el uso de válvulas mecánicas dichas condiciones son alteradas, afectando el proceso de circulación de sangre. En otras palabras se afecta la eficiencia de transporte de sangre a través de la válvula. [6] [7]

No generar cavitación La cavitación es la rápida formación y colapso de burbujas de vapor en un fluido, generalmente se presentan en las proximidades de superficies sólidas que contienen a un líquido. Este fenómeno se origina debido a la reducción de presión por debajo de la presión de vapor del fluido, formando burbujas de vapor; éstas implotan al ser arrastradas a zonas de mayor presión. Las principales causas de la cavitación son: las oscilaciones de presiones, la desaceleración del flujo, los vórtices, la contracción de líneas de corriente, etc.

Las superficies de las prótesis valvulares y las células sanguíneas pueden ser severamente dañadas por las ondas de presión generadas por la implosión de las burbujas de bajas presión. La geometría y el material de las válvulas tienen efectos significativos en la cavitación, aparentemente los materiales suaves proveen la complianza suficiente para reducir cavitación. Por este motivo con las válvulas mecánicas es mayor la frecuencia de cavitación. [8]

No generar zonas de estancamiento o separación de flujo. Estas regiones pueden favorecer a la acumulación de trombos y en el caso de las prótesis biológicas favorecer el proceso de calcificación. [4]

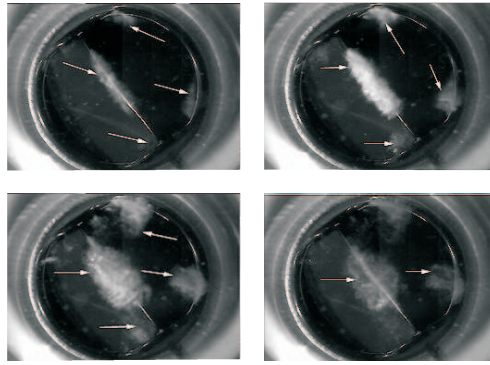


Figura 1.6: Fotografías de cavitación aguas abajo de una válvula bivalva. (Obtenida de [8])

1.2.1. Prótesis Mecánicas

La principal ventaja de las válvulas fabricadas con materiales artificiales es su tiempo prolongado de uso, debido a que tienen una alta durabilidad sin presentar problemas estructurales graves, manteniendo en general su integridad de por vida. Por tal motivo este tipo de válvulas son recomendables para personas jóvenes.

Los materiales empleados deben causar el menor daño a la sangre y a los tejidos que estén en contacto con la prótesis, no deben absorber componentes de la sangre ni desprender sustancias perjudiciales. Además deben ser resistentes al desgaste y de fácil manufactura para tener superficies con buen acabado.

Sin embargo, aún no existe la prótesis valvular mecánica ideal, por lo que no es de extrañar que tras de su implantación puedan presentarse complicaciones debidas a la propia prótesis, a la cardiopatía del paciente, a otras enfermedades asociadas, y/o al tratamiento que el paciente sigue. Entre las complicaciones relacionadas con la prótesis destacan las siguientes [4] [9]:

- **trombosis y hemólisis.**- El estado natural de los componentes de la sangre es alterado debido a las altas rapidezces de deformación y esfuerzos, los cuales son generados por el contacto de la sangre con los materiales protésicos (extraños al organismo) y las características del flujo. Estos fenómenos pueden favorecer los mecanismos de formación de trombos, ya que las plaquetas y los factores de coagulación pueden ser activados desencadenando el proceso coagulación; además, las células sanguíneas pueden ser dañadas causado hemólisis.
- **hemorragias internas y externas.**- Debido a la propensidad a la trombosis, los pacientes deben someterse a tratamientos anticoagulantes de por vida, teniendo un alto riesgo de sufrir hemorragias internas o externas (pudiendo ser fatales).
- **obstrucción del flujo.**- La complejidad del diseño de estas válvulas no permite la formación de un flujo central. Los mecanismos de oclusión representan obstáculos, no naturales, al flujo de sangre.
- **limitación en el movimiento de los elementos oclusores.**- El movimiento de los ele-

mentos oclusores de las prótesis puede ser limitado por la presencia de trombos cercanos a estos, los cuales obstruyen el flujo sanguíneo y/o dificultan el cierre de la válvula. En otras ocasiones la obstrucción puede deberse a la excesiva proliferación del tejido conjuntivo que rodea al anillo prostético, dificultando los movimientos de los elementos móviles de la prótesis, lo que a su vez puede favorecer la trombosis.

- **fallo primario de la prótesis.-** Las prótesis mecánicas pueden dejar de funcionar adecuadamente debido a alteraciones o daños en sus estructuras, lo cual puede ocasionar problemas de estenosis o insuficiencias, con sus consiguientes síntomas.
- **cavitación.-** Las superficies rígidas no tienen la complianza necesaria para evitar la generación de regiones de baja presión, en las cuales se puede formar burbujas de vapor. Si estas burbujas implotan al pasar a regiones de mayor presión, pueden causar daño tanto a los mecanismos de la válvula como a las células sanguíneas. Además, cuando la válvula se cierra quedan pequeñas ranuras por donde el fluido atrapado entre el oclusor y el soporte es expulsado, formando un chorro de alta velocidad. Este chorro se combina con el fluido que se encuentra fuera de la ranura, formando vórtices en donde la presión del centro es tan baja que permite la cavitación.
- **dehiscencias perivalvulares.-** La presencia de separaciones entre el anillo prostético y el tejido del paciente, debidas a una incorrecta intervención quirúrgica o generadas con el paso del tiempo, permite fugas e insuficiencias perivalvulares, lo cual puede causar alteraciones hemodinámicas.
- **endocarditis infecciosa sobre prótesis.-** Las prótesis valvulares tienen una mayor predisposición que las válvulas nativas para que en ellas se asiente una infección, debido a que están hechas de materiales extraños sin mecanismos de defensa ante ciertos gérmenes.

Las prótesis mecánicas se pueden subdividir según el tipo de función del cuerpo de cierre en: válvulas de flujo sanguíneo periférico (la sangre fluye a lo largo del borde interior de la válvula) y válvulas de flujo sanguíneo central (la sangre fluye por el centro). Los tres diseños principales de válvulas mecánicas son [10]:

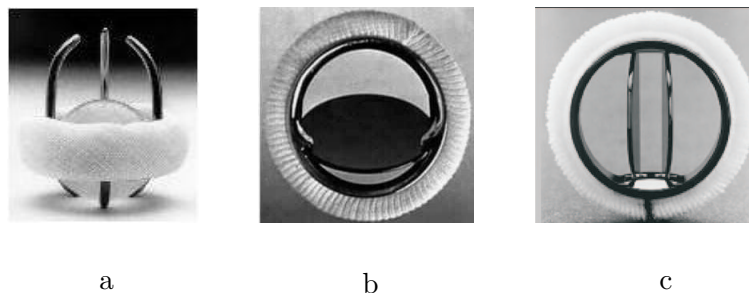


Figura 1.7: a) Válvula de bola-jaula; b) Válvula de disco; c) Válvula de doble hoja

Válvula de bola en jaula. Consiste en una bola que es el elemento ocluser, un anillo (de diámetro menor que el de la bola) que sujeta tres estribos de metal que forman una jaula, ver figura 1.7.a. Cuando se requiere permitir el paso al flujo, la fuerza de arrastre separa la bola del anillo, moviéndola hasta el extremo opuesto de la jaula. Se genera un flujo de sangre periférico a la bola. Para el cierre, la bola es nuevamente arrastrada hasta topar con el anillo que al estar en contacto con éste bloquea el paso a la sangre.

La válvula bola-jaula fue el primer diseño de prótesis valvular; pero a pesar de tener una alta durabilidad, estas dejaron de ser implantadas porque la bola obstruía casi por completo el flujo de sangre, generando una caída de presión elevada. Como consecuencia, el corazón del paciente era forzado a realizar un trabajo mayor para bombear la sangre. Además, se generaban esfuerzos turbulentos y viscosos muy elevados aguas abajo de válvula, causando daño a las células y formando un gran número de trombos.

Válvula de disco. La válvula de disco oscilante (monovalva), que imita de mejor forma el flujo natural, consiste de un disco metálico sujetado por medio de postes de acero y un anillo, ver figura 1.7.b. El disco es empujado por la sangre hasta topar con el poste delantero para permitir el flujo, abriendo a un ángulo entre $60-70^\circ$ y formando dos orificios de diferente tamaño. Para cerrar el orificio, el disco es empujado hacia el lado contrario hasta toparse con el anillo.

Cuando la válvula está en posición de apertura se forman dos chorros separados por el disco, uno emerge del orificio con mayor área de apertura y el otro por el de menor área de apertura. El chorro del diámetro mayor presenta velocidades ligeramente menores que las chorro de diámetro menor. Con estas prótesis no se logra un diseño óptimo, pero se reduce en un alto porcentaje el daño sanguíneo, la formación de trombos y las infecciones.

Válvula de dos hojas. Este diseño es el más utilizado en la actualidad debido a que su flujo se aproxima más al natural, causando un menor daño sanguíneo. Pero aún los pacientes necesitan de terapia anticoagulation de por vida para evitar problemas de trombosis.

Consisten de dos laminillas semicirculares sostenidas por medio de pivotes, ver figura 1.7.c. Para abrir paso al flujo, las laminillas giran en torno a su respectivo eje, quedando casi paralelas a la dirección principal del flujo. Se generan tres chorros, un chorro central entre ambas laminillas y dos laterales por el espacio entre cada laminilla y el anillo. Para el cierre, las hojas giran en torno a sus ejes de apoyo hasta chocar con el anillo. Éstas no cierran por completo, permitiendo un poco de regurgitación.

1.2.2. Prótesis Biológicas

Las válvulas biológicas tienen tres valvas de tejido animal o, en algunos casos, de tejido humano (ver figura 1.8). Para que no se presenten problemas de rechazo, los tejidos son tratados con sustancias especiales para eliminar las proteínas que pueden interactuar con la sangre.

Las prótesis biológicas presentan muchas ventajas sobre las mecánicas ya que el diseño, funcionamiento y desempeño hemodinámico es más parecido al de las válvulas naturales. Cuando

se requiere abrir paso al flujo, las valvas forman un orificio permitiendo un flujo central libre de obstáculos; en contraflujo las valvas cierran por completo evitando la regurgitación.

El flujo con estas válvulas es más uniforme, no se generan grandes rapideces de deformación y esfuerzos que puedan afectar significativamente a las células sanguíneas. Además, al ser las valvas de un material suave y flexible no se produce el fenómeno cavitación. Debido a todo lo anterior, los factores de riesgo para inducir daño sanguíneo disminuyen, por lo cual los pacientes no son sometidos a tratamiento anticoagulantes.

Sin embargo, la principal desventaja de estas prótesis es su tiempo limitado de uso, que es alrededor de 10 a 15 años. Así, el paciente tiene que ser sometido a una nueva operación para reemplazar la prótesis valvular dañada. Las bio-prótesis se deben cambiar debido a que las valvas se vuelven rígidas, ya que al igual que las válvulas naturales, están sometidas a procesos de calcificación. Esto produce desgarros o retracciones de sus velos valvulares. Los procesos de calcificación son más acelerados en los infantes y personas jóvenes, en los insuficientes renales y en las embarazadas, por lo que las prótesis biológicas no son recomendables para estos pacientes. [4]

Otro problema de las bioprótesis es que son propensas a generar infecciones. El crecimiento de tejidos infecciosos en las válvulas (vegetaciones) pueden ocasionar embolias debido a que partes del tejido pueden desprenderse (émbolos) y obstruir vasos sanguíneos del sistema circulatorio.

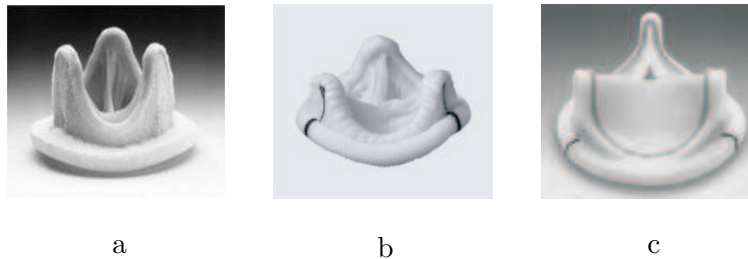


Figura 1.8: a) Válvula de pericardio porcino; b y c) Válvula de pericardio bovino

Dependiendo de donde se obtienen los tejidos para las valvas, las bioprótesis se clasifican en:

Válvula de tejido animal. Los tejidos de estas válvula se obtienen de la membrana que recubre al corazón (pericardio), ya sea de bovino o porcino. Están formadas por un anillo que sujeta tres postes de aleación metálica, tres valvas de pericardio y un revestimiento de polimérico para la sujeción. Las valvas se unen tanto a los postes como al anillo.

Válvula de tejido humano. Éstas se pueden dividir en dos categorías: los homoinjerto que se obtienen cadáveres y los autoinjertos que es el traslado de una válvula de una a otra posición dentro de la misma persona.

1.3. La Sangre

La sangre es un tejido conjuntivo líquido; es una suspensión cuyos elementos celulares deformables (fase sólida: glóbulos rojos, glóbulos blancos y plaquetas) fluyen rodeados de una sustancia intercelular (fase líquida: plasma sanguíneo), interactuando de forma mecánica y química con el sistema de vasos sanguíneos. Aproximadamente el 55 % de la sangre está conformada por plasma, el 44 % por glóbulos rojos y el 1 % restante son glóbulos blancos y plaquetas.

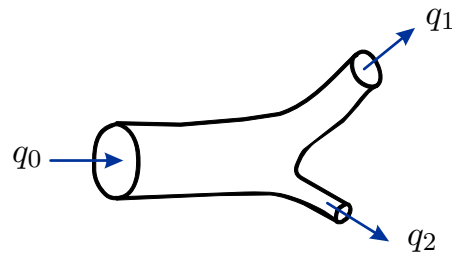
A lo largo del ciclo cardiaco, la sangre transporta el oxígeno que toma de los pulmones a través de las arterias y capilares por todo el organismo; por medio de las venas, la sangre transporta hasta los pulmones el bióxido de carbono recogido en los tejidos. Una función adicional del sistema circulatorio es su mecanismo de auto-reparación, previniendo hemorragias en caso de que un vaso sanguíneo sea lesionado.

La circulación de la sangre en el sistema cardiovascular depende de las propiedades del sistema vascular (rigidez, permeabilidad, propiedades vasoconstrictoras), de la fuerza con que el corazón impulsa la sangre y la fuerza gravitacional. Además, las propiedades reológicas de la sangre, es decir, el comportamiento de la viscosidad de la sangre, son de suma importancia [11] [12]. La viscosidad de la sangre es afectada por los siguientes parámetros:

- Porcentaje que ocupa la fracción de los glóbulos rojos en el volumen de la sangre, hematocrito. Si éste aumenta la viscosidad también.
- La agregación reversible de los glóbulos rojos, los cuales son responsables en gran parte de la viscosidad a bajas rapidezces de corte.
- Las propiedades viscoelásticas de las células rojas, las cuales son afectadas por la velocidad y la razón de corte.
- Las propiedades de las células blancas y de las plaquetas, las cuales tiene una influencia importante en los vasos de diámetro pequeño.
- La viscosidad de plasma, que presenta un comportamiento newtoniano.
- La presencia de agregados rígidos de células sanguíneas, las cuales pueden obstruir la circulación y amplificar la resistencia al flujo.

La principal unidad estructural del sistema circulatorio es la bifurcación, donde un segmento de un vaso (vaso principal) se divide en dos ramificaciones, así de cada ramificación generan otras ramificaciones, ver figura 1.9. El propósito del árbol arterial es transportar y distribuir la sangre de una fuente, el corazón, a los millones de células de los tejidos.

El flujo sanguíneo obedece los principios de conservación de masa, momentum y energía. Por conservación de masa, se requiere que el flujo de sangre en el vaso principal sea igual a la suma de los flujos de sangre de las ramificaciones de esté. Se puede realizar una analogía con la ley de Kirchhoff de un circuito eléctrico para describir el flujo de sangre a través de todas las ramificaciones: en cualquier junta el flujo que entra debe ser igual al flujo que sale. [1] [13]



$$q_0 = q_1 + q_2$$

Figura 1.9: Bifurcación arterial

El flujo de sangre en la microcirculación difiere considerablemente del flujo en la macrocirculación. En la macrocirculación el flujo está dominado por las fuerzas inerciales, con altas velocidades. Sin embargo, en la microcirculación las fuerzas inerciales tienen una menor influencia, debido al diámetro reducido de los vasos y las bajas velocidades del flujo, siendo los esfuerzos viscosos y los gradientes de presión los dominantes en el flujo.

Además, debido a la tendencia de los glóbulos rojos a deformarse y de formar agregados, las propiedades reológicas de la sangre dependerán del tamaño de los conductos por donde circula. Cuando el diámetro de las células sanguíneas no es comparable con el diámetro de los vasos sanguíneos (entre 1-3 *cm*) la viscosidad de la sangre es aproximadamente constante, es decir, un fluido newtoniano. Sin embargo, conforme el diámetro de los conductos va disminuyendo (entre 0.2-1 *cm*) o en vasos con condiciones no saludables (hipertensión, arteriosclerosis, etc.) las células son aproximadamente del mismo orden de tamaño, por lo cual la sangre se comporta como un fluido no newtoniano, presentando propiedades de un fluido adelgazante. Además, en estas escalas, la interacción entre las células y las paredes de los microvasos son de suma importancia para el flujo sanguíneo. [1] [14] [12]

1.3.1. Componentes de la Sangre

A continuación se hace un listado de los principales componentes de la sangre:

Plasma. El plasma es la matriz líquida en la que están suspendidos los elementos formes de la sangre. Está constituida principalmente por una solución polimérica translúcida y amarillenta, la cual es 90% agua. Además, contiene nutrientes, proteínas, lípidos, sales, hormonas y productos de desecho.

Glóbulos rojos (eritrocitos). Los glóbulos rojos constituyen aproximadamente el 96% de los elementos formes. Son células altamente flexibles, sin núcleo ni organelos, con forma de disco bicóncavo, deprimido en el centro; de 7.2 a 8 μm de diámetro mayor. En su interior llevan un fluido que contiene una proteína rica en hierro denominada hemoglobina, la cual es la encargada del transporte de oxígeno a los tejidos.

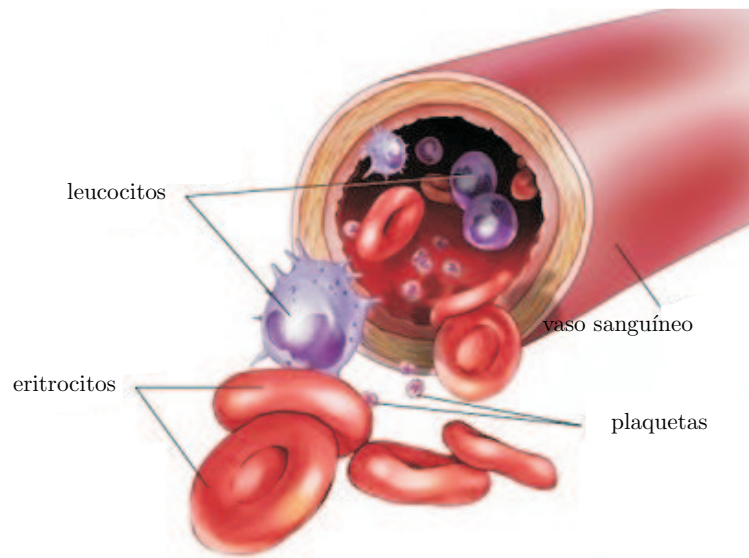


Figura 1.10: Células sanguíneas

Glóbulos blancos (leucocitos). Son células nucleadas de 7 a 15 μm de diámetro, tienen muchas formas y tamaños diferentes. Los leucocitos son vitales para el sistema inmunológico, son los encargados de destruir los agentes infecciosos y las células infectadas. Éstas células también secretan sustancias protectoras como los anticuerpos, que combaten a las infecciones. Pueden entrar y salir del torrente sanguíneo para llegar a los tejidos infectados.

Plaquetas (trombocitos). Las plaquetas son fragmentos celulares pequeños, 2-3 μm de diámetro, ovales y sin núcleo. La plaqueta es el elemento celular sanguíneo con mayor densidad de receptores en su superficie, los cuales reconocen los estímulos de la sangre y paredes vasculares, transmitiéndolos por medio de transductores intraplaquetarios.

Las plaquetas son las responsables del cierre de las heridas vasculares, contribuyendo a la formación de los coágulos sanguíneos para frenar la hemorragia. En el proceso de coagulación las plaquetas son activadas debido a reacciones químicas y procesos mecánicos. En un flujo de sangre saludable éstas no tienen ninguna función importante.

Factores de coagulación. La sangre contiene también proteínas denominadas factores de coagulación, que son cruciales en este proceso; su ausencia puede dar lugar a trastornos hemorrágicos graves. A pesar de que las plaquetas bastan para taponar pequeñas roturas de vasos sanguíneos y frenar temporalmente el sangrado, la formación de un coágulo sólido y estable se da por la participación de los factores de coagulación [15]. Los factores de coagulación son trece, nombrados con números romanos, ver en la tabla 1.1.

Factor	Denominación habitual
I	Fibrinógeno
II	Protrombina
III	Tromboplastina (Factor tisular)
IV	Calcio
V	Proacelerina (Factor labil)
VI	Acelerina
VII	Proconvertina (Factor estable)
VIII	Factor antihemofílico A (Factor von Willebrand)
IX	Factor antihemofílico B (Factor Christmas)
X	Factor Stuart-Prower
XI	Factor antihemofílico C (Antecedente plasmático de la tromboplastina)
XII	Factor Hageman
XIII	Factor estabilizador de la fibrina

Tabla 1.1: Factores de la coagulación sanguínea.

1.3.2. Coagulación Sanguínea

La coagulación sanguínea es el mecanismo de seguridad que el cuerpo humano dispone para detener hemorragias o pérdidas de sangre producidas por lesiones de alguna pared vascular. Por otro lado, una vez que se ha producido el coágulo y se ha reparado el daño vascular, existe un proceso que destruye el coágulo sanguíneo ya inservible llamado fibrinólisis. La falta del equilibrio entre ambos procesos puede dar lugar a hemorragias (cuando falla la coagulación) o una trombosis (cuando lo que se ve alterado es el proceso fibrinolítico).

Un coágulo sanguíneo consiste en una red de proteínas insolubles, principalmente fibrina, que ha atrapado entre sus fibras a otras proteínas, plaquetas y células sanguíneas bloqueando la salida de sangre hasta que se repare el tejido.

Para la formación de un coágulo sanguíneo estable se requiere de una serie de interacciones rápidas entre un gran número de proteínas presentes en el plasma sanguíneo, en el endotelio (capa de células que recubre el interior de los vasos sanguíneos) y en las plaquetas. Los elementos que participan en el proceso de coagulación son los siguientes:

- **plaquetas.-** La coagulación tiende a realizarse en las zonas donde es más fácil el ensamblado de los factores de coagulación, como sucede en las superficies de las plaquetas activadas, manteniéndose unidos mediante iones de calcio. Además éstas secretan varios elementos importantes para la formación del coágulo.
- **factor tisular o tromboplastina (FT/FIII).-** El factor tisular es una proteína celular que se encuentra en el interior de las células endoteliales de los vasos sanguíneos. Estas células no están normalmente en contacto con las proteínas de la sangre, pero cuando se produce una

lesion el FT es secretado, interactuando con las proteínas que se encuentra en el plasma y las plaquetas.

- **factores de coagulación.-** Participan en las reacciones enzimáticas que hacen posible la cascada de la coagulación. Estas proteínas se van activando en forma de avalancha, amplificándose en cada paso: un par de moléculas iniciadoras activan a otras moléculas, las que a su vez activan un número mayor de otras moléculas, etc. Algunos de estos factores se asocian entre sí en las membranas de las plaquetas activadas que participan en el proceso de coagulación.
- **sistema anticoagulante.-** Para evitar la formación de trombos (coágulos fijos dentro de los vasos) o émbolos (coágulos móviles que viajan por el torrente sanguíneo) existe una serie de proteínas que confinan la formación del coágulo a la zona lesionada.

En un flujo normal las plaquetas no se adhieren a las células endoteliales, pero cuando se lesiona el endotelio varios componentes del tejido subendotelial, plaquetas y proteínas de la sangre, interactúan desencadenando el proceso de coagulación.

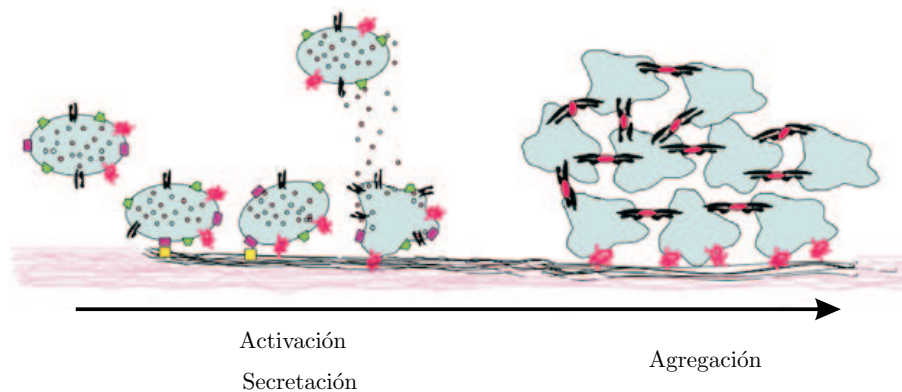


Figura 1.11: Participación de las plaquetas en la formación de trombos. (Obtenida de [16])

El primer paso de la coagulación es la activación de las plaquetas, seguido su agregación y adhesión. Para esto las plaquetas son activadas, cambiando su forma discoide a una forma irregular emitiendo pseudópodos para aumentar y mejorar la superficie de adhesión a la lesión. Las plaquetas activadas circulantes en el flujo sanguíneo se adhieren inmediatamente a la pared vascular lesionada formando un coágulo temporal blando. Para que las plaquetas se adhieran adecuadamente al subendotelio y formen un coágulo firme, se requiere de la participación de los factores de coagulación presentes en la membrana plaquetaria, en el plasma de la sangre y en el endotelio (FI, FII, FIII, FIX).

De forma casi inmediata, las células tisulares dañadas liberan el factor FIII al plasma. Este factor reacciona con rapidez con otros factores de coagulación presentes en el plasma, para formar el activador de prototrombina. Conforme se acumulan las plaquetas, se liberan factores de coagulación adicionales que generan más activador de prototrombina. Si existe una cantidad normal de calcio

en la sangre, el activador de prototrombina desencadena el paso siguiente de la coagulación al convertir prototrombina en trombina. En el último paso, la trombina reacciona con el fibrinógeno para transformarlo en un gel fibroso llamando fibrina.

Las plaquetas se adhieren a las fibrillas de colágeno del subendotelio a través de un receptor específico (Ia/IIa) presente en su estructura. Esta interacción es estabilizada por el factor von Willebrand (FvW o FvW), una proteína adhesiva que permite a las plaquetas permanecer unidas entre si y a la pared del vaso a pesar de las elevadas fuerzas tangenciales que se generan en el interior del vaso.

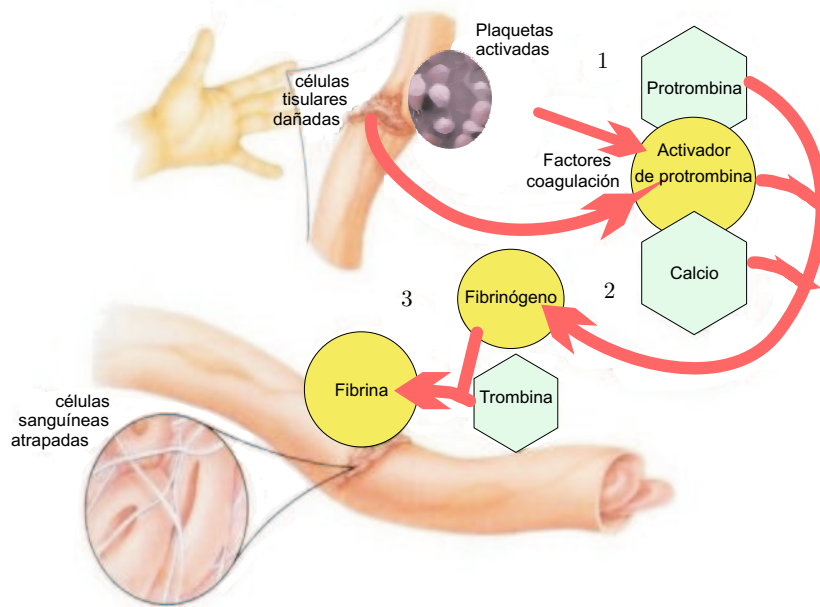


Figura 1.12: La coagulación sanguínea se puede dividir en tres fases: 1. liberación de los factores de coagulación por las células tisulares dañadas y por las plaquetas activadas; 2. formación de trombina; 3. formación de fibrina y captura de células sanguíneas. (Obtenida de [17])

El proceso de coagulación puede iniciarse por dos vías: la vía intrínseca o la vía extrínseca. Ambas vías convergen a la vía común, donde se activa el factor FXa (FX activado) que transforma la protrombina en trombina, finalmente la trombina genera fibrina a partir de fibrinógeno:

- **Vía extrínseca.** El proceso se pone en marcha por daño vascular, iniciado cuando la sangre establece contacto con los tejidos de los vasos lesionados y con la tromboplastina tisular liberada (FIII o FT). El FIII activa al FVII que se encuentra en el plasma, y el FVIIa (FVII activado) unido a la tromboplastina y en presencia de calcio convierte rápidamente el FX en FXa.
- **Vía intrínseca.** El proceso se desencadena con el traumatismo a la propia sangre o el contacto de ésta con una superficie extraña a la del endotelio del vaso sanguíneo, produciéndose la activación del FXII y continuando con una serie de reacciones enzimáticas en cascada que

concluyen con la formación del FXa que con fosfolípidos plaquetarios, calcio y el factor V constituyen el activador de protrombina. Se trata de una vía más lenta que la anterior.

El complejo formado por el factor tisular y el FVII participa en la activación del FIX, por lo que las dos vías de la coagulación, intrínseca y extrínseca, van unidas casi desde el inicio del proceso, ver tabla 1.13.

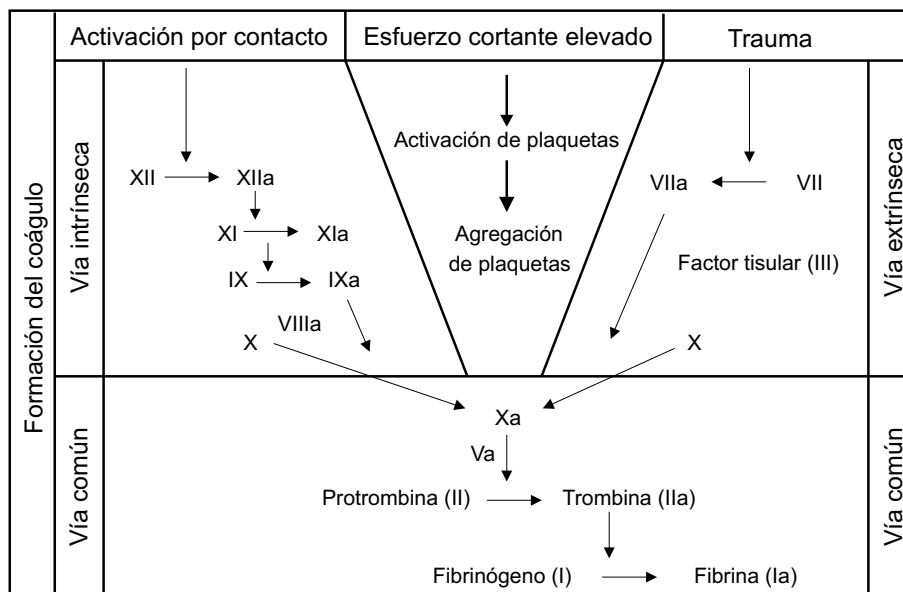


Figura 1.13: Esquema de las reacciones en cascada de las proteínas sanguíneas para la formación de un coágulo.(Obtenida de [18])

Una vez formado el coágulo de fibrina y plaquetas en la zona lesionada, el proceso es controlado para evitar una oclusión trombótica en las zonas no dañadas. La proteína C, la proteína S y la trombomodulina constituyen un importante sistema de control que restringe la coagulación a la zona de la lesión. Durante el proceso de coagulación parte de la trombina formada puede difundirse por los vasos sanguíneos. Cuando ésta llega a una célula endotelial intacta se une a la trombomodulina en la superficie endotelial. El complejo trombomodulina/trombina activa a la proteína C que se une a la proteína S e inactiva los factores FVa y FVIIIa. De esta forma se detiene la generación de trombina en las zonas intactas. [19] [15] [17] [20]

1.4. Trombosis: Efecto secundario del uso de prótesis valvulares mecánicas

La trombosis es un proceso que se inicia cuando las condiciones hemodinámicas y bioquímicas del flujo sanguíneo son alteradas. Se caracteriza por la formación de masas coaguladas (trombos) en el interior del sistema cardiovascular, que al igual que un coágulo se forma por una malla que tiene fibrina y plaquetas y otras células sanguíneas. Un coágulo es una respuesta homeostática mientras

que un trombo es un fenómeno patológico que se aloja en venas, arterias, capilares o cavidades cardiacas [21]. Los trombos obstruyen el flujo de la sangre, provocando que los tejidos y células sufran isquemia. El proceso de trombosis, según la triada de Virchow [5], se puede activar por tres mecanismos:

- **lesión endotelial:** Cuando se produce una lesión del endotelio de algún vaso se inicia la agregación plaquetaria facilitando la formación del trombo.
- **alteración del flujo sanguíneo:** La alteración de flujo natural contribuye en gran medida a la formación de trombos. Flujos con altos esfuerzos cortantes, esfuerzos cortantes oscilantes y flujos turbulentos facilitan la interacción de las plaquetas con las proteínas del plasma y del endotelio. También las zonas de estancamiento pueden desencadenar de la formación de trombos.
- **hipercoagulabilidad:** Cualquier alteración, genética o adquirida, de los factores de coagulación aumentan la posibilidad de formación de trombos. El aumento viscosidad de la sangre y el aumento de plaquetas (plaquetocitosis) también pueden facilitar la trombosis.

1.4.1. Trombosis por alteración del flujo sanguíneo con prótesis mecánicas

El endotelio vascular intacto que tapiza la pared interna de capilares y vasos se caracteriza por ser extraordinariamente tromboresistente. Éste sólo participa en la coagulación cuando es dañado liberando las proteínas necesarias para la formación del coágulo. De modo que cualquier otra superficie natural o artificial que no sea el endotelio promueve la coagulación de la sangre, estimulando a los componentes de la sangre para la formación de trombos.

El uso de prótesis mecánicas altera significativamente el flujo natural de la sangre, incrementando el nivel de esfuerzos cortantes y la intensidad de turbulencia, además de generarse zonas de recirculación y estancamiento. [4] [22] [7]

Un flujo turbulento sanguíneo con rapidez de deformación elevadas y fluctuantes, favorecen a la producción de trombos, ya que se aceleran los siguientes procesos:

Activación de plaquetas. Los cambios de forma de discoide a irregular con pseudópodos de la plaquetas son de suma importancia en el proceso hemostático, ya que al ser deformadas son activadas, estando listas para el proceso de coagulación, ver figura 1.14. Sus membranas con pseudópodos están preparadas para interactuar y activar a otras plaquetas y los factores de coagulación que se encuentran en el plasma sanguíneo.

Las rapidez de deformación y los esfuerzos cortantes a niveles muy bajos no tienen efectos significativos en las plaquetas. Con el uso de prótesis mecánicas se excede el valor límite para la activación de las plaquetas, presentando cambios en su estructura como respuesta. Estos valores límites dependen de la interacción de la sangre con las superficies artificiales y de las características del flujo generado.

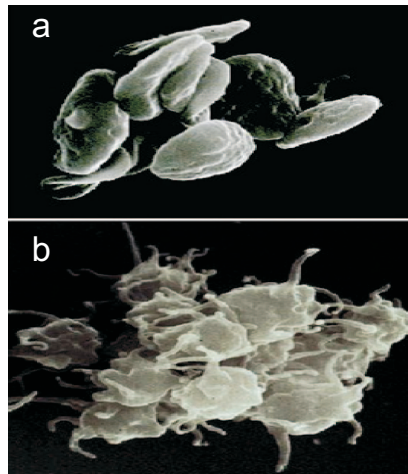


Figura 1.14: a)Plaquetas no activadas. b)Plaquetas activadas.

Cuando las plaquetas son sometidas a altas rapidezces de deformación y a niveles de esfuerzos que exceden el valor umbral, éstas son activadas con un tiempo de exposición corto; mientras que cuando son sometidas a rapidezces de deformación y esfuerzos que no exceden estos valores, éstas pueden ser activadas si son expuestas por tiempos prolongados. Por lo que, el nivel de rapidez de deformación y esfuerzos, y el tiempo de exposición juegan un papel importante en la activación de plaquetas. [23] [24] [25]

En el caso de las plaquetas circulando por un flujo a través de prótesis mecánicas, los dos casos críticos se conjugan: las plaquetas son sometidas a altas rapidezces de deformación y esfuerzos, excediendo el valor critico y el tiempo de exposición es prolongando.

Se han realizado extensas investigaciones acerca del efecto de los esfuerzos cortantes sobre la activación de plaquetas. Algunos investigadores creen los esfuerzos cortantes no activan de forma directa a las plaquetas, pero causan lesiones en éstas, con las cuales se liberan sustancias almacenadas en las plaquetas. La sustancia principal liberada es el difosfato de adenosina (ADP), el cual es un potente mediador de la agregación plaquetaria y contribuye a incrementar la liberación de más ADP de otras plaquetas, con la consiguiente amplificación del fenómeno de agregación. Esta agregación primaria es reversible, pero con la activación de la cascada de coagulación se pueden generar trombos estables. [26]

Estudios de activación de plaquetas con viscosímetros rotacionales, han encontrado que las plaquetas son activadas con esfuerzos alrededor de $5-10 Pa$ y fragmentación a $25 Pa$ con tiempos prolongados de exposición. En estudios usando un viscosímetro cono-plato se demostró que exponiendo a las plaquetas a esfuerzos cortantes de $5 Pa$ resultaba un cambio en la morfología de las plaquetas, con lo cual secretaban ADP, ATP, serotonina y finalmente ocurría la agregación plaquetaria [27] [26]. Otros trabajos experimentales han encontrado que las plaquetas se activan de forma inmediata, entre 0.02 y $2 s$, con esfuerzos cortantes de 30 a $100 Pa$. [27] [25]

Activación de los factores de coagulación. De igual forma que las plaquetas son activadas debido a las características del flujo con prótesis mecánicas, algunos o todos los factores de coagulación pueden ser activados desatando las reacciones necesarias para la formación de trombos.

Uno de los factores de coagulación más estudiados es el factor FVIII o factor von Willebrand (FvW). Este factor es una proteína multimérica (cadena larga de polímeros), encargada en gran medida de la adherencia plaquetaria durante proceso de coagulación. Su función consiste en formar puentes de unión entre las moléculas del subendotelio con los receptores de las membranas plaquetarias. Aunque las plaquetas pueden adherirse directamente al vaso dañado, los complejos formados por FvW y la glucoproteína Ib son los únicos, lo bastante potentes, que pueden contrarrestar los elevados esfuerzos cortantes de la sangre en movimiento.

El FvW promueve el fenómeno de adhesión plaquetaria a altos niveles de esfuerzos cortantes, ya que éste fomenta la interacción y unión con las proteínas adhesivas-receptoras plaquetarias GpIb/IX/IV y GpIIb/III; cuando la sangre se encuentra bajo condiciones normales estas uniones son mínimas. El FvW crea puentes entre estos receptores de cada plaqueta, para que se unan plaquetas con otras plaquetas o plaquetas con el endotelio, contribuyendo substancialmente a la agregación plaquetaria, ver figura 1.15.

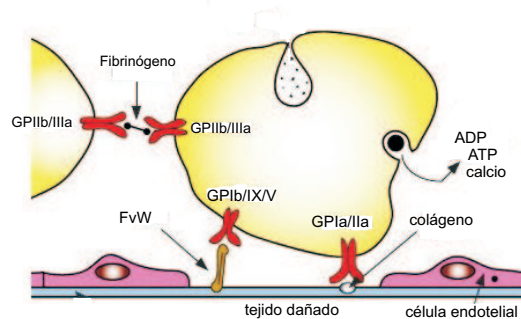


Figura 1.15: Las proteínas adhesivas-receptoras plaquetarias interactúan con el FvW y el fibrinógeno en la unión de plaquetas.

Usando un sistema que simula la interacción entre plaquetas-superficies se determinó que la agregación plaquetaria en respuesta a elevados esfuerzos cortantes no es debido a las lesiones plaquetarias, sino a la presencia en el plasma del factor FvW y de los complejos receptores de las plaquetas GpIb/IX/V y GpIIb/III. Hay evidencias de que el fibrinógeno es el elemento ligante efectivo en la agregación de plaquetas a esfuerzos cortantes por debajo de $1.2 Pa$; sin embargo, con esfuerzos cortantes mayores de $1.2 Pa$ la agregación de plaquetas depende del factor vWF y de los complejos plaquetarios GpIb/IX/V y GpIIb/III, siendo independientes del fibrinógeno del plasma y de las plaquetas. [26]

En estudios realizados por Schneider et al. [28], se ha encontrado que en un flujo saludable la cadena polimérica se encuentra en forma colapsada (enrollada), pero al ser sometido a un flujo cortante simple la cadena se extiende cuando se alcanza una razón de corte alrededor de $5000 s^{-1}$. Mientras este valor límite no se alcance la cadena permanecerá colapsada, ver figura 1.16.

