



UNIVERSIDAD NACIONAL  
AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO  
PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA  
FACULTAD DE INGENIERÍA

**RECONSTRUCCIÓN E IMPRESIÓN 3D DEL ARCO Y LA RAIZ  
AÓRTICA PARA EL ESTUDIO DE FLUJO EN UN  
SIMULADOR CARDIOVASCULAR.**

**T E S I S**

QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:

**MAESTRO EN INGENIERÍA  
MECÁNICA – TERMOFLUIDOS**

**P R E S E N T A:**

**FABIÁN PALACIOS CARBAJAL**

COMITÉ TUTOR: :

**DR. CARLOS ALBERTO PALACIOS MORALES**  
*Facultad de Ingeniería, UNAM.*

**DR. ROBERTO ZENIT CAMACHO**  
*School of Engineering, Brown University.*

**CIUDAD UNIVERSITARIA, CD. MX.,**

**JUNIO 2022**



Universidad Nacional  
Autónoma de México



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.



**JURADO ASIGNADO:**

Presidente: **Dr. Solorio Ordaz Francisco Javier**

Secretario: **Dr. Zenit Camacho José Roberto**

1 er. Vocal: **Dr. Palacios Morales Carlos Alberto**

2 do. Vocal: **Dr. Salinas Vázquez Martín**

3 er. Vocal: **Dr. Ascanio Gasca Gabriel**

Ciudad de México, junio de 2022.

**TUTOR DE TESIS:**

**Dr. Carlos Alberto Palacios Morales**

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'C. Palacios', is written over a horizontal line. The signature is stylized and somewhat cursive.

**FIRMA**



# Agradecimientos

En primer lugar agradezco a la Facultad de Ingeniería y a la Universidad Nacional Autónoma de México por brindarme la oportunidad de cursar mis estudios de posgrado en esta magnífica Institución. Por el conocimiento que he recibido de todos mis profesores tanto en el ámbito académico como en el personal.

Al Dr. Carlos Palacios, por su apoyo en todo momento para la realización de este proyecto y por sus constantes asesorías, las cuales dieron como resultado que el presente trabajo de investigación mejorara significativamente.

Al Dr. Roberto Zenit, por sus observaciones y consejos que han sido de gran ayuda en mi formación académica. Por ser un ejemplo a seguir en todos los sentidos, al ser un excelente profesional, pero además una gran persona.

Al Ingeniero Efraín Sánchez, del Instituto Nacional de Cardiología, por permitirme el uso de las instalaciones del *Departamento de Innovación Tecnológica Cardiovascular* y por su gran ayuda en el desarrollo del modelo tridimensional del arco y la raíz aórtica, ya que éste fue la pieza fundamental para que todo el proyecto pudiera llevarse a cabo.

Agradezco a mis padres y hermanos por su cariño y apoyo incondicional durante todos estos años. También, por sus constantes consejos los cuales me han ayudado a ser una mejor persona.

Finalmente agradezco a Wendy, por ser una gran compañera de vida, por animarme siempre a seguir adelante y por estar a mi lado en los buenos y malos momentos. Además, agradezco todo el amor, apoyo y comprensión que me ha brindado.



# Resumen

El presente trabajo muestra la creación y edición de un modelo tridimensional de la raíz y el arco aórtico que fue reconstruido a partir de un estudio tomográfico tomado de un paciente del Instituto Nacional de Cardiología, “Ignacio Chavez” y que a su vez fue incorporado a un simulador cardiovascular.

El modelo experimental busca analizar un flujo que simule las características de la sangre humana dentro de la aorta en condiciones fisiológicas, por lo cual se implementó la técnica de Velocimetría por Imágenes de Partículas (PIV por sus siglas en inglés), para obtener información sobre el flujo que se genera principalmente en la raíz aórtica y en la aorta ascendente, al utilizar una prótesis valvular biológica y otra mecánica.

Además de usar dos tipos de prótesis valvulares, se usaron dos fluidos de trabajo, el primero fue agua pura y el segundo corresponde a una solución agua-glicerol ( $c=60\%$ ), que posee una viscosidad dinámica similar a la de la sangre humana.

Se obtuvieron los campos de velocidades y de vorticidad para los distintos casos analizados, con la finalidad de compararlos e interpretar como es que la geometría y características propias de cada válvula influyen en el patrón de flujo obtenido, así como observar el comportamiento que se tiene al usar diferentes fluidos de trabajo dentro del circuito.





# Índice general

Agradecimientos	I
Resumen	III
<b>1. Motivación y Objetivos</b>	<b>1</b>
<b>2. Introducción</b>	<b>5</b>
2.1. Breve descripción del sistema circulatorio . . . . .	5
2.2. Mecánica del flujo sanguíneo . . . . .	7
2.3. Válvulas cardíacas . . . . .	9
2.3.1. Valvulopatías . . . . .	9
2.3.2. Prótesis de válvulas cardíacas . . . . .	11
2.3.3. Sustitución valvular percutánea . . . . .	16
2.4. Reología de la sangre . . . . .	18
2.4.1. Plasma . . . . .	18
2.4.2. Sangre pura . . . . .	20
2.4.3. Efecto del hematocrito . . . . .	22
2.4.4. Efecto de la temperatura . . . . .	24
2.4.5. Efecto del contenido de proteínas en el plasma . . . . .	25
2.4.6. Efecto del diámetro del conducto . . . . .	25
<b>3. Desarrollo experimental</b>	<b>27</b>
3.1. Modelo Windkessel . . . . .	27
3.2. Simulador cardiovascular . . . . .	28
3.2.1. Bomba Peristáltica . . . . .	29
3.2.2. Cámara de complianza . . . . .	29
3.2.3. Válvula de aguja . . . . .	31
3.2.4. Medidor de flujo . . . . .	31
3.2.5. Zona de pruebas . . . . .	33

3.3. Visualización del flujo mediante PIV . . . . .	46
3.3.1. Montaje y características del equipo empleado . . . . .	48
3.3.2. Propiedades del flujo . . . . .	50
3.4. Fluido de trabajo . . . . .	51
<b>4. Resultados</b>	<b>55</b>
4.1. Campos de velocidad . . . . .	59
4.1.1. Válvula biológica. Agua pura. . . . .	59
4.1.2. Válvula biológica. Solución agua-glicerol. . . . .	69
4.1.3. Válvula mecánica. Agua pura . . . . .	78
4.1.4. Válvula mecánica. Solución agua-glicerol. . . . .	87
4.2. Campos de vorticidad . . . . .	96
4.2.1. Válvula biológica. Agua pura. . . . .	96
4.2.2. Válvula biológica. Solución agua-glicerol. . . . .	99
4.2.3. Válvula mecánica. Agua pura. . . . .	102
4.2.4. Válvula mecánica. Solución agua-glicerol. . . . .	104
<b>5. Conclusiones</b>	<b>107</b>

# Índice de figuras

1.1. Principales causas de muerte en el mundo. . . . .	2
2.1. Esquema del corazón . . . . .	6
2.2. Válvulas del corazón durante el ciclo cardíaco . . . . .	8
2.3. Vista superior del corazón . . . . .	10
2.4. Estenosis valvular . . . . .	10
2.5. Tipos de prótesis valvulares mecánicas . . . . .	14
2.6. Bioprótesis de pericardio porcino y bovino . . . . .	15
2.7. Bioprótesis empleada para el procedimiento transcatéter. . . . .	17
2.8. Procedimiento de implante valvular aórtico transcatéter . . . . .	17
2.9. Esfuerzo cortante normalizado respecto a la viscosidad del plasma . . . . .	19
2.10. Viscosidad aparente de la sangre . . . . .	21
2.11. Efecto Roleaux . . . . .	21
2.12. Efecto del hematocrito en la viscosidad relativa de la sangre . . . . .	22
2.13. Efecto del endurecimiento de los glóbulos rojos sobre la viscosidad relativa. . . . .	23
2.14. Efecto de las proteínas del plasma en la viscosidad de la sangre . . . . .	24
2.15. Viscosidad aparente de la sangre en función del radio de la tubería . . . . .	26
2.16. Rotación de glóbulos rojos bajo la influencia de un gradiente de velo- cidad. . . . .	26
3.1. Modelo Windkessel . . . . .	28
3.2. Probador cardiovascular . . . . .	29
3.3. Bomba Peristáltica . . . . .	30
3.4. Cámara de complianza . . . . .	31
3.5. Válvula de aguja . . . . .	32
3.6. Medidor de flujo Seametrics SPX-075 . . . . .	32
3.7. Esquema de la raíz y el arco aórtico . . . . .	33
3.8. Tomografías . . . . .	37

3.9. Segmentación de imágenes . . . . .	38
3.10. Reconstrucción tridimensional a partir de tomografías . . . . .	39
3.11. Modelo 3D en formato STL . . . . .	40
3.12. Impresora 3D . . . . .	40
3.13. Propiedades de la resina usada en la impresión 3D . . . . .	41
3.14. Modelo impreso de la raíz y el arco aórtico . . . . .	41
3.15. Prótesis valvular aórtica mecánica . . . . .	42
3.16. Prótesis valvular aórtica biológica . . . . .	42
3.17. Dimensiones de interés en válvulas aórticas . . . . .	43
3.18. Montaje de la válvula en la zona de pruebas . . . . .	43
3.19. Comparación de simuladores cardiovasculares . . . . .	44
3.20. Comparación de modelos . . . . .	45
3.21. Sincronización y adquisición de datos mediante PIV . . . . .	46
3.22. Procesamiento de Correlación Cruzada . . . . .	48
3.23. PIV integrada a la zona de pruebas. . . . .	49
3.24. Láser Nd:YAG. . . . .	49
3.25. Cámara de alta velocidad . . . . .	50
3.26. Visualización del grado de distorsión óptica al usar una solución agua-glicerol a distintas concentraciones . . . . .	53
4.1. Ejemplo de una imagen obtenida al emplear la técnica PIV. . . . .	56
4.2. Áreas iluminadas por el láser . . . . .	56
4.3. Mascaras empleadas antes de realizar el procesamiento de Correlación Cruzada . . . . .	58
4.4. Campos de velocidades. Válvula biológica. Agua pura. . . . .	62
4.5. Campos de velocidades (t=0). Válvula biológica. Agua pura. . . . .	63
4.6. Campos de velocidades (t=166.67 ms). Válvula biológica. Agua pura. . . . .	64
4.7. Campos de velocidades (t=333.33 ms). Válvula biológica. Agua pura. . . . .	65
4.8. Campos de velocidades (t=500 ms). Válvula biológica. Agua pura. . . . .	66
4.9. Campos de velocidades (t=666.67 ms). Válvula biológica. Agua pura. . . . .	67
4.10. Campos de velocidades (t=833.33 ms). Válvula biológica. Agua pura. . . . .	68
4.11. Campos de velocidades. Válvula biológica. Solución agua-glicerol. . . . .	71
4.12. Campos de velocidades (t=0). Válvula biológica. Solución agua-glicerol. . . . .	72
4.13. Campos de velocidades (t=166.67 ms). Válvula biológica. Solución agua-glicerol. . . . .	73
4.14. Campos de velocidades (t=333.33 ms). Válvula biológica. Solución agua-glicerol. . . . .	74

4.15. Campos de velocidades ( $t=500$ ms). Válvula biológica. Solución agua-glicerol. . . . .	75
4.16. Campos de velocidades ( $t=666.67$ ms). Válvula biológica. Solución agua-glicerol. . . . .	76
4.17. Campos de velocidades ( $t=833.33$ ms). Válvula biológica. Solución agua-glicerol. . . . .	77
4.18. Campos de velocidades. Válvula mecánica. Agua pura. . . . .	80
4.19. Campos de velocidades ( $t=0$ ). Válvula mecánica. Agua pura. . . . .	81
4.20. Campos de velocidades ( $t=166.67$ ms). Válvula mecánica. Agua pura. . . . .	82
4.21. Campos de velocidades ( $t=333.33$ ms). Válvula mecánica. Agua pura. . . . .	83
4.22. Campos de velocidades ( $t=500$ ms). Válvula mecánica. Agua pura. . . . .	84
4.23. Campos de velocidades ( $t=666.67$ ms). Válvula mecánica. Agua pura. . . . .	85
4.24. Campos de velocidades ( $t=833.33$ ms). Válvula mecánica. Agua pura. . . . .	86
4.25. Campos de velocidades. Válvula mecánica. Solución agua-glicerol. . . . .	89
4.26. Campos de velocidades ( $t=0$ ). Válvula mecánica. Solución agua-glicerol. . . . .	90
4.27. Campos de velocidades ( $t=166.67$ ms). Válvula mecánica. Solución agua-glicerol. . . . .	91
4.28. Campos de velocidades ( $t=333.33$ ms). Válvula mecánica. Solución agua-glicerol. . . . .	92
4.29. Campos de velocidades ( $t=500$ ms). Válvula mecánica. Solución agua-glicerol. . . . .	93
4.30. Campos de velocidades ( $t=666.67$ ms). Válvula mecánica. Solución agua-glicerol. . . . .	94
4.31. Campos de velocidades ( $t=833.33$ ms). Válvula mecánica. Solución agua-glicerol. . . . .	95
4.32. Campos de vorticidad. Válvula biológica. Agua pura. . . . .	98
4.33. Campos de vorticidad. Válvula biológica. Solución agua-glicerol. . . . .	101
4.34. Campos de vorticidad. Válvula mecánica. Agua pura. . . . .	103
4.35. Campos de vorticidad. Válvula mecánica. Solución agua-glicerol. . . . .	106



# Capítulo 1

## Motivación y Objetivos

Recientes informes de la Organización Mundial de la Salud (OMS) muestran que diversas enfermedades cardiovasculares se encuentran dentro de las principales causas de muerte en todo el mundo (Figura 1.1). Muchas de estas tienen una relación directa con algún flujo sanguíneo anormal (*Gunning et al. 2014; Ha et al. 2016*). Aunque en primer instancia los padecimientos con mayor tasa de mortalidad son el infarto al corazón, la arritmia y la insuficiencia cardíaca, en los últimos años se ha puesto mayor atención a las enfermedades valvulares. De acuerdo con *J. L. d'Arcy et al. (2010)*, estos padecimientos pueden llegar a ser considerados como las nuevas epidemias mundiales. Debido a que tanto la válvula aórtica como la mitral están sometidas a presiones mayores (al rededor de 150 mmHg) en comparación con la tricúspide y la pulmonar (aproximadamente 30 mmHg), las alteraciones en dichas válvulas (lado izquierdo del corazón) se presentan con mayor frecuencia (*Bronzino y Schneck, 2002*).