Cuando la cadena polimérica se estira, la proteína está lista para reaccionar con las plaquetas y

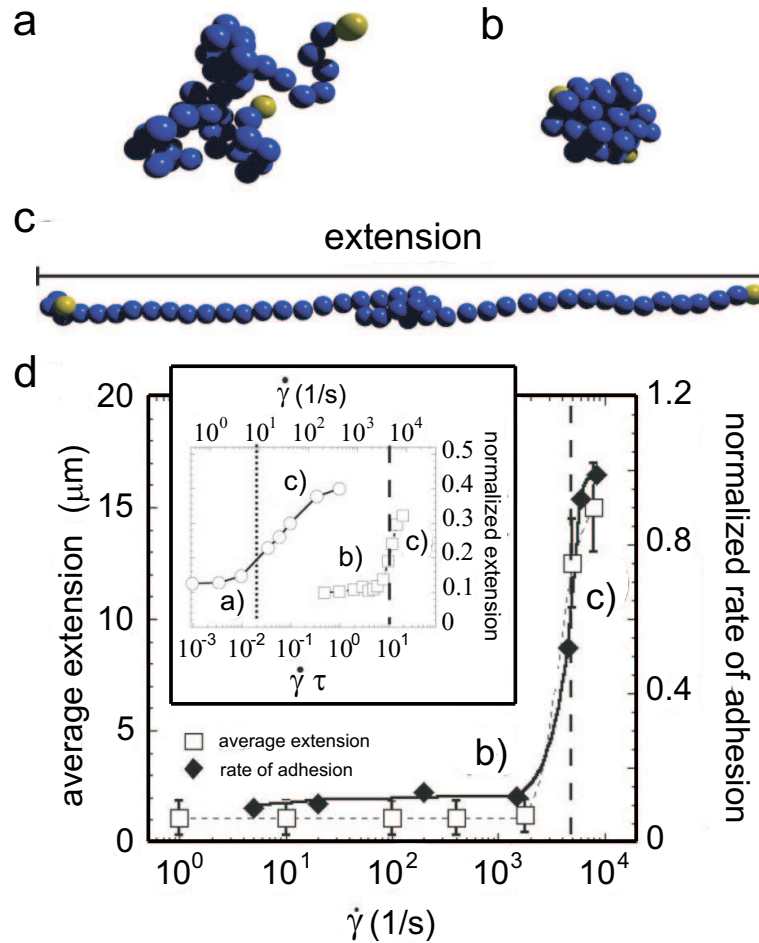


Figura 1.16: Configuraciones típicas de la cadena polimérica FvW; a) colapsada, b) semicolapsada, c) estirada. d) Resultados experimentales de la extensión promedio (cuadrados) y la razón de adherencia normalizada (rombos) de la cadena polimérica FvW como función del esfuerzo cortante. (Obtenida de [28]).

demás proteínas de la sangre, actuando como pegamento de plaquetas. Además, se ha encontrado que las cadenas largas de FvW soportan la agregación plaquetaria de forma más efectiva que las cadenas cortas.

Cabe mencionar que el estudio anterior se realizó bajo condiciones idealizadas, así que varios factores biológicos, químicos y mecánicos importantes para el funcionamiento de esta proteína fueron omitidos. Por lo que el valor de la razón de corte umbral para activar a la proteína puede ser menor.

Liberación de ADP de los eritrocitos. Los eritrocitos también juegan un papel importante en la trombosis, ya que en condiciones con altos niveles de esfuerzos estos liberan ADP. Tanto las plaquetas como los eritrocitos tienen almacenada esta sustancia, que siendo liberada favorece la activación de plaquetas. [29]

Daño al endotelio. Con los intensos esfuerzos turbulentos generados se puede causar daño al endotelio de la aorta o de la vena pulmonar, de modo que las plaquetas y los factores de coagulación estarán en contacto con el endotelio dañado desencadenando el proceso de coagulación descrito en secciones anteriores. [5]

Como se mencionó anteriormente, con las prótesis mecánicas se generan zonas de recirculación y estancamiento, las cuales también favorecen la formación de trombos. El flujo sanguíneo normal, arrastra a las plaquetas y a los factores activados, diluyendo su acción e impidiéndoles acelerarse; pero en las zonas de estancamiento las plaquetas activadas tienden a depositarse, donde interactúan formando trombos. Además, impiden que los factores activados de la coagulación se diluyan en la sangre circulante.

Otro efecto secundario debido al uso de prótesis valvulares mecánicas es la hemólisis; aunque ésta se presenta en menor medida que la trombosis. La hemólisis es el fenómeno de destrucción de los eritrocitos; éstos al carecer de núcleo y organelos no pueden repararse, muriendo cuando son dañados. En flujos a través de prótesis mecánicas, los eritrocitos son sometidos a fuerzas mayores de las que pueden soportar, alterando su estructura y su funcionamiento.

1.5. Conceptos matemáticos para la caracterización del estado de un flujo

En esta sección se muestra un breve resumen de algunos conceptos que se utilizan en el análisis y cuantificación del estado de un flujo.

1.5.1. Tensor gradiente de velocidad, razón de deformación, razón de giro

La fuerza ejercida por una porción de fluido sobre otra porción adyacente depende de la forma en la que el fluido está siendo deformado por su movimiento. Por este motivo es necesario realizar una análisis acerca del movimiento en los alrededores de un punto.

Consideremos las velocidades en un mismo instante de dos puntos cercanos, v_i para p y $v_i + dv_i$ para q como se muestra en la figura 1.17. De este modo la partícula q tiene una velocidad relativa con respecto a la partícula p de

$$dv_i = \frac{\partial v_i}{\partial x_j} dx_j \quad o \quad d\mathbf{v} = \underline{\underline{L}} \cdot d\mathbf{x}$$

donde $\underline{\underline{L}}$ es el tensor que representa al gradiente espacial de un campo velocidades $v_i = v_i(x, t)$

$$L_{ij} = \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} \right)$$

Este tensor se puede descomponer en una parte simétrica y una parte antisimétrica, los cuales contribuyen de forma distinta a la velocidad relativa. [30] [31]

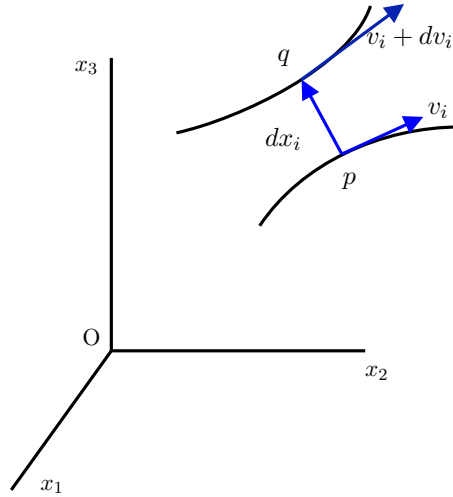


Figura 1.17: Campo de velocidades diferenciales en un punto p

$$L_{ij} = D_{ij} + W_{ij}$$

La parte simétrica se denomina tensor *razón de rapidez de deformación*

$$D_{ij} = D_{ji} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right)$$

$$D = \begin{pmatrix} 2 \frac{\partial u}{\partial x} & \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} & \frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} & 2 \frac{\partial v}{\partial y} & \frac{\partial v}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial z} & \frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} & 2 \frac{\partial w}{\partial z} \end{pmatrix}$$

Los elementos diagonales de este tensor representan los cambios volumétricos (expansiones o contracciones), mientras que los elementos no diagonales son las deformaciones angulares sin cambio de volumen.

La parte antisimétrica es llamada tensor *razón de giro o vorticidad*, el cual representan los movimientos rotacionales descritos por el fluido

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

$$W = \begin{pmatrix} 0 & \frac{\partial u}{\partial y} - \frac{\partial v}{\partial x} & \frac{\partial u}{\partial z} - \frac{\partial w}{\partial x} \\ \frac{\partial v}{\partial x} - \frac{\partial u}{\partial y} & 0 & \frac{\partial v}{\partial z} - \frac{\partial w}{\partial y} \\ \frac{\partial w}{\partial x} - \frac{\partial u}{\partial z} & \frac{\partial w}{\partial y} - \frac{\partial v}{\partial z} & 0 \end{pmatrix}$$

1.5.2. Ecuación de vorticidad

La conservación de momentum lineal para un fluido newtoniano incompresible es representado mediante la ecuación vectorial de *Navier-Stokes*:

$$\begin{aligned} \frac{Du}{Dt} &= -\frac{1}{\rho}\nabla p + \nu\nabla^2 u + \rho f \\ \frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} &= -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_j} + \nu \frac{\partial^2 u_i}{\partial x_j \partial x_j} + \rho f_i \end{aligned}$$

La vorticidad representa la rotación de una partícula del fluido alrededor de su centroide. La *ecuación de conservación de vorticidad* se obtiene aplicando el operador rotacional $\epsilon_{pqi} \frac{\partial}{\partial x_q}$ a la ecuaciones de Navier-Stokes:

$$\frac{D\omega}{Dt} = (\nabla \cdot \omega)u + \nu\nabla^2 \omega \quad (1.1)$$

$$\frac{\partial \omega_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial \omega_i}{\partial x_j} = \omega_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \nu \frac{\partial^2 \omega_i}{\partial x_j \partial x_j} \quad (1.2)$$

$$\frac{\partial \omega_i}{\partial t} + \underbrace{u_j \frac{\partial \omega_i}{\partial x_j}}_{\text{convección}} = \underbrace{\omega_j D_{ij}}_{\text{estiramiento}} + \underbrace{\nu \frac{\partial^2 \omega_i}{\partial x_j \partial x_j}}_{\text{difusión viscosa}} \quad (1.3)$$

donde $\omega_i = \epsilon_{ijk} W_{jk}$

Los términos del lado izquierdo de la ecuación de vorticidad representan el cambio total de vorticidad: el primero es el cambio temporal y el segundo la convección de vorticidad. El primer término del lado derecho representa los cambios en amplitud y dirección del vector vorticidad debido a la rapidez de deformación, generando un cambio en el momento de inercia. El segundo término del lado derecho es el cambio de vorticidad debido a la difusión molecular, es decir el efecto de los esfuerzos viscosos en la vorticidad de un elemento material.

1.6. Flujo turbulento

Un flujo turbulento se caracteriza por su naturaleza fluctuante y por ser aparentemente aleatorio. En un flujo laminar las partículas de fluido se mueven en forma de capas, pero cuando pierde su estabilidad el flujo se vuelve turbulento. Lo anterior ocurre a cuando se alcanza un cierto número de Reynolds crítico. En este flujo inestable el movimiento de partículas es de forma tridimensional y agitado, las capas de fluido se intersectan y se mezclan cambiando con el tiempo de forma pseudo-aleatoria.

La turbulencia no aparece de forma súbita, para que ésta se manifieste en su forma completamente desarrollada debe haber una transición del flujo laminar al turbulento. Al régimen intermedio

se denomina transición a la turbulencia, el cual se caracteriza por presentar períodos de flujo laminar alternados con períodos turbulentos. Conforme el número de Reynolds va incrementando los períodos turbulentos predominan sobre los laminares, hasta que se llega a un flujo turbulento totalmente desarrollado.

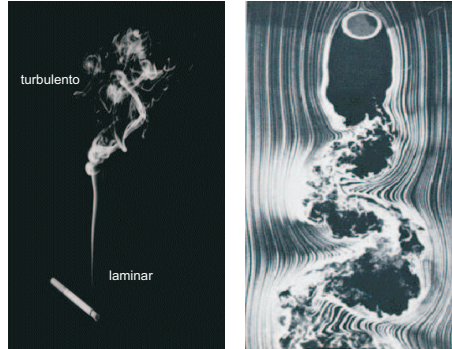


Figura 1.18: Imágenes de flujos turbulentos

Un flujo turbulento presenta las siguientes características:

- **flujo fluctuante y aleatorio.** Los valores de presión y de velocidad fluctúan de forma aleatoria, conforme transcurre el tiempo, alrededor de un valor medio teniendo un carácter tridimensional.
- **amplio rango de escalas.** Diferentes escalas tanto espaciales como temporales coexisten en un flujo turbulento. El número de Reynolds es elevado para los flujos turbulentos, lo cual implica que las fuerzas inerciales predominan sobre los efectos viscosos en las escalas mayores; con lo cual no se quiere decir que los efectos viscosos deben ser despreciados. Los efectos viscosos tienen un papel importante en la dinámica del flujo en las escalas más pequeñas.
- **difusión.** La turbulencia incrementa la rapidez de difusión de masa, momentum y de calor; siendo más efectivo que la difusión molecular.
- **fluctuaciones tridimensionales de la vorticidad.** Un flujo turbulento es un flujo rotacional y tridimensional; las capas de fluido son acomodadas en estructuras coherentes llamadas vórtices. Éstos tienen una amplia distribución de tamaños que van desde la dimensión del flujo, donde la viscosidad no tiene efectos importantes, hasta el tamaño en el cual se disipa el movimiento bajo la acción de la viscosidad (escala de Kolmogorov). El flujo se caracteriza por sus altas fluctuaciones de vorticidad, presentando fluctuaciones tanto espaciales como temporales. Las fluctuaciones aleatorias de vorticidad en un flujo turbulento son mantenidas debido a la interacción entre el tensor rapidez de deformación D_{ij} y la vorticidad ω_i , es decir el término de estiramiento de vórtices.
- **disipación.** Una vez que el flujo turbulento se ha establecido, las inestabilidades de flujo son las responsables de la continua generación de turbulencia, produciendo los vórtices en las

escalas mayores. Estos vórtices a la vez generan mas vórtices a escalas menores, y de esta forma se continua produciendo mas vórtices a escalas cada vez menores; hasta que se llega a la escala mas pequeña posible. Esta producción continua de vórtices es debido a la cedencia de energía de las escalas grandes a las menores, hasta llegar a la disipación viscosa. Por lo anterior todos los flujos turbulentos son disipativos, de modo que si no existe un mecanismo entrada de energía éste decaerá progresivamente.

Capítulo 2

Desarrollo Experimental

En este capítulo se describe el equipo experimental utilizado para emular el sistema circulatorio sistema. Se explica de manera breve la técnica experimental *velocimetría por imágenes de partículas 3D-STEREO (PIV 3D-STEREO)*, la cual fue empleada en este proyecto para obtener los campos de velocidades aguas abajo de la prótesis valvulares estudiadas.

También, se describe el procedimiento que se llevó acabo para reconstruir los campos de velocidades de forma espacial y temporal. Finalmente, se indica los parámetros característicos del flujo que se calcularon que se pueden relacionar con el daño sanguíneo.

2.1. Equipo Experimental

2.1.1. Modelo Windkessel

El modelo Windkessel es una representación simplificada del sistema circulatorio sistémico, conformado por el ventrículo izquierdo del corazón y el árbol arterial, utilizado para comprender su funcionamiento (ver figura 2.1). Este modelo hace énfasis a las distintas funciones de los vasos sanguíneos dependiendo de su diámetro: los grandes vasos (arterias) por su capacidad de deformarse elásticamente tienen propiedades de almacenamiento de energía; mientras que los vasos con menores diámetros (capilares) son menos flexibles y sus paredes son sumamente delgadas, presentan una elevada resistencia al flujo, por lo que son elementos disipativos. Debido a lo anterior, las arterias protegen a los capilares de las altas presiones y del flujo pulsátil generado por el corazón, haciendo que el flujo sea prácticamente laminar en los capilares. Los elementos principales que describen dicho modelo son:

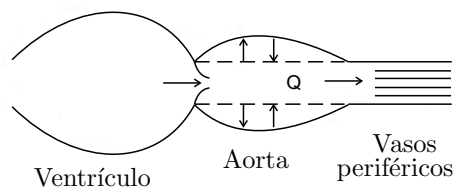


Figura 2.1: Representación del sistema circulatorio basado en el modelo Windkessel.

- El **elemento de complianza**, conocido generalmente como la complianza arterial, representa la elasticidad y distensibilidad de los grandes vasos. La complianza se puede medir como el cambio de volumen respecto al cambio de presión.
- El **elemento resistivo** simula la resistencia de la sangre al fluir por el árbol arterial, de las arterias de mayor diámetro hasta las de menor diámetro. Dicho elemento representa la suma de resistencias de cada uno de los vasos sanguíneos. La resistencia es mayor en los vasos con menores diámetros, como las arteriolas y los capilares.

Cabe mencionar que el modelo Windkessel está basado en la hipótesis de que todas las variaciones de la presión sanguínea aparecen y viajan simultáneamente por el árbol arterial, por lo que este modelo no toma en cuenta la propagación de las ondas en conforme estas viajan por el árbol arterial. [1] [32]

2.1.2. Equipo experimental implementado

Para cumplir con el objetivo de este trabajo, el análisis comparativo del desempeño hemodinámico de sustitutos de válvulas cardíacas, se utilizaron una prótesis valvular mecánica y una prótesis valvular biológica. La válvula mecánica seleccionada es del tipo monovalva o disco oscilante (ver figura 2.2.b), mientras que la válvula biológica fue elaborada con pericardio de bovino en el Instituto Nacional de Cardiología de México (ver figura 2.2.a).

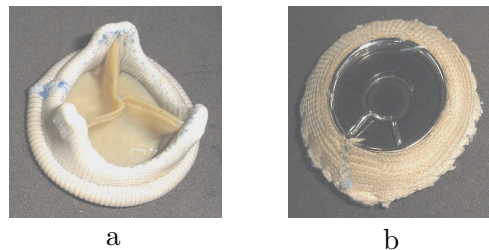


Figura 2.2: Prótesis valvulares empleadas en las mediciones experimentales. a) Biológica: pericardio de bovino b) Mecánica: monovalva

Para realizar las pruebas se empleó el equipo experimental desarrollado en el Instituto de Investigación de Materiales de la UNAM [33], el cual simula el flujo en el sistema circulatorio sistémico. El circuito experimental se construyó basado en el modelo Windkessel descrito en la sección anterior, el cual en pruebas experimentales es representado como un circuito hidráulico cerrado con el que se obtienen curvas de presión y flujo sanguíneo comparables con las humanas reales.

Cabe mencionar que el tejido del corazón tiene propiedades elásticas que le permite realizar los movimientos de contracción y relajación, las cuales influyen en flujo sanguíneo a través de las válvulas. Debido a complejidad del problema se decidió trabajar inicialmente con un modelo simplificado. El circuito hidráulico está conformado por los siguientes elementos:

Bomba peristáltica. El flujo pulsátil es generado mediante la acción de una bomba peristáltica, la cual es una bomba de desplazamiento positivo. El fluido es impulsado mediante un pistón de acrílico. Los parámetros variables de la bomba son: la frecuencia, el volumen desplazado por ciclo y la fracción sístole/diástole. El rango de trabajo de los parámetro se muestran en la siguiente tabla:



Figura 2.3: Bomba pulsátil, Serie 1400 Harvard Apparatus

Característica	Valor
Volumen por ciclo	15-100 <i>ml</i>
Ciclos por minuto	10-100
Flujo volumétrico por minuto	150 <i>ml</i> -10 <i>l</i>
Fracción sistólica	25-50 % del ciclo

Tabla 2.1: Características de la bomba pulsátil.

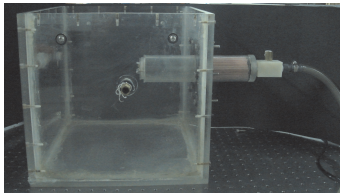


Figura 2.4: Celda de pruebas y visualización.

Celda de pruebas y visualización. Las prótesis valvulares fueron montadas en una celda de pruebas con forma de cubo, la cual fue fabricada con acrílico para permitir el acceso óptico. Las dimensiones de la celda se eligieron de tal forma que los efectos de pared no afectaran significativamente al flujo. La celda cuenta con dos canales cilíndricos unidos, uno externo y otro interno. En el canal interno se coloca la prótesis valvular. En el canal externo, aguas arriba de válvula, fue colocado un arreglo de popotes con el fin de amortiguar y hacer uniforme el flujo, de tal forma que no intervengan otros factores en el flujo a través de la válvula.

Válvula de aguja. Con la válvula de aguja se modela la resistencia al flujo que presentan los capilares, es decir la caída de presión a través de estos. Para las mediciones, la válvula se mantuvo fue abierta a la mitad de su capacidad.



Figura 2.5: Válvula de aguja.

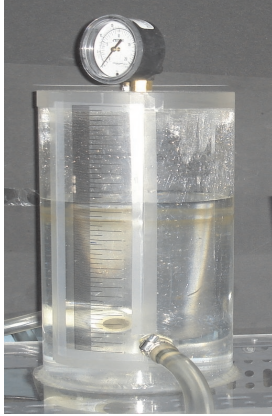


Figura 2.6: Cámara de complianza

Cámara de complianza. El circuito es llenado por completo con el fluido de trabajo, excepto en la cámara de complianza donde se deja libre un colchón de aire. Conforme el fluido es bombeado por la acción del flujo pulsátil, el colchón de aire puede almacenar y devolver energía al sistema. Las propiedades de compresión del aire de la cámara de complianza simula la elasticidad de las grandes vasos sanguíneos. La cámara se construyó de forma cilíndrica y fue cerrada herméticamente, cuenta con dos orificios opuestos en la inferior para que se pueda conectar mediante mangueras de plástico con los demás elementos del circuito. En las mediciones experimentales, la altura H del colchón de aire fue igual diámetro interno de la cámara de complianza d .

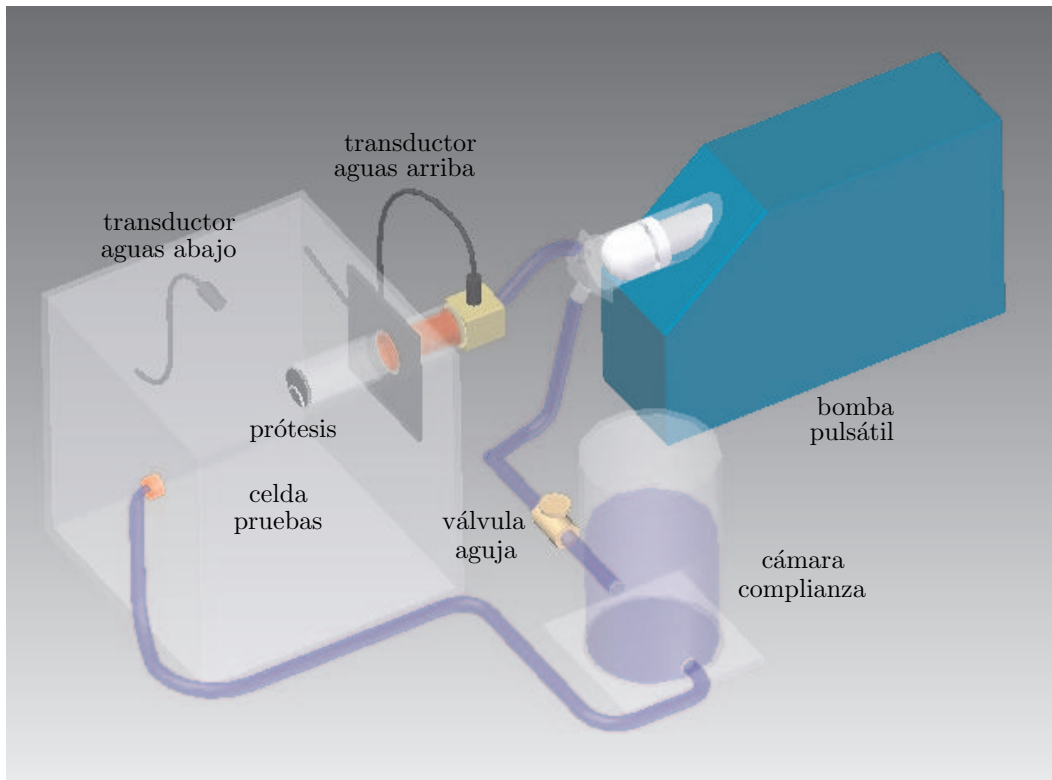


Figura 2.7: Diagrama del circuito hidráulico experimental.

2.2. Equipo de medición

2.2.1. Medición de los campos de velocidad

Para conocer el campo de velocidades aguas abajo de las prótesis valvulares se empleó la técnica experimental *velocimetría por imágenes de partículas 3D-STEREO (PIV 3D-STEREO)*. Con esta técnica se obtuvieron los campos de velocidades de forma tridimensional. Para conocer la evolución del flujo a lo largo de un ciclo cardiaco se realizaron mediciones en distintos instantes del ciclo. Además, se obtuvieron las características estadísticas de cada elemento vectorial del campo de velocidades empleando la técnica *Phase-Locking*, las cuales son útiles para calcular importantes parámetros del flujo.

Velocimetría por Imágenes de Partículas (PIV)

La técnica de velocimetría por imágenes de partículas es un método experimental óptico, no invasivo, usado para obtener mediciones de los campos de velocidades instantáneos de un flujo en estudio. Para obtener las imágenes y poder realizar las mediciones con esta técnica es necesario contar con el siguiente equipo:

- **trazadores.** La densidad de los trazadores debe ser aproximadamente la del fluido en estudio, para que tengan una flotación neutra, y así puedan seguir fielmente el movimiento del flujo. Además, se debe seleccionar el tamaño de los trazadores de tal forma que no intervengan en el desarrollo del flujo y puedan reflejar adecuadamente la luz del láser.
- **láser de doble pulso.** Para detectar a las partículas se utiliza un haz láser como sistema de iluminación, ya que éste congela el movimiento y genera un reflejo en los trazadores. Estos reflejos, capturados por las cámaras, son las señales necesarias para calcular los campos de velocidades. El tiempo entre cada pulso láser debe ser seleccionado dependiendo de las características del flujo, ya que sino se da el tiempo suficiente la partícula no tiene oportunidad de desplazarse; por otro lado, si tiene un intervalo de tiempo excesivo se puede perder la ubicación de las partículas. Debido a lo anterior se debe utilizar un láser de doble cavidad, el cual sea capaz de emitir un segundo pulso en un intervalo de tiempo corto.
- **ensamble óptico.** Es un conjunto de lentes cilíndricos encargados de convertir el haz láser en un plano.
- **cámara CCD.** La técnica de PIV requiere el uso de cámaras especiales, en particular, si el flujo tiene altas velocidades de flujo, áreas de visualización reducidas y trazadores muy pequeños. Se utilizan cámaras capaces de capturar dos imágenes en un periodo de tiempo corto, alrededor de un μs , de tal forma que las mismas partículas aparezcan en las dos imágenes. Si las partículas son muy pequeñas, la cámara empleada debe tener una alta sensibilidad a la luz. En la actualidad, las cámaras con mayor sensibilidad son las CCD (Change Coupled Device).

- **procesador de sincronización.** Es el encargado de sincronizar el sistema de iluminación y las cámaras con los dispositivos que controlan la señal de disparo del láser y activación de las cámaras.
- **procesador PIV.** Es el encargado de almacenar las imágenes digitales y de transferirlas a la computadora.
- **entorno gráfico.** Es un *software* que funciona como el intermediario entre el usuario y el procesador de sincronización. Con éste se controlan y modifican los parámetros de trabajo de los dispositivos de adquisición de imágenes. Una vez que las imágenes son obtenidas pueden ser almacenadas, modificadas y analizadas por este software.

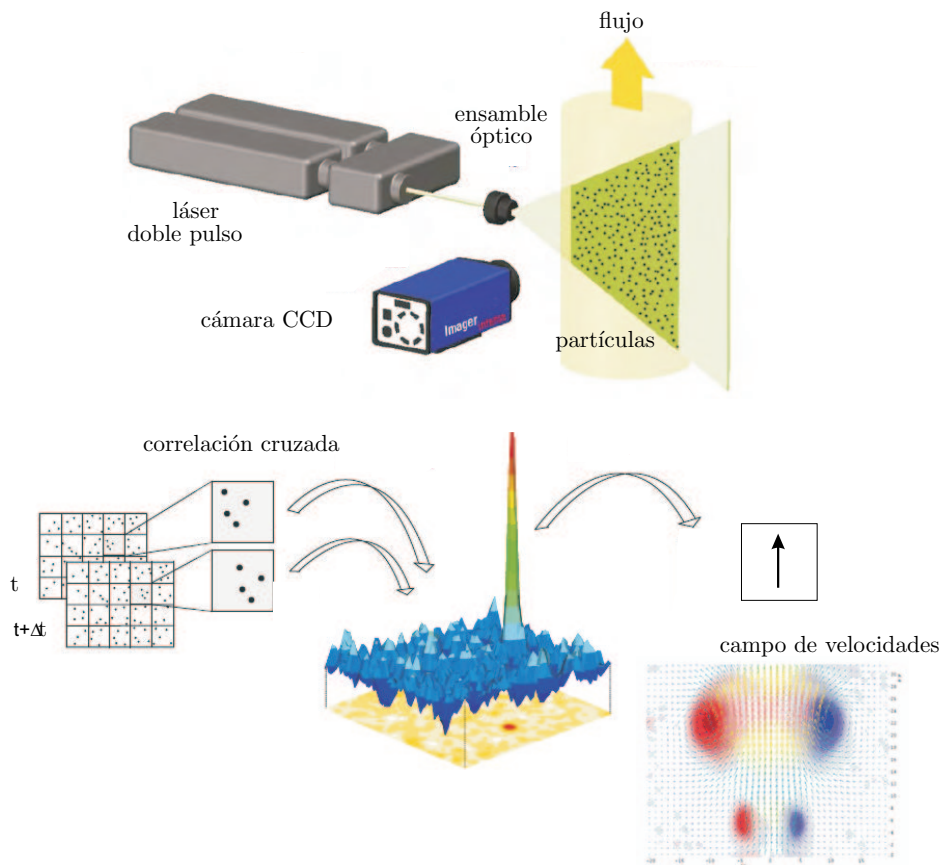


Figura 2.8: Diagrama del equipo y proceso PIV. Imagen obtenida de LaVision

El procedimiento que sigue el sistema PIV para calcular los campos de velocidades se puede resumir en la siguiente serie de pasos:

- Las partículas trazadoras son esparcidas en el fluido; éstas son lo suficientemente pequeñas para que sigan el movimiento sin alterar el flujo.
- La cámara CDD toma dos imágenes del área de estudio; el periodo de tiempo Δt entre las imágenes debe ser relativamente corto. El área en estudio se ilumina por medio de la hoja

láser generada con el ensamble óptico. La cámara se coloca en una posición perpendicular a la hoja láser.

- Una vez obtenidas las imágenes, el procesador PIV divide a cada imagen en regiones rectangulares llamadas áreas de interrogación (por lo general de 32×32 píxeles).
- Para una misma área de interrogación contenida en las dos imágenes capturadas se aplica la función *correlación cruzada*, la cual permite determinar el grado de similitud entre dichas imágenes. Esto se lleva acabo comparando la escala de grises de ambas imágenes, es decir, la intensidad de luz reflejada sobre las partículas. El máximo valor (valor pico) resultante de la correlación es utilizado para estimar el desplazamiento promedio de las partículas que se encuentran en el área de interrogación analizada. Este procedimiento se realiza para cada una de las áreas de interrogación. Para hacer más rápido este procedimiento y tener un ahorro de tiempo de procesamiento se utiliza transformada rápida de Fourier.
- Conociendo el desplazamiento promedio de cada área de interrogación el tiempo hay entre cada imagen capturada se puede calcular la velocidad promedio del área de interrogación.

$$\vec{v}_p = \frac{\vec{d}(t) - \vec{d}(t + \Delta t)}{\Delta t}$$

Cuando el flujo en estudio no tiene un comportamiento bidimensional, es decir, el campo de velocidades es tridimensional como es el caso del flujo a través de prótesis valvulares, se puede utilizar la técnica PIV 3D-STEREO. Esta técnica se basa en el principio de visión estereoscópica, la cual empleando dos imágenes con un ángulo de visión ligeramente diferente logra interpretar la tercera dimensión. Para calcular las tres componentes del vector velocidad el PIV emplea dos cámaras colocadas a distintos ángulos enfocando un mismo plano, generando dos pares de desplazamientos bidimensionales ($\Delta x, \Delta y$), con los cuales se puede obtener la tercera componente (Δz) resolviendo un sistema de ecuaciones.

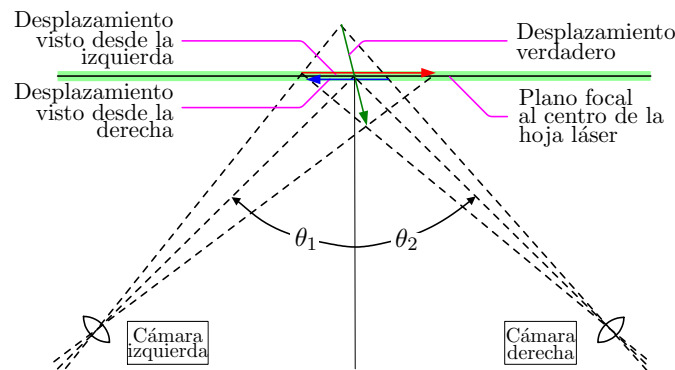


Figura 2.9: Principio geométrico del PIV 3D-STEREO. (Obtenida de [?])

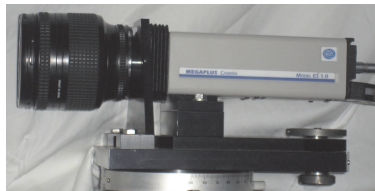
Los modelos del equipo utilizado en las mediciones PIV se indican en la tabla 2.2. Mayores detalles sobre el equipo se pueden encontrar en [33] [34].

Equipo de medición	Modelo
Láser doble pulso	Láser de doble cavidad Q-switched Nd-YAG New Wave Research SOLO III-15
Ensamble óptico	Serie 80X60 para el sistema láser Nd-YAG
Cámara CCD	Kodak Megaplug ES1.0
Filtro para cámara CCD	Filtro verde 52mm Kenko Optical Filter
Procesador de sincronización	FlowMap/Dantec y Labview
Procesador PIV	FlowMap/Dantec
Entorno gráfico	FlowManager/Dantec
Trazadores	Esferas de vidrio recubiertas con plata de 10-150 μm de diámetro y densidad 1010 kg/m^3

Tabla 2.2: Modelos del equipo PIV.



a



b

Figura 2.10: Equipo PIV empleado en las mediciones, a) Láser b) Cámara CCD.

2.2.2. Medición de presión

Para conocer el comportamiento de la presión aguas arriba y abajo de la prótesis valvular se empleó un sistema de medición de presión que consta de los siguientes elementos:

Transductores de presión. Los transductores de presión empleados convierten la fuerza mecánica generada por el fluido en señales eléctricas mediante la deformación de las galgas que se encuentran montadas sobre su diafragma, es decir, miden una presión que es proporcional a la deformación de las galgas. Algunas características importantes de los transductores se muestran en la tabla 2.3.

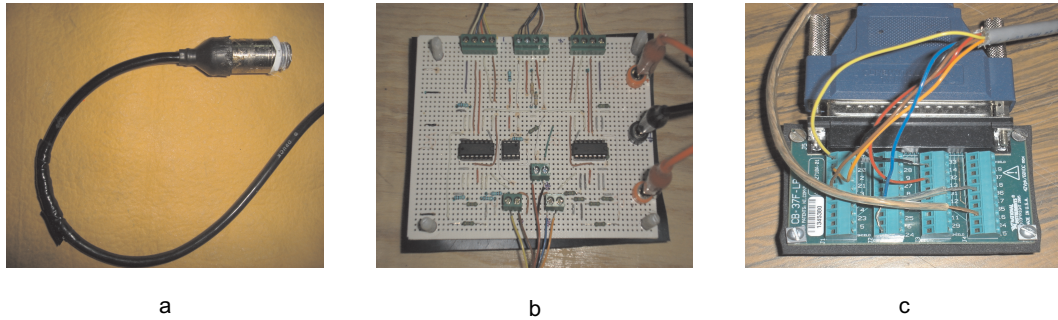


Figura 2.11: Equipo de medición de presión. a) Transductor de presión Druck Tipo PDCR 810, b) Circuito eléctrico de alimentación y amplificación acoplado para ambos transductores, c) Tarjeta de adquisición de datos PCI-6010.

Se utilizaron dos transductores de presión para las mediciones, uno aguas arriba (zona de alta presión) y el otro aguas abajo (zona de baja presión), ver figura 2.7. Se realizó una calibración de los transductores, obteniendo las ecuaciones de que relacionan el voltaje V con la presión. Estas ecuaciones son utilizadas posteriormente para obtener las curvas presión a lo largo del ciclo experimental.

La ecuación de calibración para los transductores aguas arriba(1) y abajo(2) de las prótesis son:

$$V = 0.0021P - 0.0087 \quad (2.1)$$

$$V = 0.0015P + 0.0097 \quad (2.2)$$

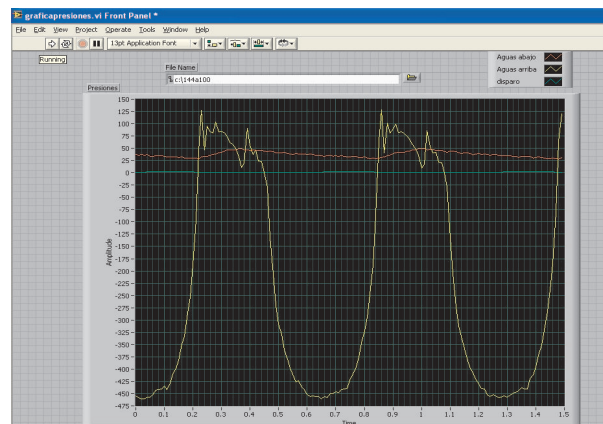
Característica	Valor	
	Transductor Alta Presión	Transductor Baja Presión
Intervalo de presión	$\pm 1[\text{bar}]$	$\pm 700 \text{ mbar}$
Voltaje de excitación	10 V	
Corriente nominal de excitación	5 mA	
Voltaje máximo de salida	150 mV	
Sensibilidad	0.006 % de la escala	
Precisión	$\pm 0.1 \%$ B.S.L.	
Rango de temperaturas de operación	0-50 °C	

Tabla 2.3: Características de los transductores de presión.

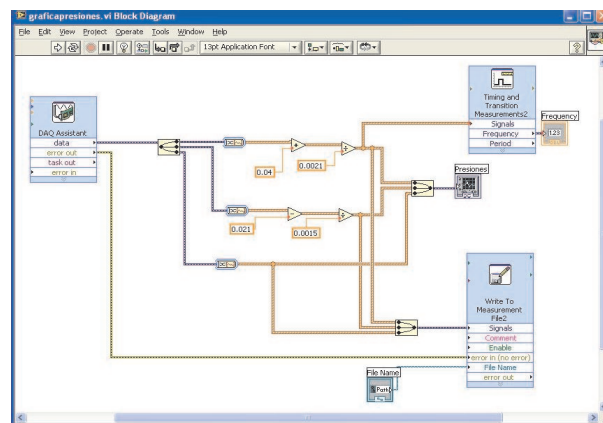
Circuito de alimentación y amplificación. Para cada transductor de presión se utilizó un circuito de alimentación, el cual consta de un divisor y seguidor de voltaje; además, en el mismo circuito se implementó un amplificador para la señal de voltaje de salida de los mismos (ver figura 2.11b).

Tarjeta de adquisición de datos. Para el registro de los datos de presión obtenidos de los transductores se empleó una tarjeta de adquisición de datos PCI-6010 de National Instruments. La PCI funciona como un intermediario entre el equipo de medición experimental y el *software Labview* ver figura 2.11c).

Software Labview. Se escribió un programa con el *software* Labview (Laboratory Virtual Instrument Engineering Workbench) para la lectura, almacenamiento y procesamiento de los datos de voltaje provenientes de los transductores de presión. Con el programa desarrollado se puede obtener de forma gráfica las presiones aguas arriba, aguas abajo y la diferencia de presiones de las prótesis valvulares. El panel frontal y el diagrama de bloque del VI empleados se muestran en la Figura 2.12.a y b, respectivamente.



a



b

Figura 2.12: a) Panel frontal y b) diagrama de bloque para el programa de lectura de presiones.

2.3. Condiciones experimentales

El fluido que se utilizó en las pruebas experimentales fue agua, ya que el uso de sangre presentaba varias desventajas como: posible coagulación y falta de acceso óptico (líquido no transparente).

Además, el volumen de sangre requerido por el circuito experimental es muy grande. En la tabla 2.4 se muestran las comparación de las principales propiedades físicas entre la sangre y el agua.

Propiedad	Sangre	Agua
Densidad [kg/m^3]	1050	1000
Viscosidad [$Pa \cdot s$]	0.0035	0.001

Tabla 2.4: Comparación de las propiedades físicas del agua y de la sangre.

Es importante recordar, que a la escala en la que se desarrolla el flujo a través de las válvulas cardíacas la sangre tiene un comportamiento newtoniano; por tal motivo no se consideró emplear un fluido adelgazante o con propiedades viscoelásticas en las mediciones experimentales.

Las condiciones en las que operó la bomba pulsátil durante las pruebas experimentales para cada prótesis valvular son mostradas en la tabla 2.5.

Dato	Símbolo	Magnitud	
		Válvula	Válvula
		biológica	mecánica
Volumen desplazado por ciclo [$ml/ciclo$]	V_D	90	85
Frecuencia cardíaca [$ciclo/min$]	f	60	60.9
Periodo del ciclo [$s/ciclo$]	T	0.94	0.98
Flujo volumétrico [ml/min]	Q	5400	5176.5
Fracción sistólica del ciclo [$s/ciclo$]	k	0.35T	

Tabla 2.5: Condiciones experimentales aplicadas en las mediciones experimentales para la válvula biológica y la válvula mecánica.

Las condiciones de la bomba pulsátil fueron seleccionadas de tal forma que las prótesis tuvieran un funcionamiento adecuado, es decir, que éstas abrieran por completo. Inicialmente se intentó que ambos flujos tuvieran similitud dinámica, por lo que se buscó que tuvieran el mismo número de Reynolds y Strouhal, pero debido a la complejidad del sistema dicho objetivo no se logró. Se optó porque las condiciones de operación de la bomba pulsátil fueran similares para ambas prótesis.

2.4. Metodología

2.4.1. Adquisición de imágenes

Para realizar las pruebas, para cada una de las prótesis valvulares, se armó el circuito hidráulico que simula al sistema circulatorio sistémico como se describió en secciones anteriores. La prótesis fue sujeta por medio de discos de acrílico y tornillos en la celda de pruebas. El circuito fue llenado con agua, dejando únicamente el colchón de aire de la cámara de complianza. Se colocaron los transductores de presión en sus respectivas posiciones.

Para reconstruir el campo de velocidades de forma tridimensional se decidió capturar la secuencia de imágenes en cinco planos paralelos a la dirección principal del flujo. Los planos fueron distribuidos con intervalos de separación de $D/2$ de forma simétrica a partir del eje de central de la prótesis: 0 , $D/2$, D , $-D/2$ y $-D$; donde el plano 0 es el plano central de la válvula, como se muestra en la figura 2.13.

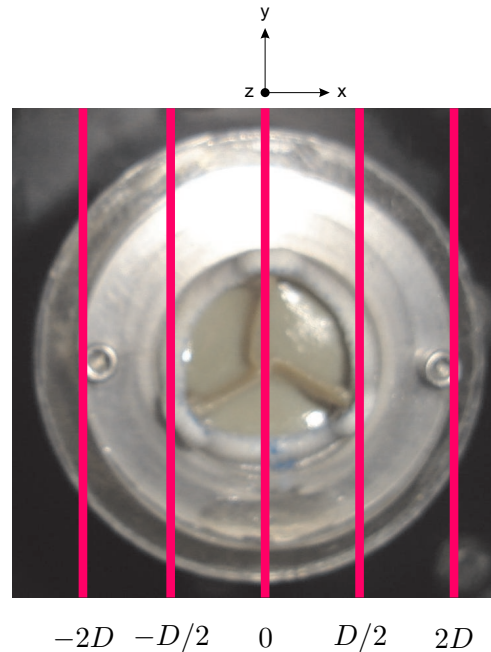


Figura 2.13: Distribución de los planos de medición.

Para conocer la evolución del campo de velocidades a lo largo del ciclo se realizaron mediciones en dieciséis instantes distintos del ciclo en cada uno de plano paralelo al flujo: diez instantes cuando la válvula se encuentra abierta y seis instantes cuando está cerrada. Para decidir la cantidad de pares fotos que se tomarían en cada instante, se realizó una prueba preliminar en el plano central. En dicha prueba se tomaron 350 pares de fotos, y mediante un proceso estadístico se concluyó que para 300 pares de fotos el valor promedio de las tres componentes del vector velocidad dejaba de variar significativamente.

El sistema iluminación, conformado por el láser y el ensamble óptico, fue colocado cuidadosamente de tal forma que la hoja láser fuera paralela a la dirección principal del flujo y estuviera situada correctamente en el plano de estudio. Las cámaras CCD fueron colocadas a una distancia aproximadamente de 40 cm de la celda de pruebas con distintos ángulos de visión, pero cada una registrando imágenes de una cara distinta del mismo plano, como se muestra en la figura 2.14. Conforme se cambiaba de plano, tanto la distancia hacia la celda pruebas como el ángulo de visión de las cámaras tenían que ser cambiados para poder enfocar de forma óptima el área iluminada por el láser.

Antes de realizar las mediciones, se llevó a cabo la calibración de cada plano con el objetivo de identificar el origen y los ejes coordenados del sistema referencia espacial que sería empleado. Se

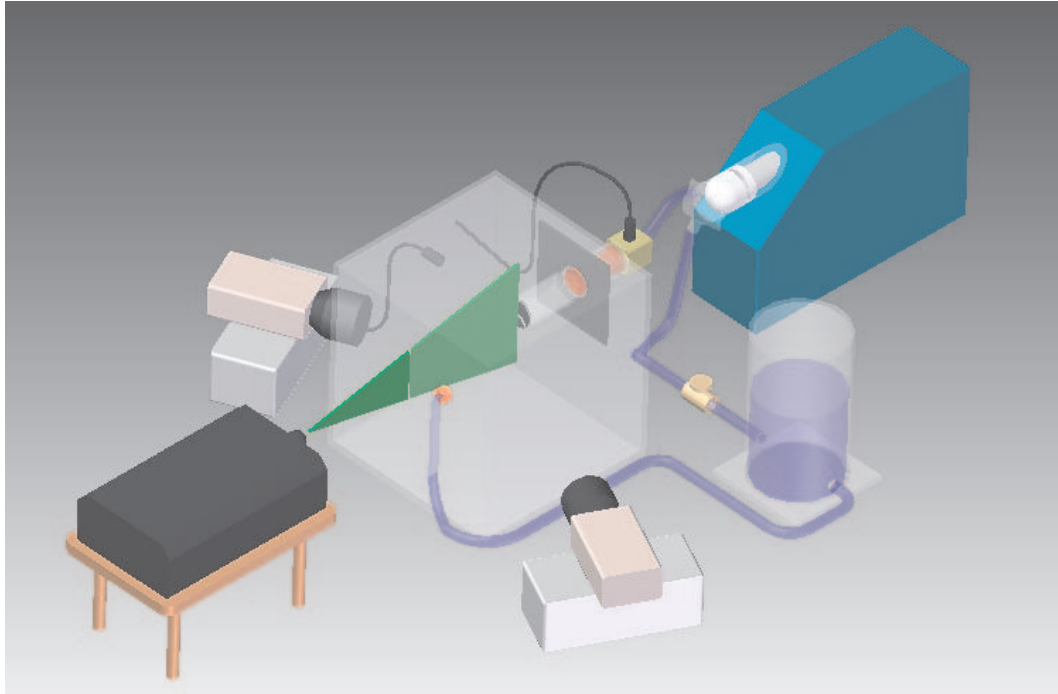


Figura 2.14: Diagrama del arreglo experimental PIV.

tomaron una serie de fotografías de una tarjeta de calibración doble cara, ver figura 2.15, con las cámaras en las posiciones en las que posteriormente se tomarían todos los pares de imágenes para un mismo plano.

Para la captura de cada par de imágenes se sincronizó el procesador FlowMap con un programa elaborado en el software Labview. Mediante la tarjeta de adquisición PCI-6010 de Labview se convirtió la señal mecánica generada por el desplazamiento del pistón de la bomba peristáltica en una señal eléctrica, la cual se sincroniza con procesador FlowMap. Dicha señal se utilizó para controlar los dos disparos del láser y la activación de ambas cámaras en el instante que se deseaba capturar un par de imágenes. Este proceso se repitió hasta que se capturaron los 300 pares de fotos de cada instante del ciclo estudiado, ver figura 2.16.

2.4.2. Procesamiento de imágenes

Una vez obtenidas las imágenes, éstas son enviadas al buffer de entrada del procesador FlowMap, donde son almacenadas y procesadas. Para obtener los campos de velocidades bidimensionales de cada par de imágenes en cada cámara se siguió el siguiente procedimiento con el software FlowManager:

- **promedio de pixeles.** Con la finalidad de obtener una imagen que contenga los reflejos u otros objetos estáticos que podrían causar ruido en las mediciones, se aplicó la función *Pixel Mean*. Con dicha función se promediaron las 300 fotografías tomadas para cada fracción del ciclo estudiada.

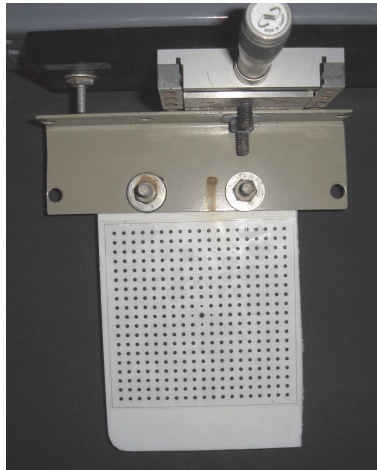


Figura 2.15: Tarjeta de calibración de $100 \times 100 \text{ mm}$, formada por un arreglo de puntos negros de 2 mm de diámetro, separados una distancia de 5 mm uno de otro, sobre un fondo blanco. Contiene un punto central de 2.7 mm de diámetro y cuatro puntos marcadores de ejes, con 1.3 mm de diámetro.

Parámetros	Valor	
Tamaño de las áreas de interrogación	32×32 pixeles	
Superposición de las áreas de interrogación	50 %	
Refinamiento de precisión de subpixeles	Si	
Offset de las áreas de interrogación	Diferencia central	
Tamaño de los mapas de vectores	Tamaño de las imágenes ($100 \times 100 \text{ mm}$)	
Validación respecto al segundo pico	1.2	
Validación local promedio	Tamaño de la vecindad	3×3
	Factor de aceptación	0.05
	Iteraciones	3

Tabla 2.6: Parámetros y sus valores seleccionados en la correlación adaptativa.

- procesamiento de imagen.** Para obtener imágenes donde sólo aparezcan los trazadores, a cada imagen capturada se le restó la imagen promedio obtenida en el paso anterior. Esto se llevó a cabo con la función *Image Arithmetic - Subtract*.
- correlación adaptativa.** Los mapas de vectores bidimensionales fueron calculados utilizando el método de correlación adaptativa. La tabla 2.6 contiene los valores seleccionados para la correlación adaptativa aplicada en este estudio.
- validación.** Los posibles vectores incorrectos, resultantes de la inexactitud del proceso de correlación, fueron eliminados aplicando la opción *Moving Average validation*. Con este método se realiza una comparación de cada vector con el promedio sus vecinos, si dicha diferencia es muy grande, el vector incorrecto es sustituido por el vector promedio.

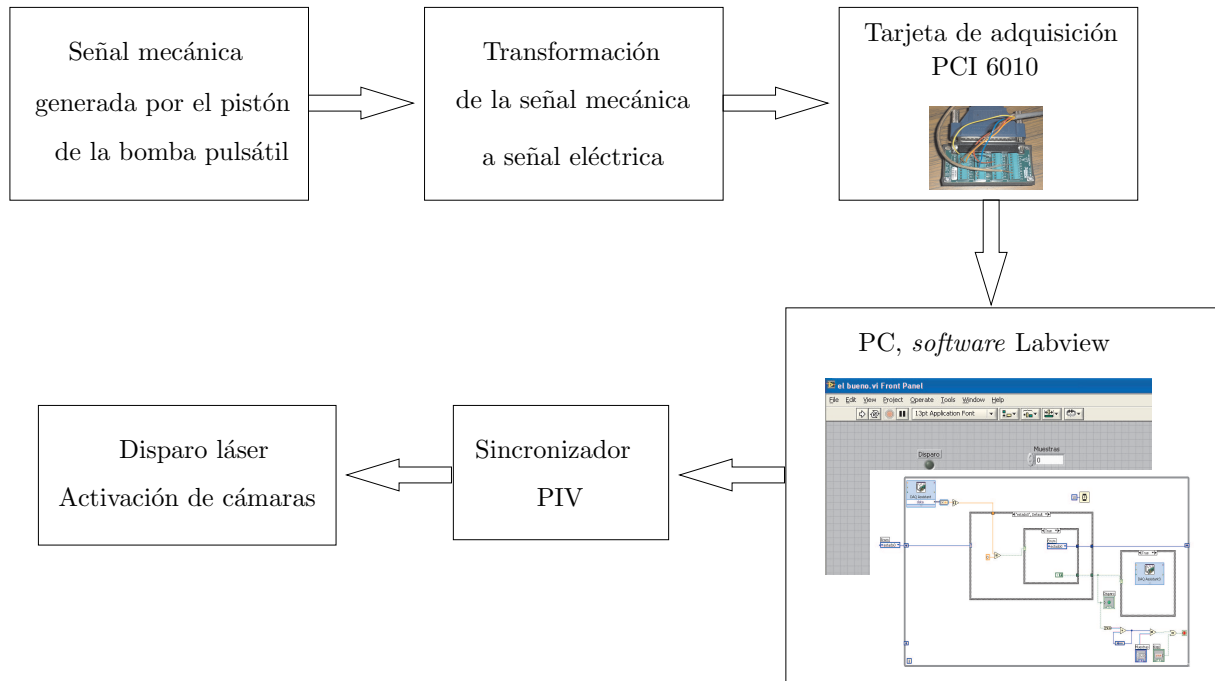


Figura 2.16: Ciclo de captura de imágenes.

- **filtrado.** Con la función *Moving Average Filter* se minimizó el ruido de baja escala, el cual podía distorsionar los campos vectoriales. Cada vector en la posición (x, y) es sustituido por el vector promedio obtenido con los elementos vecinos dentro de un área rectangular $m \times n$ especificada por el usuario.

Para computar la tercera componente de cada vector velocidad fue necesario establecer el sistema coordenado con las imágenes obtenidas de la tarjeta de calibración, lo cual se realizó empleando la función *Imaging Model Fit*. Esta función localiza los puntos marcadores de la tarjeta de calibración: el punto central de mayor diámetro que representa el origen y los cuatro puntos de menor diámetro que indican la dirección de los ejes coordenados; y genera una malla que une a todos los puntos identificados. Posteriormente, con la opción *Direct Linear Transform*) se estableció el modelo numérico con el cual se convertirán las imágenes bidimensionales de ambas cámaras en mapas tridimensionales.

Una vez realizada la calibración y teniendo las mapas vectoriales bidimensionales de cada cámara, se procedió a reconstruir campo de velocidades tridimensional utilizando la función *3D Vector processing*.

El flujo a través de prótesis valvulares se caracteriza por ser no-estacionario y con transición a la turbulencia; por lo que en este proyecto se decidió conveniente representarlo mediante un flujo característico. Para obtener dicha representación se empleó el método *Statistics*, con el cual se puede calcular los valores promedio y las fluctuaciones temporales de cada vector velocidad. Para todos los instantes del ciclo seleccionados de cada plano, se calcularon los parámetros que se muestran en la tabla 2.7 para cada dirección coordenada (x,y,z) :

Cantidad	Ecuación
Media	$\mu = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N v_i$
Varianza	$\sigma^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (v_i - \mu)^2$
Desviación estándar	$\sigma = \sqrt{\sigma^2}$
Covarianza	$Cov(v_x, v_y) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (v_{x_i} - \mu)(v_{y_i} - \mu)$

Tabla 2.7: Variables estadísticas calculas con el software FlowMap.

2.5. Procesamiento de los datos experimentales

Como se indicó anteriormente, se obtuvieron mediciones experimentales de velocidades en cinco planos paralelos a la dirección principal del flujo; para cada plano se estudiaron dieciséis instantes seleccionados del ciclo, y en cada uno de estos se calcularon los datos estadísticos de los tres componentes del vector velocidad. Con dicha información fue posible calcular otros parámetros característicos del flujo, los cuales describen su naturaleza y comportamiento, y de esta forma poder analizar el desempeño hemodinámico de las prótesis valvulares e inferir acerca de los posibles efectos sobre los componentes celulares sanguíneos.

Con el fin de procesar los datos experimentales se escribió un programa con el software Matlab, con el cual fue posible reconstruir el campo de velocidades tridimensional. Además, en dicho programa se realiza una interpolación lineal, tanto espacial y como temporal, de los datos experimentales usando las funciones *ndgrid* y *interp*. Con dicha interpolación se obtuvieron los campos de velocidades en 35 instantes del ciclo para la válvula biológica y 38 instantes para la válvula mecánica.

Conociendo el campo de velocidades fue posible calcular el tensor gradiente de velocidad

$$L_{ij} = \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} \right)$$

El cual fue dividido en una parte simétrica y otra antisimétrica. Como se mencionó en la introducción, el primero representa el tensor rapidez de deformación y el segundo es el tensor rapidez de rotación.

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

Para conocer la intensidad de $\underline{\underline{D}}$ y $\underline{\underline{W}}$ durante el ciclo se calculó su magnitud con el doble producto punto, el cual es uno de los tres invariantes de un tensor:

$$|\underline{\underline{D}}| = \sqrt{\frac{1}{2} D : D} \quad \circ \quad |\underline{\underline{D}}| = tr[DD^T]^{\frac{1}{2}}$$

$$|\underline{\underline{W}}| = \sqrt{\frac{1}{2}W : W} \quad o \quad |\underline{\underline{W}}| = \text{tr}[WW^T]^{\frac{1}{2}}$$

Además, se utilizó el criterio Q para identificar las zonas donde predomina la rotación sobre la rapidez de deformación. El criterio Q es utilizado para identificar las zonas del fluido que rotan, las cuales se pueden asociar con vórtices [35], en donde el segundo invariante del tensor gradiente de velocidad $\underline{\underline{D}}$ es positivo. El segundo invariante, Q, se define como $Q = ((\nabla \cdot v)^2 - \text{tr}(\nabla v^2))/2$; para un fluido incompresible ($\nabla \cdot v = 0$) se reduce a:

$$Q = \frac{1}{2}(|\underline{\underline{W}}|^2 - |\underline{\underline{D}}|^2)$$

El criterio Q compara entre las magnitudes de los tensores $\underline{\underline{D}}$ y $\underline{\underline{W}}$; y si $Q > 0$ se trata de una zona donde predomina la rotación.

Los esfuerzos viscosos y los esfuerzos turbulentos (o Reynolds) fueron calculados con el tensor rapidez de deformación y los datos estadísticos, respectivamente. Las tres componentes cortantes del tensor de esfuerzos viscosos, τ_{xy} , τ_{xz} y τ_{yz} , fueron calculadas de la siguiente manera:

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

Las tres componentes cortantes del tensor de esfuerzos turbulentos, τ'_{xy} , τ'_{xz} y τ'_{yz} , fueron calculadas de la siguiente manera:

$$\tau_{ij} = \rho \overline{v'_i v'_j}$$

Donde v' representa las fluctuaciones de cada componente del vector velocidad y $\overline{v'_i v'_j}$ es la covarianza de dos componentes del vector velocidad.

Para toda la información mencionada anteriormente se realizaron gráficas de los valores máximos y medios generados en cada instante del ciclo. Esto es con el fin de poder observar su evolución durante el ciclo, y de esta forma poder comparar estos parámetros (como una medida del desempeño) entre las dos prótesis valvulares en estudio.

Los programa de Matlab con los cuales se calcularon todas las cantidades mencionadas se incluyen en el apéndice A.

2.6. Visualización

Una herramienta de gran utilidad en el estudio de un flujo es la visualización gráfica. Con la información obtenida se puede visualizar el campo de velocidades o cualquier otra cantidad que se considere importante durante el ciclo cardiaco. Esto nos permite conocer como se va desarrollando el flujo y las posibles zonas donde las células sanguíneas pueden ser dañadas.

Conos de velocidad. Con los datos experimentales de los vectores de velocidad se construyó un arreglo tridimensional, con ayuda de Matlab, mediante la función *coneplot*. En cada punto se

obtuvieron las tres componentes y la magnitud del vector de velocidad, siendo representados gráficamente mediante un cono. La orientación del cono corresponde a la del vector y su tamaño es proporcional a su magnitud. Las magnitudes también fueron representadas mediante los colores de los conos, los colores fríos representan magnitudes pequeñas mientras que los cálidos son magnitudes de velocidad más grandes. Ver figura 2.17.a.

Planos de vorticidad y líneas de corriente. Se graficaron en un plano seleccionado líneas de corriente mediante la función *streamslice*, en dicha representación se ignoró la componente de la velocidad que es perpendicular al plano. Además, se representó la magnitud de la vorticidad mediante iso-regiones de colores con la función *slice*. Ver figura 2.17.b.

Iso-superficies. Para representar gráficamente las zonas donde la magnitud de alguna propiedad es constante, se utilizó la función *isosurface*. Esta función se empleó para visualizar iso-superficies con un valor constante de: magnitud del tensor rapidez de deformación, magnitud del tensor de vorticidad, criterio Q, esfuerzos cortantes viscosos y esfuerzos cortantes turbulentos. Ver figuras 2.17.c-g.

Los programas de Matlab con los cuales se realizaron todas las imágenes mencionadas se incluyen en el apéndice A.

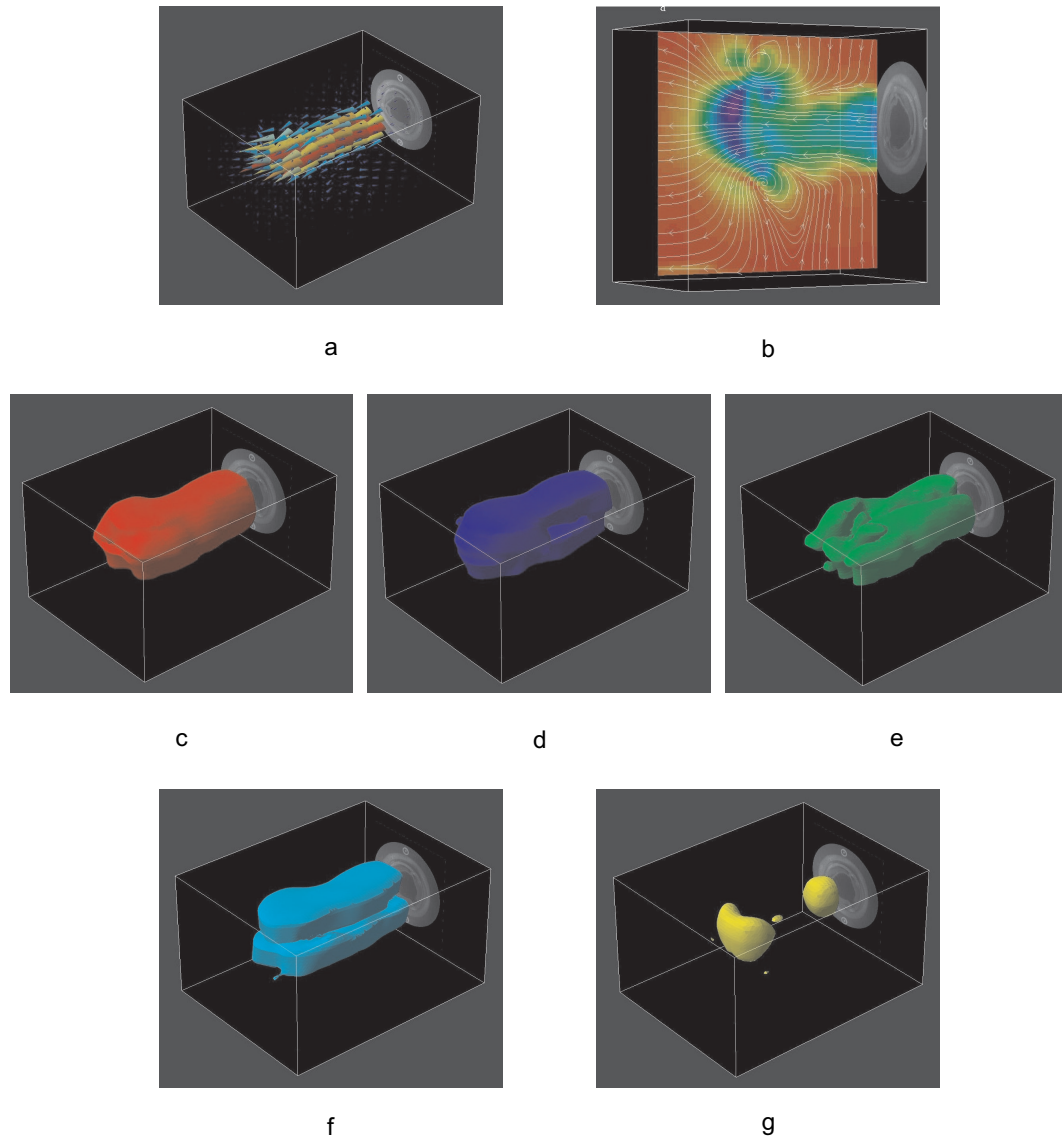


Figura 2.17: Imágenes típicas de visualización para el flujo a través de la prótesis biológica. a) Gráfica de conos de velocidad; b) Gráfica de planos de vorticidad; c) Gráfica de iso-superficies de magnitud del tensor rapidez de deformación; d) Gráfica de iso-superficies de magnitud del tensor de vorticidad; e) Gráfica de iso-superficies de criterio Q; f) Gráfica de iso-superficie de esfuerzos cortantes viscosos; g) Gráfica de iso-superficie de esfuerzos cortantes turbulentos.

Capítulo 3

Resultados

En el presente capítulo se muestran los resultados de las mediciones experimentales de ambas prótesis valvulares, con los cuales se calcularon los siguientes parámetros que describen a los flujos: campo de velocidades, tensor rapidez de deformación, tensor de vorticidad, y esfuerzos cortantes viscosos y turbulentos. Los valores máximos de dichos parámetros en cada instante estudiado son presentados en tablas.

Para comparar los resultados de la válvula biológica con los de la mecánica, los parámetros calculados se adimensionalizaron con los respectivos valores característicos del flujo. Se graficaron los valores máximos de cada parámetro adimensional en función del tiempo normalizado t/T , donde t es el tiempo que ha transcurrido en un cierto instante estudiado y T es el periodo del ciclo. Finalmente, se muestran imágenes de distintos instantes del ciclo en las cuales se visualiza la evolución de los parámetros.

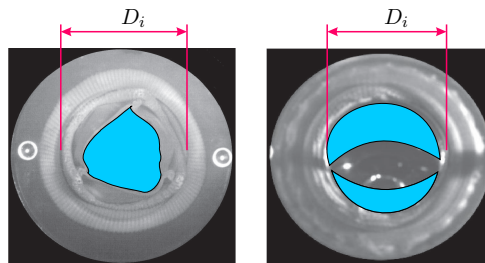


Figura 3.1: Diámetros característicos de las prótesis valvulares. D_i es el diámetro interior de la válvula y del área azul, la cual es la máxima área de apertura, se obtuvo el diámetro experimental D_a .

Para llevar a cabo lo mencionado, junto con las condiciones de operación de la bomba y las propiedades físicas del fluido de trabajo especificadas en el capítulo 2, fue necesario establecer el diámetro interior D_i y el diámetro máximo de apertura experimental D_a de cada válvula, ver figura 3.1. El diámetro D_i delimita físicamente a los elementos oclusores de las válvulas; éste junto con las dimensiones de la tarjeta de calibración determinan las dimensiones de la región donde se realizaron las mediciones PIV, ver figura 3.2. Mientras que D_a , el cual equivale al diámetro de un círculo con la misma área de apertura de cada válvula, fue utilizado para realizar todos los cálculos

referentes al flujo.

Diámetro	Biológica	Mecánica
D_i [mm]	25	18
D_a [mm]	20	17

Tabla 3.1: Diámetros característicos de las prótesis valvulares.

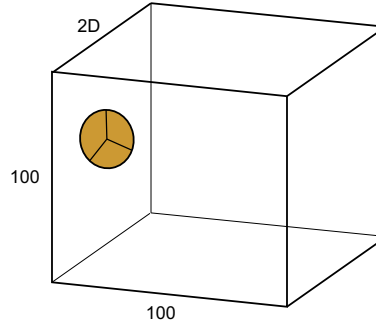


Figura 3.2: Dimensiones de la región de medición PIV: $2D \times 100 \times 100$

3.1. Válvula Biológica

3.1.1. Ciclo de Presión

Las curvas de presión aguas arriba y aguas abajo durante un ciclo de la válvula biológica se reconstruyeron haciendo un promedio de una serie de mediciones, ver figura 3.3.a. El inicio de un ciclo corresponde al instante en el que el pistón comienza su movimiento para desplazar el volumen de fluido contenido en la bomba. En esta gráfica se observa que una vez que inicia el ciclo, la presión aguas arriba va incrementando hasta alcanzar el valor de la presión aguas abajo. Después de dicho instante ambas presiones continúan incrementando, siendo mayor la presión aguas arriba. Una vez que el fluido que se encontraba en la bomba es expulsado por completo, el pistón regresa a su posición inicial, por lo que las presiones aguas arriba y aguas abajo disminuyen hasta llegar a los valores del inicio del ciclo.

En la curva de presión aguas arriba se encontró un valor máximo de $P_{max} = 60.5 \text{ mmHg}$ y un valor mínimo de $P_{min} = -348 \text{ mmHg}$. En la curva de presión aguas abajo se encontraron los siguientes valores: presión máxima de $P_{max} = 37.95 \text{ mmHg}$, presión mínima de $P_{min} = 10.5 \text{ mmHg}$ y presión promedio $P_{prom} = 23.2 \text{ mmHg}$.

La diferencia de presiones ΔP se obtuvo restando la presión aguas abajo a la presión aguas arriba. Para comparar los resultados de válvula biológica con los de la mecánica, la diferencia de presiones se adimensionalizó dividiendo entre la máxima presión dinámica del flujo ζ . Esta cantidad adimensional representa al número de Euler.

$$P^* = \frac{\Delta P}{\frac{1}{2}\rho U_{max}^2} = \frac{\Delta P}{\zeta}$$

donde U_{max} es la velocidad máxima, espacial y temporal, que alcanza el flujo y ρ es la densidad del fluido de trabajo.

En la gráfica 3.3.b se muestra la diferencia de presiones normalizada P^* en función del tiempo normalizado. Las líneas rojas discontinuas de ambas gráficas indican los treinta y cinco instantes en los que se calcularon los distintos parámetros del flujo y tomaron fotografías de la válvula biológica. En el intervalo $0.26 < t/T < 0.55$ la válvula realiza el proceso de apertura/cierre, cuyo inicio y fin son indicados por las líneas negras verticales.

Cuando la presión aguas arriba alcanza a la presión aguas abajo, es decir, cuando la diferencia de presiones es nula, las tres valvas se separan formando un orificio central libre de obstáculos para abrir paso al flujo. Por otro lado, la válvula cierra por completo cuando la diferencia de presiones vuelve a ser nula y posteriormente negativa, sin permitir el reflujo del fluido. En la figura 3.4 se presentan fotografías de la válvula biológica, en las cuales se puede apreciar el comportamiento de las tres valvas en los instantes estudiados del ciclo. En las imágenes se observa que la apertura y el cierre de la válvula, aunque son de forma rápida, son procesos graduales debido a las propiedades elásticas del material de las valvas (pericardio de bovino).

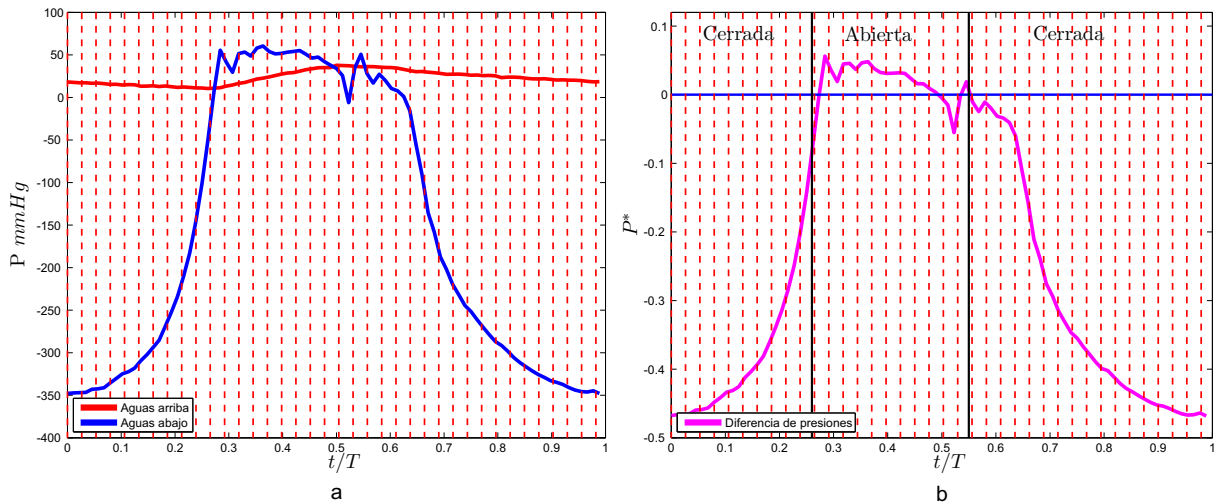


Figura 3.3: (a) Presión aguas arriba y presión aguas abajo, (b) Diferencia de presiones normalizada de la válvula biológica.

3.1.2. Campo de Velocidades

En la tabla 3.2 se especifican los valores máximos y medios de la magnitud del vector velocidad $|V|$ y del número de Reynolds Re de cada uno de los treinta y cinco instantes del ciclo estudiados. El número de Reynolds se calculó de la siguiente forma:

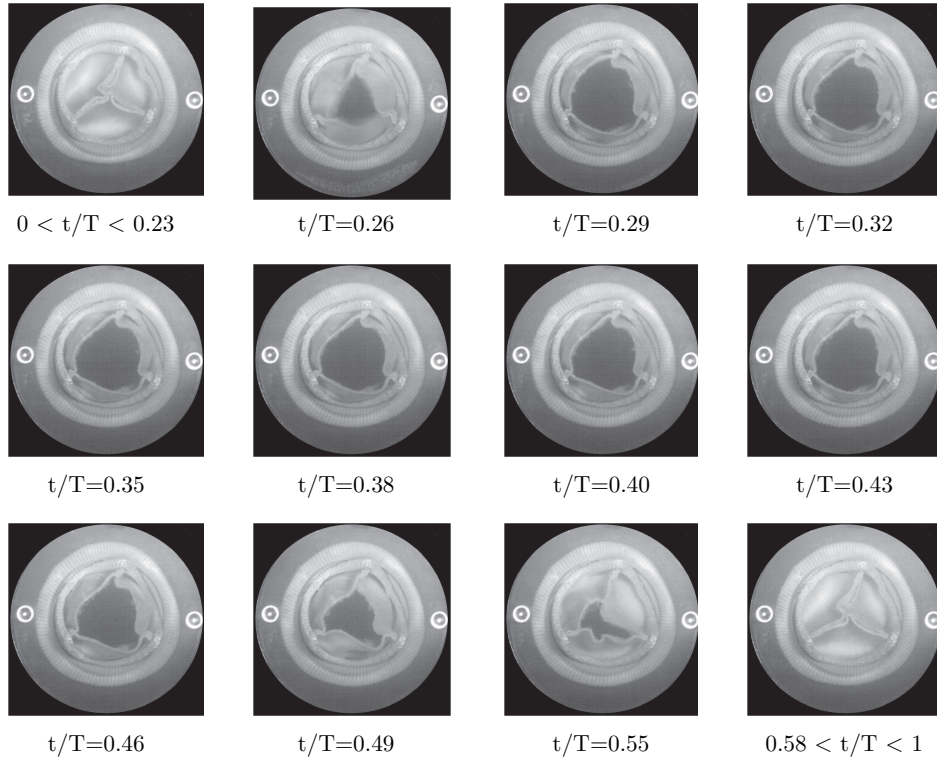


Figura 3.4: Fotos de la válvula biológica obtenidas en los instantes estudiados.

$$Re = \frac{\rho|V|D_a}{\mu}$$

Los valores de Re_{medio} no superan el valor de $Re = 2100$, el cual es el valor crítico de transición a la turbulencia establecido en la literatura, por lo que se podría pensar que el flujo es laminar. Sin embargo, los valores de Re_{max} si superan este valor, siendo significativamente superiores en el intervalo $0.26 < t/T < 0.55$; lo cual además, de indicar que el flujo es dominado por los efectos inerciales, puede ser señal de que se trata de un flujo con transición a la turbulencia.

En la figura 3.11 se muestra una serie de imágenes del campo de velocidades en distintos instantes representativos del ciclo. El campo de velocidades es representado mediante un arreglo tridimensional de conos, siendo el tamaño y color proporcionales a la magnitud del vector velocidad. La escala de valores de la magnitud del vector velocidad se muestra en dicha figura: los colores fríos corresponden a las menores magnitudes registradas, mientras que los colores cálidos son magnitudes mayores. También, en cada una de las imágenes se muestra una gráfica que contiene la curva de diferencia de presiones y una línea azul que indica el instante del ciclo al cual corresponde la imagen.

Durante el periodo en el que la válvula permanece cerrada, $0 < t/T < 0.23$, no se observan conos con magnitud de velocidad significativa. En este lapso todavía hay conos que tienen la dirección del chorro, lo cual indica que aún hay movimiento residual del ciclo anterior. En las zonas cercanas a la válvula algunos conos tienen dirección opuesta al flujo, representando un flujo retrógrado; sin embargo, la válvula se encuentra completamente cerrada evitando que el fluido pueda escapar. En

$t/T = 0.26$, instante en el que la diferencia de presiones es casi nula y la válvula abre, surgen del orificio conos con una magnitud de velocidad mayor que en el lapso anterior. Estos conos tienen una dirección perpendicular a la válvula y forman un chorro central. Una cantidad mínima de los conos divergen de la parte superior del chorro, con tendencia a formar un vórtice. Conforme transcurre el tiempo el chorro crece de forma continua y se desplaza hasta una distancia de 70 mm aguas abajo de la válvula. Además, se observa que el chorro tiende a arrastrar un cierto volumen de fluido de los alrededores que se encontraba prácticamente estático. En $t/T = 0.38$, instante en que la diferencia de presiones es máxima, se presenta la mayor magnitud de velocidad. En el eje central del chorro se alcanzan las máximas magnitudes de velocidad, siendo representadas por los conos rojos de mayor tamaño. En $t/T = 0.40$ la diferencia de presiones empieza a decaer y la válvula comienza a cerrarse nuevamente, por lo que la magnitud de los vectores de velocidad disminuye de forma gradual. Una vez cerrada la válvula en $t/T = 0.58$, la estela dejada por el chorro va desvaneciéndose poco a poco; la magnitud de los vectores velocidad disminuye significativamente hasta presentar valores similares a los del inicio del ciclo, es decir, conos muy pequeños que representan movimiento residual del chorro formado en el ciclo anterior.

3.1.3. Rapidez de Deformación

Como se señaló en el capítulo anterior, el tensor gradiente de velocidad se dividió en sus partes simétrica y antisimétrica. La parte simétrica representa al tensor rapidez de deformación $\underline{\underline{D}}$, el cual contiene la información acerca de las deformaciones extensionales con cambios volumétricos y de las deformaciones angulares sin cambios volumétricos del fluido, debido a las condiciones del flujo.

En la tabla 3.3 se muestran, para cada instante estudiado, los valores máximos de la magnitud del tensor rapidez de deformación $|\underline{\underline{D}}|$ y de cada uno de sus seis componentes D_{ij} . En $t/T = 0.38$, instante en que la magnitud de la velocidad es máxima, se presenta el máximo valor de $|\underline{\underline{D}}|$. El componente D_{ij} que contribuye de forma más significativa en la magnitud de $\underline{\underline{D}}$ es D_{zz} , el cual representa el cambio de la deformación extensional en la dirección principal del flujo. Los elementos restantes tienen una aportación proporcional entre sí, siendo más intensos en el intervalo en que la válvula alcanza su máxima apertura.

Para comparar los resultados de la válvula biológica con los de la mecánica, los valores de $|\underline{\underline{D}}|$ se adimensionalizaron dividiéndolos entre un valor característico del flujo, λ :

$$\lambda = \frac{U_{max}}{D_a} = 71.4[s^{-1}]$$

donde U_{max} es la velocidad máxima, espacial y temporal, que alcanza el flujo y D_a es el diámetro máximo de apertura de la válvula. Este valor característico se puede interpretar como la rapidez de deformación promedio de un flujo con velocidad U_{max} a través de una sección de tamaño D_a , ver figura 3.5.

Una segunda forma de adimensionalizar los valores de $|\underline{\underline{D}}|$ es multiplicándolos por el tiempo característico del flujo, λ' :

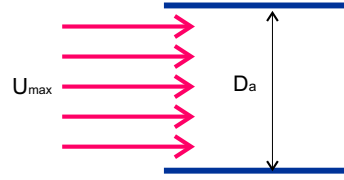


Figura 3.5: Flujo representativo con rapidez de deformación promedio λ .

$$\lambda' = \frac{1}{\lambda} = \frac{D_a}{U_{max}} = 0.014[s]$$

Este tiempo característico representa el tiempo en el que una partícula de fluido recorrería la distancia característica del flujo, D_a , si mantuviera una velocidad U_{max} constante durante todo el ciclo.

En la gráfica 3.6 se muestra la curva de la máxima magnitud del tensor rapidez de deformación normalizado $|\underline{\underline{D}}|_{max}/\lambda$ en función del tiempo normalizado t/T . En ésta se observa que los valores de $|\underline{\underline{D}}|_{max}/\lambda$ sólo son relevantes cuando la válvula se encuentra abierta, superando el valor de referencia λ . En $t/T = 0.38$ se alcanza el mayor valor de $|\underline{\underline{D}}|_{max}$, siendo 1.7 veces mayor que λ .

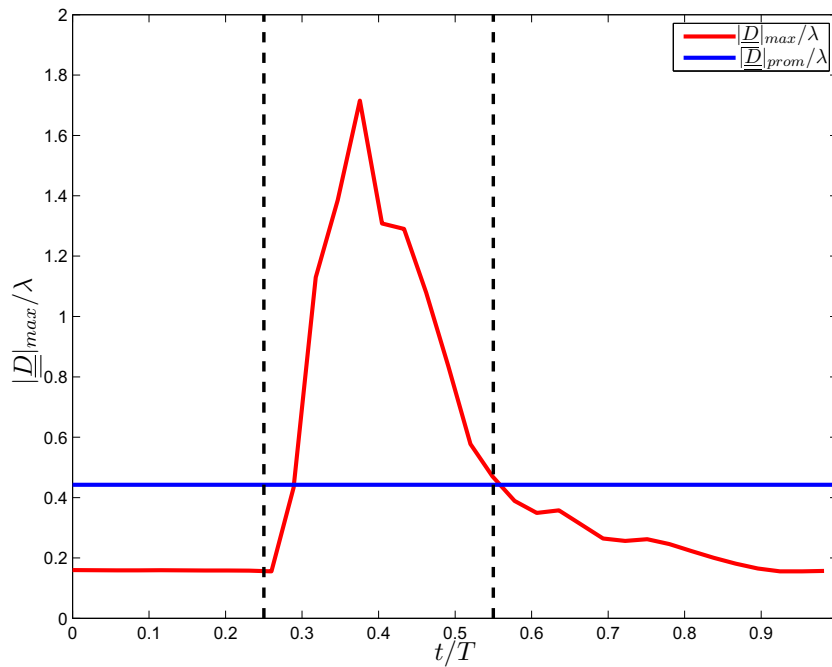


Figura 3.6: Gráfica de los máximos valores de $|\underline{\underline{D}}|/\lambda$ en función del tiempo normalizado de la válvula biológica. La línea azul indica el valor promedio de $|\underline{\underline{D}}|_{max}/\lambda$.