De acuerdo con *Iung y Vahanian (2014)*, se estima que en países industrializados las enfermedades asociadas a padecimientos valvulares están presentes en un 2.5 % de su población total. Actualmente un gran número de personas requieren que alguna de sus válvulas cardíacas sea reemplazada por una prótesis, debido a que ésta ha dejado de funcionar correctamente, por lo que tal práctica es muy común en todo el mundo. Por ejemplo, *N.J. Birkmeyer et al. (2001)* informaron que el número de reemplazos de válvulas aórticas en pacientes mayores de 75 años ha incrementado en más de un 150 % en los últimos años.

Por lo tanto, existe un gran interés en la investigación científica que permita tener un mejor entendimiento de las funciones que desempeñan las válvulas cardíacas, así como de las causas y efectos de las enfermedades valvulares con la finalidad de obtener un conocimiento continuo que promueva el desarrollo de nuevas técnicas para tratar



## 2 Motivación y Objetivos

dichos padecimientos de manera más eficiente.

Específicamente hablando de la válvula aórtica, el estudio de la dinámica del flujo de la sangre en el interior de los senos aórticos (también conocidos como Senos de Valsalva) ha sido de gran interés desde hace mucho tiempo, particularmente por la formación de estructuras de vórtices en su interior (*Keele, 1952; Robicsek, 1991*). Se ha observado que los senos aórticos tienen la función de hospedar y expandir un anillo de vorticidad que se genera con la apertura de las valvas de la válvula aórtica y que dicho vórtice promueve el cierre posterior de las mismas (por ejemplo *Yang et al. 1998; de Hart et al. 2003; Escobar Kvitting et al. 2004; Markl et al. 2005; Korakianitis y Shi 2006; Ranga et al. 2006; Katayama et al. 2008; Markl et al. 2011*). Sin embargo, investigaciones más recientes han encontrado dinámicas de flujo más complejas en donde el anillo de vorticidad que se genera durante la apertura de la válvula es lanzado hacia la aorta y posteriormente se forma un vórtice secundario con rotación opuesta que permanece dentro del seno hasta que la válvula comienza a cerrarse (por ejemplo *Leo et al. 2005, 2006; Dasi et al. 2009; Saikrishnan, 2012; Ducci et al. 2013; Toninato et al. 2016*).

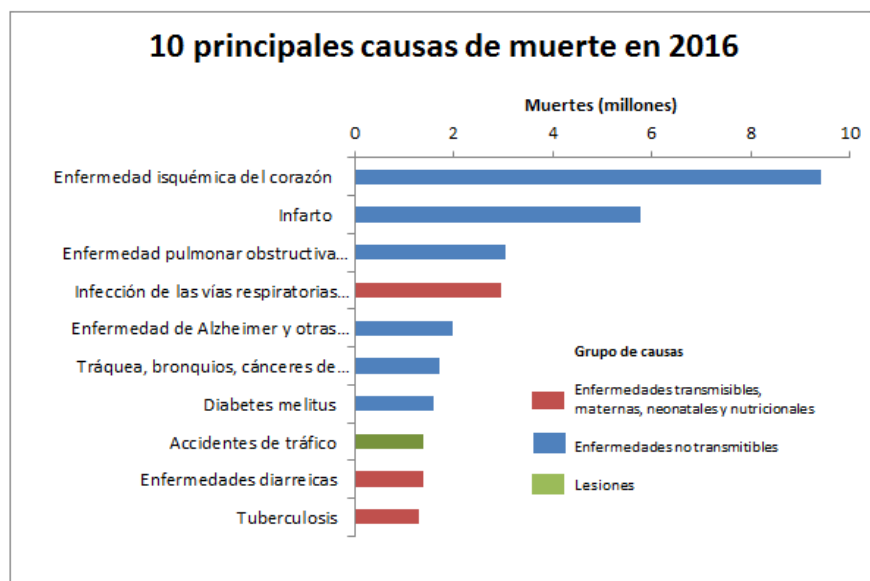


Figura 1.1: Principales causas de muerte a nivel mundial de acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (2016).

---

En este estudio se pretende desarrollar un modelo tridimensional del arco y la raíz aórtica en donde sea posible la colocación de una prótesis valvular y que además pueda ser integrado a un simulador cardiovascular (ver sección 3.2) que fue creado y desarrollado en el Centro de Ingeniería Avanzada de la UNAM.

El simulador cardiovascular que se tiene actualmente cuenta con un modelo simplificado de la raíz y el arco aórtico, sin embargo, este fue diseñado con geometrías básicas y dimensiones estandarizadas que se alejan considerablemente de lo que podría ser considerado como un modelo fisiológico. Por tal motivo, uno de los objetivos principales es crear un nuevo modelo por medio de una reconstrucción a partir de datos tomográficos (estudios proporcionados por el Instituto Nacional de Cardiología) de una persona adulta.

Durante los últimos años, la impresión tridimensional ha crecido en el campo de la Cardiología gracias a su potencial para la reconstrucción de modelos con estructuras fisiológicas complejas, lo cual permite la realización de simulaciones de intervenciones quirúrgicas, una mejor planificación de cirugías y una comprensión mayor de las cardiopatías congénitas.

Una de las principales características deseadas en el modelo tridimensional del arco y la raíz aórtica de este estudio, es que posea las propiedades necesarias (principalmente una transparencia óptima) para poder implementar la técnica de Velocimetría por Imágenes de Partículas (PIV) con la cual se podrá observar y estudiar la dinámica del flujo en el interior de los senos aórticos por medio de la obtención de los campos de velocidades resultantes y con ellos calcular algunos otros parámetros hidrodinámicos que permitan caracterizar el flujo.

Para las distintas pruebas que se llevaron a cabo, se emplearon dos diferentes prótesis valvulares; una mecánica y una biológica. Por otro lado, se usaron dos fluidos de trabajo; el primero fue agua pura y el segundo fue una solución agua-glicerina con una concentración al 60%, fluido que de acuerdo a diversos estudios previos (por ejemplo *Alvares et al. 2017; Fernandes et al. 2019*, entre otros) posee una viscosidad equivalente a la viscosidad aparente de la sangre bajo ciertas condiciones descritas en la sección 2.4.



# Capítulo 2

## Introducción

### 2.1. Breve descripción del sistema circulatorio

El sistema circulatorio se encarga de bombear, transportar y distribuir la sangre por todo el cuerpo. Está compuesto principalmente por el corazón y los vasos sanguíneos (arterias, venas y capilares).

**Corazón.** La Figura 2.1 muestra un esquema básico del corazón humano y la dirección del flujo sanguíneo en su interior. Su funcionamiento puede interpretarse de manera sencilla como la operación de dos bombas pulsátiles que trabajan de forma sincronizada. El corazón está constituido por cuatro cámaras, tanto la sección derecha como la izquierda (representadas en la Figura 2.1 de color azul y rojo respectivamente) cuentan con dos de ellas; un ventrículo y una aurícula por lado.

Las paredes de los ventrículos están hechas de un tejido muscular llamado miocardio que es capaz de contraerse de manera rítmica. El buen funcionamiento de los ventrículos se logra gracias a que cada uno tiene dos válvulas cardíacas, las cuales regulan el flujo sanguíneo y controlan su dirección al abrirse y cerrarse debido a los gradientes de presión existentes en el interior de los ventrículos.

En el lado derecho del corazón la sangre es colectada por la vena cava superior e inferior sin oxígeno en el atrio derecho (aurícula derecha) y es bombeada por medio del ventrículo derecho hacia los pulmones donde es oxigenada. Mientras tanto, en el lado izquierdo del corazón la sangre oxigenada es colectada en el atrio izquierdo (aurícula izquierda) y bombeada por el ventrículo izquierdo hacia los órganos periféricos mediante la aorta (Ver Figura 2.1)

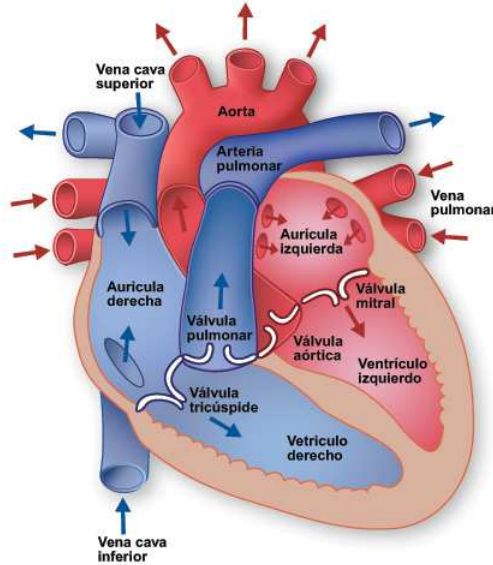


Figura 2.1: *Estructura del interior del corazón humano.*

***Vasos sanguíneos.*** Los vasos sanguíneos son conductos musculares elásticos mediante los cuales la sangre es distribuida a todos los órganos del cuerpo.

**Las arterias** son vasos sanguíneos de paredes gruesas y de gran elasticidad ya que soportan grandes presiones. Nacen de los ventrículos y su función es transportar sangre desde el corazón hacia el resto del cuerpo. Del ventrículo izquierdo nace la arteria aorta, que se ramifica en dos coronarias y del ventrículo derecho nace la arteria pulmonar. De acuerdo a su tamaño relativo se clasifican en:

- *Arterias elásticas o de conducción.* Son las arterias más grandes y principales como el tronco pulmonar, la raíz aórtica y sus principales ramificaciones.
- *Arterias musculares o de distribución.* Corresponden a ramificaciones de hasta 0.1 mm de diámetro.
- *Arteriolas.* Vasos arteriales terminales que regulan el flujo sanguíneo hacia los capilares. Poseen diámetros inferiores a 0.1 mm.

**Las venas** son vasos sanguíneos de paredes más delgadas y menos elásticas que las arterias. Estas nacen en las aurículas y a través de ellas la sangre del cuerpo es transportada de regreso al corazón. Su pared suele estar colapsada, ya que el retorno de flujo sanguíneo a través de ellas es de baja presión. De acuerdo a su diámetro y grosor de pared, se clasifican en:

- *Vénulas*. Son conductos que drenan directamente a los capilares y de tamaño similar a éstos.
- *Venas medianas*. Ramificaciones que recolectan la sangre de las diferentes zonas del cuerpo humano. Tienen diámetros inferiores a 10 mm.
- *Venas grandes*. Conductos que retornan la sangre al corazón, tales como las venas cavas y pulmonares.

Por último, **los capilares** son vasos de diámetros diminutos y de paredes muy delgadas que surgen de las terminales de las arteriolas, los cuales al ramificarse forman una red entre las arteriolas y las vénulas. La función de estos es favorecer el intercambio de sustancias (nutrientes, gases y productos finales del metabolismo celular) entre los tejidos del cuerpo y la sangre.

## 2.2. Mecánica del flujo sanguíneo

En general, el ciclo cardíaco presenta dos fases: la diástole que es la fase de relajación y la sístole que es la fase de contracción.