Para identificar las zonas en las que se alcanza un cierto valor de $|\underline{\underline{D}}|/\lambda$, se graficaron iso-superficies con valores constante de $|\underline{\underline{D}}|/\lambda$. La figura 3.12 muestra una secuencia de imágenes, de distintos instantes del ciclo, de cuatro iso-superficies con diferentes valores de $|\underline{\underline{D}}|/\lambda$. La iso-superficie roja tiene un valor de $|\underline{\underline{D}}|_{prom}/\lambda = 0.42$, el cual es el valor promedio de de la gráfica 3.6;

la azul de $|\underline{D}|/\lambda = 0.7$; la verde de $|\underline{D}|/\lambda = 1.1$; y la amarilla de $|\underline{D}|/\lambda = 1.4$.

Se observa que mientras la válvula se encuentra cerrada, $0 < t/T < 0.23$, no hay regiones que presenten los valores seleccionados. Cuando la válvula abre en $t/T = 0.26$ surgen una iso-superficie roja y dos azules, las cuales rodean la región que abarca el chorro. La iso-superficie roja tiene forma cilíndrica ensanchada en la parte superior. En $t/T = 0.35$ las dos iso-superficies azules se unen formando una iso-superficie similar a la roja, pero de menores dimensiones. Es importante notar que en el interior de la iso-superficie azul se forma otra iso-superficie cilíndrica con el mismo valor de $|\underline{D}|/\lambda$, pero con un diámetro significativamente menor. En este mismo instante surgen cuatro iso-superficies verdes que están contenidas entre las dos iso-superficies azules, éstas se encuentran distribuidas simétricamente respecto al plano $x = 0$ en arreglos de dos. Conforme transcurre el tiempo todas las iso-superficies mencionadas van creciendo y desplazándose en la dirección del flujo de forma uniforme y continua. En $t/T = 0.38$, instante en el que flujo alcanza la máxima magnitud de velocidad, una iso-superficie amarilla aparece dentro de cada iso-superficie verde. A partir de que la diferencia de presiones comienza a decrecer, $t/T = 0.40$, las iso-superficies van desvaneciéndose poco a poco. En $t/T = 0.46$ las iso-superficies amarillas y verdes desaparecen por completo; las iso-superficies roja y azul permanecen, presentando una serie de desprendimientos. La iso-superficie azul desaparece en $t/T = 0.52$. La región cilíndrica que abarcaba la iso-superficie roja poco a poco va reduciendo su diámetro, hasta el momento en que la válvula cierra nuevamente en $t/T = 0.55$. Una vez que se cierra la válvula, todas las iso-superficies desaparecen por completo. En resumen, las iso-superficies con los valores seleccionados sólo se presentan cuando la válvula se encuentra abierta.

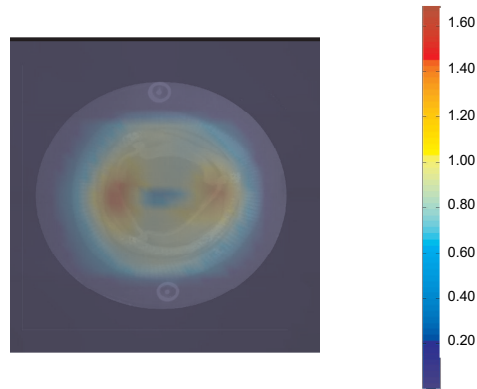


Figura 3.7: Distribución de las regiones de $|\underline{D}|/\lambda$ en el plano $z = 20$. La barra de colores representa la escala de valores de $|\underline{D}|/\lambda$.

Las imágenes anteriores nos dan una idea acerca del flujo del fluido expulsado por la válvula, y como el momentum del chorro afecta al fluido de la cámara de mediciones.

Las iso-superficies con mayores valores de $|\underline{D}|/\lambda$ se generan en las regiones cercanas a la interfase valvas-fluido, zonas donde los gradientes de velocidad son mayores. Estas iso-superficies van

creciendo en la dirección del flujo, ya que una vez que el fluido ha pasado por la superficie de las valvas entra en contacto con el fluido estático de la cámara de mediciones, generando gradientes de velocidad importantes. El valor de $|\underline{D}|/\lambda$ disminuye en el centro del chorro, ya que en esta región el gradiente de velocidad es menor. Por tal motivo en la región central del chorro se observa una iso-superficie azul de diámetro reducido, y a los alrededores de ésta se presentan iso-superficies con valores mayores. En las regiones periféricas al chorro, que en el inicio del ciclo se encontraban prácticamente estáticas, la rapidez de deformación no es tan intensa; sin embargo, el momentum del chorro es transmitido a estas regiones, haciendo que éstas se desplacen junto con el chorro.

Para aclarar los comentarios anteriores se muestra la figura 3.7, en la cual se observa las distintas regiones de $|\underline{D}|/\lambda$ en un plano perpendicular al flujo a una distancia de $20mm$ de la válvula. Es importante mencionar que los colores empleados para representar la escala de valores de $|\underline{D}|/\lambda$ son distintos a los usados en la figura 3.12.

3.1.4. Vorticidad

La parte antisimétrica del tensor gradiente de velocidad representa al tensor vorticidad \underline{W} , en el cual se encuentra la información acerca de los movimientos rotacionales descritos por las partículas del fluido. Es importante recordar la relación entre el vector vorticidad y el tensor vorticidad:

$$\omega_k = \frac{1}{2}\epsilon_{ijk}W_{ij}$$

En la tabla 3.4 se muestran, para cada instante estudiado, los valores máximos de la magnitud del tensor vorticidad $|\underline{W}|$ y los valores máximos de cada uno de los tres componentes no diagonales W_{ij} de este tensor. Los elementos de la diagonal de este tensor son nulos por definición, por lo cual no son incluidos en la tabla 3.4. El valor máximo de $|\underline{W}|$ se presenta en $t/T = 0.38$, el cual corresponde al instante en que la velocidad alcanza su valor máximo. Los componentes W_{ij} que contribuyen de forma más significativa en la magnitud del tensor \underline{W} son los elementos W_{xz} y W_{yz} , los cuales representan los movimientos rotacionales de las partículas de fluido alrededor de los ejes no paralelos a la dirección principal del flujo.

Los valores $|\underline{W}|$ se adimensionalizaron multiplicándolos por el tiempo característico del flujo λ' especificado en la sección anterior; lo cual nos permite comparar los resultados de la válvulas estudiadas. La gráfica 3.8 muestra la curva de la máxima magnitud del tensor vorticidad normalizado $|\underline{W}|_{max}\lambda'$ en función del tiempo normalizado t/T .

Para identificar las zonas en las que se alcanza un cierto valor de $|\underline{W}|\lambda'$ durante el ciclo, se graficaron iso-superficies con valores constante de $|\underline{W}|\lambda'$. La figura 3.13 muestra imágenes de distintos instantes del ciclo de cuatro iso-superficies con diferentes valores de $|\underline{W}|\lambda'$. La iso-superficie azul tiene un valor $|\underline{W}|_{prom}\lambda' = 0.32$, el cual es el valor promedio de $|\underline{W}|_{max}\lambda'$; la roja de $|\underline{W}|\lambda' = 0.14$; la amarilla de $|\underline{W}|\lambda' = 0.57$; y la verde de $|\underline{W}|\lambda' = 0.92$.

Durante el intervalo $0 < t/T < 0.23$, lapso en el que la válvula se encuentra cerrada, no hay zonas que presenten los valores seleccionados. Cuando la válvula abre en $t/T = 0.26$ surgen dos iso-superficies, una roja y otra azul. La iso-superficie azul se encuentran dentro de la iso-superficie

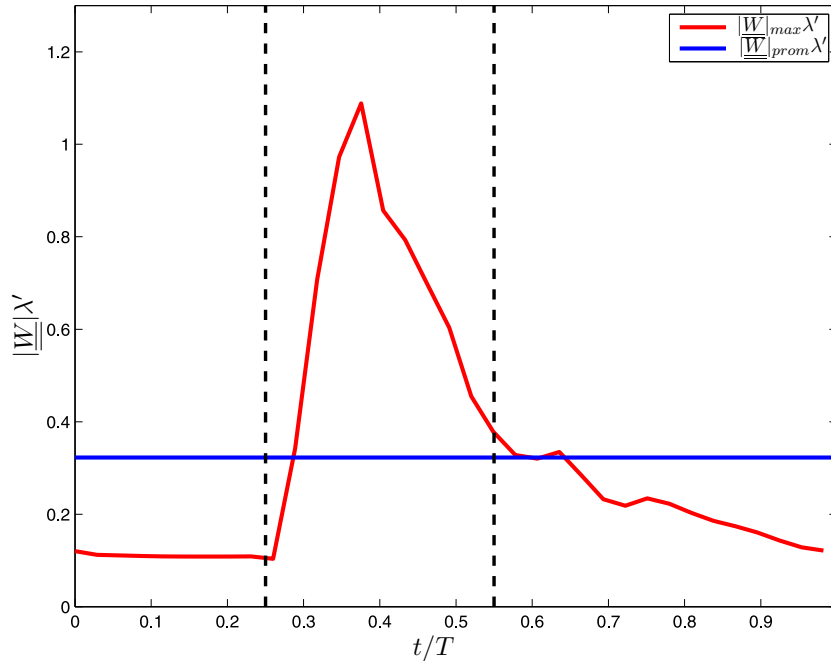


Figura 3.8: Gráfica de los máximos valores de $|W|_{max}\lambda'$ en función del tiempo normalizado de la válvula biológica. La línea azul indica el valor promedio de $|W|_{max}\lambda'$.

roja, y ambas tienen forma de "hongo". En $t/T = 0.32$ surgen dos iso-superficies amarillas alargadas dentro de la azul, las cuales son simétricas respecto al plano $x = 0$. En $t/T = 0.35$ las iso-superficies amarillas también adquieren una forma de "hongo". Además, en este instante surgen pequeñas iso-superficies verdes localizadas dentro de las cabezas de las iso-superficies de las amarillas. Conforme transcurre el tiempo todas las iso-superficies van creciendo y desplazándose en la dirección del flujo de forma uniforme y continua, alcanzando su mayor tamaño en $t/T = 0.38$, instante en que la magnitud de velocidad es máxima. A partir de que la diferencia de presiones va decreciendo, las iso-superficies van disminuyendo su tamaño poco a poco. El instante $t/T = 0.46$ es el último en el que aparecen las iso-superficies amarillas y verdes, las cuales tienen un tamaño insignificante comparado con las roja y azul. Durante $0.49 < t/T < 0.55$ sólo las iso-superficies roja y azul permanecen. Cuando la válvula cierra nuevamente, la iso-superficie azul desaparece, mientras que la roja permanece casi hasta el final del ciclo, $t/T = 0.92$. Ésta va desvaneciéndose poco a poco, hasta ser pequeñas regiones elipsoidales localizadas en las regiones cercanas a la prótesis.

De las imágenes se concluye que la vorticidad es más intensa en la cabeza y la orilla del chorro; además, ésta es transmitida al fluido que rodea al chorro por medio de procesos de convección y difusión. Debido a la interacción entre las valvas y el fluido expulsado de la bomba peristáltica se generan capas de fluido, que al entrar en contacto con el fluido casi estático de la celda de pruebas forman una estructura con forma de vórtice anular, en la cual la magnitud de la vorticidad es más intensa. Las cabezas de las iso-superficies con forma de hongo se pueden interpretar como la región donde posiblemente se localiza un vórtice anular.

3.1.5. Criterio Q

El *criterio Q* es un método utilizado para visualizar las zonas donde predominan los efectos de la vorticidad sobre los efectos de la rapidez de deformación; con este criterio se pueden ubicar las regiones donde se forman las estructuras coherentes donde la intensidad de vorticidad es elevada, es decir, vórtices.

Para comparar los resultados de la válvula biológica y los de la mecánica, el *criterio Q* se aplicó empleando los tensores $\underline{\underline{D}}$ y $\underline{\underline{W}}$ normalizados:

$$Q_n = \frac{1}{2} \left(\left(|\underline{\underline{W}}| \lambda' \right)^2 - \left(|\underline{\underline{D}}| \lambda' \right)^2 \right)$$

Si $Q_n > 0$ se trata de una zona donde predomina $|\underline{\underline{W}}|$ sobre $|\underline{\underline{D}}|$.

La figura 3.14 muestra una secuencia de imágenes, de distintos instantes del ciclo, de las regiones en las se tiene un valor constante de $Q_n = 0.05$. Dicho valor es el promedio de los máximos valores positivos de Q_n de cada instante estudiado del ciclo.

En el intervalo $0 < t/T < 0.23$, lapso en el que la válvula se encuentra cerrada, no hay zonas que presenten el valor seleccionado. Cuando la válvula comienza su apertura en $t/T = 0.26$, dos iso-superficies simétricas respecto al plano $y = 0$ emergen del orificio de la válvula. Las dos iso-superficies tienen formas casi cilíndricas, ligeramente ensanchadas en la parte superior. Conforme transcurre el tiempo las dos iso-superficies crecen y se desplazan de forma uniforme junto con el chorro, cubriendo una mayor región. En $t/T = 0.35$ surge una tercera iso-superficie, la cual une a los dos anteriores. Las iso-superficies siguen creciendo en la dirección del flujo hasta $t/T = 0.40$, instante en el que la diferencia de presiones empieza a decrecer. A partir de $t/T = 0.46$ se observa que las iso-superficies van desvaneciéndose y fragmentándose poco a poco. En el momento que la válvula cierra nuevamente, todas las iso-superficies desaparecen por completo. Dentro de estas iso-superficies se encuentran otras con mayores valores de Q_n .

Los valores de Q_n son positivos y elevados en la región del chorro mientras que la válvula permanece abierta. En las regiones que rodean al chorro los valores de Q_n van disminuyendo hasta ser negativos, es decir, solamente en el chorro predomina la vorticidad. Cuando la válvula está cerrada los valores de Q_n son negativos en toda la región de medición.

A pesar de que con el *criterio Q* se logró identificar las zonas donde predominan la vorticidad, con la serie de imágenes anteriores no se logra visualizar exactamente si se forma algún vórtice, mientras que en la visualización de las iso-superficies de $|\underline{\underline{W}}| \lambda'$ es más clara la presencia del vórtice.

3.1.6. Líneas de Corriente y Planos de Criterio Q

Por medio de esta visualización se logró captar de forma más detallada el comportamiento del flujo a través de la prótesis biológica. La secuencia de imágenes de la figura 3.15 muestran, para distintos instantes del ciclo, la evolución de las líneas de corriente en el plano $x = 0$, las cuales son líneas tangentes al vector velocidad. Además, en el mismo plano se graficó el *criterio Q* utilizando una escala de colores: los colores cálidos representan las zonas donde el valor de Q es positivo, es

decir, zonas donde predomina la vorticidad; los colores fríos son las zonas con valor de Q negativo, donde predomina la rapidez de deformación.

Es este caso se decidió presentar planos de criterio Q y no de vorticidad porque con las primeras se logró identificar de mejor forma los vórtices anulares.

Durante el intervalo $0 < t/T < 0.23$, mientras la válvula se encuentra cerrada, las líneas de corriente tienden a converger en la región del chorro y son paralelas a la dirección z , lo cual indica el movimiento residual del ciclo anterior. En este periodo la intensidad de la vorticidad es muy baja, prácticamente nula, por lo que Q es negativo en toda la región de visualización. Cuando la válvula abre paso al flujo en $t/T = 0.26$, las líneas de corriente localizadas en el centro del chorro continúan siendo paralelas al eje z , pero en las orillas del chorro comienzan a divergir, tendiendo a enrollarse. Se forman dos estructuras con forma de anillo de diámetro menor que D_a , y en los centros de éstas la magnitud de la vorticidad es elevada, superando la magnitud de rapidez de deformación. Estas estructuras tienden a girar en sentido opuesto una de la otra, pero la magnitud de vorticidad y de Q son prácticamente iguales, lo cual indica la presencia de un vórtice anular. Conforme transcurre el tiempo estas estructuras de anillo crecen y se desplazan junto con el chorro. En $t/T = 0.38$, instante en que el flujo presenta su máxima velocidad y diferencia de presiones, la vorticidad alcanza su mayor intensidad, $\omega = 150 \text{ s}^{-1}$ y se localiza en los centros de los anillos y en la periferia del chorro. A partir de dicho instante las estructuras anulares dejan de crecer, alcanzando un diámetro aproximadamente de D_a , y sólo se desplazan en dirección del flujo. Además, se observa que las regiones de alta vorticidad se desprenden, ubicándose en los centros de los vórtices y a la salida de la válvula. Conforme la válvula va cerrado nuevamente, el vórtice desaparece de la región de visualización, y las líneas de corriente nuevamente convergen en la region del chorro. La vorticidad poco a poco va disminuyendo en la estela del chorro, hasta ser despreciable como en el inicio del ciclo, por lo que el valor de Q vuelve a ser negativo en toda la región de visualización.

Con estas imágenes se logra visualizar como la vorticidad es transmitida, siendo clara la presencia de un vórtice anular generado debido a la interacción valvas-fluido. El comportamiento de las líneas de corriente nos dan una idea de la interacción del fluido que surge de la válvula con el fluido prácticamente en reposo de la cámara de pruebas, es decir, el proceso de mezclado entre ambas fluidos.

3.1.7. Esfuerzos cortantes

La tabla 3.5 contiene los valores máximos de los esfuerzos cortantes viscosos τ_{ij} y turbulentos τ'_{ij} de cada instante estudiado. Para ambos tipos de esfuerzos, el componente que tiene una mayor magnitud es el xz ; mientras que los elementos restantes alcanzaron valores con el mismo orden de magnitud, pero con una menor intensidad. Los altos niveles de esfuerzos cortantes se presentan mientras que la válvula permanece abierta, y una vez que ésta se cierra las magnitudes de los esfuerzos decaen significativamente. Los valores máximos de τ_{ij} y τ'_{ij} se presentan en los instantes $t/T = 0.35$ y $t/T = 0.38$, respectivamente, los cuales corresponden a los instantes en que la magnitud de la velocidad es máxima

Conociendo la magnitud de los componentes cortantes de los tensores de esfuerzo viscoso y turbulento, se decidió graficar iso-superficies con valores constantes del componente dominante, que ambos casos es el xz . Con el fin de comparar los resultados de ambas válvulas, los valores tanto de τ_{xz} como de τ'_{xz} se adimensionalizaron dividiendo entre la presión dinámica máxima del ciclo:

$$\zeta = \frac{1}{2}\rho U_{max}^2 = 783[Pa]$$

donde U_{max} es la velocidad máxima, espacial y temporal, que alcanza el flujo y ρ es la densidad del fluido de trabajo.

Esfuerzos Cortantes Viscosos

La gráfica 3.9 muestra la curva de los máximos valores del esfuerzo cortante viscoso normalizado τ_{xz}/ζ generados en el transcurso del ciclo. La figura 3.16 muestra una secuencia de imágenes, de distintos instantes del ciclo, de las regiones en las que se alcanza el valor de $\tau_{xz}/\zeta = 4.6 \times 10^{-5}$, el cual es el valor promedio de la gráfica 3.9.

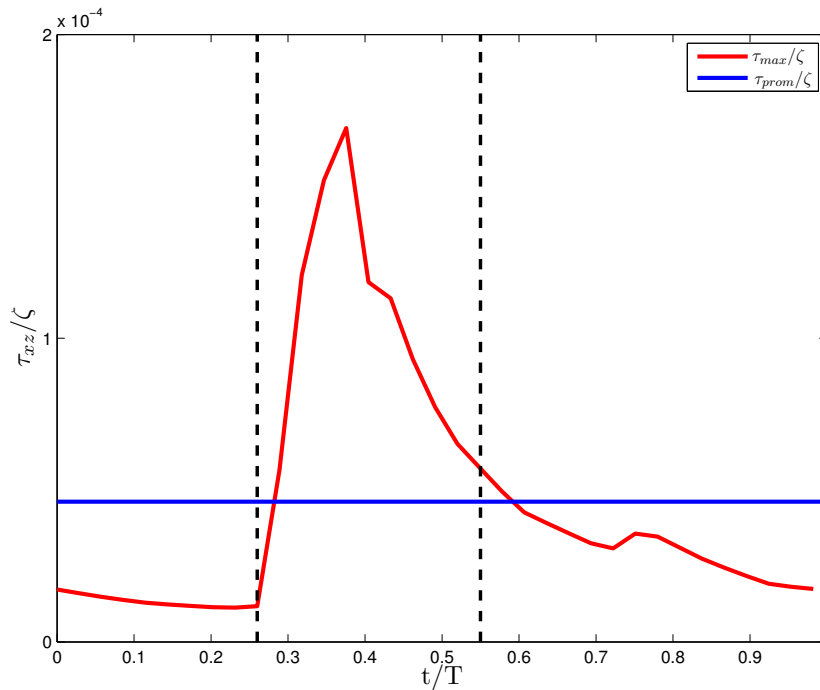


Figura 3.9: Gráfica de los máximos valores de esfuerzo cortante viscoso normalizado τ_{xz} en función del tiempo normalizado de la válvula biológica. La línea azul indica el valor promedio de los valores máximos de τ_{xz}/ζ .

En el intervalo inicial del ciclo, en el cual la válvula se encuentra cerrada, no hay zonas que presenten el valor seleccionado. Cuando la válvula abre en $t/T=0.26$, dos iso-superficies emergen de la válvula, las cuales tienen forma alargada y son simétricas respecto al plano $x = 0$. Conforme transcurre el tiempo estas iso-superficies van creciendo de forma uniforme y continua en la dirección

del flujo. En $t/T = 0.38$, instante en que se tiene la máxima diferencia de presiones, las iso-superficies alcanzan su mayor tamaño. Una vez que la diferencia de presiones va decreciendo, las iso-superficies van desvaneciéndose poco a poco, presentando una serie de desprendimientos. En el momento que la válvula cierra nuevamente, las iso-superficies desaparecen por completo.

Esfuerzos Cortantes Turbulentos

La gráfica 3.10 muestra la curva de los máximos valores del esfuerzo cortante turbulento normalizado τ'_{xz}/ζ en función del tiempo normalizado t/T . La figura 3.17 muestra imágenes, de distintos instantes del ciclo, de las regiones en las que se tiene un valor de $\tau'_{xz}/\zeta = 0.13$. El valor seleccionado para las iso-superficies es el promedio de los máximos valores τ'_{xz}/ζ generados en el transcurso del ciclo.

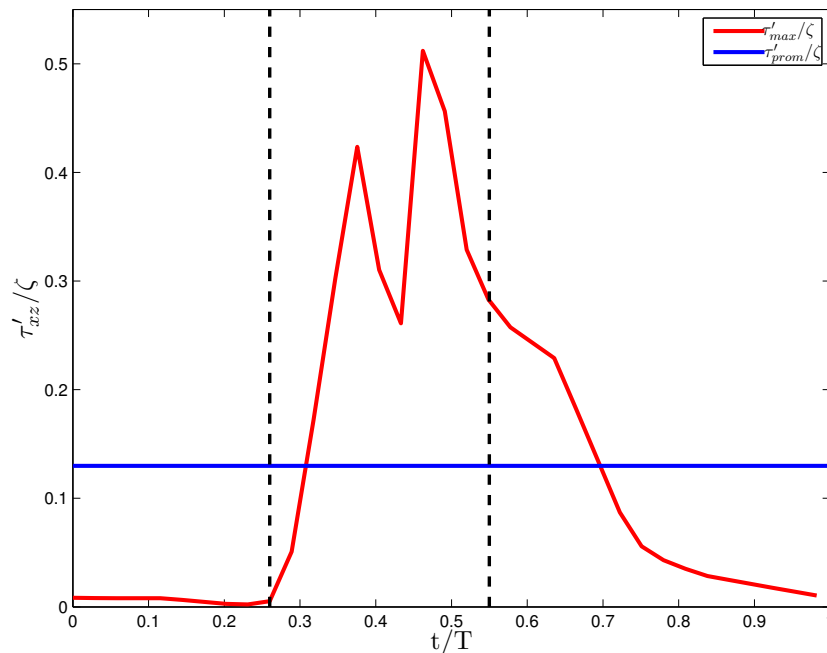


Figura 3.10: Gráfica de los máximos valores de esfuerzo cortante turbulento normalizado τ'_{xz}/ζ en función del tiempo normalizado de la válvula biológica. La línea azul indica el valor promedio de los valores máximos de τ'_{xz}/ζ .

Cuando la válvula se encuentra cerrada, no hay zonas que presenten el valor seleccionado. En $t/T = 0.26$, instante en el que la válvula abre, una iso-superficie con forma de esfera aparece en la zona del chorro central, ésta tiene dimensiones muy reducidas comparada con la iso-superficie de τ_{xz} . Conforme transcurre el tiempo surgen unas cuantas más iso-superficies con forma casi esférica. En $t/T = 0.38$, instante en que el flujo alcanza su máxima velocidad y se tiene la máxima diferencia de presiones, las iso-superficies alcanzan su mayor tamaño. Se observan dos iso-superficies, la menor tamaño se encuentra localizada prácticamente a la salida de la válvula, mientras que la de mayor tamaño se ubica en una región alejada de la válvula. Una vez que la diferencia de

presiones va decreciendo las dos superficies van reduciéndose poco a poco, desapareciendo primero la iso-superficie alejada de la válvula. Cuando la válvula cierra nuevamente, ambas iso-superficies desaparecen.

Es importante mencionar que a pesar de que las iso-superficies de τ'_{xz} tienen dimensiones inferiores a las de τ_{xz} , las magnitudes de τ'_{ij} son mucho mayores que las de τ_{ij} durante todo el ciclo.

t/T	Magnitud de la velocidad, m/s		Número de Reynolds	
	$ V_{med} $	$ V_{max} $	Re_{med}	Re_{max}
0.0	0.0258	0.1373	464	2472
0.03	0.0251	0.1286	451	2315
0.06	0.0244	0.1199	438	2158
0.09	0.0237	0.1112	426	2002
0.12	0.0231	0.1026	416	1846
0.14	0.0225	0.0976	404	1756
0.17	0.0219	0.0934	394	1682
0.20	0.0213	0.0893	384	1608
0.23	0.0208	0.0852	375	1534
0.26	0.0208	0.0818	374	1472
0.29	0.0305	0.3570	549	6426
0.32	0.0510	0.8818	919	15872
0.35	0.0703	1.1020	1266	19836
0.38	0.0886	1.2512	1594	22522
0.40	0.0802	0.9453	1444	17015
0.43	0.0726	0.9060	1306	16308
0.46	0.0684	0.7383	1232	13289
0.49	0.0650	0.6138	1169	11048
0.52	0.0620	0.4633	1115	8339
0.55	0.0573	0.4156	1031	7481
0.58	0.0530	0.3699	954	6658
0.61	0.0492	0.3295	886	5931
0.64	0.0460	0.3130	828	5635
0.66	0.0433	0.2853	779	5135
0.69	0.0407	0.2578	733	4641
0.72	0.0383	0.2316	690	4170
0.75	0.0362	0.2069	651	3724
0.78	0.0345	0.1906	620	3431
0.81	0.0329	0.1766	592	3179
0.84	0.0313	0.1626	564	2927
0.87	0.0299	0.1553	538	2795
0.90	0.0288	0.1498	518	2697
0.92	0.0279	0.1455	502	2619
0.95	0.0271	0.1416	487	2548
0.98	0.0263	0.1388	473	2498

Tabla 3.2: Valores máximos y medios de la magnitud del vector velocidad $|V|$ y números de Reynolds Re obtenidos en cada uno de los instantes estudiados del ciclo para la válvula biológica.

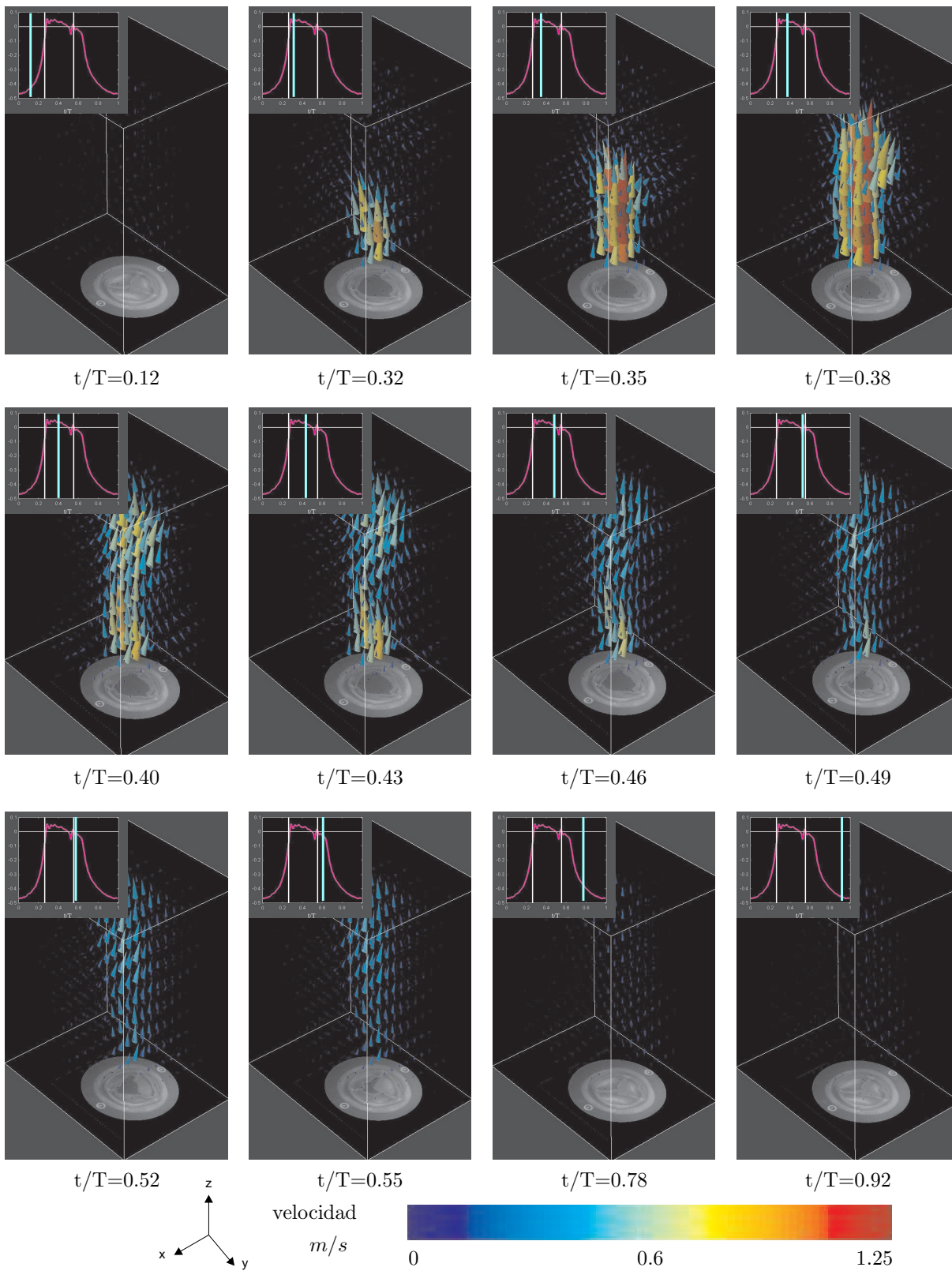


Figura 3.11: Secuencia de los campos de velocidades promediados en los instantes marcados de la válvula biológica. El tamaño y color de los conos son proporcionales a la magnitud del vector velocidad. La escala de colores indica la magnitud de la velocidad.

t/T	$ \underline{D} $	D_{xx}	D_{yy}	D_{zz}	D_{xy}	D_{xz}	D_{yz}
0.0	11.10	2.57	5.99	14.53	2.38	6.74	5.54
0.03	11.06	2.19	5.99	14.71	2.05	6.27	5.54
0.06	11.04	1.82	5.98	14.89	1.73	5.80	5.53
0.09	11.04	1.73	5.97	15.07	1.44	5.39	5.52
0.12	11.07	1.80	5.97	15.26	1.24	5.05	5.51
0.14	11.05	1.63	5.97	15.16	1.24	4.83	5.53
0.17	11.02	1.42	5.98	15.10	1.23	4.63	5.55
0.20	10.99	1.27	5.98	15.06	1.22	4.48	5.58
0.23	10.97	1.18	5.99	15.01	1.27	4.42	5.60
0.26	10.80	1.47	5.81	14.79	1.60	4.60	5.36
0.29	30.11	24.81	17.80	29.11	14.47	22.18	9.69
0.32	78.53	15.10	32.84	85.85	13.46	47.29	28.91
0.35	96.34	27.99	48.36	120.09	25.44	59.50	39.89
0.38	119.23	35.45	34.89	146.94	22.10	66.21	42.97
0.40	90.92	39.07	29.18	86.03	18.66	46.37	31.37
0.43	89.68	37.38	26.72	89.25	19.75	44.28	28.79
0.46	74.99	21.68	12.99	75.07	17.32	36.42	22.69
0.49	58.05	20.42	10.21	59.99	15.26	30.24	21.56
0.52	40.12	18.85	7.35	40.09	18.50	25.52	15.62
0.55	32.69	14.75	6.46	33.71	14.59	22.46	12.72
0.58	27.04	10.65	6.66	27.77	10.68	19.40	9.82
0.61	24.26	6.66	6.87	22.52	10.86	16.70	6.92
0.64	24.85	9.50	7.07	20.35	17.32	15.33	6.88
0.66	21.63	7.23	6.88	18.14	15.93	14.02	6.74
0.69	18.38	5.06	6.67	15.95	14.72	12.71	6.60
0.72	17.82	4.22	6.47	13.93	13.53	12.04	6.45
0.75	18.22	4.99	6.27	13.29	12.34	13.95	6.30
0.78	17.08	4.35	6.03	13.30	10.91	13.58	6.05
0.81	15.49	3.28	5.79	13.21	9.52	12.14	6.77
0.84	13.92	2.21	5.55	13.58	8.24	10.71	6.50
0.87	12.58	1.93	5.31	13.94	6.97	9.56	6.22
0.90	11.48	2.32	5.31	14.15	5.38	8.49	6.16
0.92	10.82	2.24	5.50	14.24	3.56	7.49	6.27
0.95	10.83	2.32	5.69	14.33	2.18	7.10	6.37
0.98	10.89	2.47	5.88	14.43	2.31	6.82	6.47

Tabla 3.3: Valores máximos de la magnitud del tensor rapidez de deformación y de los seis componentes del mismo tensor obtenidos en cada uno de los instantes estudiados del ciclo para la válvula biológica.

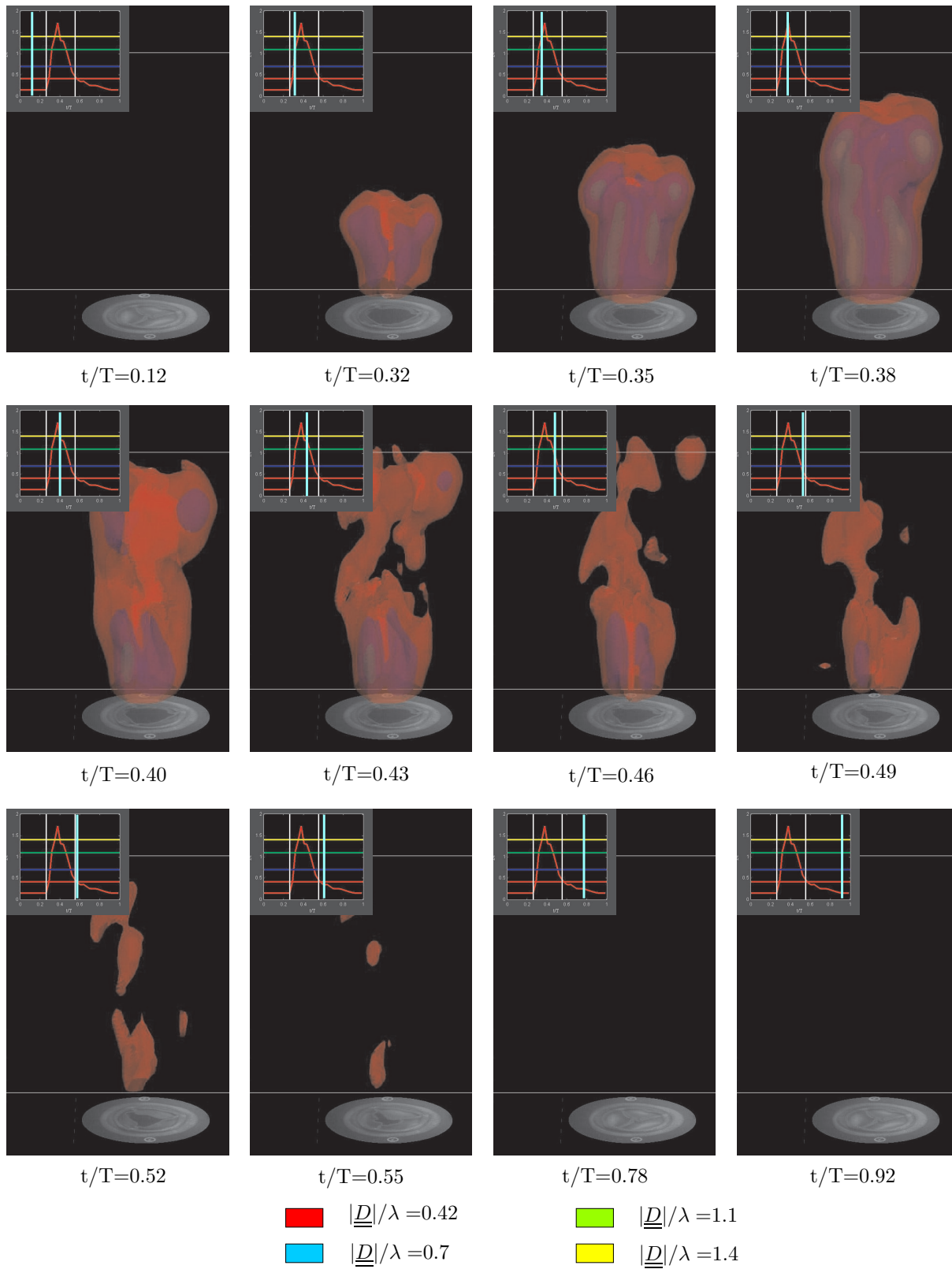


Figura 3.12: Secuencia de iso-superficies de magnitud del tensor rapidez de deformación en los instantes marcados de la válvula biológica.

t/T	$ \underline{W} $	W_{xy}	W_{xz}	W_{yz}
0.00	8.36	1.89	7.85	6.62
0.03	7.79	1.55	6.98	6.59
0.06	7.71	1.55	6.37	6.56
0.09	7.63	1.56	5.87	6.53
0.12	7.55	1.57	5.47	6.50
0.14	7.54	1.57	5.16	6.50
0.17	7.54	1.58	4.88	6.51
0.20	7.55	1.58	4.62	6.51
0.23	7.55	1.58	4.44	6.52
0.26	7.19	1.95	4.25	6.33
0.29	23.79	14.26	23.71	13.74
0.32	49.21	13.93	48.20	34.41
0.35	67.59	26.11	64.04	46.31
0.38	75.66	21.87	73.87	48.62
0.40	59.57	17.65	57.02	21.47
0.43	55.15	19.55	51.96	22.12
0.46	48.51	17.05	47.34	15.74
0.49	41.96	16.49	40.74	11.39
0.52	31.63	17.17	28.83	6.62
0.55	26.32	13.34	24.99	6.87
0.58	22.82	9.52	22.52	7.15
0.61	22.24	10.42	22.10	7.46
0.64	23.26	17.10	22.60	8.08
0.66	19.77	15.75	19.22	8.08
0.69	16.17	14.51	15.71	8.06
0.72	15.17	13.33	13.06	8.03
0.75	16.28	12.15	15.51	8.01
0.78	15.48	10.76	14.85	7.82
0.81	14.11	9.34	13.28	7.57
0.84	12.91	8.12	11.71	7.32
0.87	12.09	6.90	10.32	7.07
0.90	11.16	5.35	9.22	6.78
0.92	9.95	3.54	8.24	6.47
0.95	8.92	1.95	7.68	6.41
0.98	8.44	1.70	7.75	6.54

Tabla 3.4: Valores máximos de la magnitud del tensor vorticidad y de los tres componentes del mismo tensor obtenidos en cada uno de los instantes estudiados del ciclo para la válvula biológica.