**Diástole.** Al inicio de la diástole, el miocardio ventricular se relaja y todas las válvulas se encuentran cerradas, por lo que el volumen sanguíneo dentro del ventrículo no presenta variaciones. Esta fase se denomina *relajación isovolumétrica*. Posteriormente, se produce la llamada *fase de llenado rápido*, que ocurre cuando las válvulas mitral y tricúspide (entrada a los ventrículos) se abren para permitir que la sangre entre rápidamente en los ventrículos. Mientras las válvulas mitral y tricúspide permanecen abiertas, la sangre fluye de forma pasiva, es decir, la sangre entra desde el sistema vascular hacia las aurículas y desde éstas hacia los ventrículos simplemente por la apertura de dichas válvulas. A este proceso se le conoce como la *fase de llenado lento o diástasis*. Finalmente, las aurículas se contraen para impulsar la sangre que les queda hacia los ventrículos. El 70% del volumen sanguíneo que llega a los ventrículos se presenta de forma pasiva, mientras que el otro 30% restante llega de manera activa (contracción auricular).

**Sístole.** Al comienzo de la sístole, cuando se inicia la contracción miocárdica, las válvulas mitral y tricúspide se cierran y durante un periodo muy breve todas las válvulas cardíacas se mantienen cerradas, a este periodo se le llama *fase de contracción isovolumétrica*. Debido al aumento de presión ventricular, se provoca la apertura de las válvulas aórtica y pulmonar, permitiendo que la sangre sea expulsada hacia el sistema arterial. Las válvulas mitral y tricúspide permanecen cerradas para evitar

## 8 Introducción

---

el retorno de flujo hacia las aurículas. Por último, las válvulas aórtica y pulmonar se cierran.

Podemos decir entonces, a grandes rasgos, que la sístole es la fase que va desde el cierre de las válvulas mitral y tricúspide hasta el cierre de las válvulas aórtica y pulmonar, mientras que de manera similar, se puede definir a la diástole como la fase que va desde el cierre de las válvulas aórtica y pulmonar, hasta el cierre de las válvulas mitral y tricúspide(Ver Figura 2.2)

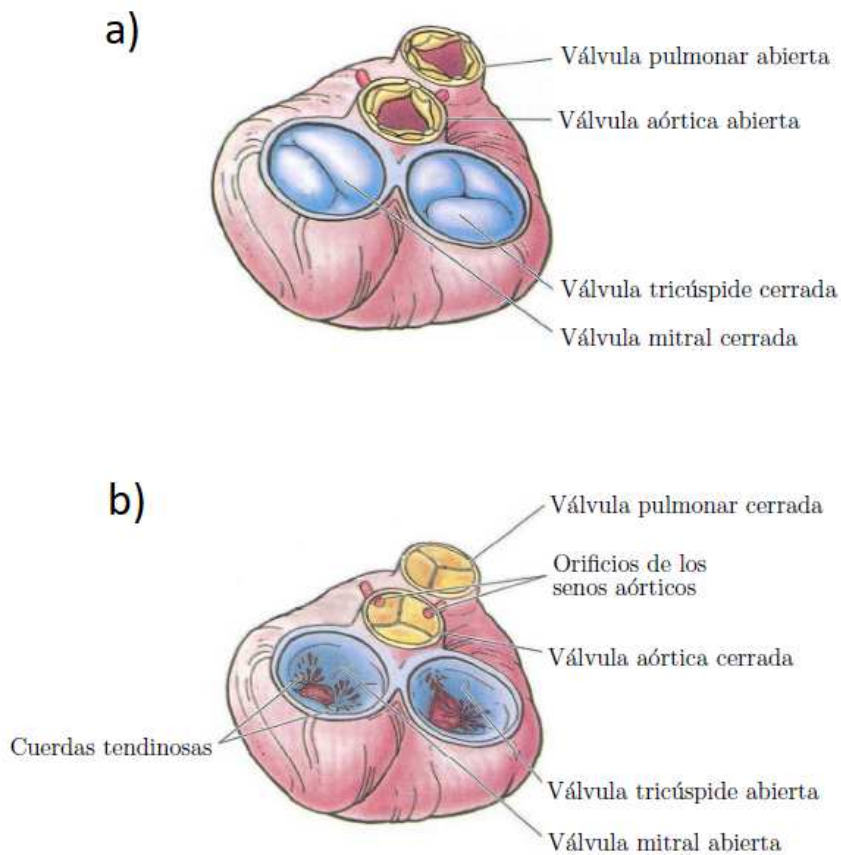


Figura 2.2: *Válvulas del corazón durante la sístole(a) y la diástole(b).*

## 2.3. Válvulas cardíacas

Como se mencionó en la sección anterior, el corazón cuenta con 4 válvulas de las cuales depende su buen funcionamiento, ya que gracias a ellas la sangre es bombeada a través de las cavidades cardíacas. Las válvulas cardíacas son tejidos que al abrirse permiten que la sangre fluya en una sola dirección y al cerrarse evitan que exista un retorno de ésta (llamado normalmente regurgitación o reflujo). En la Figura 2.3 se muestra un corte del corazón que permite observar la posición y forma de dichas válvulas, mismas que son descritas a continuación:

- *Válvula mitral*. Controla el flujo sanguíneo de la aurícula izquierda al ventrículo izquierdo. También es conocida como válvula bicúspide debido a que está formada por dos valvas<sup>1</sup> a diferencia de las demás válvulas que contienen tres valvas cada una.
- *Válvula tricúspide*. Permite el flujo sanguíneo de la aurícula derecha al ventrículo derecho.
- *Válvula aórtica*. Controla el flujo del ventrículo izquierdo a la aorta, transportando la sangre oxigenada al resto del organismo.
- *Válvula pulmonar*. Regula el flujo del ventrículo derecho a la arteria pulmonar, transportando sangre hacia los pulmones para oxigenarla.

### 2.3.1. Valvulopatías

Las valvulopatías son enfermedades asociadas a las válvulas cardíacas que impiden la apertura o el cierre correctos de una o varias válvulas del corazón. Las cuatro válvulas del corazón pueden verse afectadas, aunque las valvulopatías más importantes son las que afectan a la válvula aórtica y a la mitral.

La **estenosis** es una afección cardíaca común que principalmente se presenta en la válvula aórtica (Figura 2.4), causada por el estrechamiento de la válvula que puede generarse debido a una enfermedad cardíaca congénita, a la acumulación de depósitos de calcio, al engrosamiento de las valvas, o a cambios posinflamatorios, como aquellos asociados a una enfermedad cardíaca reumática. Cuando la válvula se estrecha, no posee un movimiento de apertura ni de cierre correcto, lo cual ocasiona que el corazón trabaje más para bombear la sangre al resto del cuerpo. Con el

---

<sup>1</sup>Elemento ocluser de una válvula de geometría similar a una aleta.



tiempo, esto puede hacer que el corazón se debilite y funcione de una manera deficiente, generando una insuficiencia cardíaca y un mayor riesgo de muerte cardíaca súbita.

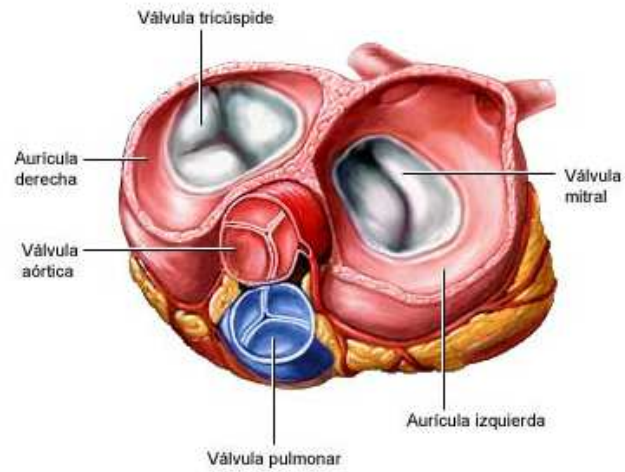


Figura 2.3: *Vista superior del corazón.*

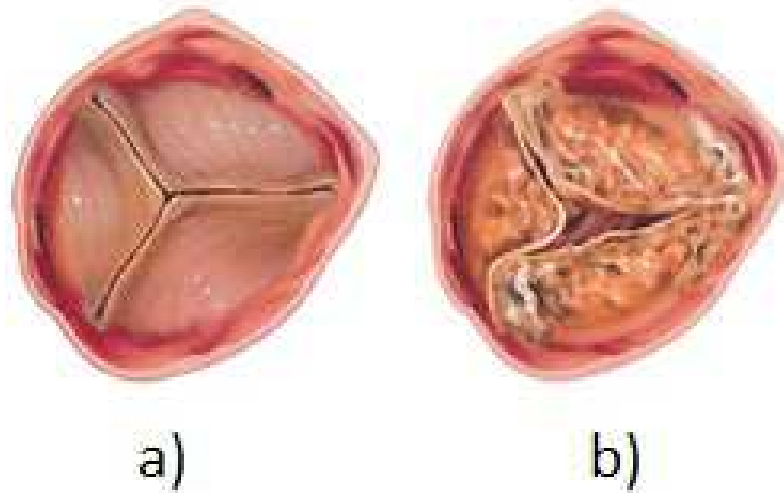


Figura 2.4: *válvula aórtica sana(a), válvula aórtica con estenosis(b).*

Por otro lado, la **insuficiencia valvular** ocurre cuando la sangre fluye a través de la válvula en sentido opuesto al natural, es decir, parte del flujo que es bombeado se filtra a través de la válvula en sentido contrario (regurgitación). Esto puede deberse al deterioro de la válvula, a una forma anormal de la válvula presente desde el nacimiento (enfermedad cardíaca congénita) o a una infección bacteriana.

### 2.3.2. Prótesis de válvulas cardíacas

Cuando se presenta alguna valvulopatía, la solución a dicho problema consiste en reparar o reemplazar a la válvula dañada por una prótesis valvular, generalmente mediante una intervención quirúrgica. Desde el primer reemplazo de válvula cardíaca realizado en 1952 por el Dr. Charles A. Hufnagel en la Universidad de Georgetown en Washington D.C. el diseño de prótesis valvulares ha ido evolucionando con el objetivo de ser más duraderas y menos invasivas en el cuerpo humano. Es necesario que estos reemplazos emulen las características hemodinámicas y fisiológicas de una válvula natural sana y que su desempeño no afecte la calidad de vida del paciente.

El buen desempeño hemodinámico de una válvula cardíaca depende de las siguientes características (*Yoganathan y Jones, 2004*):

- *Área de apertura adecuada.* Esta característica depende del diámetro efectivo de apertura de la válvula. Mientras más grande sea el tamaño del diámetro efectivo de apertura, mayor será el caudal de sangre que pase a través de ella y por lo tanto se tendrá un flujo más eficiente.
- *Flujo central libre de obstáculos.* Cuando la sangre interactúa con las superficies de la prótesis valvular, se alcanzan altos valores de esfuerzos y de rapidez de deformación. Si lo anterior se da de manera prolongada, las células sanguíneas pueden llegar a ser deformadas, activadas y destruidas, provocando con ello problemas de hemólisis o trombosis. Además, la misma estructura protésica puede resultar dañada. Por lo tanto, es necesario que los elementos oclusores de las prótesis valvulares no obstaculicen al flujo sanguíneo.
- *Volumen de regurgitación pequeño.* Se conoce como regurgitación a la presencia del flujo sanguíneo que se mueve en sentido opuesto al natural durante el proceso de cierre de la válvula cardíaca. La presencia de dicho fenómeno depende mayormente del tipo de válvula y de su tamaño (a mayor diámetro mayor regurgitación).
- *Caída de presión mínima.* La caída de presión mide la energía perdida del flujo cuando la sangre fluye a través de una válvula cardíaca. Una prótesis

valvular adecuada no debe generar una caída de presión demasiado elevada para garantizar que no exista una resistencia de flujo muy grande. Además, cuando se tiene una caída de presión elevada, se necesita una mayor presión sistólica en el ventrículo para conducir la sangre, ocasionando que el corazón realice un esfuerzo mayor.

- *Transporte de sangre por medio de vórtices sin desprendimientos.* El flujo pulsátil que pasa a través de una válvula cardíaca produce estructuras de anillos de vorticidad (también llamados vórtices anulares) cuyas propiedades dependen de la geometría de la válvula. La cantidad máxima de energía en el interior del vórtice es proporcional al tamaño límite que este puede alcanzar. Cuando el anillo de vorticidad llega a este tamaño máximo, se generan desprendimientos en la parte trasera de éste para liberar el excedente de energía por medio de una estela. Con la generación de dicha estela se aumenta la disipación viscosa, la velocidad de propagación de la sangre se reduce, la energía cinética disminuye y la eficiencia de propagación es menor, por lo que en el transporte de cualquier fluido en un vórtice, es deseable que no se genere éste chorro trasero, más bien se espera que el vórtice se forme y viaje sin desprendimientos. Se ha demostrado por medio de estudios experimentales (por ejemplo Gharib, et al. 2006; Pierrakos y Vlachos, 2006), que cuando se cuenta con una válvula sana, el vórtice se forma sin desprendimientos, permitiendo que las condiciones de flujo se mantengan uniformes y por lo tanto el corazón pueda trabajar de una forma más eficiente.
- *No generar zonas de estancamiento.* Las regiones de estancamiento o separación de flujo pueden favorecer a la acumulación de trombos y en el caso de las prótesis biológicas también favorecer la calcificación.
- *No producir cavitación.* Se denomina cavitación al proceso de formación e implosión de forma súbita de burbujas de vapor en un fluido. La reducción de presión por debajo de la presión de vapor del fluido da lugar a la formación de burbujas de vapor, las cuales al ser arrastradas hacia zonas de mayor presión colapsan en tan solo unos instantes. La formación de vórtices, la desaceleración del flujo y valores de presiones oscilantes, son las principales causas de la presencia de cavitación en un flujo. Tanto las células sanguíneas así como las prótesis de válvulas cardíacas pueden resultar gravemente dañadas debido a las ondas de presión causadas por la cavitación. El material y la geometría misma de las prótesis valvulares son factores importantes de la presencia de cavitación.