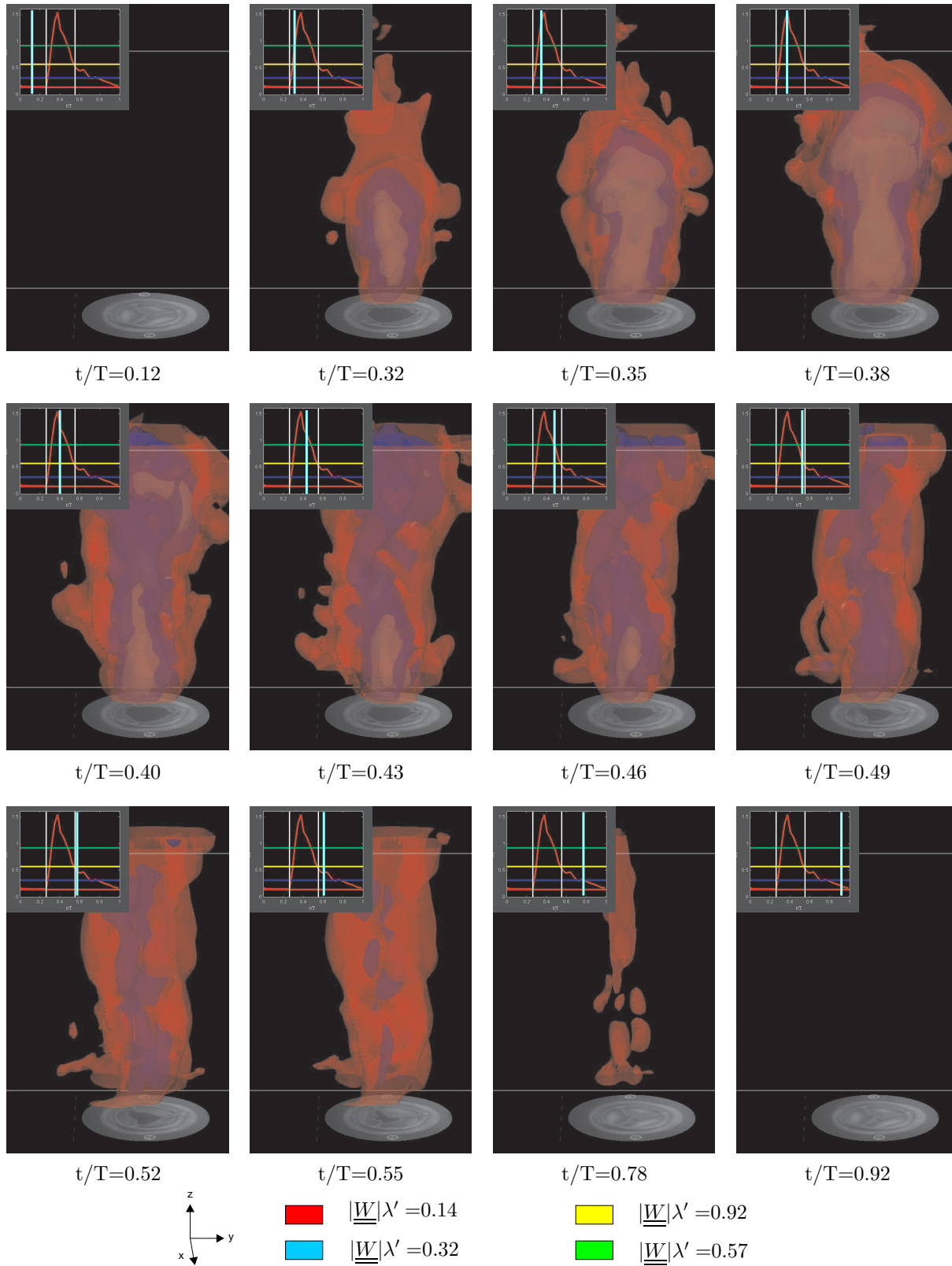


Figura 3.13: Secuencia de iso-superficies de magnitud del tensor vorticidad en los instantes marcados de la válvula biológica.

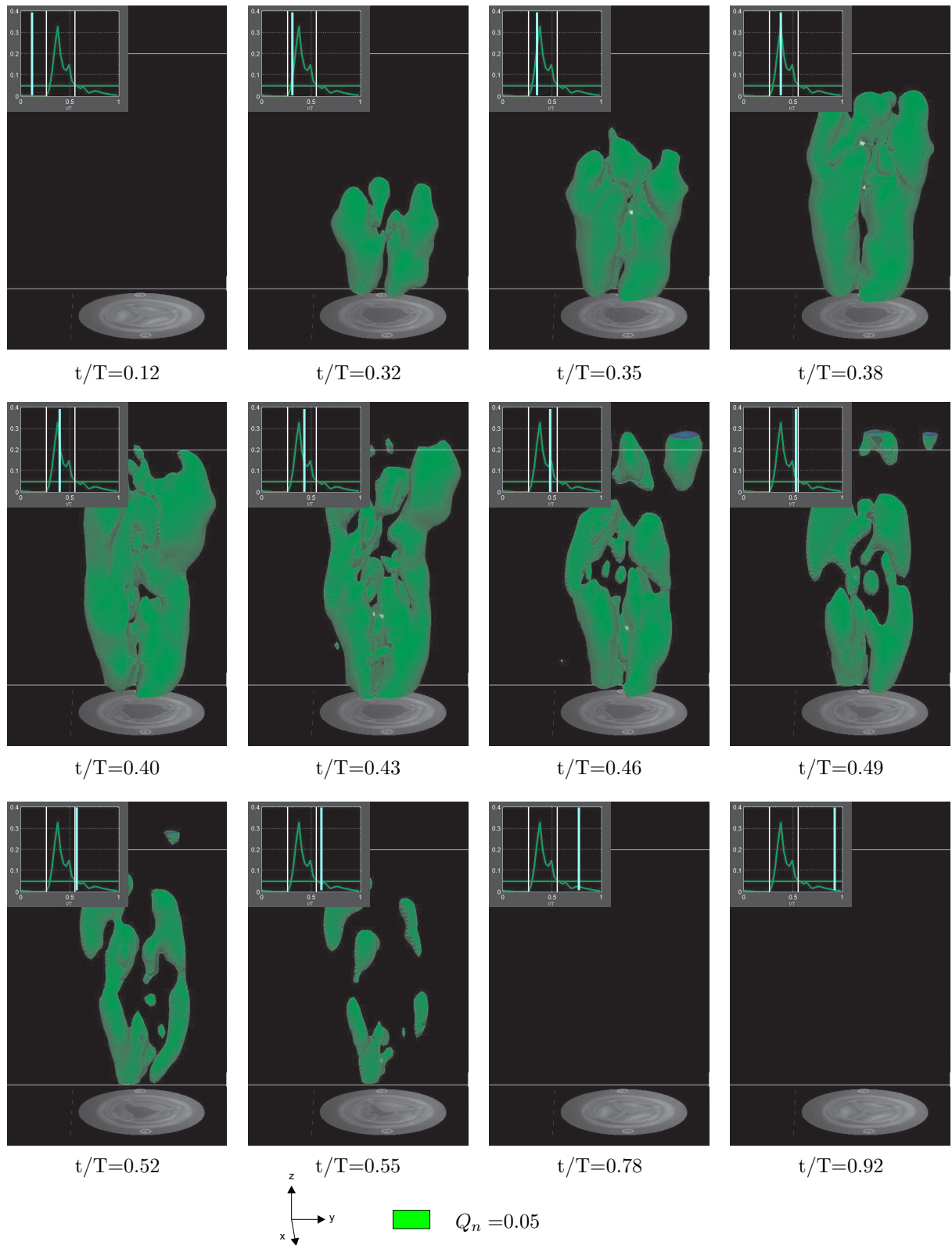


Figura 3.14: Secuencia de iso-superficies del criterio Q en los instantes marcados de la válvula biológica. El valor seleccionado para las iso-superficies es de $Q = 0.05$.

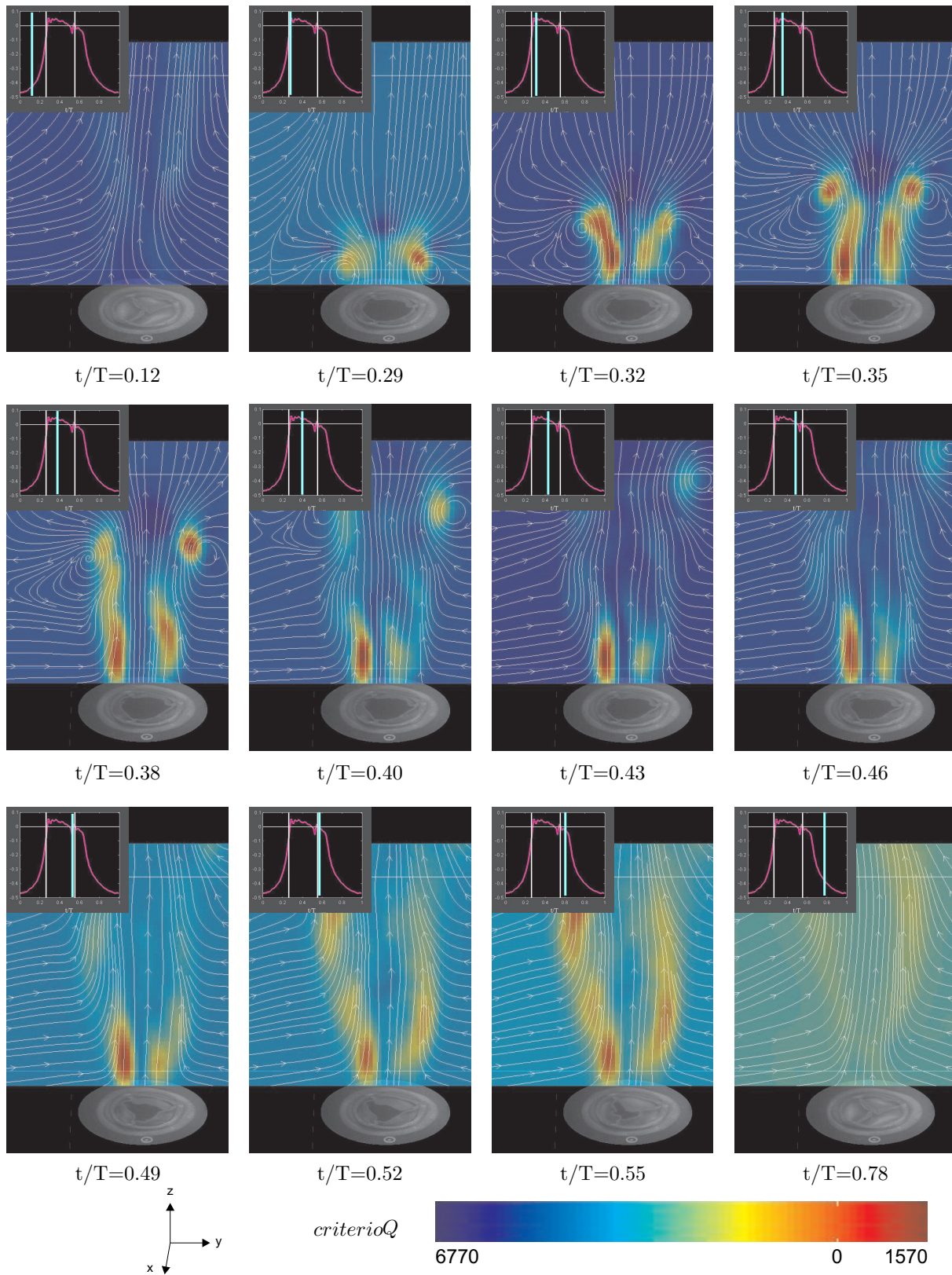


Figura 3.15: Secuencia de la líneas de corriente y magnitud Q en el plano $x = 0$ en los instantes marcados de la válvula biológica. La escala de colores indica la magnitud de Q .

t/T	Esfuerzos cortantes máximos, N/m^2					
	Viscosos			Turbulentos		
	τ_{xy}	τ_{xz}	τ_{yz}	τ'_{xy}	τ'_{xz}	τ'_{yz}
0.00	0.0048	0.0135	0.0111	2.99	6.53	0.80
0.03	0.0041	0.0126	0.0111	2.63	6.39	0.67
0.06	0.0035	0.0116	0.0111	2.27	6.31	0.63
0.09	0.0029	0.0108	0.0110	2.02	6.26	0.73
0.12	0.0025	0.0101	0.0110	2.02	6.22	0.84
0.14	0.0025	0.0097	0.0111	1.83	5.03	0.74
0.17	0.0025	0.0093	0.0111	1.59	3.62	1.14
0.20	0.0024	0.0090	0.0112	1.35	2.23	1.71
0.23	0.0025	0.0089	0.0112	1.11	1.80	2.27
0.26	0.0032	0.0092	0.0107	1.15	4.11	4.20
0.29	0.0289	0.0444	0.0194	93.06	39.81	18.49
0.32	0.0269	0.0946	0.0578	112.52	134.72	48.30
0.35	0.0509	0.1190	0.0798	228.12	236.80	32.37
0.38	0.0442	0.1324	0.0860	116.11	331.58	63.64
0.40	0.0373	0.0928	0.0628	108.44	242.85	49.19
0.43	0.0395	0.0886	0.0576	118.40	204.41	47.62
0.46	0.0346	0.0729	0.0454	121.33	400.74	115.59
0.49	0.0305	0.0605	0.0431	66.14	357.24	110.88
0.52	0.0370	0.0511	0.0313	36.47	257.35	39.21
0.55	0.0292	0.0449	0.0255	29.74	221.48	36.50
0.58	0.0214	0.0388	0.0197	24.46	201.56	42.32
0.61	0.0217	0.0334	0.0139	19.72	190.45	58.98
0.64	0.0346	0.0307	0.0138	18.23	179.33	78.96
0.66	0.0319	0.0280	0.0135	13.33	142.84	62.65
0.69	0.0294	0.0254	0.0132	8.35	105.49	45.10
0.72	0.0271	0.0241	0.0129	5.23	68.14	27.56
0.75	0.0247	0.0279	0.0126	5.58	43.62	13.51
0.78	0.0218	0.0272	0.0121	5.00	33.69	11.02
0.81	0.0190	0.0243	0.0116	4.03	27.45	8.35
0.84	0.0165	0.0214	0.0110	3.53	22.23	5.76
0.87	0.0140	0.0191	0.0104	3.78	19.37	5.22
0.90	0.0108	0.0170	0.0103	4.78	16.60	4.82
0.92	0.0071	0.0150	0.0105	4.28	13.70	3.63
0.95	0.0044	0.0142	0.0107	3.79	10.95	2.43
0.98	0.0046	0.0136	0.0110	3.29	8.20	1.23

Tabla 3.5: Valores máximos de los esfuerzos cortantes viscosos y turbulentos obtenidos en cada uno de los instantes estudiados del ciclo para la válvula biológica.

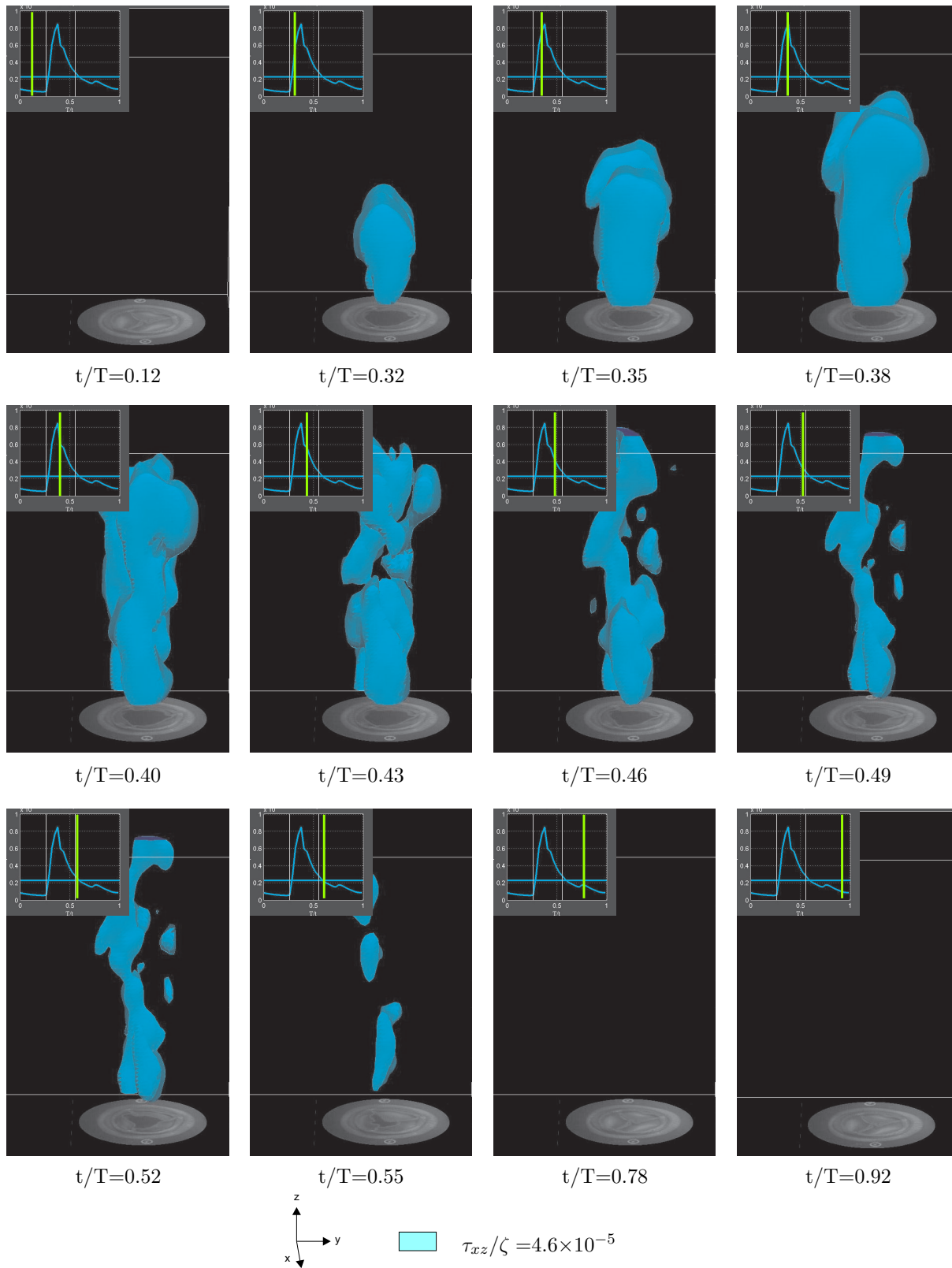


Figura 3.16: Secuencia de iso-superficies de magnitud del esfuerzo cortante viscoso τ_{xz} en los instantes marcados de la válvula biológica. El valor seleccionado para las iso-superficies es de $\tau_{xz}/\zeta = 4.6 \times 10^{-5}$

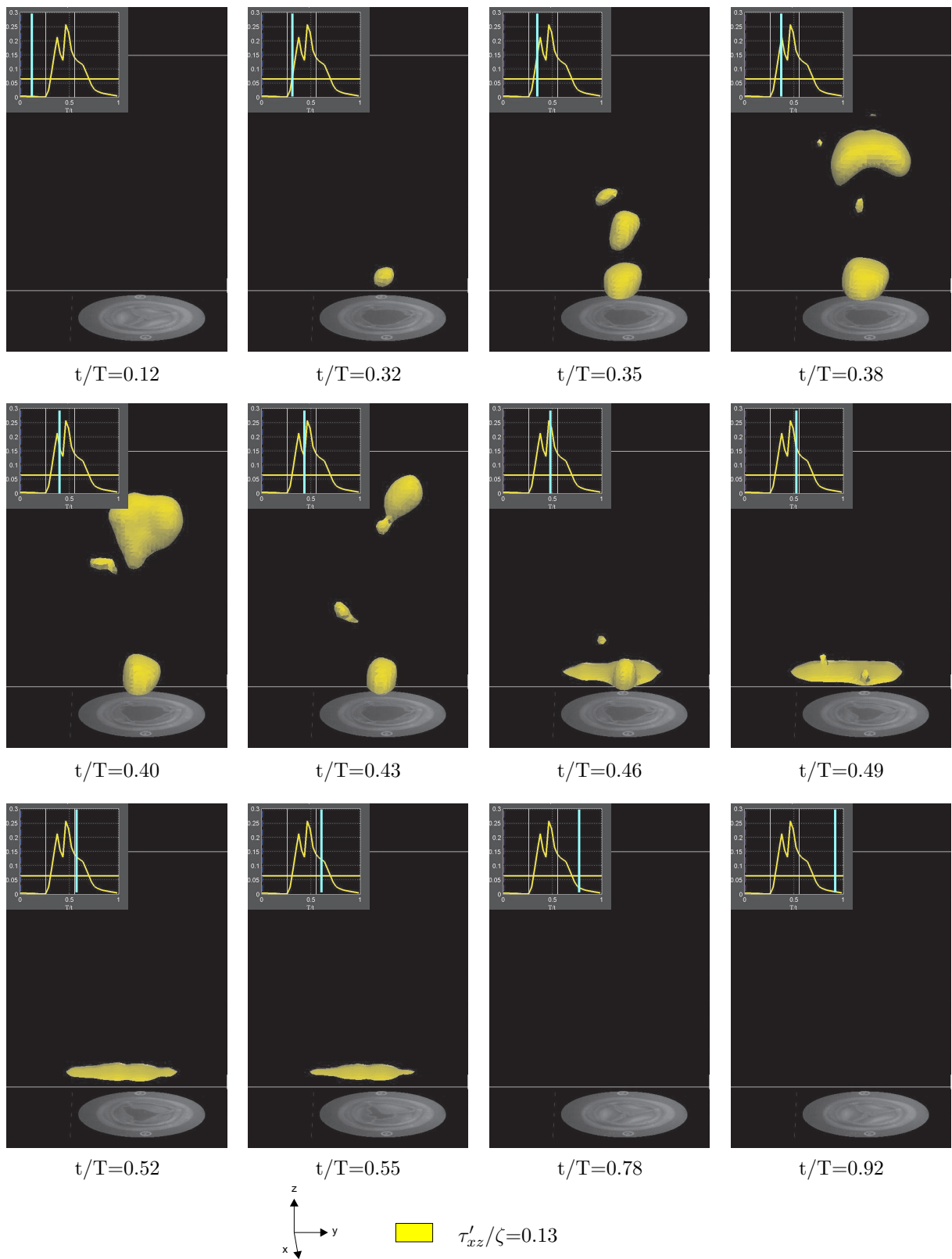


Figura 3.17: Secuencia de iso-superficie de magnitud del esfuerzo cortante turbulento τ'_{xz} en los instantes marcados de la válvula biológica. El valor seleccionado para las iso-superficies es de $\tau'_{xz}/\zeta=0.13$.

3.2. Válvula Mecánica

3.2.1. Ciclo de Presión

De igual forma que para la prótesis biológica, se reconstruyeron las curvas de presión aguas arriba y aguas abajo de la prótesis mecánica, las cuales se muestran en la figura 3.18. El comportamiento de las curvas de presión aguas arriba y aguas abajo es similar al de la prótesis biológica, pero en este caso se alcanzan distintos valores de presión. En la curva de presión aguas arriba se encontró un valor máximo de $P_{max} = 81.5 \text{ mmHg}$ y un valor mínimo de $P_{min} = -213 \text{ mmHg}$. En la curva de presión aguas abajo se encontraron los siguientes valores de: presión máxima de $P_{max} = 54.2 \text{ mmHg}$, presión mínima de $P_{min} = 19.1 \text{ mmHg}$ y presión promedio $P_{prom} = 55.9 \text{ mmHg}$.

En la figura ?? se muestra la diferencia de presiones normalizada P^* en función del tiempo normalizado. Las líneas rojas discontinuas indican los treinta y ocho instantes en los que se calcularon los distintos parámetros del flujo y tomaron fotografías de la válvula mecánica. Las dos líneas negras indican el lapso del ciclo en el que la válvula abre paso al flujo, abriendo en el instante $t/T \approx 0.26$ y cerrando en $t/T \approx 0.55$.

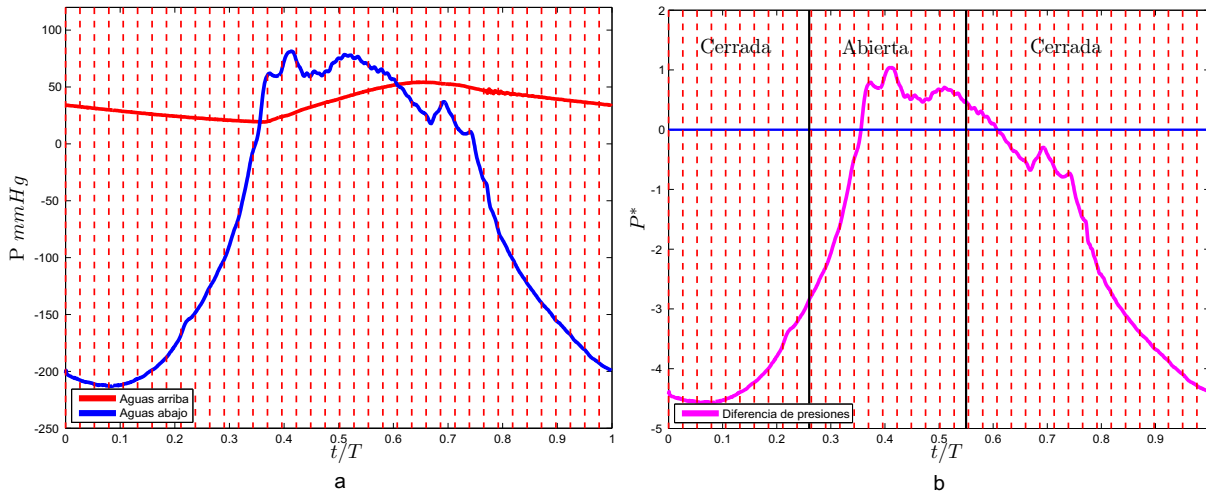


Figura 3.18: (a) Presión aguas arriba y presión aguas abajo, (b) Diferencia de presiones normalizada de la válvula mecánica.

A diferencia de la prótesis biológica, la mecánica abre varios instantes antes de que la presión aguas arriba tenga el mismo valor que la presión aguas abajo, es decir, que la diferencia de presiones sea nula. La apertura de válvula es de forma inmediata, formándose dos orificios, uno con un área mayor que el otro. Cuando la diferencia de presiones empieza a disminuir y antes de que sea nuevamente nula, la válvula cierra sin permitir reflujos. En la figura 3.19 se presenta una serie de fotografías de la válvula mecánica, en las cuales se puede apreciar el comportamiento del disco oscilante en los instantes estudiados del ciclo. Durante la fracción sistólica del ciclo se pudo observar que el disco ocluyente realizaba pequeños movimientos oscilantes.

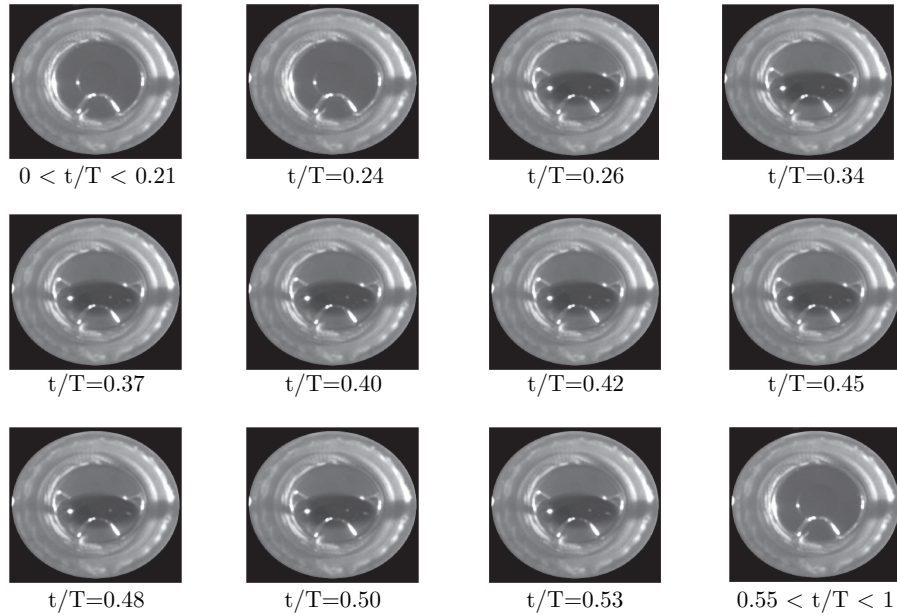


Figura 3.19: Fotos de la válvula mecánica obtenidas en los instantes en los cuales se calcularon los campos de velocidad.

3.2.2. Campo de Velocidades

La tabla 3.6 contiene los treinta y ocho instantes t/T del ciclo estudiados, los valores máximos y medios de la magnitud del vector velocidad $|V|$ y del número de Reynolds Re de cada instante. El número de Reynolds fue calculado de la misma forma que la válvula biológica.

Los valores de Re_{medio} de este flujo no superan el valor de crítico de transición a la turbulencia, $Re = 2100$; mientras que los valores de Re_{max} si superan dicho valor, siendo más elevados en el intervalo $0.26 < t/T < 0.55$. Con base en los resultados de las siguientes secciones es posible afirmar que el flujo se encuentra en transición a la turbulencia.

En la figura 3.24 se muestran imágenes del campo de velocidades de distintos instantes representativos del ciclo. Al igual que la válvula biológica, esta figura contiene la escala de valores de la magnitud del vector velocidad y gráficas que indican a que instante corresponde cada imagen.

Mientras que la válvula permanece cerrada, $0 < t/T < 0.23$, se observa que aún hay flujo residual de baja intensidad del ciclo anterior, siendo la magnitud de velocidad mínima. En $t/T = 0.26$ la válvula comienza a abrirse, y de los dos orificios de ésta surgen dos chorros que se unen inmediatamente formando un sólo chorro principal. Este chorro no es centrado como el caso de la válvula biológica, debido a que el disco oclusor abre a un ángulo alrededor de 70° , por lo que el chorro tiene una dirección aproximadamente paralela al disco. Conforme transcurre el tiempo la magnitud de la velocidad comienza a incrementar, lo cual se ve reflejado en la aparición de conos de mayor tamaño y de colores cálidos. Se puede observar que no todos los conos tienen la misma dirección, gran parte de estos divergen de la dirección del chorro principal. También, se aprecia que el chorro tienden a arrastrar un cierto volumen fluido que se encontraba en los alrededores prácticamente estático. En

$t/T = 0.50$, el cual es un instante posterior al instante en que la diferencia de presiones alcanza su valor máximo, el flujo presenta la máxima magnitud de velocidad. Después de dicho instante, la diferencia de presiones empieza a decaer y la magnitud de los vectores de velocidad disminuyen de forma gradual, hasta que la válvula cierra por completo en $t/T = 0.55$. Una vez cerrada la válvula, la magnitud de velocidad continúa disminuyendo hasta presentar valores similares a los del inicio del ciclo.

3.2.3. Rapidez de Deformación

La tabla 3.7 contiene los valores máximos de la magnitud del tensor rapidez de deformación $|\underline{D}|$ y de los seis componentes D_{ij} de este tensor, de cada instante estudiado.

El valor máximo de $|\underline{D}|$ se presenta en el instante en que la velocidad alcanza su valor máximo, $t/T = 0.50$. A diferencia de válvula biológica, con esta prótesis los valores máximos de los elementos D_{ij} tienen prácticamente la misma intensidad, siendo mayores los componentes D_{zz} , D_{xz} y D_{yz} . Todos los componentes de este tensor son más intensos en el intervalo en que la diferencia de presiones y la magnitud de velocidad son máximas.

Al igual que la válvula biológica, los valores de $|\underline{D}|$ de cada instante estudiado se adimensionaron dividiendo entre la rapidez de deformación característica λ del flujo, que en el caso de la válvula mecánica resulta $\lambda = 19.2[s^{-1}]$.

En la gráfica 3.20 se muestra la curva de la máxima magnitud del tensor rapidez de deformación normalizada $|\underline{D}|_{max}/\lambda$ en función del tiempo normalizado t/T . Durante todo el ciclo los valores de $|\underline{D}|_{max}$ son superiores, de dos a seis veces, al valor de referencia λ , principalmente cuando la válvula se encuentra abierta.

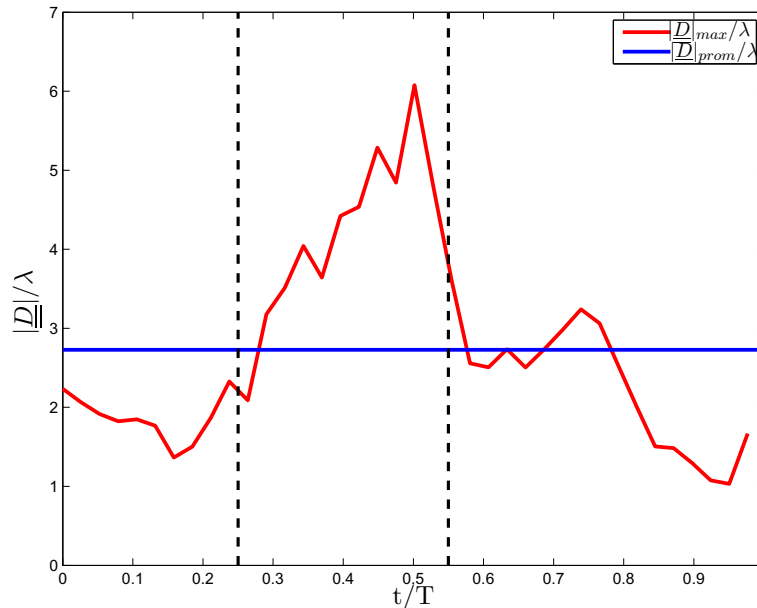


Figura 3.20: Gráfica de los máximos valores de $|\underline{D}|/\lambda$ en función del tiempo normalizado de la válvula mecánica. La línea azul indica el valor promedio de $|\underline{D}|_{max}/\lambda$

En la figura 3.25 se muestra una secuencia de imágenes, de distintos instantes del ciclo, de cuatro iso-superficies con diferentes valores de $|\underline{D}|/\lambda$. Para comparar el flujo de la válvula biológica con el flujo de la válvula mecánica, se graficaron las regiones que presentan valor promedio de $|\underline{D}|_{max}\lambda$ de la válvula biológica: $|\underline{D}|_{prom}\lambda = 0.42$, representadas por la iso-superficie roja. También, se graficaron otras tres iso-superficies: la azul tiene un valor de $|\underline{D}|/\lambda = 1.1$; la verde de $|\underline{D}|/\lambda = 2.7$, el cual es el promedio de $|\underline{D}|_{max}/\lambda$ de la válvula mecánica; y la amarilla con un valor de $|\underline{D}|\lambda = 3.3$.

En las imágenes se aprecia que mientras la válvula se encuentra cerrada hay iso-superficies rojas y azules de tamaño considerable, las cuales son regiones que aún presentan los efectos del flujo del ciclo anterior. Cuando la válvula abre en $t/T = 0.24$, una iso-superficie roja de forma irregular y alineada en la dirección del flujo emerge de los orificios de la válvula. En este mismo instante se observan otras dos iso-superficies, una azul y otra verde, de menores dimensiones, las cuales se encuentran en el interior de la iso-superficie roja y muy cercanas a la prótesis. Las iso-superficies presentan una serie de protuberancias, tanto externas como internas, que se encuentran distribuidas en la región del chorro principal. Conforme transcurre el tiempo las iso-superficies roja y azul continúan creciendo y desplazándose en la dirección del flujo. En $t/T = 0.50$, instante en que se alcanza el máximo valor de $|\underline{D}|$, se visualiza una iso-superficie amarilla cercana a la salida de la válvula dentro de una de las iso-superficies verdes. Esta iso-superficie amarilla tiene un tamaño muy reducido comparado con las otras. Conforme la diferencia de presiones va decreciendo, las iso-superficies van desvaneciéndose poco a poco. En $t/T = 0.63$, instante posterior al cierre de la válvula, las iso-superficies verde y amarilla desaparecen y sólo las iso-superficies roja y azul permanecen.

Las imágenes anteriores nos dan una idea acerca del proceso de deformación del fluido desplazado por el pistón debido a la interacción que éste tiene con el disco ocluser de la prótesis, y como el momentum de los chorros afecta al fluido estático de la cámara de mediciones. Las iso-superficies con mayores valores de $|\underline{D}|\lambda$ se localizan en la región central del chorro principal y cercanas a la válvula; y las de menores valores de $|\underline{D}|\lambda$ se ubican en las regiones que rodean a éste.

3.2.4. Vorticidad

La tabla 3.8 contiene los valores máximos de la magnitud del tensor vorticidad $|\underline{W}|$ y de sus tres componentes no diagonales W_{ij} . El valor máximo de $|\underline{W}|$ se presenta en $t/T = 0.50$, el cual corresponde al instante en que la velocidad alcanza su valor máximo. Los tres componentes W_{ij} del tensor \underline{W} alcanzan valores del mismo orden de magnitud, pero contribuyen de forma más significativa los elementos W_{xy} y W_{xz} , los cuales representan los movimientos rotacionales de las partículas de fluido alrededor de los ejes z y y , respectivamente.

Los valores de $|\underline{W}|$ se adimensionalizaron multiplicando por el tiempo característico del flujo $\lambda' = 0.052$. La gráfica 3.21 muestra los valores máximos normalizados de la magnitud del tensor vorticidad $|\underline{W}|_{max}\lambda'$ alcanzados durante el ciclo.

En la figura 3.26 se muestra la evolución de cuatro iso-superficies con diferentes valores de $|\underline{W}|\lambda'$ a lo largo del ciclo. Para comparar el flujo de la válvula mecánica con el flujo de la biológica, se graficaron las regiones que presentan valor promedio de $|\underline{W}|_{max}\lambda'$ de la válvula biológica:

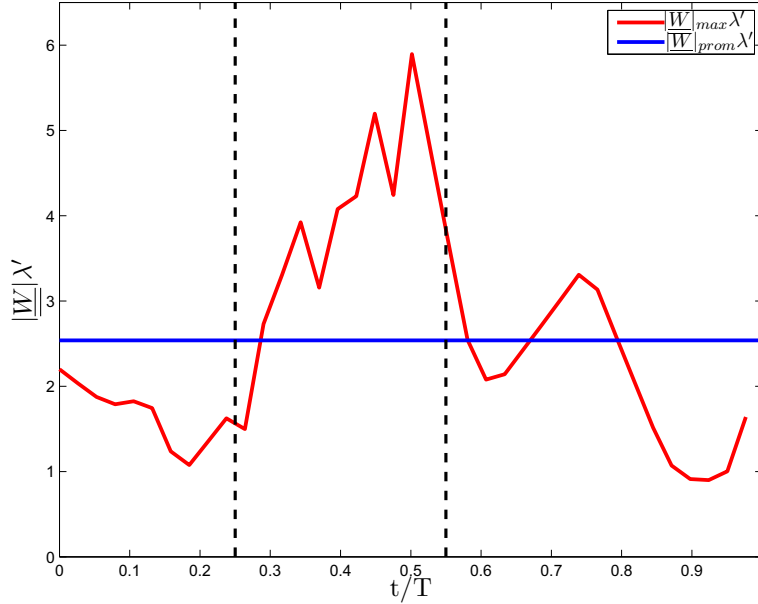


Figura 3.21: Gráfica de los máximos valores de $|\underline{W}|\lambda'$ en función del tiempo normalizado de la válvula mecánica. La línea azul indica el valor promedio de $|\underline{W}|\lambda'$

$|\underline{W}|\lambda = 0.32$, representadas por la iso-superficie roja. También se graficaron otras tres iso-superficies: la azul tiene un valor de $|\underline{W}|\lambda' = 1$; la verde de $|\underline{W}|\lambda' = 2.5$, el cual es el promedio de $|\underline{W}|\lambda'$ de la válvula mecánica; y la amarilla tiene un valor de $|\underline{W}|\lambda' = 4.5$.

El comportamiento de las iso-superficies de $|\underline{W}|\lambda'$ es similar al de las iso-superficies de $|\underline{D}|\lambda'$. Mientras la válvula se encuentra cerrada hay iso-superficies rojas y azules de tamaño considerable, las cuales son zonas que aún presentan los efectos del flujo del ciclo anterior. Cuando la válvula abre paso al flujo surgen cuatro iso-superficies con los valores seleccionados, las cuales presentan una serie de protuberancias que se encuentran distribuidas de forma irregular. En las regiones cercanas a la válvula se presentan las mayores magnitudes de $|\underline{D}|\lambda'$, mientras que las de menor magnitud se encuentran en la región del chorro. Una vez que la diferencia de presiones va decreciendo, las iso-superficies van desvaneciéndose poco a poco. En $t/T = 0.58$, instante posterior al cierre de la válvula, las iso-superficies verde y amarilla desaparecen por completo y sólo permanecen la roja y azul, abarcando regiones cada vez más pequeñas.

De las imágenes se concluye que la vorticidad es más intensa en las regiones cercanas a la válvula y en el centro del chorro principal. La vorticidad, generada por la interacción entre el fluido y el disco ocluser, es transmitida por medio de procesos de convección y difusión al fluido de la cámara de mediciones conforme el chorro se desplaza. El mezclado entre el fluido expulsado de la bomba peristáltica y el fluido de casi estático de la cámara de mediciones es más efectivo en el caso de la válvula mecánica que el de la válvula biológica.

3.2.5. Criterio Q

Al igual que la válvula biológica, el *criterio Q* se aplicó empleando los valores de \underline{D} y \underline{W} normalizados.

La figura 3.27 muestra una secuencia de imágenes, de distintos instantes del ciclo, de las regiones en las se tiene el valor de $Q_n = 0.05$, el cual corresponde al promedio de los máximos valores de Q_n de la válvula biológica.

En las imágenes se observa que la evolución de la iso-superficie con el valor seleccionado de Q_n , es similar a la de la iso-superficie con el valor promedio $|\underline{D}|\lambda = 0.42$, pero con un tamaño y ligeramente diferente.

Los valores de Q_n son positivos y elevados en la región del chorro durante casi todo el ciclo. En las regiones que rodean al chorro los valores de Q_n van disminuyendo hasta ser negativos, es decir, solamente en el chorro predomina la vorticidad.

Al igual que con la válvula biológica con este criterio se logró ubicar las zonas donde predomina la vorticidad, pero no es posible afirmar la presencia de un vórtice de la escala del flujo.

3.2.6. Líneas de Corriente y Planos de Vorticidad

En la figura 3.28 se muestra una secuencia de imágenes, de distintos instantes del ciclo, de la evolución de la líneas de corriente y la intensidad de la vorticidad en el plano $x = 0$. Por medio de esta visualización se logró apreciar la presencia de un vórtice anular, lo cual no fue posible con las visualizaciones anteriores.

Durante el intervalo $0 < t/T < 0.24$, lapso del ciclo en el que la válvula se encuentra cerrada, las líneas de corriente son paralelas a la dirección del chorro principal, lo cual indica el flujo residual del ciclo anterior. En este lapso, la intensidad de la vorticidad es prácticamente nula. Cuando la válvula abre y surge el chorro en $t/T = 0.26$, la vorticidad incrementa en la región del chorro principal, y las líneas de corriente que se encuentran en las orillas del chorro tienden a enrollarse. Las líneas de corriente forman dos estructuras con forma de anillo, las cuales tienden a girar en sentido opuesto una de la otra. Inicialmente los anillos tienen un diámetro aproximadamente igual a D_a , pero conforme transcurre el tiempo los diámetros de los anillos continúan creciendo, alcanzando mayores dimensiones. Las zonas de alta vorticidad no están distribuidas uniformemente en la zona del chorro, como en el caso de la válvula biológica. En $t/T = 0.50$, el flujo presenta la mayor intensidad de vorticidad siendo de $\omega = 230s^{-1}$. Cuando la válvula cierra nuevamente, el vórtice continúa desplazándose y instantes después sale de la región de visualización. Finalmente las líneas de corriente vuelven a tener un comportamiento similar al del inicio del ciclo. La vorticidad poco a poco va disminuyendo en la estela del chorro, hasta ser despreciable.

3.2.7. Esfuerzos cortantes

La tabla 3.9 contiene los valores máximos de los esfuerzos cortantes viscosos τ_{ij} y de los esfuerzos cortantes turbulentos τ'_{ij} de cada instante estudiado del flujo de la válvula mecánica. Los valores máximos de τ_{ij} se presentan en $t/T = 0.50$, el cual corresponde al instante en que la velocidad

alcanza su máximo valor; los valores máximos de τ'_{ij} se presentan en el intervalo $0.42 < t/T < 0.45$, en el cual la diferencia de presiones alcanza sus máximos valores. El componente de ambos tensores, esfuerzo viscoso y turbulento, que tiene una mayor magnitud es el xz ; mientras que los elementos restantes registraron valores con el mismo orden de magnitud, pero con una menor intensidad. Los altos niveles de esfuerzos cortantes se presentan mientras la válvula permanece abierta, y una vez que ésta cierra las magnitudes de los esfuerzos decaen significativamente.

Los valores tanto de τ_{xz} como de τ'_{xz} se adimensionalizaron dividiendo entre la máxima presión dinámica del ciclo, que en el caso de la válvula mecánica resulto de $\zeta = 53.3[Pa]$.

Esfuerzos Cortantes Viscosos

La gráfica 3.22 muestra la curva de los valores máximos del esfuerzo cortante viscoso normalizado τ_{xz}/ζ en función del tiempo normalizado t/T . En la figura 3.29 se muestra una secuencia de imágenes, de distintos instantes del ciclo, de las regiones en las que se alcanza el valor de $\tau_{xz}/\zeta = 4.6 \times 10^{-5}$. Dicho valor corresponde al promedio de los máximos valores de τ_{xz}/ζ de la válvula biológica.

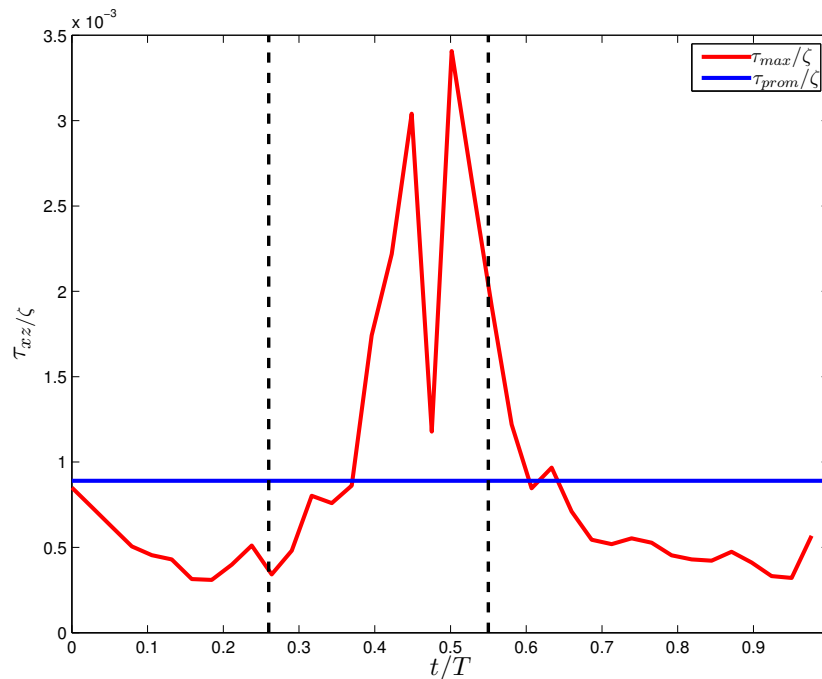


Figura 3.22: Gráfica de los máximos valores del esfuerzo cortante viscoso normalizado τ_{xz} en función del tiempo normalizado de la válvula mecánica. La línea azul indica el valor promedio de los valores máximos de τ_{xz}/ζ .

En las imágenes se observa que durante el intervalo en el que la válvula se encuentra cerrada, los efectos del flujo del ciclo anterior aún son muy intensos, ya que hay una gran cantidad de pequeñas iso-superficies del valor seleccionado dispersas en la región del chorro principal. Cuando la válvula abre paso al flujo, se forma una iso-superficie de mayor tamaño que abarca toda la zona

del chorro y una parte considerable de la región que rodea al chorro. Como en los casos anteriores esta iso-superficie presenta una gran cantidad de protuberancias, tanto externas como internas, distribuidas de forma irregular. Conforme avanza el ciclo, la iso-superficie continúa creciendo hasta casi cubrir toda la región de visualización. Cuando la válvula cierra la iso-superficie disminuye su tamaño ligeramente, pero aún ocupa gran parte de la región de mediciones.

Esfuerzos Cortantes Turbulentos

La gráfica 3.23 muestra los valores máximos del esfuerzo cortante turbulento normalizados τ'_{xz}/ζ a lo largo del ciclo. En la figura 3.30 se muestra una secuencia de imágenes, de distintos instantes del ciclo, de las regiones donde se alcanza el valor de $\tau'_{xz}/\varrho = 0.13$. El valor seleccionado para las iso-superficies es el promedio de los valores máximos de τ'_{xz}/ϱ de la válvula biológica.

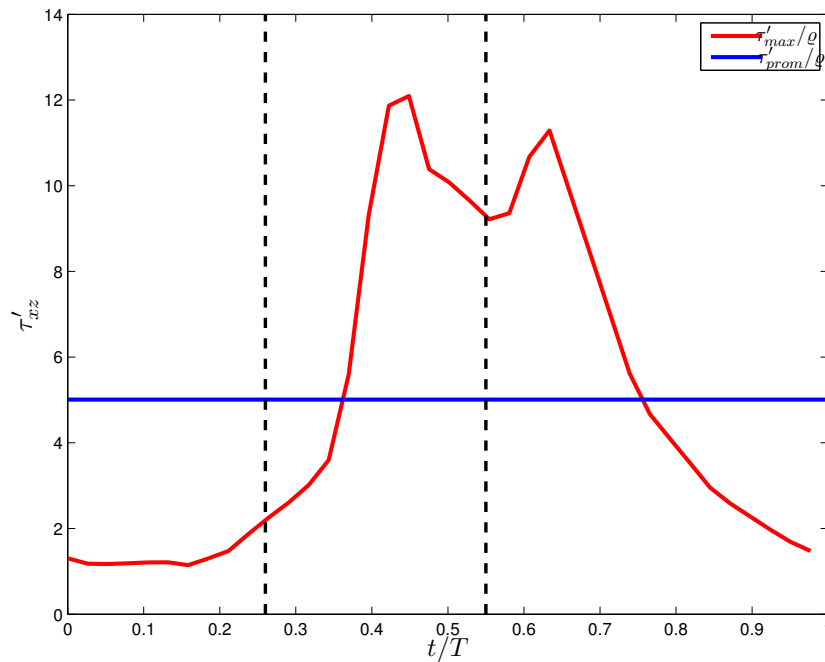


Figura 3.23: Gráfica de los máximos valores de esfuerzo cortante turbulento normalizado τ'_{xz} en función del tiempo normalizado de la válvula biológica. La línea azul indica el valor promedio de los valores máximos de τ'_{xz}/ϱ .

En las imágenes se puede observar que la evolución de la iso-superficie con valor de $\tau'_{xz}/\varrho = 0.13$ es similar al caso de los esfuerzos viscosos, pero ésta tiende a ser más uniforme con una menor cantidad de protuberancias y de mayor tamaño.

Es importante destacar que durante todo el ciclo las magnitudes de τ_{ij} son despreciables en comparación de las τ'_{ij} .

t/T	Magnitud de la velocidad, m/s		No. de Reynolds	
	$ V_{med} $	$ V_{max} $	Re_{med}	Re_{max}
0.00	0.0263	0.1057	448	1796
0.03	0.0253	0.0950	430	1615
0.05	0.0246	0.0880	419	1496
0.08	0.0243	0.0839	414	1426
0.11	0.0245	0.0854	416	1453
0.13	0.0249	0.0818	424	1391
0.16	0.0261	0.0720	443	1224
0.18	0.0281	0.0738	477	1255
0.21	0.0307	0.0958	522	1629
0.24	0.0337	0.1221	573	2075
0.26	0.0349	0.1002	594	1703
0.29	0.0367	0.1583	625	2691
0.32	0.0380	0.2143	646	3644
0.34	0.0394	0.2355	670	4004
0.37	0.0423	0.2113	719	3592
0.40	0.0489	0.2781	831	4728
0.42	0.0508	0.2956	863	5026
0.45	0.0534	0.2930	908	4981
0.48	0.0538	0.2941	914	5000
0.50	0.0539	0.3262	916	5545
0.53	0.0490	0.2595	833	4411
0.55	0.0456	0.2231	775	3792
0.58	0.0442	0.2077	752	3532
0.61	0.0450	0.2206	764	3751
0.63	0.0456	0.2254	775	3831
0.66	0.0421	0.1843	715	3133
0.69	0.0392	0.1741	667	2959
0.71	0.0372	0.1941	632	3300
0.74	0.0360	0.2152	613	3658
0.77	0.0345	0.2034	587	3458
0.79	0.0324	0.1654	551	2812
0.82	0.0308	0.1278	524	2173
0.84	0.0297	0.1084	506	1843
0.87	0.0293	0.1139	498	1936
0.90	0.0281	0.1045	477	1777
0.92	0.0270	0.0942	459	1602
0.95	0.0263	0.0896	448	1523

Tabla 3.6: Valores máximos y medios de la magnitud del vector velocidad $|V|$ y números de Reynolds Re obtenidos en cada uno de los instantes estudiados del ciclo para la válvula mecánica.

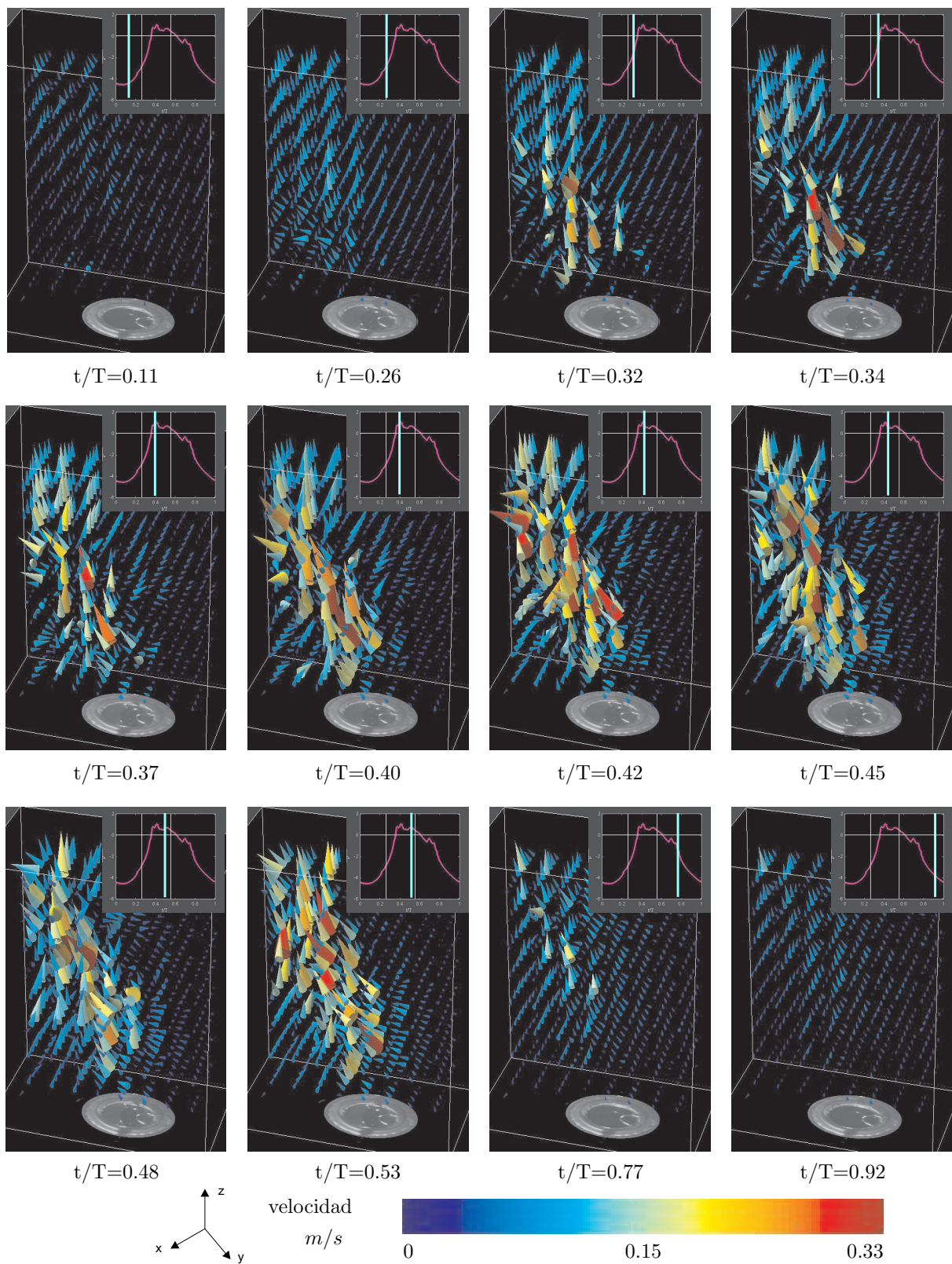


Figura 3.24: Secuencia de los campos de velocidades promediados en los instantes marcados de la válvula mecánica. El tamaño y color de los conos son proporcionales a la magnitud del vector velocidad. La escala de colores indica la magnitud de la velocidad.

t/T	$ \underline{D} $	D_{xx}	D_{yy}	D_{zz}	D_{xy}	D_{xz}	D_{yz}
0.00	42.86	15.64	15.16	23.77	41.54	22.63	14.68
0.03	39.56	12.89	11.75	22.51	38.56	19.57	12.59
0.05	36.74	11.30	8.58	22.72	35.85	16.52	10.49
0.08	34.99	9.75	7.71	23.67	34.30	13.46	9.63
0.11	35.46	8.96	7.85	24.62	34.90	12.09	10.41
0.13	33.91	8.84	8.72	25.03	33.19	11.43	11.63
0.16	26.18	7.38	5.77	24.04	22.80	8.37	13.97
0.18	28.82	6.49	6.86	23.41	19.28	8.22	17.18
0.21	35.84	9.81	9.63	30.34	16.13	10.61	21.33
0.24	44.64	13.12	13.13	37.28	18.61	13.59	26.60
0.26	40.07	12.75	11.70	29.30	14.97	9.09	28.27
0.29	60.95	12.13	14.28	32.98	30.62	12.79	52.09
0.32	67.41	25.69	25.50	35.29	24.84	21.35	60.57
0.34	77.54	23.34	53.28	43.02	29.64	20.21	74.92
0.37	69.90	22.51	39.22	64.11	41.95	22.93	59.76
0.40	84.83	24.70	39.32	66.92	41.56	46.33	75.23
0.42	87.05	38.53	36.47	54.09	53.32	59.03	63.22
0.45	101.43	34.48	30.84	88.94	60.87	80.89	79.92
0.48	92.93	42.51	28.18	60.77	48.37	31.34	70.05
0.50	116.59	43.66	23.55	82.96	75.34	90.66	81.89
0.53	92.49	32.83	22.50	73.66	58.67	70.69	68.46
0.55	69.32	22.43	21.47	66.66	41.76	50.86	55.33
0.58	49.07	24.16	21.03	61.01	26.55	32.46	42.92
0.61	48.09	29.28	36.21	56.30	22.14	22.52	35.50
0.63	52.47	30.74	48.20	56.14	25.02	25.73	33.22
0.66	48.04	23.13	35.22	53.11	21.75	18.89	27.47
0.69	52.43	19.72	22.23	50.08	21.76	14.50	21.76
0.71	57.17	19.59	11.02	47.06	24.13	13.81	16.71
0.74	62.17	21.83	10.98	44.03	26.50	14.71	14.55
0.77	58.77	20.29	10.29	40.60	22.67	14.02	14.32
0.79	48.62	15.73	8.25	36.85	13.92	12.07	12.17
0.82	38.56	11.18	7.50	33.10	13.01	11.43	10.01
0.84	28.87	14.87	7.10	33.72	13.58	11.23	8.89
0.87	28.48	19.67	7.65	35.73	18.63	12.61	9.71
0.90	24.84	16.90	6.14	32.26	14.32	10.95	8.65
0.92	20.65	12.68	5.54	27.74	11.24	8.83	9.91
0.95	19.80	11.67	6.81	23.38	19.51	8.54	11.27
0.98	32.00	13.28	9.95	22.88	31.23	15.12	13.08

Tabla 3.7: Valores máximos de la magnitud del tensor rapidez de deformación y de los seis componentes del mismo tensor obtenidos en cada uno de los instantes estudiados del ciclo para la válvula mecánica.

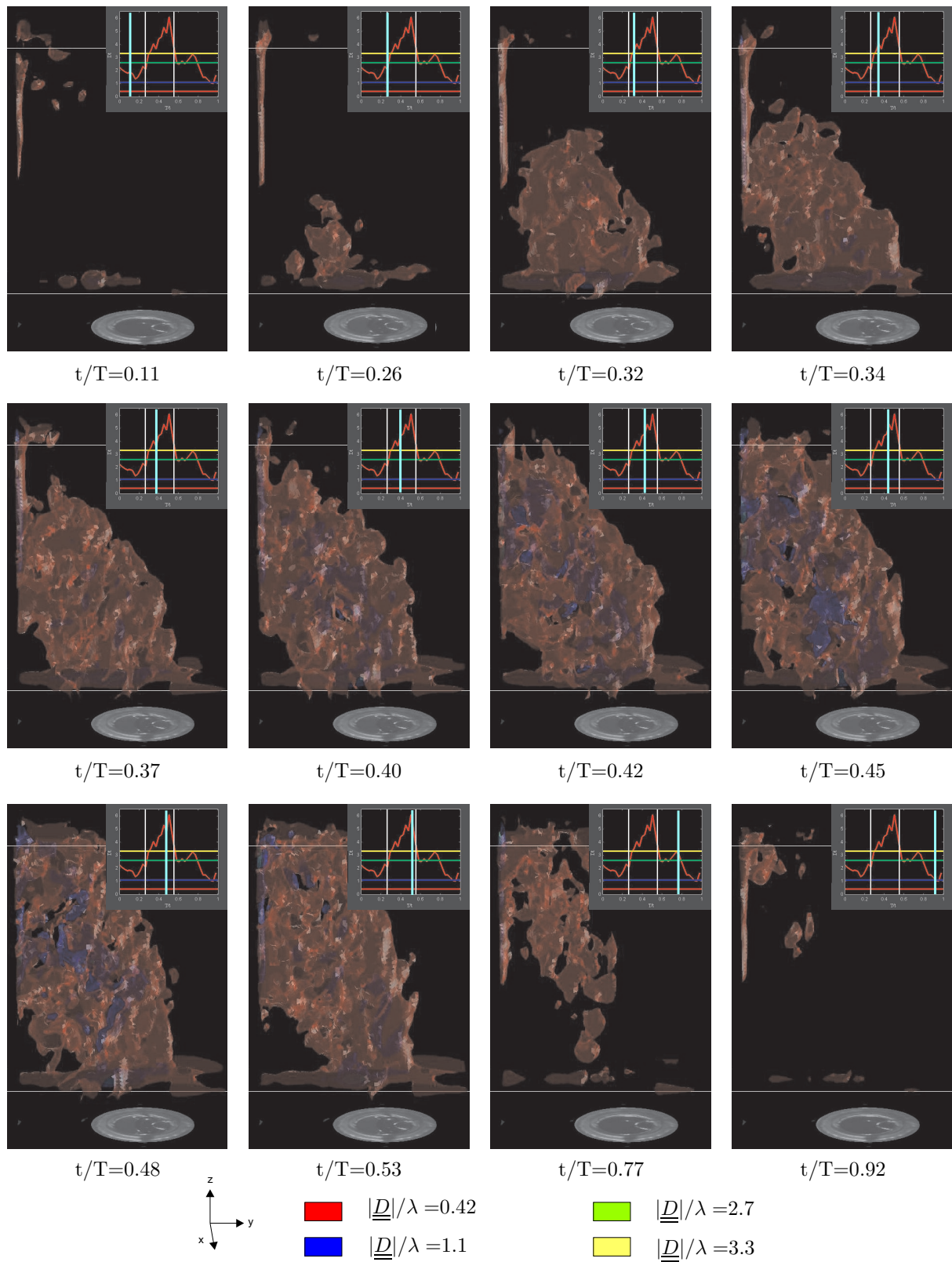


Figura 3.25: Secuencia de iso-superficies de magnitud del tensor rapidez de deformación en los instantes marcados de la válvula mecánica.

t/T	$ \underline{W} $	W_{xy}	W_{xz}	W_{yz}
0.00	42.21	41.22	22.69	6.36
0.03	39.01	38.21	19.64	6.20
0.05	35.98	35.51	16.59	6.06
0.08	34.33	33.92	13.53	6.88
0.11	35.01	34.53	11.46	7.69
0.13	33.45	32.76	11.41	7.53
0.16	23.71	22.18	8.28	5.42
0.18	20.66	18.56	7.40	5.72
0.21	25.89	15.24	7.53	6.36
0.24	31.15	18.52	9.77	7.47
0.26	28.74	15.33	10.27	6.62
0.29	52.38	29.14	15.24	8.90
0.32	63.42	25.54	24.75	10.44
0.34	75.25	29.26	21.40	13.06
0.37	60.55	42.09	24.42	12.10
0.40	78.25	43.91	43.23	18.31
0.42	81.14	52.29	58.32	22.77
0.45	99.70	63.68	78.79	18.83
0.48	81.39	46.07	34.28	19.59
0.50	113.10	77.66	86.84	23.41
0.53	91.55	60.40	67.12	17.48
0.55	69.94	42.88	47.16	13.51
0.58	48.81	26.82	29.61	12.23
0.61	39.87	22.05	22.74	15.31
0.63	41.08	24.02	25.89	17.73
0.66	46.60	20.74	20.05	15.86
0.69	52.17	21.10	15.84	14.43
0.71	57.79	23.62	13.88	13.45
0.74	63.45	26.14	13.79	12.68
0.77	60.12	22.30	13.32	12.02
0.79	49.68	13.42	12.38	11.18
0.82	39.31	12.89	11.44	10.62
0.84	29.07	13.77	11.17	11.00
0.87	20.52	18.91	12.50	11.60
0.90	17.49	14.47	11.66	10.15
0.92	17.26	11.38	10.28	8.31
0.95	19.23	18.95	9.52	6.53
0.98	31.44	30.79	15.09	5.43

Tabla 3.8: Valores máximos de la magnitud del tensor vorticidad y de los tres componentes del mismo tensor obtenidos en cada uno de los instantes estudiados del ciclo para la válvula mecánica.

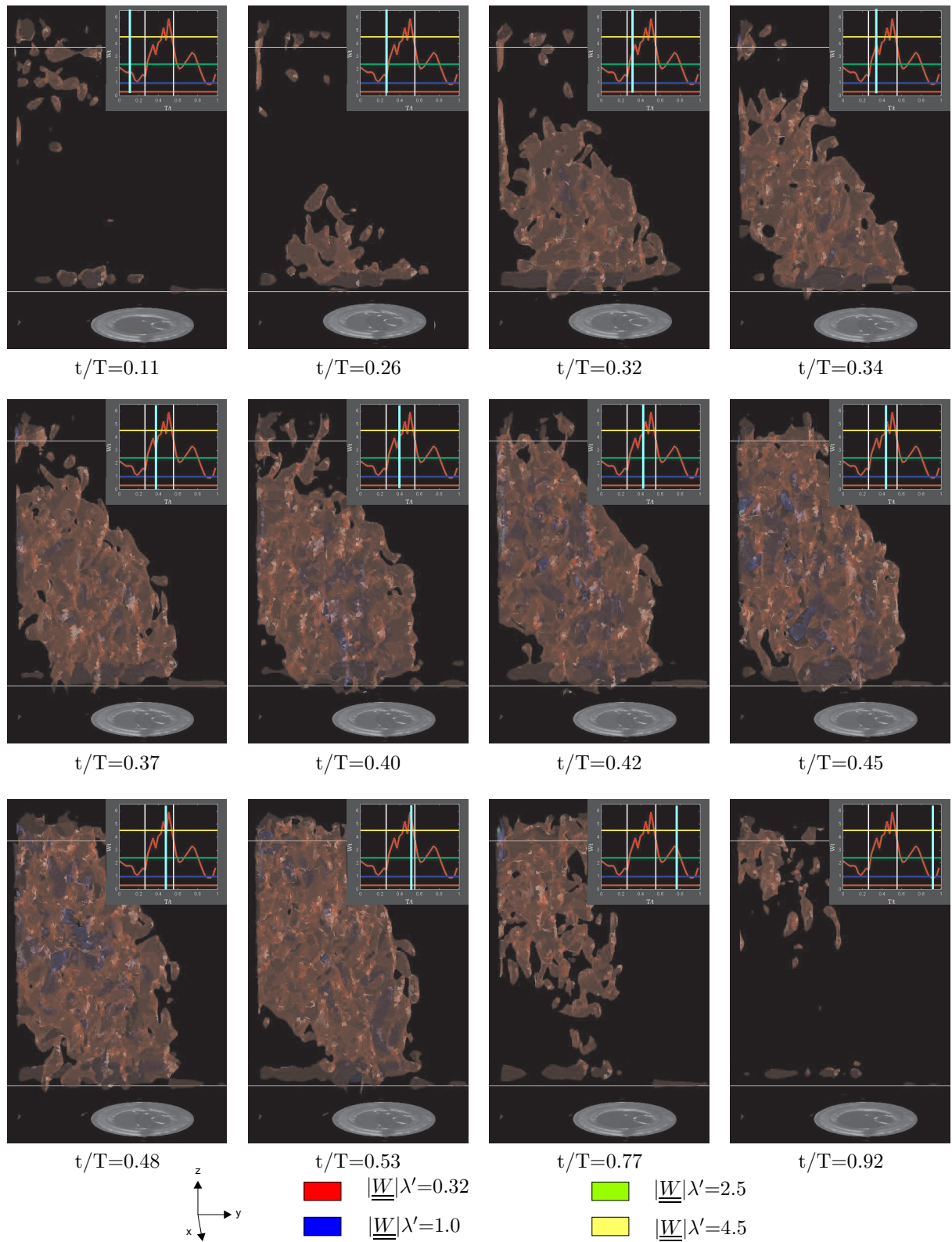


Figura 3.26: Secuencia de iso-superficies de magnitud del tensor vorticidad en los instantes marcados de la válvula mecánica.

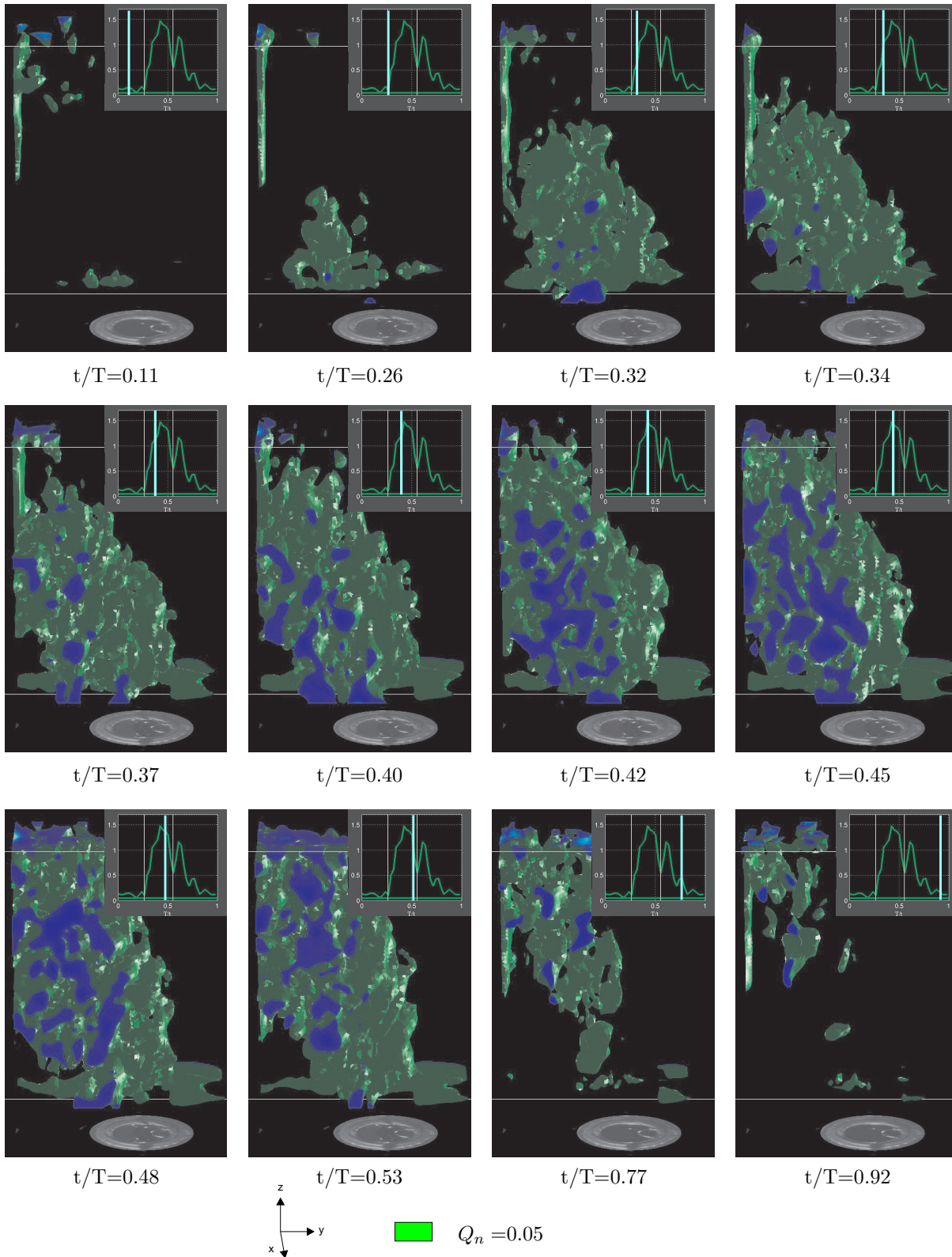


Figura 3.27: Secuencia de iso-superficies del criterio Q en los instantes marcados de la válvula mecánica. El valor seleccionado para las iso-superficies es de $Q = 0,05$.

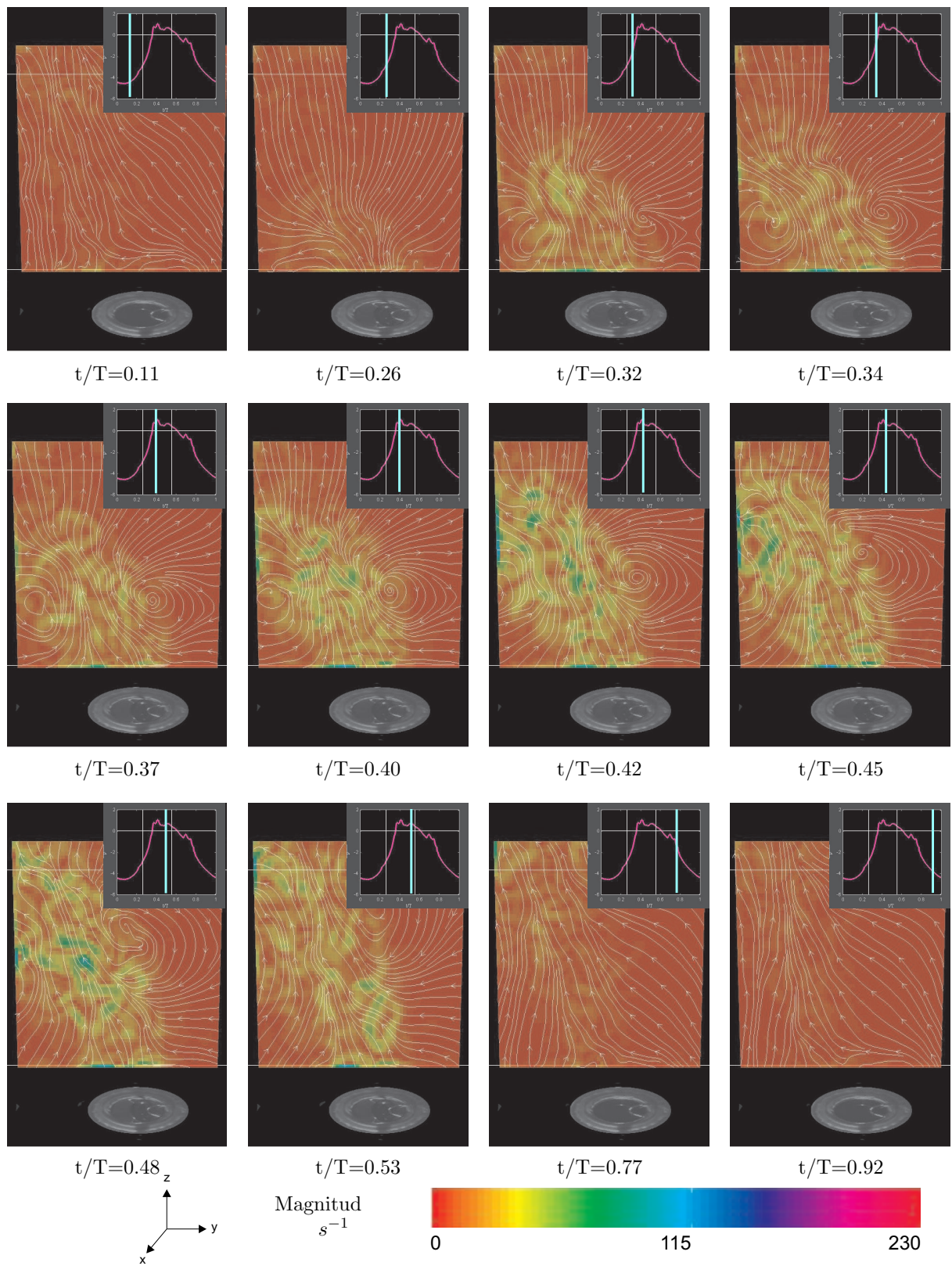


Figura 3.28: Secuencia de la líneas de corriente y magnitud de vorticidad en el plano $x = 0$ en los instantes marcados de la válvula mecánica. La escala de colores indica la magnitud de vorticidad.

t/T	Esfuerzos cortantes máximos, N/m^2					
	Viscosos			Turbulentos		
	τ_{xy}	τ_{xz}	τ_{yz}	τ'_{xy}	τ'_{xz}	τ'_{yz}
0.00	0.0831	0.0453	0.0294	6.97	69.32	17.69
0.03	0.0771	0.0391	0.0252	5.25	62.74	16.58
0.05	0.0717	0.0330	0.0210	4.73	62.28	15.46
0.08	0.0686	0.0269	0.0193	5.59	63.13	14.34
0.11	0.0698	0.0242	0.0208	6.63	64.25	13.23
0.13	0.0664	0.0229	0.0233	7.08	64.35	13.89
0.16	0.0456	0.0167	0.0279	6.01	60.97	11.84
0.18	0.0386	0.0164	0.0344	7.13	69.13	19.30
0.21	0.0323	0.0212	0.0427	10.10	78.29	30.09
0.24	0.0372	0.0272	0.0532	13.07	99.46	41.18
0.26	0.0299	0.0182	0.0565	11.63	119.53	19.57
0.29	0.0612	0.0256	0.1042	18.03	138.41	45.74
0.32	0.0497	0.0427	0.1211	32.34	160.23	41.43
0.34	0.0593	0.0404	0.1498	42.63	191.28	85.75
0.37	0.0839	0.0459	0.1195	60.18	297.67	65.79
0.40	0.0831	0.0927	0.1505	85.12	495.66	114.55
0.42	0.1066	0.1181	0.1264	103.11	631.45	245.96
0.45	0.1217	0.1618	0.1598	81.12	643.45	187.52
0.48	0.0967	0.0627	0.1401	79.35	552.54	122.44
0.50	0.1507	0.1813	0.1638	70.88	536.24	134.38
0.53	0.1173	0.1414	0.1369	58.83	514.17	106.08
0.55	0.0835	0.1017	0.1107	47.41	490.36	76.59
0.58	0.0531	0.0649	0.0858	41.71	498.02	48.30
0.61	0.0443	0.0450	0.0710	52.71	567.86	69.78
0.63	0.0500	0.0515	0.0664	64.09	600.46	79.82
0.66	0.0435	0.0378	0.0549	51.64	525.04	59.98
0.69	0.0435	0.0290	0.0435	39.20	449.63	40.13
0.71	0.0483	0.0276	0.0334	34.52	374.21	31.28
0.74	0.0530	0.0294	0.0291	32.63	298.80	28.61
0.77	0.0453	0.0280	0.0286	27.82	248.48	34.30
0.79	0.0278	0.0241	0.0243	21.46	218.06	32.35
0.82	0.0260	0.0229	0.0200	15.60	187.65	30.97
0.84	0.0272	0.0225	0.0178	11.09	157.24	29.59
0.87	0.0373	0.0252	0.0194	11.61	137.55	28.83
0.90	0.0286	0.0219	0.0173	9.86	121.20	23.47
0.92	0.0225	0.0177	0.0198	8.30	105.02	17.27
0.95	0.0390	0.0171	0.0225	7.84	89.82	12.26

Tabla 3.9: Valores máximos de los esfuerzos cortantes viscosos y turbulentos obtenidos en cada uno de los instantes estudiados del ciclo para la válvula mecánica.