Actualmente, existe una extensa variedad de prótesis valvulares y su selección óptima depende del criterio del cirujano de acuerdo al estado clínico del paciente y al cuidado médico posterior a la intervención quirúrgica. Cada tipo de válvula presenta diferentes geometrías y materiales biocompatibles, por lo cual se clasifican generalmente en dos grupos principales: prótesis mecánicas y prótesis biológicas.

### Prótesis mecánicas

Las prótesis mecánicas, al no usar ningún tipo de material biológico, están constituidas por oclusores rígidos. Las principales prótesis de esta categoría son: válvula de bola en jaula, válvula de disco basculante y válvula de doble hoja (Alvarez, 2004).

La **válvula de bola en jaula** fue desarrollada en 1947 por Charles Hufnagel. Su mecanismo se basa en una esfera como elemento ocluser y un anillo de diámetro inferior al de la esfera en donde están sujetos tres estribos de metal que crean una estructura en forma de jaula la cual encierra al elemento ocluser (ver Figura 2.5a). En su posición inicial, la esfera obstruye el flujo al estar en contacto con el anillo, pero debido a la fuerza de arrastre, la esfera se separa del anillo permitiendo el paso de la sangre por la periferia de la esfera. Esta válvula posee una amplia durabilidad, sin embargo, en ocasiones la esfera llega a obstruir por completo el flujo sanguíneo provocando una caída de presión bastante significativa, haciendo que el corazón tenga que hacer un esfuerzo mayor para bombear la sangre a través de ella. Además, genera un gran número de trombos ocasionados principalmente por los valores tan elevados de esfuerzos turbulentos y viscosos aguas abajo de la válvula.

La **válvula de disco basculante** fue introducida a mediados de la década de 1960 y consta de un disco metálico de grafito con una capa de carbón pirolítico, cubierto de acero inoxidable o titanio, sujetado por medio de postes de acero y un anillo que actúa como ocluser (ver Figura 2.5b). Este diseño permite que el disco oscile conforme pasa la sangre y que su sección transversal actúe como resistencia gradual. El movimiento de apertura se encuentra limitado por unos topes (struts) de manera que el grado de inclinación permanece entre  $60^{\circ}$  y  $80^{\circ}$  formando dos orificios de diferente tamaño. Este mecanismo reduce en gran manera la formación de trombos comparada con la válvula de bola en jaula, sin embargo, no se tiene un diseño óptimo, pues se presentan flujos con distintas velocidades en cada orificio (mayor velocidad en la sección más pequeña y menor velocidad en la sección más grande).

La Figura 2.5c muestra el diseño de una **válvula de doble hoja**. Como puede observarse, ésta posee dos valvas semicirculares conectadas al anillo por una bisagra de mariposa. El anillo es metálico y los dos discos son de carbono grafito, impregnados de tungsteno y recubiertos por carbono pirolítico, el cual posee una baja resistencia

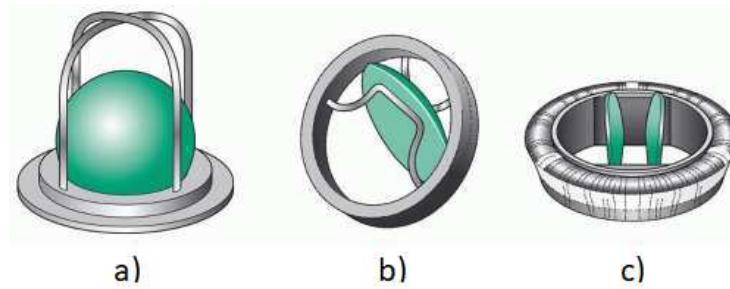


Figura 2.5: *válvula de bola en jaula (a), válvula de disco (b), válvula de doble hoja (c).*

a la tracción y como consecuencia disminuye significativamente la generación de trombos. Las hojas pivotean durante la apertura, creando 3 áreas por donde pasa el flujo. El ángulo de apertura es de  $85^{\circ}$ , lo que permite que adquiera una posición casi paralela al flujo sanguíneo, minimizando con ello la turbulencia y consiguiendo que el área efectiva de flujo sea casi la de todo el anillo. En 1977 se implantó la primera prótesis este tipo y durante muchos años se ha conservado este diseño por poseer una hemodinámica similar a la fisiológica, prueba de ello es que para 2007 ya se habían implantado más de 2 millones de estas válvulas protésicas (Alvarez, 2004).

### Prótesis biológicas

Desde principios de la década de 1960, existía un gran interés por crear prótesis valvulares a partir de tejidos biológicos con la finalidad de minimizar los efectos trombógenos que ocasionaban las prótesis valvulares mecánicas y con ello disminuir o eliminar la necesidad de los pacientes sometidos a cirugías de trasplantes valvulares de ingerir continuamente anticoagulantes. Por ello, lo que se ha pretendido en el desarrollo de las bioprótesis es obtener características lo más similares posibles a las fisiológicas, imitando su geometría de tres valvas oclusoras flexibles. A diferencia de las prótesis mecánicas que varían en el tipo de flujo, las prótesis biológicas son todas de flujo central.

Las válvulas biológicas se pueden clasificar en dos grupos principales; válvulas de tejido animal y válvulas de tejido humano. Las *válvulas de tejido humano* pueden obtenerse de un donador (homoinjerto), o bien, crearse a partir de tejido no valvular del propio paciente (tejido valvular autógeno), generalmente del pericardio. Por otro lado, Las *válvulas de tejido animal* son fabricadas a partir de pericardio porcino o bovino (heteroinjerto) (Alvarez, 2004).



Figura 2.6: *Bioprótesis de pericardio porcino(a) y bovino(b)*

Las bioprótesis valvulares son fabricadas con un anillo con postes metálicos, tres valvas hechas de pericardio y cuentan con un revestimiento de polímeros sintéticos para su sujeción. Las valvas son montadas en un soporte semiflexible (stent) a través de suturas que las mantienen unidas al anillo (ver Figura 2.6). En 1965 se comenzó con el implante de bioprótesis elaboradas con pericardio porcino, las cuales se esterilizaban con formalina, lo que provocaba una disolución de las fibras de colágeno que a largo plazo generaba una gran degeneración, y por lo tanto, una vida útil demasiado corta. Posteriormente, se creó un proceso de esterilización y fijación de las válvulas utilizando una solución diluida de glutaraldehído, lo cual ha favorecido a la estabilización de las uniones entre las fibras de colágeno, por lo que después del tratamiento estas válvulas poseen una mayor biocompatibilidad al tener una escasa cantidad de agentes antígenos. Actualmente también son usadas diferentes sustancias antiminerizantes que retardan el proceso de calcificación.

El uso de las válvulas biológicas ha contribuido a una reducción bastante significativa en la generación de trombos, eliminando la necesidad del consumo de anticoagulantes y reduciendo el riesgo de otras complicaciones, tales como la trombosis valvular, eventos embólicos o hemorragias, además se obtiene una hemodinámica mucho más eficiente que en el caso de las válvulas mecánicas al ser de una geometría y características mucho más cercanas a las fisiológicas. Sin embargo, su eficacia clínica se encuentra limitada por su menor durabilidad, lo que se relaciona con una probabilidad mayor de someter al paciente a una nueva cirugía a mediano o largo plazo. En general, las prótesis valvulares biológicas presentan un volumen de regurgitación bajo, mientras que con válvulas mecánicas se obtienen valores más elevados. Por otro lado, los materiales suaves y flexibles con los que están construidas las bioprótesis ayudan a reducir la cavitación (Téllez, 1998).

### 2.3.3. Sustitución valvular percutánea

La técnica de reemplazo valvular percutáneo o transcáteter fue implementada por primera vez en el año 2002 (Cribier et. al. 2002) y desde ese entonces ha evolucionado de forma rápida y satisfactoria. A pesar de ser un procedimiento relativamente nuevo, cada vez está teniendo mayor aceptación por la comunidad medica al ser un método mínimamente invasivo y por lo tanto ser una buena alternativa terapéutica para los pacientes con estenosis aórtica severa rechazados para cirugía por alto riesgo quirúrgico. La implantación de válvula aórtica transcáteter (TAVI, por sus siglas en Inglés) se basa en el uso de una bioprótesis valvular (Figura 2.7) que se encuentra comprimida y mediante un dispositivo catéter es introducida generalmente desde la arteria femoral para ser conducida hasta el anillo aórtico donde es desplegada, quedando así la prótesis colocada sobre la válvula nativa dañada. La Figura 2.8 ejemplifica el proceso de colocación de una prótesis valvular transcáteter.

Debido a la naturaleza de este procedimiento, no se tiene un control preciso sobre la posición final de la prótesis como sucede en una cirugía de tórax abierto, además la calcificación de las valvas nativas que provoca la rigidez de éstas también pueden ocasionar cierta desviación de la prótesis al momento de expandir la nueva válvula (Groves et al. 2014). Por ello, la colocación adecuada de una prótesis valvular mediante éste método es de vital importancia, ya que estudios previos indican que la hemodinámica se ve afectada de manera directa por la posición de la prótesis valvular (Gunning et al. 2014; Trauzeddel et al. 2016; Fernandez et al. 2019). Además, se ha demostrado que flujos sanguíneos anormales pueden ocasionar diversas enfermedades como el aneurisma aórtico, la trombosis arterial o la disección aórtica (Frydrychowicz et al. 2009; Ducci et al. 2016).

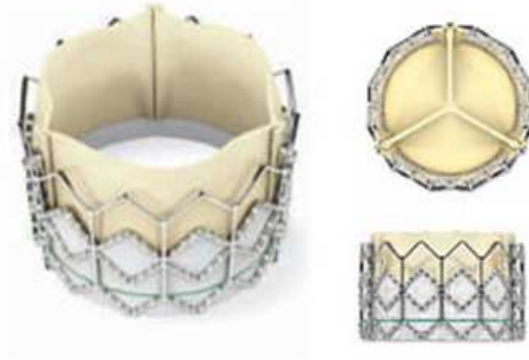


Figura 2.7: *Bioprótesis valvular empleada para el procedimiento de implantación transcatóter.*

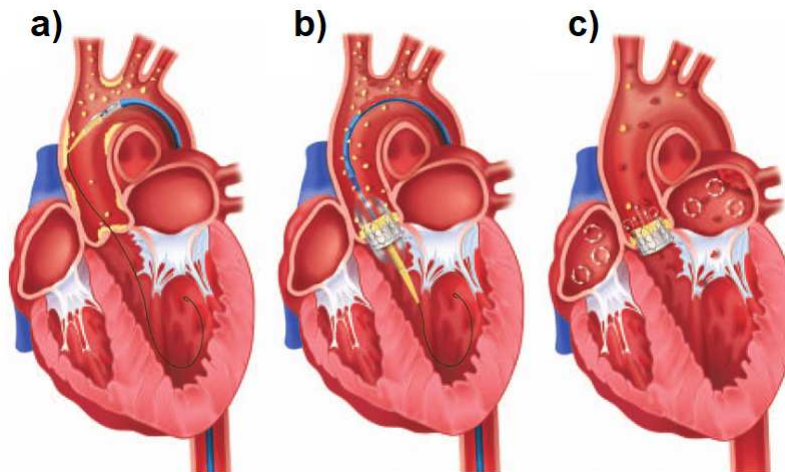


Figura 2.8: *Procedimiento de implante valvular aórtico transcatóter. a) Transporte de la válvula comprimida mediante un catéter. b) Colocación de la prótesis en el anillo aórtico. c) Expansión de la prótesis valvular y extracción del catéter (Adaptada de Fanning et al. 2015).*



## 2.4. Reología de la sangre

En reología, generalmente se consideran dos tipos de fluidos: los newtonianos, cuya viscosidad no depende del esfuerzo aplicado ni de la velocidad de flujo, tenemos como ejemplos en nuestra vida cotidiana al agua, los aceites, la miel de abeja, etc, los cuales son líquidos de bajo peso molecular. Por otro lado, se encuentran los fluidos no newtonianos, cuya estructura tiende a cambiar con el flujo y por ende cambia su viscosidad, en nuestro entorno, existe un mayor número de ejemplos de fluidos que presentan este tipo de comportamiento, tales como las pinturas, el chocolate, la pasta de dientes, la mayonesa y la mayoría de los fluidos corporales. Para fines prácticos, la sangre humana ha sido considerada la mayoría de las veces en estudios previos, como un fluido newtoniano, es decir, se ha hecho la suposición de que su viscosidad es independiente del esfuerzo aplicado. Esta suposición esta bastante alejada de la realidad, sin embargo, como se observará más adelante, bajo ciertas condiciones (velocidades de deformación del flujo superiores a  $50 \text{ s}^{-1}$  y/o radio del conducto mayor a  $0.5 \text{ mm}$ ) puede considerarse que la viscosidad permanece constante al tener variaciones mínimas que se aproximan asintóticamente a un valor.