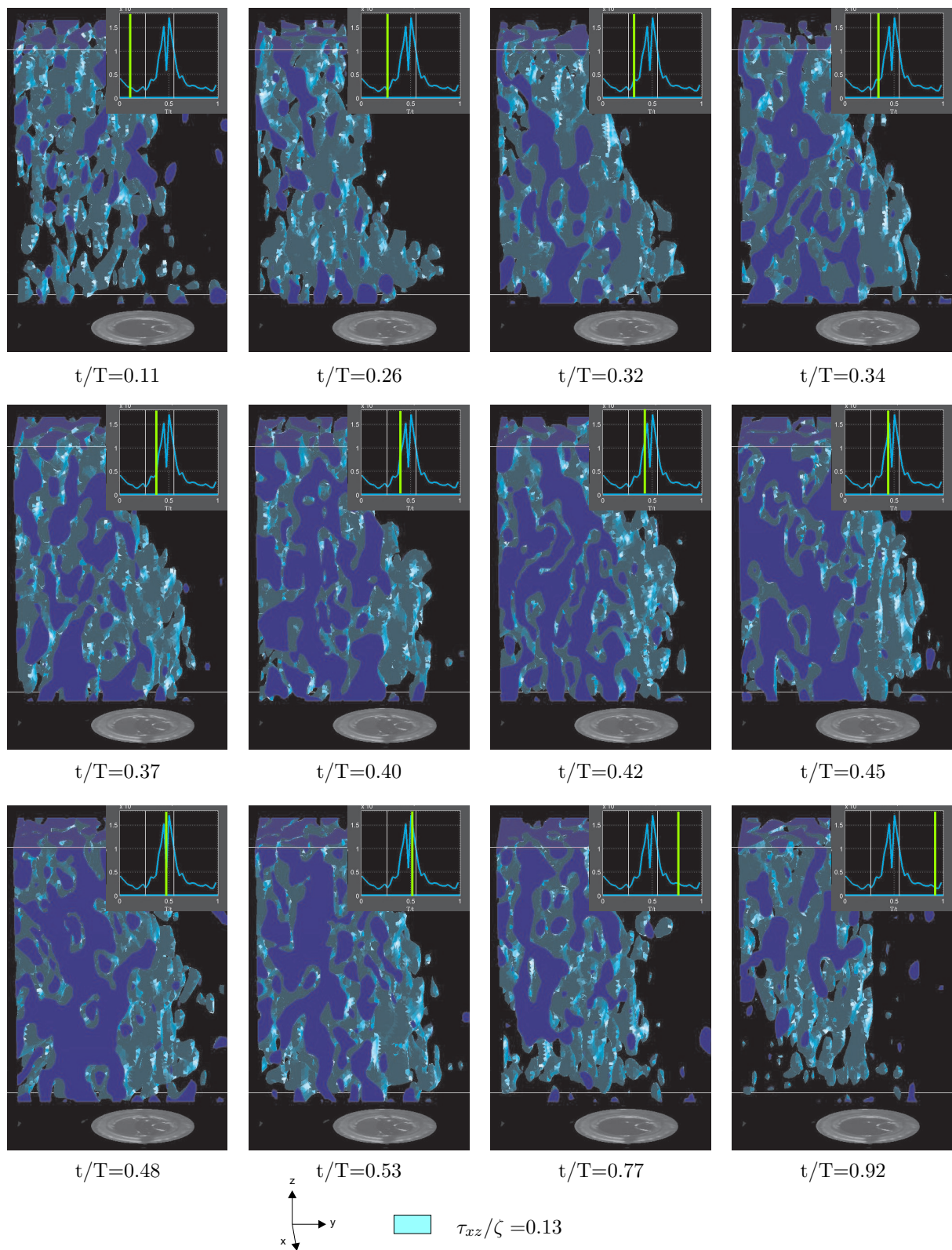


Figura 3.29: Secuencia de iso-superficies de magnitud del esfuerzo cortante viscoso τ_{xz} en los instantes marcados de la válvula mecánica. El valor seleccionado para las iso-superficies es de $\tau_{xz}/\zeta = 2.310 \times 10^{-5}$

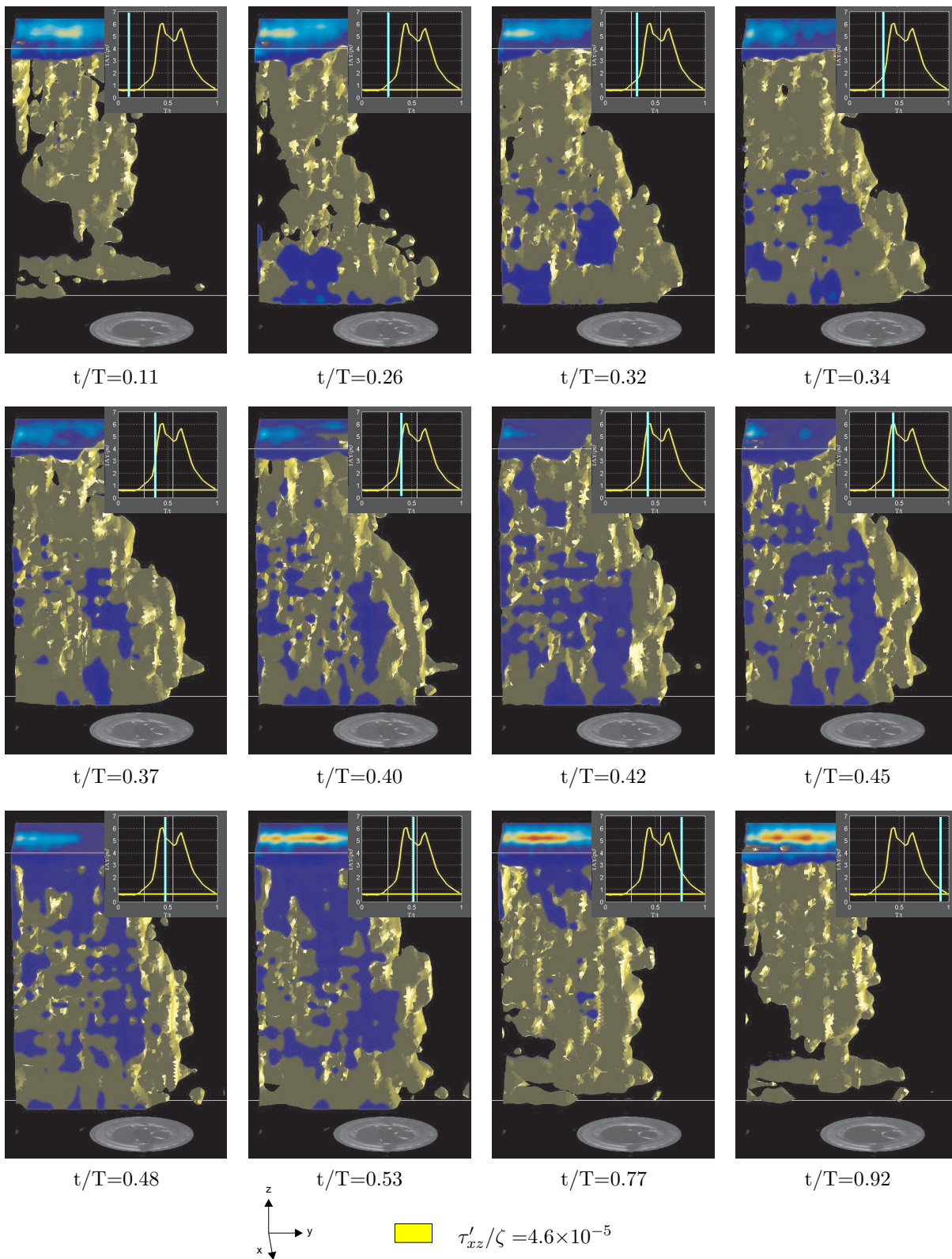


Figura 3.30: Secuencia de iso-superficie de magnitud del esfuerzo cortante turbulento τ'_{xz} en los instantes marcados de la válvula mecánica. El valor seleccionado para las iso-superficies es de $\tau'_{xz}/\zeta = 0.13$.

Capítulo 4

Discusión

Una vez conocidos los distintos parámetros que caracterizan a los dos flujos estudiados, los cuales se pueden vincular con la activación de los factores de coagulación y/o plaquetas, es posible realizar una comparación del desempeño hemodinámico las prótesis valvulares estudiadas.

Los parámetros fueron calculados en toda la región de medición, obteniéndose valores elevados en la zona del chorro y valores prácticamente nulos en las zonas alejadas de éste.

El promedio de los parámetros se calculó empleando todos los datos, tanto los contenidos en el chorro como los alejados de éste, por lo que los valores medios obtenidos no son representativos. Por tal motivo, en este trabajo sólo se presentan los valores máximos de cada instante estudiado. Además, consideramos que los valores máximos son más significativos, ya que los niveles elevados de dichos parámetros son los que podrían activar a los componentes sanguíneos.

Como se mencionó en el capítulo 3, con el fin de comparar los resultados de ambas prótesis, éstos se adimensionalizaron utilizando valores de referencia correspondientes a cada flujo. Lo anterior se debe a que no se logró igualar los números adimensionales relevantes (Reynolds Re y Strouhal St) de los flujos, además, de que las condiciones de operación de la bomba peristáltica fueron similares, pero no iguales.

4.1. Campo de Velocidades

La información del flujo a través de una prótesis valvular con la cual se puede inferir la posibilidad de desencadenar el proceso de coagulación, se obtiene del campo de velocidades.

En la figura 4.1 se muestra la comparación de las curvas del máximo valor de la magnitud de velocidad $|V|_{max}$ a lo largo del ciclo de ambas prótesis. Se observa que la prótesis biológica presenta valores superiores a los de la prótesis mecánica durante todo el ciclo.

Cuando la prótesis biológica permite el paso al flujo, la velocidad va incrementando continuamente hasta alcanzar el valor pico en el momento que la diferencia de presiones es máxima; después de dicho instante la velocidad comienza a decrecer continuamente hasta llegar a valores parecidos a los del inicio del ciclo. Por otro lado, en la curva de la prótesis mecánica no se observa que se alcance un valor pico tan notable como el caso de la prótesis biológica; los valores de $|V|_{max}$ fluctúan

alrededor del valor promedio del ciclo.

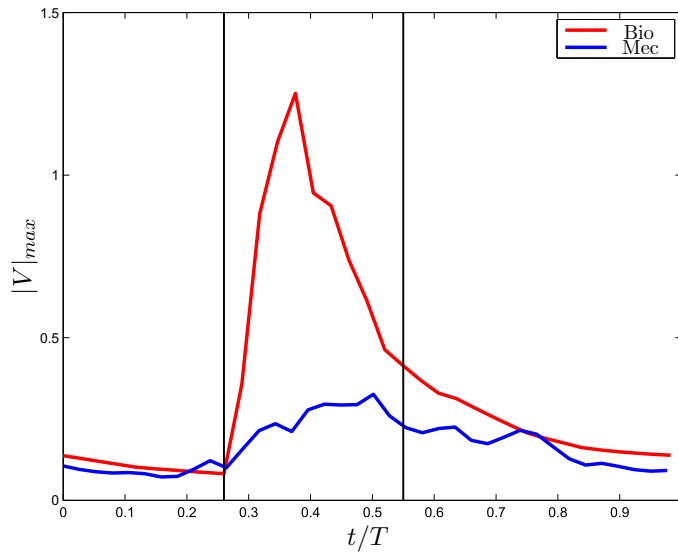


Figura 4.1: Comparación de las máximas magnitudes de velocidad, $|V_{max}|$.

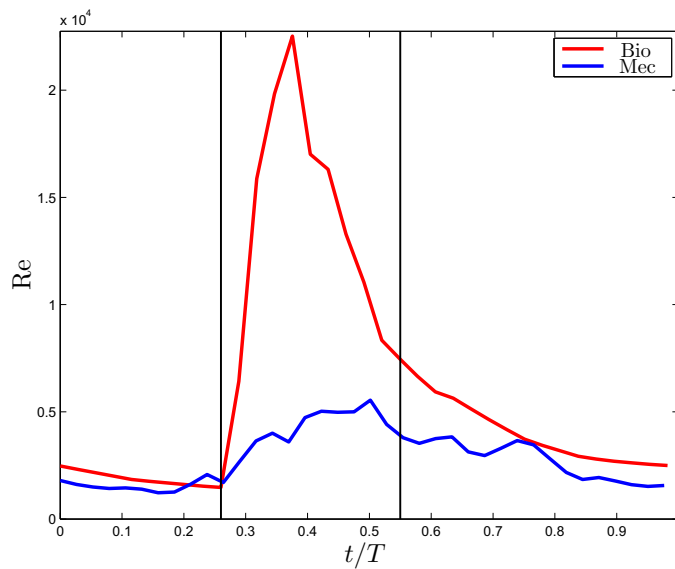


Figura 4.2: Comparación de los máximos números de Reynolds, Re_{max} .

Aunque el conocimiento de la velocidad máxima alcanzada es importante, pues nos da una idea global de los flujos estudiados, ésta no es la única característica significativa.

Otro parámetro que brinda información necesaria para conocer la posibilidad de activación de los componentes sanguíneos es el tensor gradiente de velocidad $\underline{\underline{L}}$. De dicho tensor se obtiene el tensor rapidez de deformación $\underline{\underline{D}}$, el cual en trabajos experimentales anteriores se ha relacionado con la activación de plaquetas y de una de la proteínas que participa en el proceso de coagulación.

Para ambas prótesis, los valores máximos de los números de Reynolds calculados superan el valor

de $Re=2100$, por lo que se puede decir que ambos flujos son no-laminares, pues existen regiones donde no hay un comportamiento ordenado. A pesar de lo anterior, no se puede afirmar que los flujos sean completamente turbulentos, sino que se trata de flujos en transición a la turbulencia.

Los valores de Re son mayores en el flujo de la prótesis biológica, ya que éste alcanza mayores magnitudes de velocidad, ver figura 4.2. Se podría pensar que este flujo es más inestable que el de la prótesis mecánica; sin embargo, el número de Re no es suficiente para afirmar lo anterior.

Con base en las imágenes mostradas en el tercer capítulo y la comparación de los parámetros calculados que se expondrá en las siguientes secciones se determinará cual flujo tiene un comportamiento más estable, y por lo tanto un mejor desempeño hemodinámico.

4.2. Curvas de Presión

Uno de los indicadores del buen desempeño de una prótesis valvular es la caída de presión que se genera a través de ésta.

Para comparar los dos flujos estudiados la diferencia de presiones ΔP se dividió entre la máxima presión dinámica ζ correspondiente a cada prótesis.

$$P^* = \frac{\Delta P}{\zeta} = \frac{\Delta P}{\frac{1}{2}\rho U_{max}^2}$$

Este valor adimensional corresponde se conoce como el número de Euler, el cual compara la diferencia de presiones entre dos puntos con la presión dinámica del flujo, y es utilizado principalmente para indicar las pérdidas de energía de un flujo.

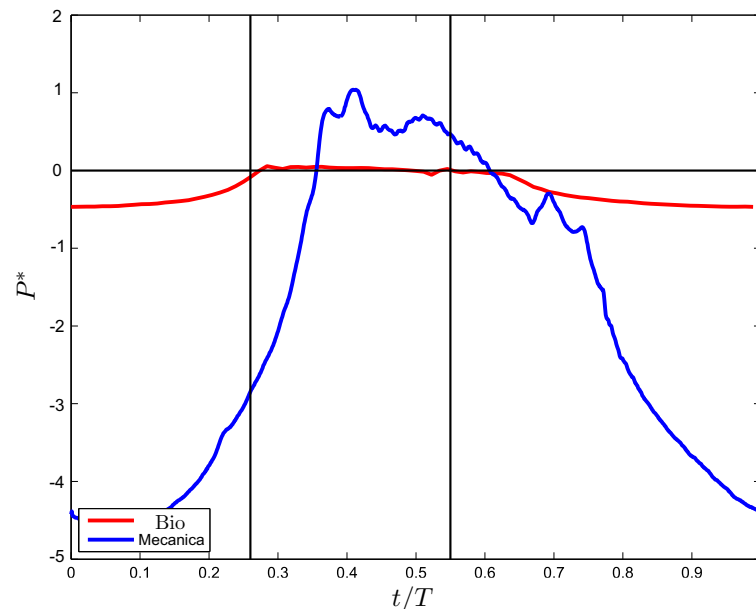


Figura 4.3: Comparación de la diferencia de presiones normalizada, P^* .

La figura 4.3 muestra las curvas de P^* de ambas prótesis. La líneas negras verticales indican el

inicio y fin del lapso en que las válvulas realizan el proceso de apertura/cierre; la duración de dicho lapso resultó prácticamente igual para ambas válvulas. La prótesis biológica abre y cierra cuando la ΔP es positiva; por otro lado, válvula mecánica abre varios instantes anteriores al momento en el que ΔP cambie de signo y cierra antes de que ΔP vuelva a ser nula.

Se observa que la magnitud de P^* de la prótesis mecánica es significativamente superior a la biológica, lo cual indica que la prótesis mecánica ocasiona mayores pérdidas de energía. Lo anterior se puede deber en gran medida a los materiales de las prótesis. El disco oclisor de la prótesis mecánica es de un material rígido, lo cual puede ocasionar que haya una fricción elevada entre éste y el fluido, provocando mayores pérdidas de energía. Por otro lado, la prótesis biológica está fabricada con materiales suaves y elásticos por lo que la fricción entre las valvas y el fluido es menor.

4.3. Rapidez de Deformación

En trabajos experimentales se ha demostrado que tanto las plaquetas [23] como una de las proteínas que interviene en el proceso de coagulación [28] se activan cuando se sobrepasa el valor límite de rapidez de deformación que éstas pueden soportar. Por tal motivo en este trabajo se considera que un parámetro relevante para evaluar el desempeño hemodinámico de las prótesis valvulares es la magnitud de la rapidez de deformación.

Los seis componentes independientes del tensor rapidez de deformación $|\underline{D}|$ nos brindan información acerca de como el fluido es deformado continuamente debido a la interacción con los elementos ocluidores de las prótesis. Un flujo controlado por una prótesis valvular con altos niveles de rapidez de deformación puede ser más propenso a activar a los factores de coagulación y plaquetas contenidas en sangre, lo cual puede estar relacionado con la tendencia de las prótesis mecánicas a formar de trombos.

La gráfica 4.4.a muestra la comparación de la máxima magnitud del tensor rapidez de deformación $|\underline{D}|_{max}$ a lo largo del ciclo de las dos prótesis estudiadas. En ambos casos se obtuvieron valores de $|\underline{D}|_{max}$ del mismo orden de magnitud. A pesar de que los valores máximos netos del ciclo de cada una de las prótesis son prácticamente iguales, la evolución de $|\underline{D}|_{max}$ durante el ciclo difiere significativamente. La curva de la válvula biológica tiene un comportamiento regular y suave, mientras que la curva de la válvula mecánica es irregular y fluctuante.

Cuando la prótesis biológica se encuentra cerrada, la magnitud de $|\underline{D}|_{max}$ es mínima, lo cual indica que los efectos del chorro del ciclo anterior han desaparecido. Conforme la válvula va abriendo, el valor de $|\underline{D}|_{max}$ va incrementando uniformemente, hasta alcanzar el máximo en el instante en el que el flujo presenta la mayor velocidad y diferencia de presiones. Después de este instante la válvula comienza cerrarse, y el valor de $|\underline{D}|_{max}$ disminuye hasta ser nuevamente despreciable.

Por otro lado, la válvula mecánica aún estando cerrada, presenta un nivel elevado de $|\underline{D}|_{max}$ debido a los efectos del chorro del ciclo anterior. Cuando ésta abre, la intensidad de $|\underline{D}|_{max}$ va aumentando, aunque no de forma uniforme como el caso de la válvula biológica, alcanzando el máximo valor cuando la válvula está a punto de cerrar. Una vez cerrada la válvula el valor de

$|\underline{D}|_{max}$ disminuye, pero aún tiene una intensidad considerable.

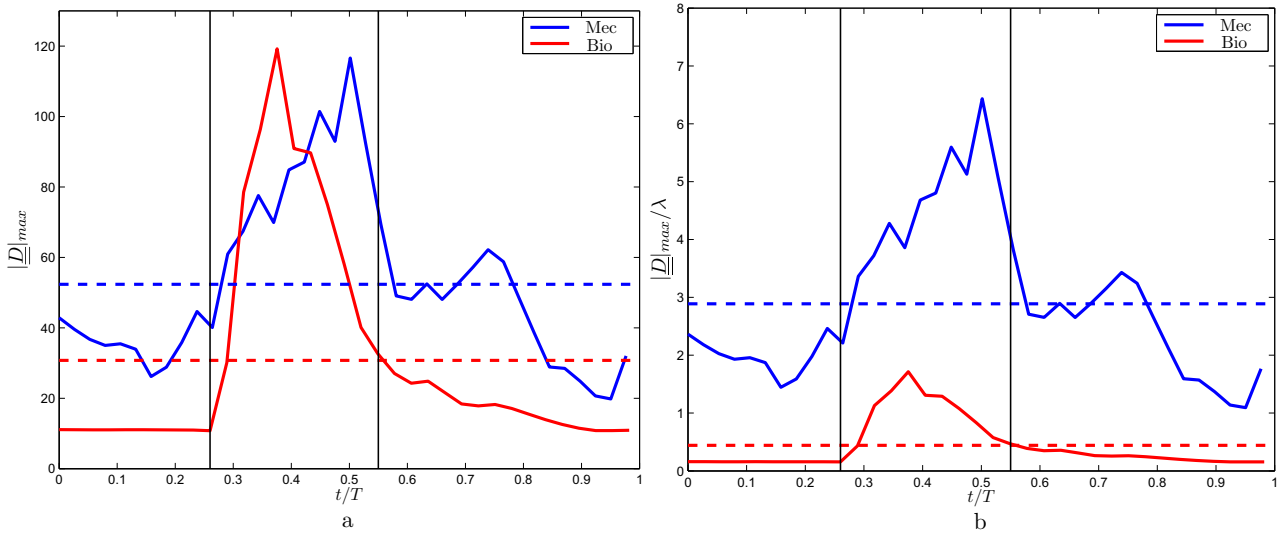


Figura 4.4: Comparación de los máximos valores de (a) $|\underline{D}|$ y de (b) $|\underline{D}|/\lambda$. Las líneas horizontales discontinuas indican los valores promedio; las líneas verticales muestran el inicio y fin del proceso apertura/cierre de ambas prótesis.

Para poder comparar de forma directa los resultados de las prótesis valvulares, los valores de $|\underline{D}|$ se adimensionalizaron con la rapidez de deformación característica λ , correspondiente al flujo de referencia de cada válvula (especificadas en el capítulo 3). En la gráfica 4.4.b se muestra la comparación de los máximos valores de $|\underline{D}|_{max}/\lambda$ de ambas prótesis.

Dicha gráfica indica que el valor de $|\underline{D}|_{max}$ de la válvula mecánica es superior, de dos a seis veces, a su valor de referencia λ durante todo el ciclo, siendo más intenso cuando ésta se encuentra abierta. Para la válvula biológica, el valor de $|\underline{D}|_{max}$ es aproximadamente dos veces superior a su valor de referencia en unos cuantos instantes del ciclo, en los cuales la válvula se encuentra abierta. Por lo que en forma adimensional, la prótesis mecánica presenta valores de rapidez de deformación significativamente superiores a los de la prótesis biológica.

Lo anterior se confirma con las imágenes presentadas en el capítulo 3: aún cuando la válvula mecánica permanece cerrada se observan estructuras con los valores de $|\underline{D}|/\lambda$ seleccionados; mientras que para la válvula biológica esto no ocurre.

Si se considera al flujo de referencia como un chorro libre como el formado con una válvula cardíaca nativa saludable, con base en la gráfica 4.4.b se puede decir que el flujo controlado con la prótesis biológica es más parecido al flujo de una válvula nativa. Lo anterior es resultado de que el diseño y los materiales de las prótesis biológicas son más parecidos a los naturales.

Otra diferencia notable de los flujos estudiados es el comportamiento de las iso-superficies de $|\underline{D}|/\lambda$. Las iso-superficies de la válvula biológica tienen una forma regular, presentándose en zonas bien definidas, mientras que las iso-superficies de la válvula mecánica tienen una gran cantidad de protuberancias distribuidas irregularmente. Este hecho en gran parte se debe a que el flujo a través de la válvula mecánica es menos estable, es decir, tiene una mayor tendencia a la transición a la

turbulencia, a pesar de que su número de Re es considerablemente menor que el de la válvula biológica.

4.4. Vorticidad

La gráfica 4.5.a muestra la comparación de la máxima magnitud del tensor vorticidad $|\underline{W}|_{max}$ a lo largo del ciclo de las dos prótesis estudiadas. El comportamiento de ambas curvas de $|\underline{W}|_{max}$ es similar a su respectiva curva de $|\underline{D}|_{max}$, pero registrando distintos valores (del mismo orden de magnitud).

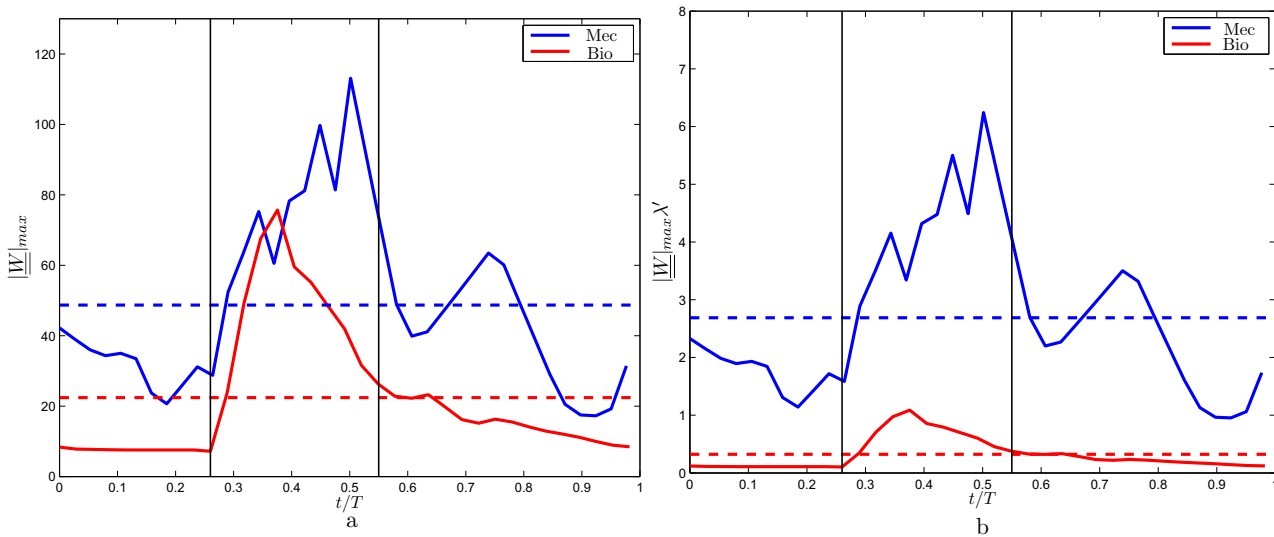


Figura 4.5: Comparación de los máximos valores de (a) $|\underline{W}|$ y (b) de $|\underline{W}|\lambda'$. Las líneas horizontales discontinuas indican los valores promedio; las líneas verticales muestran el inicio y fin del proceso apertura/cierre de ambas prótesis.

Los valores de $|\underline{W}|$ se adimensionalizaron con el tiempo característico λ' correspondiente a cada válvula. En la gráfica 4.5.b se muestra la comparación de los máximos valores de $|\underline{W}|_{max}\lambda'$ de las prótesis estudiadas.

Dicha gráfica indica que de forma adimensional el flujo a través de la prótesis mecánica alcanza valores de vorticidad significativamente superiores a los de la prótesis biológica. Además, la curva de la prótesis mecánica tiene un comportamiento fluctuante, mientras la curva de la prótesis biológica es regular y suave, lo cual es señal de que el flujo es controlado por prótesis mecánica es más inestable que el de la biológica. Lo anterior podría indicar que el flujo de la prótesis mecánica tiene una mayor tendencia a la transición a la turbulencia.

Con la visualización de las líneas de corrientes se logró identificar, en ambas prótesis, estructuras coherentes donde la vorticidad está confinada, indicando la presencia de un vórtice anular. Con base en las imágenes mencionadas se puede decir que el vórtice de la válvula biológica es más estable que el de la válvula mecánica, ya que como se describió en el capítulo 3 el vórtice de la prótesis mecánica crece y cambia de forma más marcada que el de la prótesis biológica. Además, las zonas

de alta vorticidad en el chorro de la prótesis mecánica aparecen distribuidas de forma irregular, mientras que las zonas de la prótesis biológica están bien definidas. Debido a lo anterior el vórtice de la prótesis mecánica es menos estable, tendiendo a ser turbulento.

Otro aspecto relevante de la visualización de las zonas de alta vorticidad se observa en las iso-superficies de $|\underline{W}|\lambda'$, en donde se aprecia que las iso-superficies de la prótesis mecánica, en contraste con las iso-superficies de la biológica, son irregulares con un gran número de protuberancias. Esto además de indicar que la vorticidad tiene fluctuaciones importantes de forma espacial y temporal, puede representar la formación de otras estructuras vorticosas de menor tamaño que el vórtice frontal principal.

Es importante mencionar que posiblemente los vórtices de la escala del flujo solamente transportan a los componentes sanguíneos sin alterarlos. Pero si en el flujo se generan vórtices de menor tamaño, escala celular, éstos pueden alterar la estructura de las plaquetas y de los factores de coagulación, ya que los gradientes de velocidad son significativos.

4.5. Esfuerzos cortantes

En la mayoría de las investigaciones acerca del desempeño de prótesis valvulares, los esfuerzos cortantes viscosos y turbulentos son los parámetros del flujo estudiados para inferir el nivel de la activación de plaquetas y factores de coagulación. Como se mencionó en el primer capítulo, tanto el tiempo de aplicación como la intensidad de los esfuerzos cortantes son determinantes para activar a los componentes sanguíneos.

Para comparar el nivel de esfuerzos de ambas prótesis, tanto los esfuerzos viscosos como los turbulentos se adimensionalizaron con la máxima presión dinámica ζ correspondiente a cada prótesis.

En la figura 4.6 se muestran las gráficas de los máximos valores de los tres esfuerzos cortantes viscosos normalizados τ_{ij}/ζ de la válvula biológica (a) y de la válvula mecánica (b); ambas gráficas tienen la misma escala. En éstas se observa que los valores de la prótesis mecánica son superiores a los de la biológica. Con la prótesis mecánica, el flujo mantiene el alto nivel de esfuerzo viscosos durante todo el ciclo; para la prótesis biológica sólo presentan valores importantes cuando ésta se encuentra abierta.

La figura 4.7 muestra las gráficas de los máximos valores de los esfuerzos cortantes turbulentos normalizados τ'_{ij}/ζ de la válvula biológica (a) y de la mecánica (b). De igual forma que los esfuerzos viscosos, los valores de τ'_{max}/ζ de la prótesis mecánica son significativamente superiores; además, el tiempo durante el cual las partículas de fluido están sometidas a altos niveles de esfuerzos turbulentos es más prolongado para ésta prótesis.

Al comparar los esfuerzos viscosos con los esfuerzos turbulentos de ambas prótesis, las magnitudes de los primeros son insignificantes al lado de las magnitudes de los segundos, siendo varios ordenes de magnitud menores. Por los resultados anteriores se podría concluir que los esfuerzos turbulentos podrían ser los principales causantes de la activación de los componentes sanguíneos. Sin embargo, es importante tener en cuenta que en las menores escalas del flujo, nivel celular, los esfuerzos viscosos pueden ser importantes.

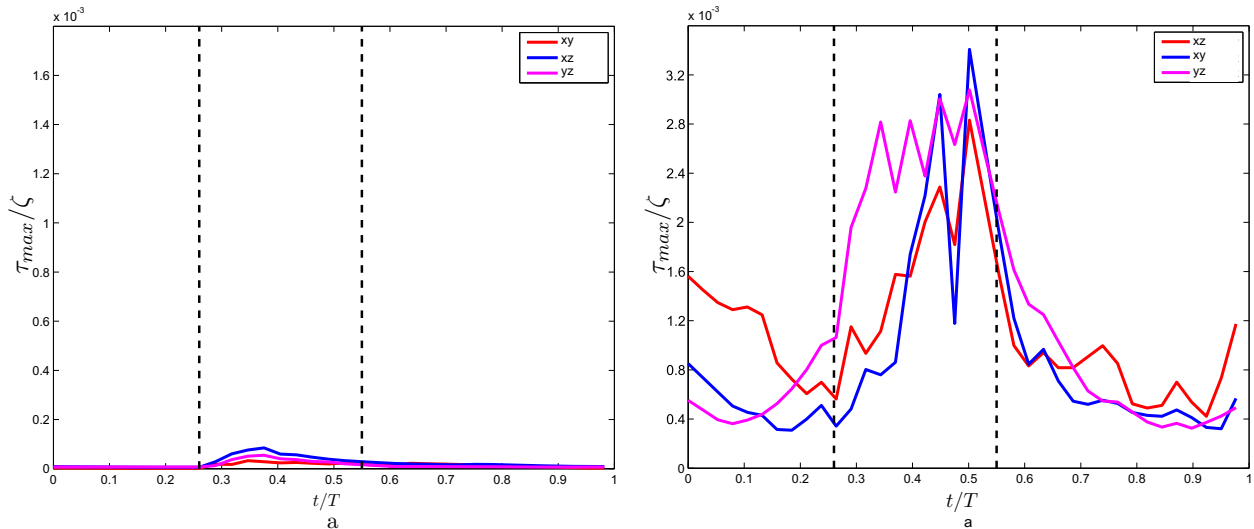


Figura 4.6: Comparación de los máximos valores de esfuerzos cortantes viscosos normalizados τ_{xz}/ζ . a) prótesis biológica y b) prótesis mecánica.

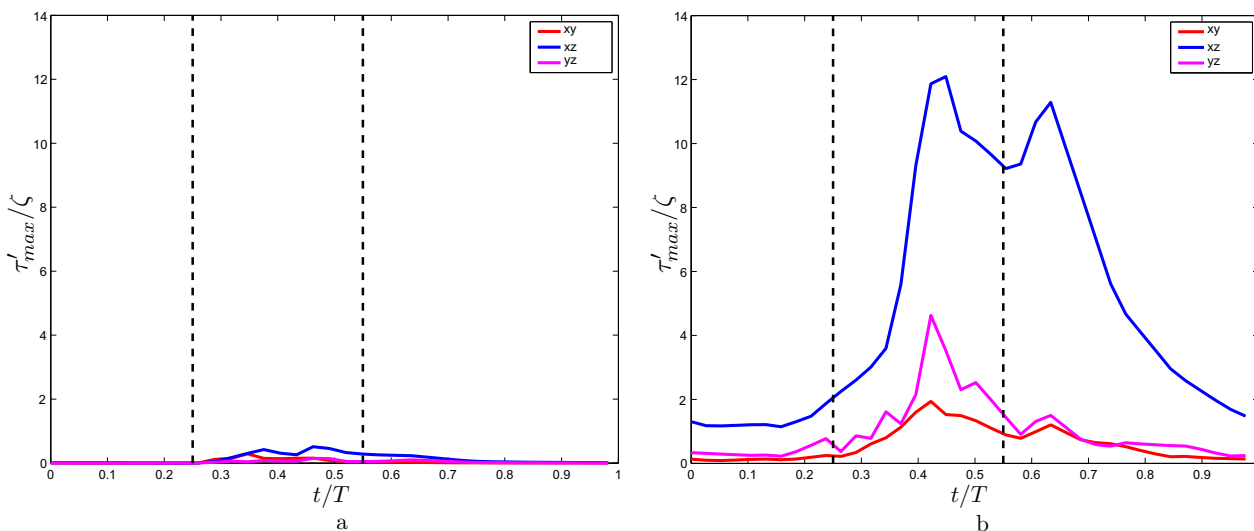


Figura 4.7: Comparación de los máximos valores de esfuerzos cortantes turbulentos normalizados τ'_{xz}/ζ . a) prótesis biológica y b) prótesis mecánica.

Otra diferencia importante entre los dos flujos estudiados es la evolución de las iso-superficies de ambos tipos de esfuerzos cortantes, cuyas imágenes se encuentran en el tercer capítulo. En el caso de la válvula biológica, las iso-superficies de τ_{ij}/ζ se presentan principalmente en la periferia del chorro, ya que los efectos viscosos son importantes en la capas de fluido cercanas a las valvas; las iso-superficies de τ'_{ij}/ζ son unas cuantas regiones pequeñas dispersas en el centro del chorro. Por otro lado, las iso-superficies de τ_{ij}/ζ y de τ'_{ij}/ζ de la prótesis mecánica son totalmente irregulares, con protuberancias distribuidas irregularmente no sólo en las regiones de los chorros sino también en una gran parte de los alrededores. Con base a lo anterior se puede decir que el flujo controlado por la prótesis mecánica es más inestable.

Capítulo 5

Conclusiones

El principal objetivo de esta tesis fue realizar mediciones experimentales del campo de velocidades del flujo a través de dos distintas prótesis de válvulas cardiacas, una biológica y otra mecánica, y con esta información calcular parámetros que sirvan para medir el desempeño hemodinámico de las válvulas. Lo anterior es con el fin de realizar un análisis comparativo entre las prótesis estudiadas, y poder comprender porque los pacientes con prótesis mecánicas tienen una mayor incidencia a la trombosis que los portadores de prótesis biológicas.

Para cumplir con el objetivo se empleó un circuito hidráulico que emula al sistema circulatorio sistémico, el cual está basado en el modelo Windkessel. Se realizaron mediciones experimentales del campo de velocidades aguas abajo de las prótesis en distintos instantes del ciclo empleando las técnicas PIV 3D-STEREO y *Phase-Locking*. Con los datos experimentales fue posible reconstruir el campo de velocidades, con buena resolución espacial y temporal, de cada prótesis. Finalmente, para generalizar y poder comparar los resultados obtenidos de las dos prótesis estudiadas, sin importar las condiciones de operación de la bomba y las condiciones cinemáticas del flujo, éstos se adimensionalizaron utilizando parámetros que caracterizan a los flujos.

Analizando las gráficas presentadas en el capítulo de discusión, se puede afirmar que la intensidad de los distintos parámetros calculados es mayor en el flujo de la prótesis mecánica que en el de la prótesis biológica. Este hecho se presenta a pesar de que el número de Reynolds es considerablemente superior para la válvula biológica.

Si en estudios futuros se logrará alcanzar una similitud dinámica entre los dos flujos estudiados, la intensidad de los distintos parámetros sería mayor en el flujo controlado por la prótesis mecánica.

Es importante destacar, que la principal hipótesis de esta tesis se confirmó con los resultados obtenidos. Se encontró que la rapidez de deformación producida con la prótesis mecánica es mucho mayor que la producida con la prótesis biológica, lo cual se puede relacionar con la tendencia a la trombosis de los portadores de prótesis mecánicas.

Aunque los resultados presentados en este trabajo son importantes, se debe tener en cuenta que en las pruebas experimentales se empleó solamente una prótesis de cada tipo; así que para universalizar la comparación entre estos tipos de prótesis se debe realizar mediciones experimentales con un mayor número de válvulas. También, es importante mencionar que las condiciones de operación

de la bomba se eligieron de tal forma que ambas prótesis funcionaran adecuadamente, por lo que sería importante realizar mediciones experimentales variando estas condiciones, de tal forma que tengan una similitud dinámica con el flujo humano.

5.1. Problemas de trombosis

Desde los primeros implantes de prótesis valvulares hasta la fecha, se ha podido constatar que los pacientes con prótesis mecánicas son altamente propensos a tener problemas de trombosis, pero las razones por las cuales se desencadenan estos problemas aún no están esclarecidas.

Los componentes sanguíneos encargados de la formación de coágulos (plaquetas y los 13 factores de coagulación) permanecen inertes en el sistema circulatorio cuando el flujo sanguíneo se encuentra en condiciones saludables. Pero al alterar estas condiciones, como en el caso de reemplazo de las válvula nativas por prótesis, estos componentes son alterados y activados, de modo que están listos para cumplir con su función: formar coágulos.

Con base en los resultados que se obtuvieron en este proyecto y en la investigación realizada, se concluye que la prótesis mecánica estudiada podría activar de forma más fácil e inmediata a las plaquetas y factores de coagulación que la prótesis biológica. Esto es debido a que los valores registrados de los parámetros del flujo son significativamente superiores en el caso de la válvula mecánica. Dichos parámetros son: la magnitud del tensor rapidez de deformación \underline{D} , los esfuerzos cortantes viscosos τ y los esfuerzos cortantes turbulentos τ' .

Como se mencionó en el capítulo introductorio, se han realizado un gran número de investigaciones acerca de la activación de los componentes sanguíneos encargados de la coagulación en donde muestras de estos son sujetos generalmente a flujos cortantes simples. Se ha conseguido establecer valores límite de rapidez de deformación y esfuerzos a los cuales pueden ser sometidos dichos componentes sin ser activados.

En este trabajo la magnitud de los parámetros calculados, relacionados con la activación de los componentes sanguíneos encargados de la coagulación, es menor que los valores umbrales encontrados en otras investigaciones. Esto se debe en parte a que en las pruebas experimentales no se trabajo con ningún componente sanguíneo y el fluido empleado fue agua. Por otro lado, el flujo a través de prótesis valvular es más complejo que los estudiados para analizar el proceso de coagulación: es tridimensional, pulsátil y con transición a la turbulencia.

Por lo anterior se puede suponer que los valores umbrales de activación de los componentes sanguíneos son menores en un flujo controlado por una prótesis valvular que los valores especificados en las investigaciones citadas. Por ejemplo: Schneider et al. [28] encontraron que el factor vonWillebrand, el cual es el encargado de adherencia plaquetaria, se activa con una razón de corte alrededor de $5000 s^{-1}$ en flujo cortante simple; mientras que en este trabajo la máxima magnitud del tensor rapidez de deformación encontrada fue de $120 s^{-1}$; recordando que en nuestro caso el flujo es tridimensional, con rapidezces de deformación cortantes y extensionales.

Finalmente, de acuerdo a la investigación realizada, acerca de la activación de plaquetas y de los factores de coagulación, se tiene la hipótesis de que el proceso de trombosis debido al uso de prótesis

mecánicas se desencadena por la activación del factor de coagulación VIII, factor vonWillebrand, sin que las plaquetas tengan un nivel de activación considerable. Esta suposición es debido a que en las investigaciones citadas en el primer capítulo, los valores de esfuerzos umbrales de activación del factor vonWillebrand son menores que los valores de activación plaquetaria. Una vez activado el factor vonWillebrand, las plaquetas se pueden adherir fácilmente para formar un coágulo.

5.2. Trabajo a futuro

Con este trabajo se logró contribuir al estudio del flujo a través de sustitutos de válvulas cardiacas; sin embargo, aún falta mucho para comprender porque los portadores de prótesis mecánicas tienen una alta incidencia a la trombosis.

Para generar un mayor conocimiento acerca del flujo controlado por prótesis valvulares, en trabajos futuros se podrían tomar en cuenta los siguientes puntos:

- Realizar mediciones experimentales de los campos de velocidades y calcular todos los parámetros establecidos en este trabajo para un prótesis mecánica de doble hoja, ya que ésta es la prótesis empleada con mayor frecuencia en la actualidad.
- Realizar mediciones experimentales detalladas en las regiones cercanas a las superficies de las prótesis, ya que en éstas la intensidad de los parámetros del flujo relacionados con la activación de los componentes sanguíneos podría ser mayor.
- Profundizar en el estudio de los efectos del flujo sobre las plaquetas y factores de coagulación, por lo que sería de gran importancia realizar mediciones experimentales empleando estos componentes o sustitutos con propiedades similares. De esta forma se podría determinar cual componente sanguíneo es el que desencadena el proceso de coagulación debido al uso de prótesis mecánicas. Es importante tener en cuenta que si se decide llevar a cabo lo anterior, la complejidad de las mediciones incrementaría, pues se trata de componentes de difícil visualización.
- Profundizar en el estudio los elementos del circuito hidráulico, para que estos sean adecuados a las características del sistema circulatorio.
- Realizar una gama de mediciones experimentales variando la frecuencia y el volumen desplazado, las cuales se ajusten a las distintas condiciones que el sistema circulatorio puede experimentar.