La sangre entera consiste en elementos formados que están suspendidos en plasma. El plasma es una solución acuosa electrolítica que contiene numerosos materiales orgánicos e inorgánicos de bajo peso molecular en baja concentración y aproximadamente entre el 7% y 8% en peso de proteína. Una de las propiedades más importantes para el estudio de la dinámica de la sangre es su viscosidad. A continuación se describirán algunos factores importantes que intervienen en la variación de la viscosidad aparente de la sangre.

### 2.4.1. Plasma

Es posible medir la viscosidad del plasma mediante la obtención de una muestra de sangre y separando los elementos que la forman por centrifugación. Sin embargo, tan pronto como se extrae sangre del cuerpo, se inicia el mecanismo de coagulación, por lo que es necesario adicionar algún un anticoagulante para evitar tal efecto.

El plasma humano tiene una densidad de aproximadamente  $1.035 \text{ g/cm}^3$  y su coeficiente de viscosidad varía entre 0.011 y 0.016 *poises* en comparación con el agua que posee una densidad y un coeficiente de viscosidad de  $1.0 \text{ g/cm}^3$  y 0.01 *poises* respectivamente. La presencia de proteínas plasmáticas produce una mayor viscosidad en comparación con la del agua. En experimentos realizados con viscosímetros capilares y rotatorios se ha encontrado que el plasma de mamíferos se comporta como un fluido no newtoniano, mientras que otros trabajos publicados sugieren que el plasma

es un líquido newtoniano. Tanto la variación en las concentraciones de proteínas en las muestras, así como la variabilidad en las técnicas experimentales empleadas pueden ser factores de gran importancia para la obtención de dichos resultados contradictorios. También, las características reológicas del plasma en presencia de distintas condiciones patológicas pueden contribuir al comportamiento no newtoniano.

La temperatura también tiene una influencia significativa en la viscosidad del plasma. Se ha encontrado que el coeficiente de viscosidad tiene una caída del 3% por °C al aumentar la temperatura entre un rango de 25 °C a 37 °C. Generalmente, para modelar los flujos en el sistema arterial se asume que el plasma posee un comportamiento newtoniano con una viscosidad constante de 1.2 [cP] a la temperatura del cuerpo humano (37 °C).

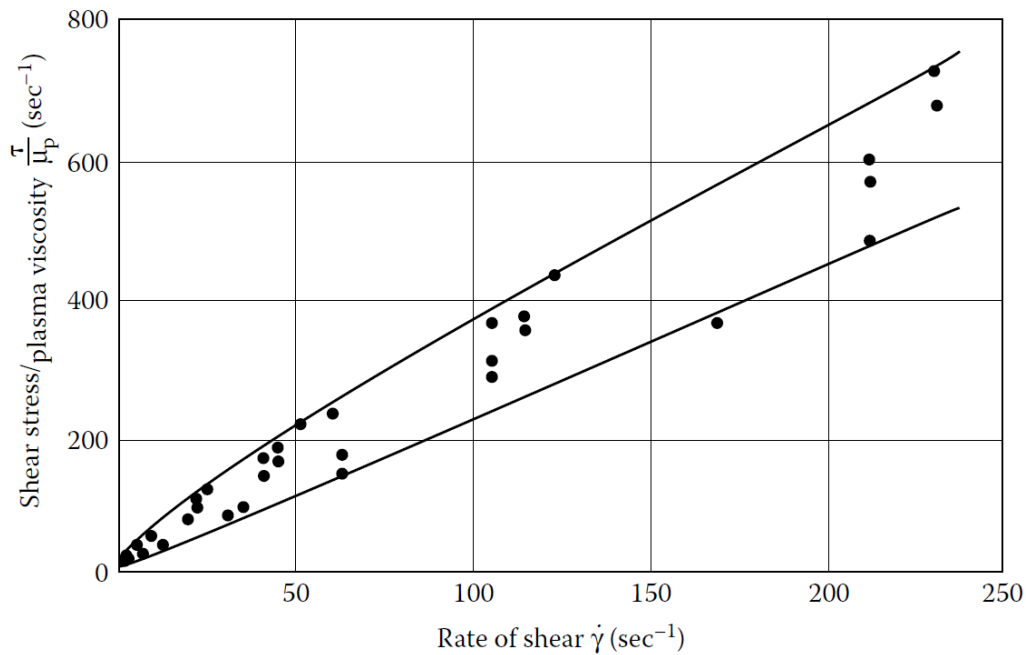


Figura 2.9: *Esfuerzo cortante normalizado respecto a la viscosidad del plasma (Chandran et al. 2007).*

### 2.4.2. Sangre pura

Múltiples estudios previos han analizado muestras de sangre pura, con la adición de anticoagulantes adecuados, en distintos tipos de viscosímetros en un rango amplio de tasas de deformación. Con la finalidad de identificar la relación constitutiva para la sangre, en dichos estudios se han obtenido gráficas del esfuerzo cortante respecto a la rapidez de deformación. Sin embargo, como se mencionó previamente, la viscosidad de la sangre y el plasma también difiere de una muestra a otra debido a las variaciones en los constituyentes, así como en el contenido de proteínas. Con la intención de minimizar las dificultades en la interpretación de los datos debido a la variabilidad en las muestras sanguíneas, el esfuerzo cortante se normaliza con respecto a la viscosidad del plasma de la muestra.

En la Figura 2.9 se muestra una gráfica del esfuerzo cortante entre la viscosidad del plasma a distintos valores de velocidad de deformación (Chandran, 2007). Como se puede ver, los datos sugieren un comportamiento no lineal, particularmente a velocidades de deformación bajas. También se puede observar que la curva que mejor se ajusta no pasa a través del origen, sino más bien interseca en un valor positivo al eje  $y$ , lo cual indica que el esfuerzo cortante inducido debe exceder el rendimiento mínimo antes de que la sangre fluya.

Algunos datos obtenidos experimentalmente de la viscosidad aparente para un rango de velocidades de deformación se muestran en la Figura 2.10. Como puede observarse, la viscosidad aparente incrementa a magnitudes relativamente grandes con velocidades de deformación pequeñas. Esto se debe a que los glóbulos rojos tienden a agregarse a las formaciones de Rouleaux <sup>2</sup> y por lo tanto, muestran un incremento de su viscosidad a bajas velocidades de deformación. Los agregados de glóbulos rojos se muestran en la Figura 2.11. A medida que aumenta la velocidad de deformación, los agregados se rompen gradualmente, si la velocidad de corte supera los  $50 [s^{-1}]$ , el coeficiente de viscosidad se acerca a un valor asintótico de aproximadamente  $4[cP]$ . Por lo tanto, al especificar el coeficiente de viscosidad de la sangre, es necesario especificar la velocidad de deformación a la que los datos son obtenidos.

Como se mencionó anteriormente, además del hecho de que la velocidad de deformación tiene un efecto profundo en la viscosidad de la sangre, la variabilidad de las muestras, el efecto de la adición de anticoagulantes y las condiciones experimentales también deben tenerse en cuenta. En la siguiente sección se mostrará el efecto sobre el coeficiente de viscosidad de la sangre de otras variables.

---

<sup>2</sup>Glóbulos rojos que se apilan unos con otros.

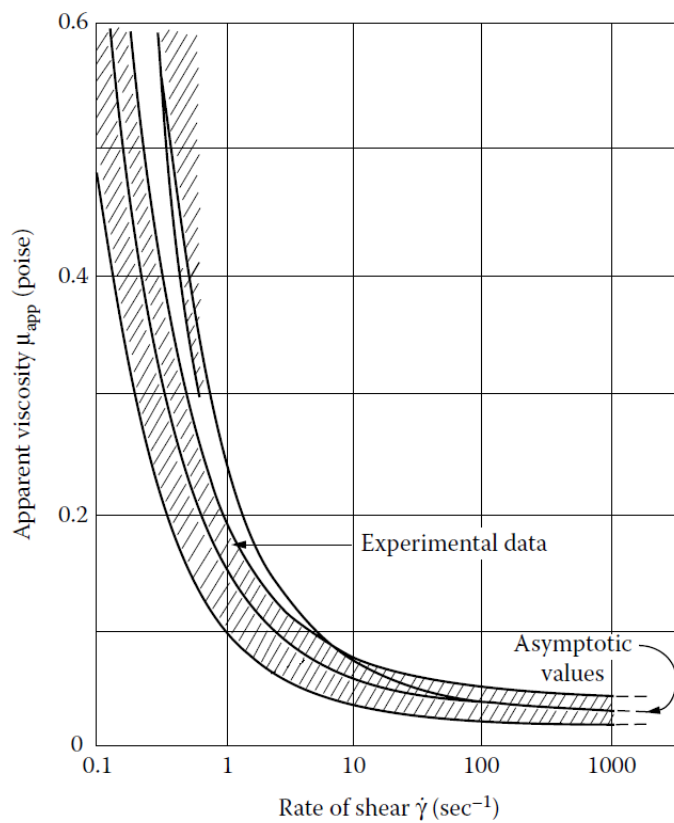


Figura 2.10: Viscosidad aparente de la sangre a distintas velocidades de deformación (Chandran et al. 2007).



Figura 2.11: Agregados de glóbulos rojos (Efecto Roleaux).

### 2.4.3. Efecto del hematocrito

El hematocrito <sup>3</sup> para la sangre humana normal varía entre 40 % y 45 %. Para estudiar el efecto del hematocrito en la viscosidad de la sangre, los glóbulos rojos son separados mediante centrifugación y se reconstituyen en proporciones apropiadas con suero, solución salina o solución de Ringer antes de los experimentos con el viscosímetro.

En la Figura 2.12 se muestra una gráfica de la viscosidad relativa de la sangre con respecto al plasma en función del hematocrito. Puede observarse que la viscosidad incrementa al aumentar el hematocrito y que disminuye al aumentar la velocidad de deformación como ya se mencionó antes.

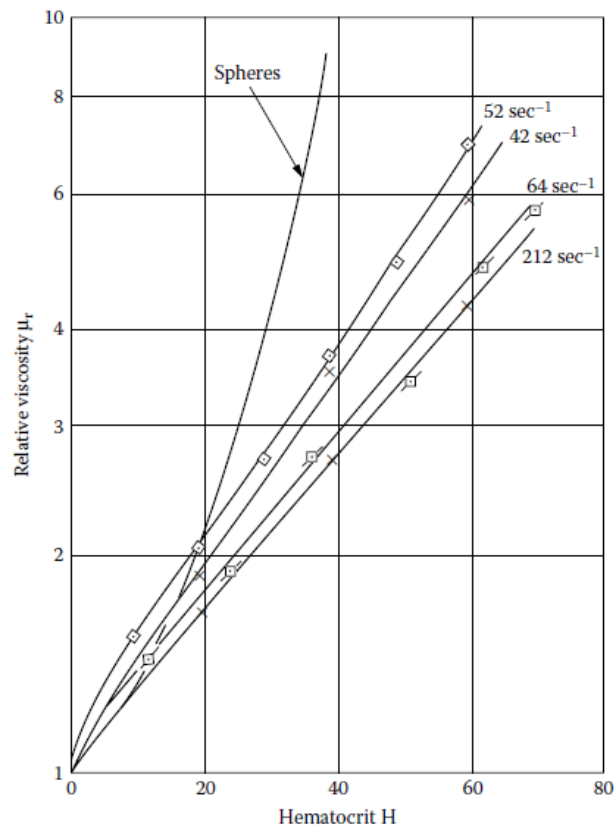


Figura 2.12: Efecto del hematocrito en la viscosidad relativa de la sangre (Chandran et al. 2007).

<sup>3</sup>Volumen de glóbulos rojos con relación al volumen total de la sangre.

Se ha observado que la viscosidad de las esferas rígidas suspendidas en una solución aumenta de forma más rápida que la de la sangre, lo cual indica el efecto que la flexibilidad de los glóbulos rojos tiene en minimizar la viscosidad. La Figura 2.13 compara la viscosidad en función del hematocrito para las células normales, esferas rígidas y glóbulos rojos, que se han endurecido mediante el tratamiento en una solución de aldehído. Nuevamente se ve claramente el efecto de la flexibilidad de los glóbulos rojos en la reducción de la viscosidad.

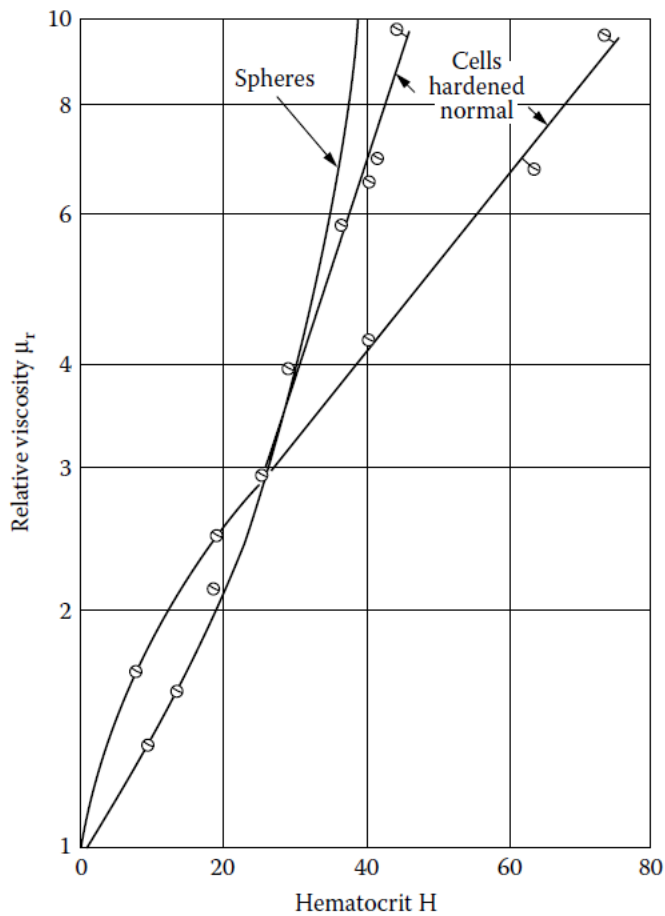


Figura 2.13: Efecto del endurecimiento de los glóbulos rojos sobre la viscosidad relativa (Chandran et al. 2007).

#### 2.4.4. Efecto de la temperatura

Aunque se ha determinado que el incremento de la temperatura ocasiona una disminución de la viscosidad del plasma tal y como se mencionó en la sección 2.4.1, el efecto de la temperatura sobre la viscosidad de la sangre completa aún no está claramente establecido, por lo que para la mayoría de los estudios realizados hasta el momento se supone una temperatura constante de la sangre (temperatura corporal) para obtener mediciones adecuadas.

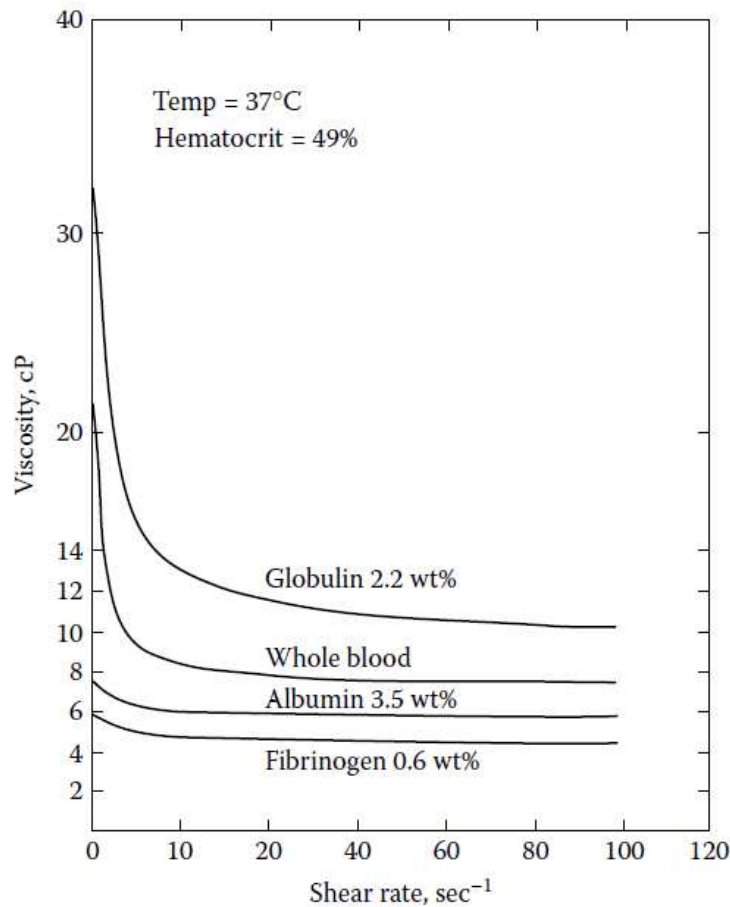


Figura 2.14: Efecto de las proteínas del plasma en la viscosidad de la sangre completa (Chandran et al. 2007).

### 2.4.5. Efecto del contenido de proteínas en el plasma

La Figura 2.14 muestra la variación de la viscosidad respecto a la velocidad de deformación para sangre completa a 37°C y un hematocrito del 49% y se compara con los valores obtenidos para para glóbulos rojos suspendidos en una solución isotónica con una proteína de concentración fisiológica incluida (Globulina, Albúmina y Fibrinógeno). Como puede notarse, dado que el nivel de porcentaje en peso del fibrinógeno es muy bajo, su efecto sobre la viscosidad de la sangre completa es mínimo. Por el contrario, la globulina contenida en el plasma favorece el aumento de la viscosidad de la sangre. Finalmente, se observa en la albúmina un efecto de moderación del aumento de la viscosidad de la sangre completa.

### 2.4.6. Efecto del diámetro del conducto

En la Figura 2.15 se muestra una gráfica de la viscosidad aparente de la sangre en función del radio de la tubería considerando un hematocrito del 40%. Como puede observarse, en tuberías de diámetros pequeños el valor de la viscosidad de la sangre es muy bajo. Al incrementar el diámetro del tubo, la viscosidad aumenta y se aproxima a un valor asintótico para valores de radio mayores a 0.5 mm aproximadamente. A este fenómeno de decremento de la viscosidad aparente en diámetros de tubo pequeños se le conoce como el *Efecto Fahraeus-Lindqvist*.

Conforme la sangre fluye a través de una tubería, las células sanguíneas tienden a rotar (Figura 2.16). Debido a esta rotación, los glóbulos rojos tienden a moverse hacia el centro del tubo y por lo tanto, se crea una capa libre de células cerca de la pared. En tuberías de diámetros pequeños, el área de la sección transversal de la zona libre de células es de tamaño similar al del núcleo central, por lo que el efecto que produce la zona libre de células con una viscosidad más baja (solo la viscosidad del plasma) es la reducción de la viscosidad aparente del flujo a través de la tubería. Existen dos modelos matemáticos que describen tal efecto: 1) El modelo de capa marginal sin células y 2) El efecto Sigma.



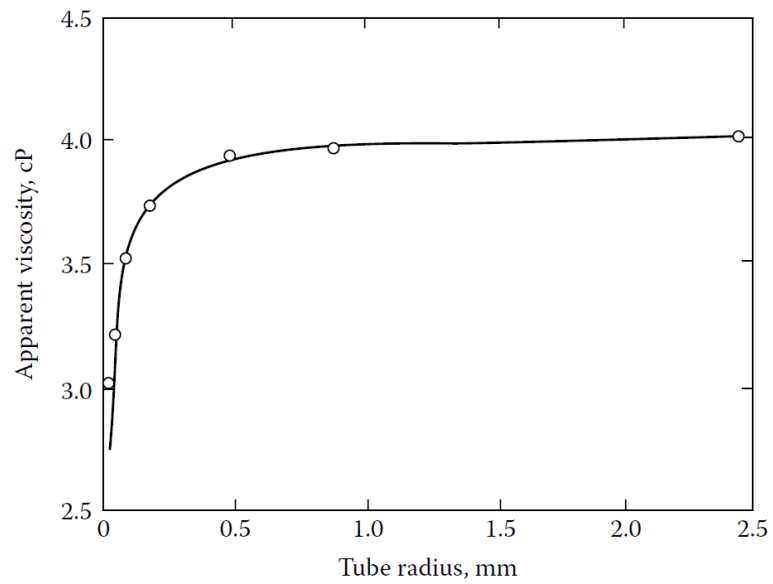


Figura 2.15: *Viscosidad aparente de la sangre en función del radio de la tubería (Chandran et al. 2007).*

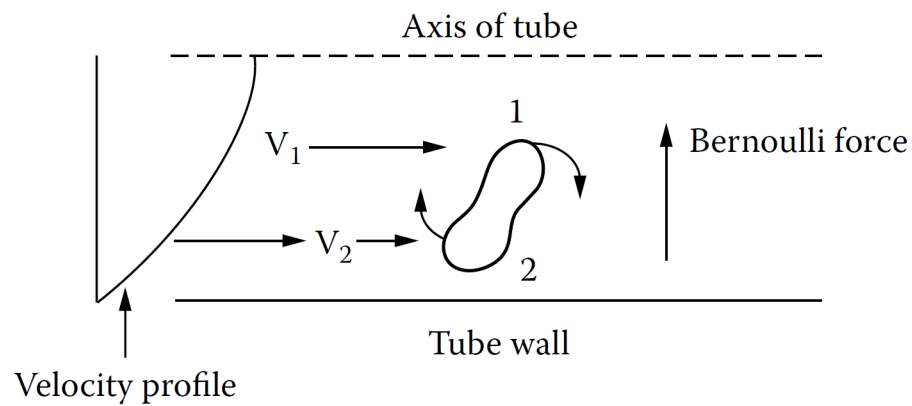


Figura 2.16: *Esquema de la rotación de glóbulos rojos por la influencia de un gradiente de velocidad. (Chandran et al. 2007).*

# Capítulo 3

## Desarrollo experimental

En este capítulo se muestra como está construido el arreglo experimental que fue usado para la realización de todas las pruebas. También se explican brevemente las características del equipo y los materiales empleados. En la sección 3.2.5 se detalla el proceso que se llevó a cabo para la reconstrucción del arco y la raíz aórtica, así como las adaptaciones que se realizaron en el modelo con la finalidad de que éste lograra ser integrado de manera correcta en el simulador cardiovascular y que se le pudieran adecuar algunos elementos externos. Por último, se explicarán los parámetros bajo los cuales fueron realizados los experimentos, el procedimiento a seguir para la toma de mediciones y el procesamiento final de los datos obtenidos.

### 3.1. Modelo Windkessel

El diseño experimental utilizado se basa en el modelo *Windkessel*, el cual es una simplificación del sistema circulatorio humano sistémico, conformado por el ventrículo izquierdo y el árbol arterial, empleado para comprender su funcionamiento (Figura 3.1). La teoría de *Windkessel* considera las arterias como un sistema de tubos interconectados con capacidad de almacenamiento. La capacidad de almacenamiento de los vasos sanguíneos elásticos está dada por la distensibilidad, propiedad que relaciona las variaciones de presión y volumen dentro de los conductos ( $D_i = dV/dp$ ).

El modelo *Windkessel* simula las diferentes funciones de los vasos sanguíneos de acuerdo a su diámetro. Los vasos con mayor tamaño (arterias), poseen una alta capacidad para deformarse elásticamente, por lo que presentan propiedades de almacenamiento de energía. Por otro lado, los vasos sanguíneos con diámetros inferiores (capilares), son menos flexibles y de paredes muy delgadas, los cuales presentan una elevada resistencia al flujo, por lo cual pueden ser considerados como elementos di-

sipativos. Debido a esto, las arterias protegen a los capilares de las altas presiones y del flujo pulsátil generado por el corazón, ocasionando que en los capilares el flujo sanguíneo se comporte prácticamente de forma laminar.

Por lo anterior, el modelo *Windkessel* propone implementar los siguientes dos elementos para el análisis del flujo en el árbol arterial (Westerhof N. et al. 2009);

- *Elemento capacitivo*. También llamado elemento de complianza o *complianza arterial*, representa la elasticidad y distensibilidad de las arterias. La complianza se puede medir como el cambio de volumen respecto al cambio de presión.
- *Elemento resistivo*. Simula la resistencia de la sangre al fluir por el árbol arterial (de los vasos de mayor diámetro hasta los de menor diámetro). Este elemento representa la suma de las resistencias de cada uno de los vasos sanguíneos. La resistencia es mayor en los vasos con diámetros inferiores, como las arteriolas y los capilares.

### 3.2. Simulador cardiovascular

La Figura 3.2 muestra un esquema del probador cardiovascular que fue utilizado en todas las pruebas. A continuación se describen las características de sus elementos, los cuales fueron conectados entre si con manguera industrial de 1/2 " de diámetro nominal.