Apéndice A

Programas de Matlab

A.1. Datos

Este programa ordena los datos estadísticos de velocidad generados por el software FlowManager, también realiza la interpolación espacial y temporal de dichos datos. Además, calcula todas las características del flujo, especificadas en el segundo capítulo, a partir de las tablas de datos estadísticos de velocidad generados por el software FlowManager. El código fuente del programa para la válvula biológica “**Datosbiologica.m**” se presenta a continuación, el código para la válvula mecánica es similar.

```
ro=1000; %densidad [kg/m^3]
mu=0.001; %viscosidad [kg/m.s]
f=1/0.9; %frecuencia [ciclo/s]

%Valvula biologica
dirPIV=strcat('F:\valvula biologica\Datos
PIV\');
D=26; %Diametro de la válvula [mm]
Da=18; %Diametro de la experimental válvula [mm]
for t=0:16;
    switch (t)
    case 0
        tr=0;
    case 1
        tr=0.10905;
    case 2
        tr=0.2181;
    case 3
        tr=0.24267;
    case 4
        tr=0.26724;
    case 5
        tr=0.29181;
    case 6
        tr=0.31638;
    case 7
        tr=0.34095;
    case 8
        tr=0.36552;
    case 9
        tr=0.39009;
    case 10
        tr=0.41466;
    case 11
        tr=0.43923;
        t=11;
    case 12
        tr=0.4638;
        t=12;
    case 13
        tr=0.57285;
        t=13;
    case 14
        tr=0.6819;
        t=14;
    case 15
        tr=0.79095;
        t=15;
    case 16
        tr=0.9;
        t=16;
    end
    for i=1:5
        switch (i)
        case 1
            dist='D-';
            d=-1;
        case 2
            dist='D_2-';
            d=-1/2;
        case 3
            dist='0';
            d=0;
        case 4
            dist='D_2+';
            d=1/2;
        case 5
            dist='D+';
            d=1;
        end
        archivo=strcat(dirPIV,'x=',dist,'\x=',dist,'
000',int2str(t),'.txt');
        tabla=load(archivo);
        xmax=max(tabla(:,1));
        ymax=max(tabla(:,2));
        for j=0:57
            for k=0:58
                a=min(find(tabla(:,2)==k));
                b=find(tabla(a:a+xmax,1)==j);
                b=b+a-1;
                z(k+1,j+1,i,t+1)=tabla(b,3);
                y(k+1,j+1,i,t+1)=tabla(b,4);
                x(k+1,j+1,i,t+1)=D*d;
                w(k+1,j+1,i,t+1)=tabla(b,5);
            end
        end
    end
end
```

```

v(k+1,j+1,i,t+1)=tabla(b,6);
u(k+1,j+1,i,t+1)=tabla(b,7);
sdw(k+1,j+1,i,t+1)=tabla(b,9);
sdv(k+1,j+1,i,t+1)=tabla(b,10);
sdu(k+1,j+1,i,t+1)=tabla(b,11);
cwv(k+1,j+1,i,t+1)=tabla(b,13);
cwu(k+1,j+1,i,t+1)=tabla(b,14);
cvu(k+1,j+1,i,t+1)=tabla(b,15);
end
end
end
tm(:,:,t+1)=ones(size(x,1),size(x,2),size(x,3))*tr;
end

%Interpolacion Velocidad espacio/tiempo
[Y,Z,X,T]=ndgrid(-24:1.4:50,-44:1.4:44,-26:1.4:26,0:0.026:0.9);
U=interp(y,z,x,tm,u,Y,Z,X,T);
V=interp(y,z,x,tm,v,Y,Z,X,T);
W=interp(y,z,x,tm,w,Y,Z,X,T);

%Interpolacion desviacion standar
SDU=interp(y,z,x,tm,sdu,Y,Z,X,T);
SDV=interp(y,z,x,tm,sdv,Y,Z,X,T);
SDW=interp(y,z,x,tm,sdw,Y,Z,X,T);

%Interpolacion covarianza
CWV=interp(y,z,x,tm,cwv,Y,Z,X,T);
CWU=interp(y,z,x,tm,cwu,Y,Z,X,T);
CVU=interp(y,z,x,tm,cvu,Y,Z,X,T);

n=size(U,4);
for tn=1:n

%Velocidades maximas y minimas
Umax(tn)=max(max(max(max(U(:,:,:),tn))));
Vmax(tn)=max(max(max(max(V(:,:,:),tn))));
Wmax(tn)=max(max(max(max(W(:,:,:),tn))));
Umin(tn)=min(min(min(min(U(:,:,:),tn))));
Vmin(tn)=min(min(min(min(V(:,:,:),tn))));
Wmin(tn)=min(min(min(min(W(:,:,:),tn))));
spd(:,:,:),tn)=sqrt((U.^2)+(V.^2)+(W.^2));
spdmax(tn)=max(max(max(max(spd(:,:,:),tn))));
spdmed(tn)=mean(mean(mean(spd,4),3),2),1);

%Cálculo varianza e intensidad de turbulencia
varUmax(tn)=max(max(max(max(SDU.^2))));
varVmax(tn)=max(max(max(max(SDV.^2))));
varWmax(tn)=max(max(max(max(SDW.^2))));
VAR(:,:,:),tn)=(SDU.^2)+(SDV.^2)+(SDW.^2);
varmax(tn)=max(max(max(max(VAR(:,:,:),tn))));
IT=(sqrt(VAR(:,:,:),tn)/3)/spd(:,:,:),tn;
ITmax(tn)=max(max(max(max(IT(:,:,:),tn))));

%Cálculo de la covarianza
cUVmax(tn)=max(max(max(max(CWV(:,:,:),tn))));
cUWmax(tn)=max(max(max(max(CWU(:,:,:),tn))));
cVWmax(tn)=max(max(max(max(CVU(:,:,:),tn))));
cUVmin(tn)=min(min(min(min(CWV(:,:,:),tn))));
cUWmin(tn)=min(min(min(min(CWU(:,:,:),tn))));
cVWmin(tn)=min(min(min(min(CVU(:,:,:),tn))));
COV(:,:,:),tn)=(CWV+CWU+CVU);
covmax(tn)=max(max(max(max(COV(:,:,:),tn))));

%Cálculo del tensor de esfuerzos turbulentos
ro=1000[kg/m^3]
TTxx(:,:,:),tn)=ro*SDU(:,:,:),tn).^2;
TTYy(:,:,:),tn)=ro*SDV(:,:,:),tn).^2;
TTzz(:,:,:),tn)=ro*SDW(:,:,:),tn).^2;
TTxy(:,:,:),tn)=ro*CWV(:,:,:),tn);
TTxz(:,:,:),tn)=ro*CWU(:,:,:),tn);
TTYz(:,:,:),tn)=ro*CVU(:,:,:),tn);

%Esfuerzos turbulentos máximos y minimos
TTxymax(tn)=ro*cUVmax(tn);
TTxzmax(tn)=ro*cUWmax(tn);
TTYzmax(tn)=ro*cVWmax(tn);
TTxymin(tn)=ro*cUVmin(tn);
TTxzmin(tn)=ro*cUWmin(tn);
TTYzmin(tn)=ro*cVWmin(tn);
TTxymean(tn)=mean(mean(mean(mean(TTxy))));
TTxzmean(tn)=mean(mean(mean(mean(TTxz))));
TTYzmean(tn)=mean(mean(mean(mean(TTYz))));
end

for tn=1:n

%Cálculo divergencia del campo de velocidades
div(:,:,:),tn)=divergence(U,V,W);
divmax(tn)=max(max(max(max(div(:,:,:),tn))));

%Cálculo de los gradientes de las tres componentes de la velocidad
% separacion para cada direccíon 0.0012[m]
[GUy,GUz,GUx]=gradient(U,0.0012,0.0012,0.0012);
[GVy,GVz,GVx]=gradient(V,0.0012,0.0012,0.0012);
[GWy,GWz,GWx]=gradient(W,0.0012,0.0012,0.0012);

%Cálculo de la vorticidad
curlx(:,:,:),tn)=GWy(:,:,:),tn)-GVz(:,:,:),tn);
curly(:,:,:),tn)=GUz(:,:,:),tn)-GWx(:,:,:),tn);
curlz(:,:,:),tn)=GVx(:,:,:),tn)-GUy(:,:,:),tn);
nrm(:,:,:),tn)=sqrt(U.^2+V.^2+W.^2);
cav=0.5*(curlx.*U+curly.*V+curlz.*W)/nrm;
curlXmin(tn)=min(min(min(min(curlx))));
curlXmax(tn)=max(max(max(max(curlx))));
curlYmin(tn)=min(min(min(min(curly))));
curlYmax(tn)=max(max(max(max(curly))));
curlZmin(tn)=min(min(min(min(curlz))));
curlZmax(tn)=max(max(max(max(curlz))));
vortex=sqrt((curlx.^2)+(curly.^2)+(curlz.^2));
vortmax(tn)=max(max(max(max(vortex))));
vortmin(tn)=min(min(min(min(vortex))));

%Cálculo del tensor de esfuerzos viscosos (Fluido Newtoniano incompresible)
% mu=0.001[kg/m.s]
TAUxx(:,:,:),tn)=2*mu*GUx(:,:,:),tn);
TAUyy(:,:,:),tn)=2*mu*GVy(:,:,:),tn);
TAUzz(:,:,:),tn)=2*mu*GWz(:,:,:),tn);
TAUxy(:,:,:),tn)=mu*(GUy+GVx);
TAUxz(:,:,:),tn)=mu*(GUz+GWx);
TAUyz(:,:,:),tn)=mu*(GVz+GWy);

%Esfuerzos viscosos máximos y mínimos
TAUxymax(tn)=max(max(max(max(TAUxy))));
TAUxzmax(tn)=max(max(max(max(TAUxz))));
TAUyzmax(tn)=max(max(max(max(TAUyz))));

TAUxymin(tn)=min(min(min(min(TAUxy))));
TAUxzmin(tn)=min(min(min(min(TAUxz))));
TAUyzmin(tn)=min(min(min(min(TAUyz))));
TAUxymean(tn)=mean(mean(mean(mean(TAUxy))));
TAUxzmean(tn)=mean(mean(mean(mean(TAUxz))));
TAUyzmean(tn)=mean(mean(mean(mean(TAUyz))));
end

```

```

%Máximos, mínimos y medios totales del ciclo
spdmax=max(spdmax);
spdm=mean(spdmedia);
vort1=min(vortmin);
vort2=max(vortmax);
ITmx=max(ITmax);
Remaximo=(ro*(Da/1000)*spdmax)/mu;
Remax=(ro*(Da/1000)*spdmx)/mu;
Remedio=(ro*(Da/1000)*spdmmedia)/mu;
Remed=(ro*(Da/1000)*spdm)/mu;
Stmin=f*(Da/1000)/spdmx;
Stmed=f*(Da/1000)/spdm;
divmx=max(divmax);
TAUxymx=max(TAUxymax);
TAUxzmx=max(TAUxzmax);
TAUyzmx=max(TAUyzmax);
TAUxymn=min(TAUxymn);
TAUxzmn=min(TAUxzmn);
TAUyzmn=min(TAUyzmn);
TTxymx=max(TTxymx);
TTxzmx=max(TTxzmx);
TTyzmx=max(TTyzm);
TTxymn=min(TTxymn);
TTxzmn=min(TTxzmn);
TTyzmn=min(TTyzm);

if TAUxymx>TAUxzmx
    if TAUxymx>TAUyzmx
        TAUmx=TAUxymx;
    else
        TAUmx=TAUyzmx;
    end
else
    if TAUxzmx>TAUyzmx
        TAUmx=TAUxzmx;
    else
        TAUmx=TAUyzmx;
    end
end

if TAUxymn<TAUxzmn
    if TAUxymn<TAUyzmn
        TAUmn=TAUxymn;
    else
        TAUmn=TAUyzmn;
    end
else
    if TAUxzmn<TAUyzmn
        TAUmn=TAUxzmn;
    else
        TAUmn=TAUyzmn;
    end
end

if TTxymx>TTxzmx
    if TTxymx>TTyzmx
        TTmx=TTxymx;
    else
        TTmx=TTyzmx;
    end
else
    if TTxzmx>TTyzmx
        TTmx=TTxzmx;
    else
        TTmx=TTyzmx;
    end
end

if TTxymn<TTxzmn
    if TTxymn<TTyzmn
        TTmn=TTxymn;
    else
        TTmn=TTyzmn;
    end
else
    if TTxzmn<TTyzmn
        TTmn=TTxzmn;
    else
        TTmn=TTyzmn;
    end
end

save(strcat(path,tip,' numeros'),
'f','D','Da','ro','mu','Umax','Vmax','Wmax','Umin',
'Vmin','Wmin','spdmax','spdmx','spdmmedia','spdm',
'd','curlXmin','curlXmax','curlYmin','curlYmax','c',
'urlZmin','curlZmax','vortmax','vort2','vortmin','c',
'vort1','varUmax','varVmax','varWmax','varmax','cU',
'Vmax','cUWmax','cVWmax','cUVmin','cUWmin','cVWmin',
'covmax','ITmax','ITmx','Remaximo','Remax','Rem',
'edio','Remed','Stmin','Stmed','divmax','divmx','T',
'AUxymax','TAUxymx','TAUxymn','TAUxymn','TAUxyme',
'an','TAUxzmax','TAUxzmx','TAUxzmn','TAUxzmn','TAU',
'xzmean','TAUyzmax','TAUyzmx','TAUyzmn','TAUyzmn',
'AUyzmean','TAUmx','TAUmn','TTxymax','TTxymx','T',
'TTxymn','TTxymn','TTxymn','TTxzmax','TTxzmx','T',
'TTxzmn','TTxzmn','TTxzmean','TTyzmax','TTyzmx','T',
'TTyzm','TTyzmn','TTyzmn','TTyzmean','TTmx','TTmn');

%X,Y,Z [mm]
%U,V,W,spd [m/s]
%curl,vort[1/s]
%SDU,SDV,SDW [m/s]
%VAR,CUV,CUW,CVW,COV [m/s]^2
%IT [1]
%GU,GV,GW [1/s]
%TAU [kg/m.s^2] ó [N/m^2]
%TT [kg/m.s^2] ó [N/m^2]
%Re,St [1]

```

A.2. Descomposición Tensor Gradiente de Velocidad y Criterio Q

Este programa divide al tensor gradiente de velocidad \underline{L} en su parte simétrica \underline{D} y en su parte antisimétrica \underline{W} , las cuales corresponden al tensor rapidez de deformación y al tensor vorticidad, respectivamente. Además, en este programa se calcula el criterio Q, el cual compara las magnitudes de \underline{D} y \underline{W} . El código fuente del programa “**Tensorgradientevelocidad.m**” se presenta a continuación.

```

%Tensor gradiente de velocidad y criterio Q
clear all;
close all;

valvula=input('tipo válvula (1-Mec, 2-Bio): ');
switch (valvula)
case 1
path1=strcat('F:\valvulamecanica\Matrices\');
load(strcat(path1,'divergencia_gradiente'));
case 2
path1=strcat('F:\valvulabiologica\Matrices\');
load(strcat(path1,'divergencia_gradiente'));
end

%Gradiente velocidad
%[GUy,GUz,GUx]=gradient(U,0.0012,0.0012,0.0012);
%[GVy,GVz,GVx]=gradient(V,0.0012,0.0012,0.0012);
%[GWy,GWz,GWx]=gradient(W,0.0012,0.0012,0.0012);

n=size(GUx,4);
for tn=1:n

%Traza
traza=GUx(:,:,:,tn)+GVy(:,:,:,tn)+GWz(:,:,:,tn);

%Tensor Rapidez de deformación(simetrico)
%D]=sqrt(D:DT)
D11(:,:,:,tn)=GUx(:,:,:,tn);
D12(:,:,:,tn)=(GUy(:,:,:,tn)+GVx(:,:,:,tn))*0.5;
D13(:,:,:,tn)=(GUz(:,:,:,tn)+GWx(:,:,:,tn))*0.5;
D21(:,:,:,tn)=(GVx(:,:,:,tn)+GUy(:,:,:,tn))*0.5;
D22(:,:,:,tn)=GVy(:,:,:,tn);
D23(:,:,:,tn)=(GVz(:,:,:,tn)+GWy(:,:,:,tn))*0.5;
D31(:,:,:,tn)=(GWx(:,:,:,tn)+GUz(:,:,:,tn))*0.5;
D32(:,:,:,tn)=(GWy(:,:,:,tn)+GVz(:,:,:,tn))*0.5;
D33(:,:,:,tn)=GWz(:,:,:,tn);
modD=D11.^2+2*D12.^2+2*D13.^2+D22.^2+2*D23.^2+D33.^2;end
moduloD(:,:,:,tn)=sqrt(0.5*modD(:,:,:,tn));
Dmx(tn)=max(max(max(max(moduloD(:,:,:,tn)))));
Dmn(tn)=min(min(min(min(moduloD(:,:,:,tn)))));
D11mx(tn)=max(max(max(max(D11(:,:,:,tn)))));
D12mx(tn)=max(max(max(max(D12(:,:,:,tn)))));
D13mx(tn)=max(max(max(max(D13(:,:,:,tn)))));
D22mx(tn)=max(max(max(max(D22(:,:,:,tn)))));

D23mx(tn)=max(max(max(max(D23(:,:,:,tn)))));
D33mx(tn)=max(max(max(max(D33(:,:,:,tn)))));
D11me(tn)=mean(mean(mean(mean(D11(:,:,:,tn)))));
D12me(tn)=mean(mean(mean(mean(D12(:,:,:,tn)))));
D13me(tn)=mean(mean(mean(mean(D13(:,:,:,tn)))));
D22me(tn)=mean(mean(mean(mean(D22(:,:,:,tn)))));
D23me(tn)=mean(mean(mean(mean(D23(:,:,:,tn)))));
D33me(tn)=mean(mean(mean(mean(D33(:,:,:,tn)))));

%Tensor Rotacion(antisimetrico)
%[W]=sqrt(W:WT)
W11(:,:,:,tn)=0;
W12(:,:,:,tn)=(GUy(:,:,:,tn)-GVx(:,:,:,tn))*0.5;
W13(:,:,:,tn)=(GUz(:,:,:,tn)-GWx(:,:,:,tn))*0.5;
W21(:,:,:,tn)=(GVx(:,:,:,tn)-GUy(:,:,:,tn))*0.5;
W22(:,:,:,tn)=0;
W23(:,:,:,tn)=(GVz(:,:,:,tn)-GWy(:,:,:,tn))*0.5;
W31(:,:,:,tn)=(GWx(:,:,:,tn)-GUz(:,:,:,tn))*0.5;
W32(:,:,:,tn)=(GWy(:,:,:,tn)-GVz(:,:,:,tn))*0.5;
W33(:,:,:,tn)=0;
moduW=2*W12.^2+2*W13.^2+2*W23.^2
moduloW(:,:,:,tn)=sqrt(0.5*moduW(:,:,:,tn));
Wmx(tn)=max(max(max(max(moduloW(:,:,:,tn)))));
Wmn(tn)=min(min(min(min(moduloW(:,:,:,tn)))));
W12mx(tn)=max(max(max(max(W12(:,:,:,tn)))));
W13mx(tn)=max(max(max(max(W13(:,:,:,tn)))));
W23mx(tn)=max(max(max(max(W23(:,:,:,tn)))));
W12me(tn)=mean(mean(mean(mean(W12(:,:,:,tn)))));
W13me(tn)=mean(mean(mean(mean(W13(:,:,:,tn)))));
W23me(tn)=mean(mean(mean(mean(W23(:,:,:,tn)))));

%Criterio Q
%Q=1/2*([W]^2-[D]^2)
Q=(moduloW.^2-moduloD.^2)*0.5;
Qmx(tn)=max(max(max(max(Q(:,:,:,tn)))));
Qmn(tn)=min(min(min(min(Q(:,:,:,tn)))));

Dmin=min(Dmn);
Dmax=max(Dmx);
Wmin=min(Wmn);
Wmax=max(Wmx);
Qmin=min(Q2mn);
Qmax=max(Q2mx);

```

A.3. Gráficas tridimensionales

Este programa genera las gráficas tridimensionales de cada uno de los parámetros del flujo calculados. El código fuente del programa para la válvula biológica “Graficos.m” se presenta a continuación, el código para la válvula mecánica es similar.

```

%valvula biologica
path1=strcat('F:\biologica\Matrices\');
path2=strcat('F:\biologica\Matrices\fotos\');
path3=strcat('F:\biologica\imagenes_graficas\');
load(strcat(path1,'referencia'));
load(strcat(path1,'velocidad_min_max'));
load(strcat(path1,'Tb'));
load(strcat(path1,'presion'));
load(strcat(path2,'datosfotos'));

az=input('aximutal(rot eje z, ang+ contrareloj):');
el=input('elevación (vertical, ang+ arriba): ');
theta=input('ang horizontal giro de camara: ');
phi=input('ang vertical giro de camara: ');
Dam=0.018;
n=size(X,4);

graf=input('elegir grafico (1-D, 2-W, 3-Q, 4-TAU,
5-TT, 6-vortex): ');

```

```

switch (graf)
case 1
path4=strcat('F:\Tensor_gradiente_velocidad\biologi
ca\Gradiente_velocidad\');
load(strcat(path4,'Rapidez_deformacion\Rap_def'));
%Seleccion de los valores de D
mag_D1=input(strcat('magnitud D(0-', '2.5', ') : '));
mag_D2=input(strcat('magnitud D(0-', '2.5', ') : '));
mag_D3=input(strcat('magnitud D(0-', '2.5', ') : '));
mag_D4=input(strcat('magnitud D(0-', '2.5', ') : '));
Dmnb=mean(Dmx);
for tn=1:36
load(strcat(path1,'t\','\t_',int2str(tn)));
load(strcat(path2,int2str(tn)));
load(strcat(path1,'D\','\D_',int2str(tn)));
figure(tn)
colordef(gcf,'black')
%D
axis([-56 46 -26 52 -28 28])
hold all;
sl=abs(modDs)*(0.018/1.2512);
lighting none;
hold all;
p1=patch(isosurface(Zs,Ys,Xs,sl,mag_D1));
isonormals(Zs,Ys,Xs,sl,p1)
alpha(0)
set(p1,'FaceColor','red','EdgeColor','none')
colormap jet;
p3=patch(isosurface(Zs,Ys,Xs,sl,mag_D2));
isonormals(Zs,Ys,Xs,sl,p3)
alpha(.01)
set(p3,'FaceColor','blue','EdgeColor','none')
colormap jet;
p5=patch(isosurface(Zs,Ys,Xs,sl,mag_D3));
isonormals(Zs,Ys,Xs,sl,p5)
alpha(.05)
set(p5,'FaceColor','green','EdgeColor','none')
colormap jet;
p7=patch(isosurface(Zs,Ys,Xs,sl,mag_D4));
isonormals(Zs,Ys,Xs,sl,p7)
alpha(.5)
set(p7,'FaceColor','yellow','EdgeColor','none')
colormap jet;
daspect([1 1 1])
axis([-56 46 -26 52 -28 28])
box on;
warp(za,ya2,xa2,im)
hold all;
axis([-56 46 -26 52 -28 28])
box on;
beta=0.5; brighten(beta);
camproj perspective;
camlight left;
axis off;
view(az,el);
axis([-56 46 -26 52 -28 28])
axis on
daspect([1 1 1])
set(gcf,'InvertHardCopy','off');
saveas(gcf,strcat(path3,'D_',int2str(tn),'.fig'));
close all;
end

case 2
path4=strcat('F:\Tensor_gradiente_velocidad\biologi
ca\Gradiente_velocidad\');
load(strcat(path4,'Rotacion\Rotacion'));
%Seleccion de los valores de W
mag_W1=input(strcat('magnitud W(0-', '1.5', ') : '));
mag_W2=input(strcat('magnitud W(0-', '1.5', ') : '));
mag_W3=input(strcat('magnitud W(0-', '1.5', ') : '));
mag_W4=input(strcat('magnitud W(0-', '1.5', ') : '));
Wmnb=mean(Wmx);
for tn=1:36
load(strcat(path1,'t\','\t_',int2str(tn)));
load(strcat(path2,int2str(tn)));
load(strcat(path1,'W\','\W_',int2str(tn)));
figure(tn)
colordef(gcf,'black')
%W
axis([-56 46 -26 52 -28 28])
hold all;
sl=abs(modWs)*(0.018/1.2512);
lighting none;
hold all;
p1=patch(isosurface(Zs,Ys,Xs,sl,mag_W1));
isonormals(Zs,Ys,Xs,sl,p1)
alpha(0)
set(p1,'FaceColor','red','EdgeColor','none')
colormap jet;
p2=patch(isosurface(Zs,Ys,Xs,sl,mag_W2));
isonormals(Zs,Ys,Xs,sl,p2)
alpha(0.0)
set(p2,'FaceColor','blue','EdgeColor','none')
colormap jet;
p3=patch(isosurface(Zs,Ys,Xs,sl,mag_W3));
isonormals(Zs,Ys,Xs,sl,p3)
alpha(0.02)
set(p3,'FaceColor','yellow','EdgeColor','none')
colormap jet;
p4=patch(isosurface(Zs,Ys,Xs,sl,mag_W4));
isonormals(Zs,Ys,Xs,sl,p4)
alpha(0.5)
set(p4,'FaceColor','green','EdgeColor','none')
colormap jet;
daspect([1 1 1])
axis([-56 46 -26 52 -28 28])
box on;
warp(za,ya2,xa2,im)
hold all;
axis([-56 46 -26 52 -28 28])
box on;
beta=0.5; brighten(beta);
camproj perspective;
camlight left;
axis off;
view(az,el);
axis([-56 46 -26 52 -28 28])
axis on
daspect([1 1 1])
set(gcf,'InvertHardCopy','off');
saveas(gcf,strcat(path3,'W_',int2str(tn),'.fig'));
close all;
end

case 3
path4=strcat('F:\valvula biologica\Matrices\Quo\');
path5=strcat('F:\Tensor_gradiente_velocidad\biologi
ca\criterio Q\');
load(strcat(path1,'gQuo'));
load(strcat(path5,'Q'));
%Seleccion de los valores de Q
mag_Q=input(strcat('magnitud Q_n(0-', '0.7', ') : '));
for tn=1:1
load(strcat(path1,'t\','\t_',int2str(tn)));
load(strcat(path2,int2str(tn)));
load(strcat(path1,'Quo\','\Quo_',int2str(tn)));
figure(tn)
colordef(gcf,'black')
%isoQ

```

```

s1=abs(Qs)*(0.018/1.2512)^2;
lighting none;
hold all;
p1=patch(isosurface(Zs,Ys,Xs,s1,mag_Q));
isonormals(Zs,Ys,Xs,s1,p1)
set(p1,'FaceColor','green','EdgeColor','none');
p2=patch(isocaps(Zs,Ys,Xs,s1,mag_Q));
set(p2,'FaceColor','interp','EdgeColor','none');
colormap jet;
daspect([1 1 1])
warp(za,ya2,xa2,im)
hold all;
box on;
beta=0.5; brighten(beta);
camproj perspective;
camlight left;
axis([-56 46 -26 52 -28 28])
axis on
daspect([1 1 1])
set(gcf,'InvertHardCopy','off');
saveas(gcf, strcat(path3,'Q_',int2str(tn),'.fig'));
close all;
end

case 4
path4=strcat('F:\valvula biologica\Matrices\TAU');
load(strcat(path1,'TAUmax'));
%%Seleccion de valor de TAUxz
mag_TAU=input(strcat('magnitud xz-0.00023: '));
for tn=1:1
load(strcat(path1,'t\','\t_',int2str(tn)));
load(strcat(path2,int2str(tn)));
load(strcat(path1,'TAU\','\TAU_',int2str(tn)));
figure(tn)
colordef(gcf,'black')
s1=abs(TAUxsz);
TAUmx=TAUxzmax;
TAUmn=mean(mean(TAUxsz));
esf='XZ';
%stress
axis([-56 46 -26 52 -28 28])
hold all;
s11=s1/(1000*1.2512*1.2512);
lighting none;
hold all;
p1=patch(isosurface(Zs,Ys,Xs,s11,mag_TAU));
isonormals(Zs,Ys,Xs,s11,p1)
set(p1,'FaceColor','cyan','EdgeColor','none')
p2=patch(isocaps(Zs,Ys,Xs,s11,mag_TAU));
set(p2,'FaceColor','interp','EdgeColor','none');
colormap jet;
daspect([1 1 1])
warp(za,ya2,xa2,im)
hold all;
box on;
beta=0.5; brighten(beta);
camproj perspective;
camlight left;
axis off;
view(az,el);
axis([-56 46 -26 52 -28 28])
axis on
daspect([1 1 1])
set(gcf,'InvertHardCopy','off');
saveas(gcf, strcat(path3,'TAU_',int2str(tn),'.fig'))
close all;
end

case 5
path4=strcat('F:\valvula biologica\Matrices\TT');
load(strcat(path1,'TTmax'));
%%Seleccion de valor de TTxz
mag_TT=input(strcat('magnitud xz-0.065: '));
for tn=1:1
load(strcat(path1,'t\','\t_',int2str(tn)));
load(strcat(path2,int2str(tn)));
load(strcat(path1,'TT\','\TT_',int2str(tn)));
figure(tn)
colordef(gcf,'black')
s1=abs(TTxsz);
TTmx=TTxzmax;
TTmn=mean(mean(TTxsz));
esf='XZ';
%stress
axis([-56 46 -26 52 -28 28])
hold all;
s11=s1/(1000*1.2512*1.2512);
lighting none;
hold all;
p1=patch(isosurface(Zs,Ys,Xs,s11,mag_TT));
isonormals(Zs,Ys,Xs,s11,p1)
set(p1,'FaceColor','yellow','EdgeColor','none')
p2=patch(isocaps(Zs,Ys,Xs,s11,mag_TT));
set(p2,'FaceColor','interp','EdgeColor','none');
colormap jet;
daspect([1 1 1])
warp(za,ya2,xa2,im)
hold all;
box on;
beta=0.5; brighten(beta);
camproj perspective;
camlight left;
view(az,el);
axis([-56 46 -26 52 -28 28])
axis on
daspect([1 1 1])
set(gcf,'InvertHardCopy','off');
saveas(gcf, strcat(path3,'TT_',int2str(tn),'.fig'));
close all;
end

case 6
load(strcat(path1,'vortex'));
n=size(curlx,4);
tip_vort=input('slices (1-magnitud de vorticidad,
2-vorticidad en x, 3-vorticidad en y, 4-vorticidad
en z): ');
for tn=1:35
figure(tn)
colordef(gcf,'black')
load(strcat(path1,'t\','\t_',int2str(tn)));
load(strcat(path2,int2str(tn)));
%streamslice
axis([-56 46 -26 52 -28 28])
hold all;
warp(za,ya2,xa2,im)
hold all;
spds=spd(:,:,,tn);
vortexs=vortex(:,:,,tn);
curlxs=curlx(:,:,,tn);
curlys=curlx(:,:,,tn);
curlzs=curlz(:,:,,tn);
axis([-56 46 -26 52 -28 28])
hold all;
switch (tip_vort)
case 1
slice(Zs,Ys,Xs,vortexs,[],[],[0]), shading
flat, alpha(.65);
caxis([0 vort2])
colormap hsv;

```

```

tip_v='mag';
a=0;
b=150;
c=80;
esc=[a b];
case 2
slice(Zs,Ys,Xs,curlyxs,[],[],[0]), shading
flat, alpha(.65);
caxis([-vort2 vort2])
colormap jet;
tip_v='x';
a=-133;
b=133;
c=0;
esc=[a b];
case 3
slice(Zs,Ys,Xs,curlyys,[],[0],[]), shading
flat, alpha(.65);
caxis([-vort2 vort2])
colormap jet;
tip_v='y';
a=-95;
b=65;
c=0;
esc=[a b];
case 4
p=linspace(-40,40,3);
slice(Zs,Ys,Xs,curlyzs,[p],[],[]), shading
flat, alpha(.65);
caxis([-vort2 vort2])
colormap jet;
tip_v='z';

a=-105;
b=105;
c=0;
esc=[a b];
end
hold on;
lighting none;
hold all;
daspect([1 1 1])
if tip_vort==3
[verts averts] =
streamslice(Zs,Ys,Xs,Ws,Vs,Us,[],[0],[]);
elseif tip_vort==4
[verts averts] =
streamslice(Zs,Ys,Xs,Ws,Vs,Us,[0],[],[]);
else
[verts averts] =
streamslice(Zs,Ys,Xs,Ws,Vs,Us,[],[],[0]);
end
st=streamline([verts averts]);
set(st,'Color','white');
box on;
camproj perspective;
camlight left;
axis tight;
view(az,el);
axis([-56 46 -26 52 -28 28])
axis on
daspect([1 1 1])
close all;
end
end

```


Apéndice B

Presentaciones

B.1. LI Congreso Nacional de la SMF/ XIV División de Fluidos y Plasmas (2008)



SESION VI: VARIOS
Jueves 22 de octubre, 9:30-12:30
Moderador: Dr. Sergio Cuevas, CIE-UNAM

The hemodynamic properties of prosthetic heart valves can cause blood damage and platelet activation due to the non-physiological flow patterns. Blood recirculation and elevated shear stresses are believed to be responsible for these complications. The objective of this study is to identify and quantify the conditions for which recirculation and high stress zones appear. We have performed a comparative study between a mechanical monoleaflet and biological valve. In order to generate the flow conditions to test the prosthesis, we have built a hydraulic circuit which reproduces the human systemic circulation, on the basis of the Windkessel model. This model is based on an electrical analogy which consists of an arterial resistance and compliance. Using PIV 3D stereo measurements, taken downstream from the prosthetic heart valves, we have reconstructed the full phase-averaged tridimensional velocity field. Preliminary results show that critical zones are more prominent in mechanical prosthesis, indicating that valves made with bio-materials are less likely to produce blood trauma. This is in accordance with what is generally found in the literature.

Figura B.1: Portada del boletín del CNF 2008 y resumen de la presentación.

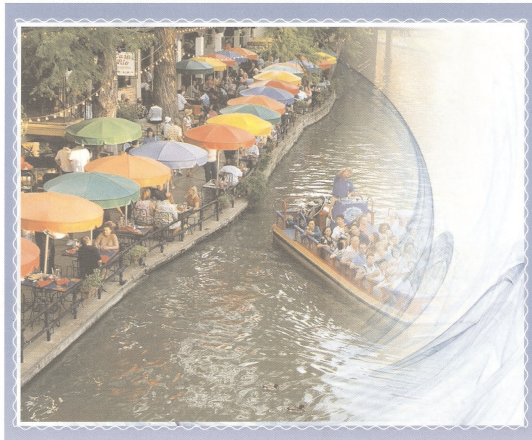
B.2. 61th Annual Meeting of the APS Division of Fluid Dynamics (2008)

BULLETIN

OF THE AMERICAN PHYSICAL SOCIETY

PROGRAM OF THE 61st ANNUAL MEETING OF
THE DIVISION OF FLUID DYNAMICS

November 23–25, 2008
San Antonio, Texas



November 2008
Volume 53, No. 15

APS
physics

SESSION MJ:Bio-Fluids:General III
8:00 AM-9:57 AM, Tuesday, November 25, 2008
Chair: Charles Eggleton, University of Maryland, Baltimore County

The hemodynamic properties of prosthetic heart valves can cause blood damage and platelet activation due to the non-physiological flow patterns. Blood recirculation and elevated shear stresses are believed to be responsible for these complications. The objective of this study is to identify and quantify the conditions for which recirculation and high stress zones appear. We have performed a comparative study between a mechanical monoleaflet and biological valve. In order to generate the flow conditions to test the prosthesis, we have built a hydraulic circuit which reproduces the human systemic circulation, on the basis of the Windkessel model. This model is based on an electrical analogy which consists of an arterial resistance and compliance. Using PIV 3D stereo measurements, taken downstream from the prosthetic heart valves, we have reconstructed the full phase-averaged tridimensional velocity field. Preliminary results show that critical zones are more prominent in mechanical prosthesis, indicating that valves made with bio-materials are less likely to produce blood trauma. This is in accordance with what is generally found in the literature.

Figura B.2: Portada del boletín del APS 2008 y resumen de la presentación.

Bibliografía

- [1] Y.C. Fung. *Biomechanics:Circulation*. Springer, USA, 2a edition, 1997.
- [2] Salvador Gómez Álvarez. *Anatomía integral y dinámica del corazón*. Trillas, Mexico, 1a edition, 1985.
- [3] Daniel J. Schneck and Joseph D. Bronzino. *Biomechanics:principles and applications*. CRC Press LLC, USA, 1a edition, 2003.
- [4] A. Yoganathan, Z. He, and S. Jones. Fluid mechanics of heart valves. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 6, 2004.
- [5] Robbins Stevens and Vinay Kumar. *Patología del humana*. Elsevier, España, 7a edition, 2003.
- [6] M. Gharib, E. Rambod, A. Kheradvar, D. Sahn, and J. Dabiri. Optimal vortex formation as an index of cardiac health. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 103(16):6305–6308, 2006.
- [7] O. Pierrakos and P. Vlachos. The effect of vortex formation on left ventricular filling and mitral valve efficiency. *Journal of Biomechanical Engineering*, 128(16):527–539, 2006.
- [8] C. Brennen. A review of cavitation uses and problems in medicine. *Cavitation: Turbo-machinery and Medical Applications*, 2006.
- [9] Gabriel Téllez de Peralta. *Tratado de cirugía cardiovascular*. Ediciones Díaz de Santos, España, 2a edition, 1998.
- [10] N. Kalyant, C. Muraleedharan, and G. Bhuvaneshwar. Developments in mechanical heart valve prosthesis. 28(3):575–587, 2003.
- [11] Leopold Dintenfass. *Blood viscosity, Hyperviscosity and Hyperviscosaemia*. Springer-Kluwer, 1a edition, 1985.
- [12] J. Strackee and N. Westerhof. *Medical Science Series:The physics of heart and circulation*. Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia, 1a edition, 1993.
- [13] Mair Zamir. *The physics of pulsatile flow*. Springer-Verlag, USA, 1a edition, 2000.

- [14] A. Sequeira and J. Janela. An overview of some mathematical model of blood rheology. *Springer*, 2007.
- [15] Arthur Guyton. *Fisiología Medica*. Elsevier, España, 1a edition, 2006.
- [16] N. Barrett, L. Holbrook, and S. Jones. Future innovations in anti-platelet therapies. *British Journal of Pharmacology*, 154, 2008.
- [17] G. Thibodeau. *Estructura y función del cuerpo humano*. Elsevier, España, 10a edition, 1998.
- [18] T. Bodnar and A. Sequeira. Numerical simulation of the coagulation dynamics of blood. *Computational and Mathematical Methods in Medicine: Taylor Francis Group*, 9(2):83–104, 2008.
- [19] J. T. DiPiro. *Pharmacotherapy: A pathophysiologic approach*. McGraw-Hill Professional, USA, 7a edition, 2008.
- [20] F. Valentin. *Hurst's the Heart*. McGraw-Hill Professional, USA, 12a edition, 2007.
- [21] A. Majlúf. Fisiopatología de la trombosis. *Gaceta Médica de México*, 143(1):11–14, 2007.
- [22] D. Bluestein, E. Rambod, and M. Gharib. Vortex shedding as a mechanism for free emboli formation in mechanical heart valves. *Journal of Biomechanical Engineering*, 122, 2000.
- [23] S. Einav and D. Bluestein. Dynamics of blood flow and platelets transport in pathological vessels. *Annals New York Academy of Sciences*, 2004.
- [24] D. Hellums. Biorheology in thrombosis research. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 22, 1994.
- [25] S. Krishnan, H. Udaykumar, J. Marshall, and K. Chandran. Two-dimensional dynamic simulation of platelet activation during mechanical heart valve closure. *Annals of Biomedical Engineering*, 34(10):1519–1534, 2006.
- [26] M. Kroll, J. Hellums, L. McIntire, A. Schafer, and J. Moake. Platelets and shear stress. *The journal of The American Society of Hematology*, 88(5):1525–1541, 1996.
- [27] J. Hathcock. Flow effects on coagulation and thrombosis. *Journal of The American Heart Association*, 2006.
- [28] S. Schneider, S.Ñuschele, A. Wixforth, C. Gorzelanny, A. Alexander-Katz, R.Ñetz, and M. Schneider. Shear-induced unfolding triggers adhesion of von willebrand factor fibers. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 104(19):7899–7903, 2007.
- [29] P. Blackshear. *Mechanical hemolysis in flowing blood*. USA, 1965.
- [30] G.K. Batchelor. *An introduction to fluid dynamics*. Cambridge University Press, Great Britain, 1a edition, 1979.

- [31] Stephen Whitaker. *Introduction to fluid mechanics*. Krieger Publishing Company, USA, 1a edition, 1981.
- [32] B. Diourté, J.P. Siché, V. Comparat, J.P. Baguet, and J.M. Mallion. Study of arterial blood pressure by a windkessel-type model: influence of arterial functional properties. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 60, 1999.
- [33] René Ledesma Alonso. *Análisis experimental del flujo a través de sustitutos de válvulas cardiacas*. UNAM, Mexico, 2007.
- [34] *FlowMap PIV Installation & User's guide*. Dantec Dynamics Inc., Denmark, 5a edition, 2000.
- [35] P. Chakraborty, S. Balachandar, and R. Adrian. On the relationships between local vortex identification schemes. *Journal of Fluid Mechanics*, 535, 2005.