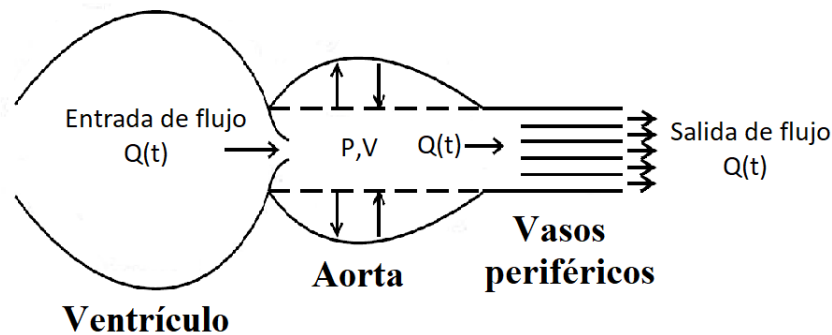


Figura 3.1: *Modelo Windkessel*.

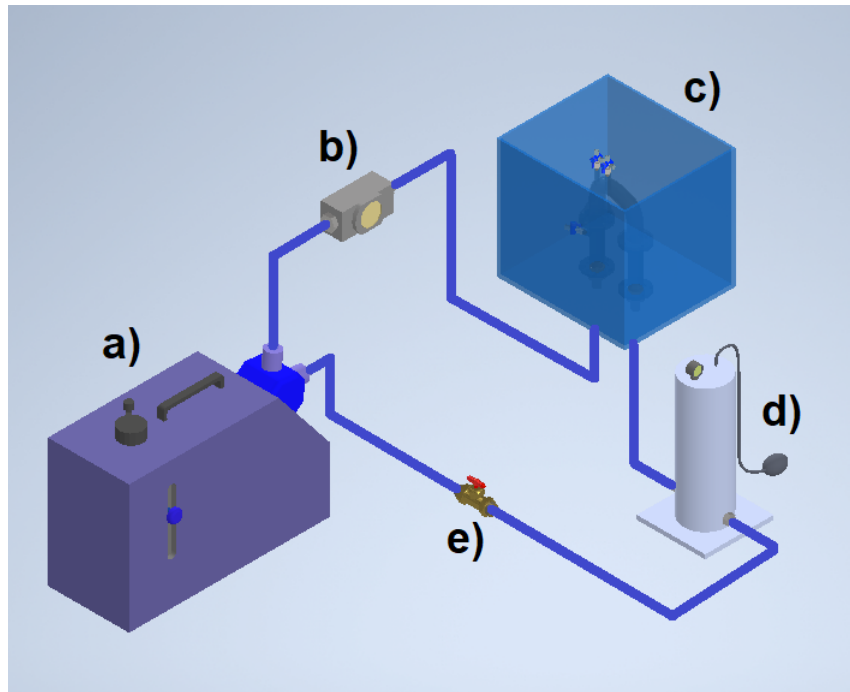


Figura 3.2: Esquema del arreglo experimental: a) Bomba peristáltica, b) Flujómetro, c) Zona de pruebas, d) Cámara de complianza, e) Válvula de aguja.

### 3.2.1. Bomba Peristáltica

La bomba peristáltica es una máquina de desplazamiento positivo, la cual genera el movimiento del fluido por medio un émbolo. Para generar el flujo pulsátil requerido en el presente trabajo se empleó una bomba peristáltica marca Harvard, modelo 55-3305, serie 1400, como la que se muestra en la Figura 3.3 y cuyas características se muestran en el cuadro 3.1. Dicho equipo es capaz de variar la carrera del pistón para controlar y modificar la frecuencia cardíaca, duración sistólica y el volumen por ciclo.

### 3.2.2. Cámara de complianza

De acuerdo a lo que se explicó en la sección 3.1, el modelo *Windkessel* emplea un elemento capacitivo que simula la elasticidad en las arterias. Para ello se utiliza un tanque también conocido como *cámara de complianza* (Figura 3.4). El circuito que se muestra en la Figura 3.2 se encuentra todo el tiempo lleno por el fluido de trabajo, con excepción de la cámara de complianza, en donde se deja una columna

## 30 Desarrollo experimental

---

de aire comprimido con la intención de almacenar y devolver energía al sistema conforme el fluido es bombeado de manera pulsada. El tanque se construyó de forma cilíndrica con acrílico y fue cerrado herméticamente, en la parte superior fue colocado un manómetro para poder medir la presión en su interior, además en la parte inferior posee dos orificios por donde es posible conectar las mangueras que transportan el fluido de trabajo y que conectan a la cámara de complianza con los demás elementos del circuito.



Figura 3.3: Bomba Peristáltica modelo 55-3305, serie 1400, Harvard Apparatus.

Propiedad	Rango
Alimentación	115 VAC, 50-60 Hz
Potencia	80 W
Ciclos por minuto	10-100
Volumen por ciclo	15-100ml
Flujo volumétrico por minuto	15ml - 10l
Fracción sitólica	25-50 % del ciclo
Diámetro del pistón	50.8 mm

Cuadro 3.1: Propiedades de la bomba Harvard 55-3305.

### 3.2.3. Válvula de aguja

El elemento resistivo que se utilizó para modelar la caída de presión a través de los vasos sanguíneos (es decir, la resistencia al flujo), es una válvula de aguja (Figura 3.5). Este dispositivo posee un vástago cónico que realiza la función de obturador sobre un orificio de diámetro pequeño, en relación al diámetro nominal de la válvula. El desplazamiento del vástago estrangula al flujo que pasa a través de la válvula y con ello se logra regular fácilmente el caudal. Debido a su gran precisión, estabilidad y durabilidad, este tipo de válvula tiene múltiples aplicaciones en la industria, incluyendo flujos con altas presiones y temperaturas.

### 3.2.4. Medidor de flujo

Con la finalidad obtener el valor del caudal que pasa a través del circuito, fue colocado un medidor de flujo de turbina marca Seametrics, modelo SPX-075, como el que se muestra en la Figura 3.6. Se trata de un dispositivo de alta precisión ( $\pm 1\%$ ), que es capaz de medir flujos de entre  $0.75$  a  $75l/min$ .



Figura 3.4: *Diseño de la cámara de complianza.*



Figura 3.5: *Válvula de aguja*



Figura 3.6: *Flujómetro Seametrics SPX-075.*

### 3.2.5. Zona de pruebas

La zona de pruebas es la parte más importante de todo el arreglo experimental, pues es la región en donde se realizaron todas las mediciones. A continuación se describen las características de sus elementos, así como la construcción y el montaje de éstos.

#### Modelo tridimensional del arco y la raíz aórtica

Dado que se pretende simular el flujo de sangre a través de las prótesis valvulares aórticas, en condiciones lo más realistas posibles, se trabajó con un modelo tridimensional que incluye a la raíz y el arco aórtico (ver esquema de la Figura 3.7), los cuales fueron reconstruidos a partir de la tomografía de un paciente del Instituto Nacional de Cardiología. La selección de la tomografía adecuada se realizó con base en los estudios que proporcionarían una mejor resolución (sobre todo en la región de la raíz aórtica), una geometría regular de los senos de Valsalva y un diámetro del anillo aórtico compatible con las prótesis elegidas para las pruebas.

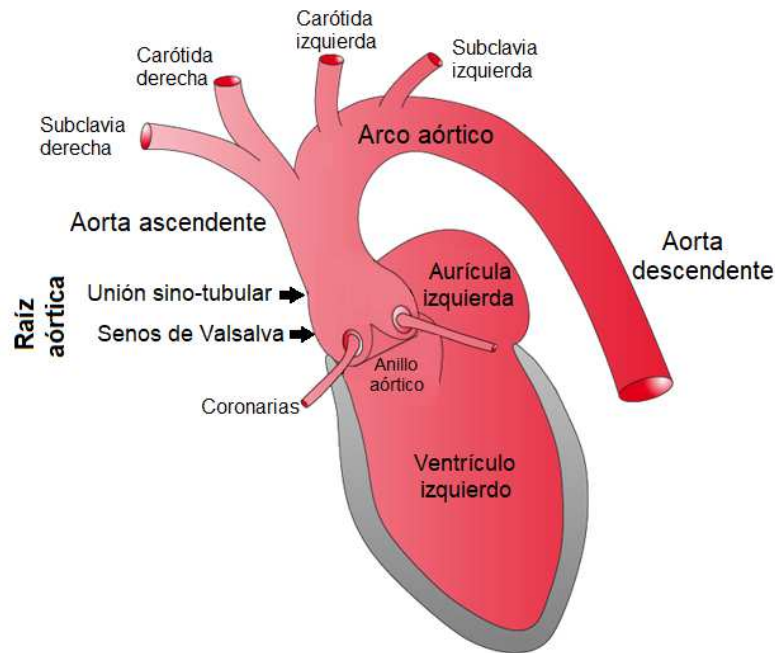


Figura 3.7: Esquema de la ubicación y forma de la raíz y el arco aórtico (Adaptada de Fanning et al. 2015).



El estudio tomográfico escogido consta de 256 imágenes del corazón y elementos periféricos (ver Figura 3.8). Las imágenes en formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) se transfirieron al software *Mimics Medical*® (Materialise, Bélgica) en donde se realizó la segmentación. A grandes rasgos, el proceso de segmentación consiste en identificar y seleccionar los elementos de interés dentro de cada imagen y eliminar el resto, para posteriormente realizar un barrido digital de las zonas seleccionadas, generando así superficies tridimensionales precisas. Para la reconstrucción inicial se identificaron y seleccionaron en cada imagen las regiones que forman parte de la raíz aórtica, la aorta ascendente, el arco aórtico, la aorta descendente y el ventrículo izquierdo. En la Figura 3.9 se muestran dos ejemplos de la identificación y selección de las distintas partes del corazón que se encontraron en cada imagen. Por otro lado, la Figura 3.10 muestra el resultado final de la reconstrucción realizada en el software *Mimics Medical*®.

Posteriormente, se exportó el archivo en formato STL para poder editarlo en un *software* de diseño mecánico (*Solid Works* ®), teniendo cuidado en preservar la geometría original obtenida anteriormente. Se eliminó por completo el ventrículo izquierdo y solamente se conservaron las partes correspondientes a la raíz aórtica, la aorta ascendente, el arco aórtico y una pequeña sección de la aorta descendente. Las arterias subclavias y carótidas son omitidas por motivos de simplificación del modelo y de las conexiones posibles con el simulador cardiovascular. Por otro lado, durante la fase sistólica del ciclo cardíaco, el flujo a través de las coronarias es insignificante, por lo que también fueron eliminadas.

Se realizó un proceso de vaciado en el modelo inicial para lograr que este sea hueco en su interior, dejando un espesor de 0.8 mm. En los extremos del modelo se diseñaron bridas para que fuera posible conectarse con los demás elementos del probador cardiovascular y para poder colocar en la posición correcta a la prótesis valvular. Como puede observarse en la Figura 3.11, en la edición se agregaron dos componentes externos al modelo original. El elemento número 1) es un adaptador para la colocación posterior de un endoscopio de manera hermética y perpendicular a la válvula con la finalidad de capturar imágenes del movimiento de ésta desde una vista superior. Por otro lado, el elemento número 2) es un adaptador para conectar un sensor de presión que permitirá obtener dicha medición aguas arriba de la válvula, el cual fue colocado aproximadamente a una distancia de 78 mm desde el anillo aórtico. Aunque en el presente estudio no se emplearon aún ni el endoscopio ni el sensor de presión, se pretende que el modelo desarrollado en este trabajo sea útil para futuras investigaciones en donde si sean utilizados, por lo que momentáneamente fueron colocadas dos llaves de tres pasos de ANNTOM para cerrar el paso del flujo en los dos adaptadores.

Después de reconstruir y editar el modelo completo, fue impreso por medio de manufactura aditiva usando el material *Clear resin* de una impresora 3D, marca Formlabs, modelo Form 2 (Figura 3.12). Dicho material corresponde a una resina de gran resistencia, cuyas propiedades mecánicas pueden consultarse en la tabla de la Figura 3.13, además este material posee la característica de ser transparente, propiedad requerida para la implementación de la técnica de visualización de flujo PIV, la cual será descrita en la siguiente sección. La Figura 3.14 muestra el resultado final de la reconstrucción de la raíz y el arco aórtico.

### Prótesis valvulares

Como se mencionó en el Capítulo 1, se usaron dos distintas prótesis valvulares aórticas; una mecánica y una biológica. La prótesis mecánica usada fue una Björk-Shiley que corresponde a una válvula de disco basculante (también llamada prótesis monodisco), como la que se muestra en la Figura 3.15, cuyo diámetro interno es de 26 mm. En la Figura 3.16, se muestra la otra prótesis valvular empleada en este estudio, que corresponde a una bioprótesis de pericardio bovino. Ambas prótesis valvulares fueron proporcionadas por el Instituto Nacional de Cardiología.

Para el caso particular de prótesis aórticas biológicas, los fabricantes suelen clasificarlas de acuerdo a sus 4 longitudes principales; 1) Diámetro del anillo de tejido (Tissue Annulus Diameter, TAD), 2) Diámetro interno del orificio valvular (DI), 3) Diámetro externo de sutura del anillo ( $D_0$ ) y 4) Altura de la válvula ( $h$ ) (ver la Figura 3.17).

La bioprótesis valvular utilizada en el presente trabajo posee las siguientes características; TAD=28mm, DI=26mm,  $D_0$ =40mm,  $h$ =20mm.

### Montaje de la válvula

La Figura 3.18 muestra como fue colocada la prótesis valvular de tal manera que estuviera en la posición adecuada. Como se puede notar, se diseñaron dos soportes en forma de cilindros (26mm de diámetro interior) con una brida en la parte superior que les permite ensamblarse con el modelo del arco y la raíz aórtica, además de permitir que se introduzca a la válvula de forma hermética y perfectamente alineada con el anillo aórtico.

Para el soporte en donde está ubicada la válvula, se construyó un adaptador que permite colocar un sensor de presión, con la finalidad de obtener esta medición aguas abajo de la prótesis valvular. Dicho elemento se encuentra a una distancia de 26 mm desde la válvula. De manera similar al adaptador que fue diseñado en el modelo del arco aórtico, momentáneamente esta conexión está cerrada con ayuda de una llave

de tres pasos de ANNTOM, ya que en el presente estudio no se realizarán estas mediciones, sin embargo, se pretende realizar experimentos posteriores en donde sí sean utilizados los sensores de presión.

Como también se indicó en el Capítulo 1, uno de los principales objetivos de este trabajo es mejorar el simulador cardiovascular con el que se contaba anteriormente, por lo que en la Figura 3.19 se pueden observar tanto la configuración previa, como la actual. Así mismo, en la Figura 3.20, se puede ver un acercamiento al modelo de la raíz y el arco aórtico con el que anteriormente se contaba en comparación con el diseño mejorado.

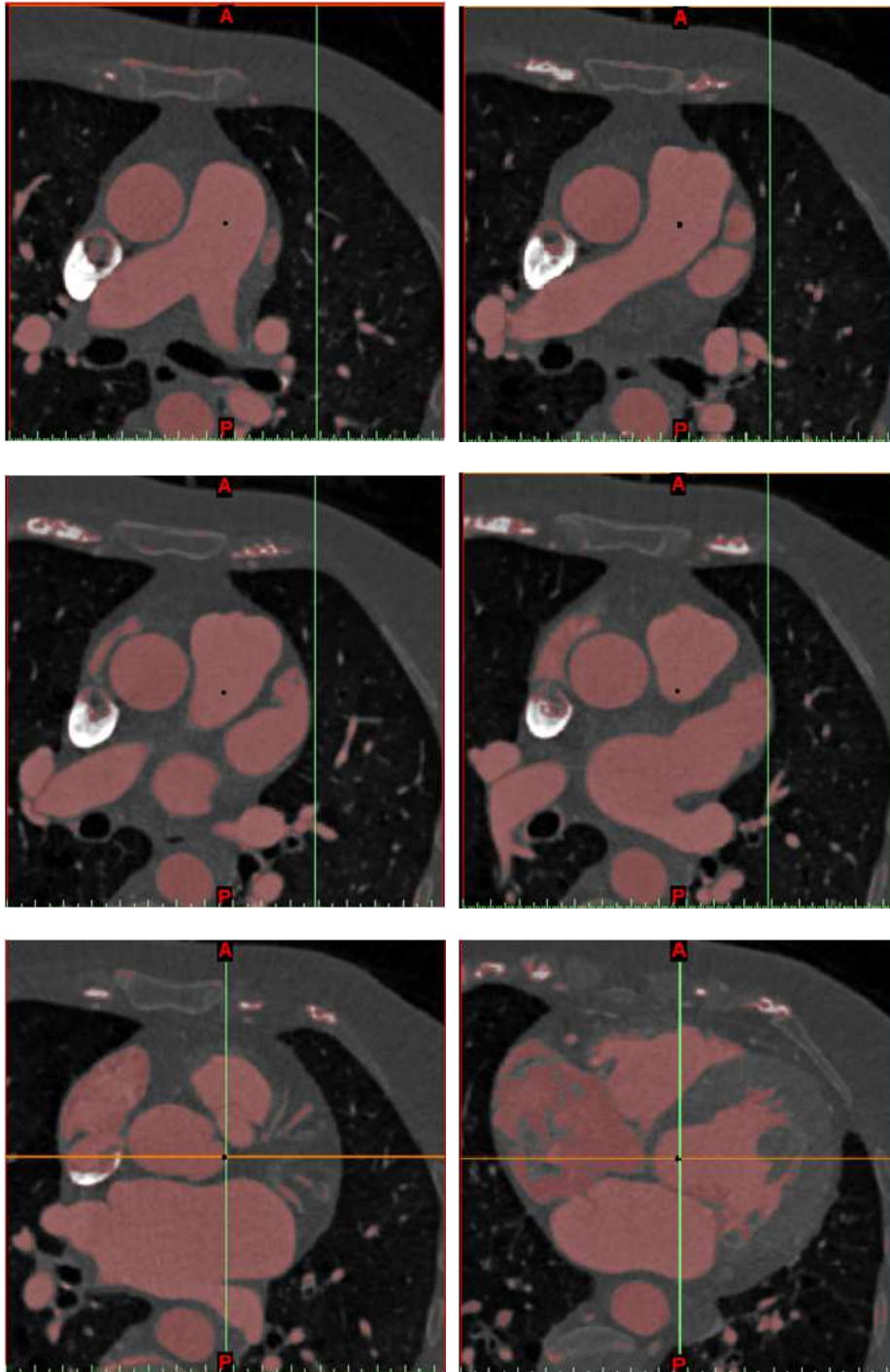


Figura 3.8: Ejemplos de las imágenes usadas para la reconstrucción del arco y la raíz aórtica.

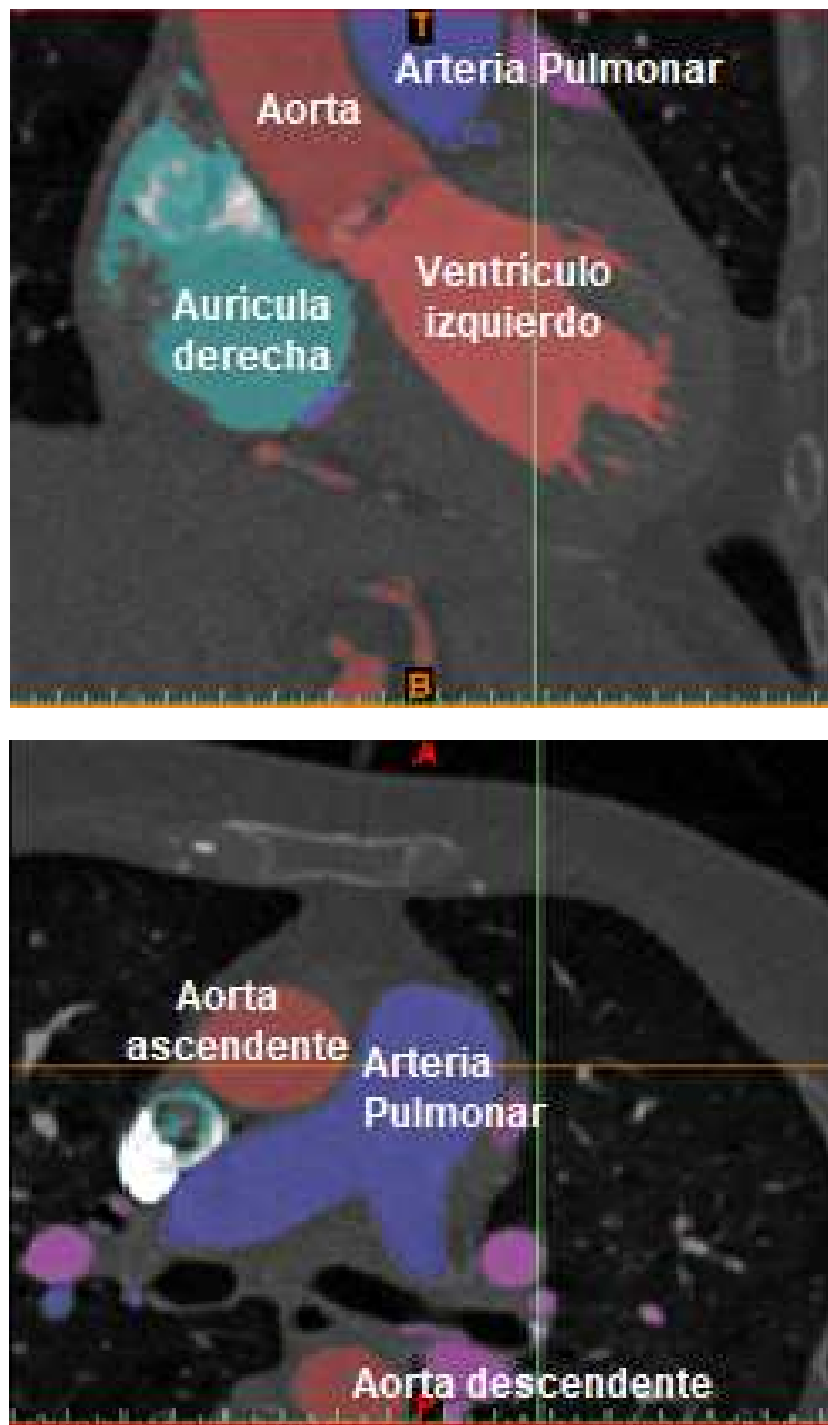


Figura 3.9: Segmentación de imágenes.



Figura 3.10: *Reconstrucción tridimensional a partir de una tomografía.*

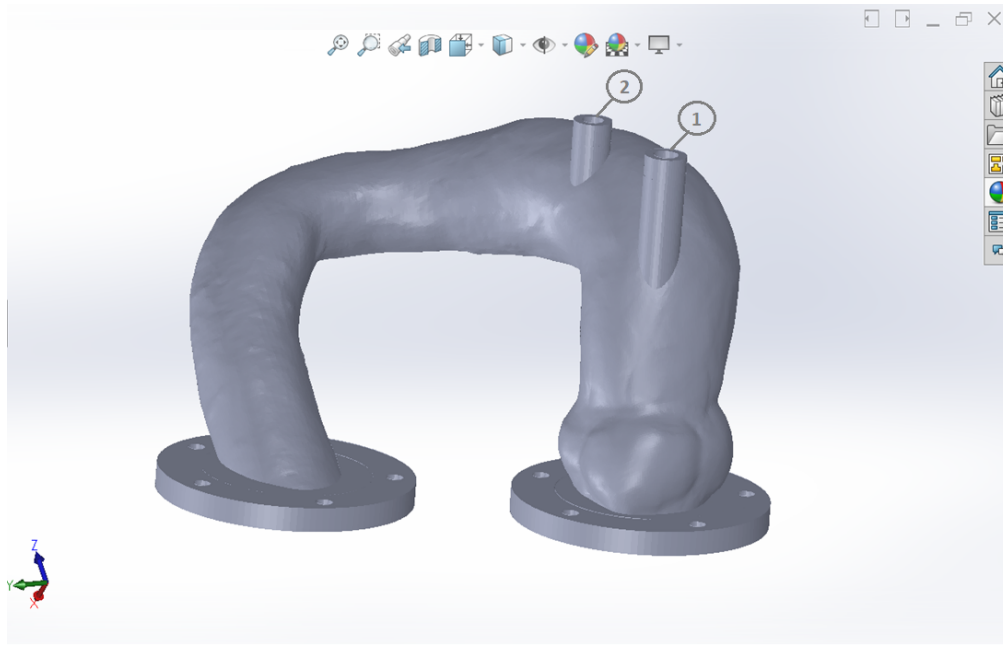


Figura 3.11: *Edición del modelo final en Solid Works.*



Figura 3.12: *Impresora 3D.*

### Material Properties Data

The following material properties are comparable for all Formlabs Standard Resins.

	METRIC		METHOD
	Green	Post-Cured	
<b>Tensile Properties</b>			
Ultimate Tensile Strength	38 MPa	65 MPa	ASTM D 638-10
Tensile Modulus	1.6 GPa	2.8 GPa	ASTM D 638-10
Elongation at Failure	12 %	6.2 %	ASTM D 638-10
<b>Flexural Properties</b>			
Flexural Modulus	1.25 GPa	2.2 GPa	ASTM C 790-10
<b>Impact Properties</b>			
Notched IZOD	16 J/m	25 J/m	ASTM D 256-10
<b>Temperature Properties</b>			
Heat Deflection Temp. @ 264 psi	42.7 °C	58.4 °C	ASTM D 648-07
Heat Deflection Temp. @ 66 psi	49.7 °C	73.1 °C	ASTM D 648-07

Figura 3.13: *Propiedades de la resina (Clear resin) usada en la impresión 3D.*



Figura 3.14: *Modelo impreso de la raíz y el arco aórtico.*





Figura 3.15: *Prótesis valvular mecánica.*



Figura 3.16: *Bioprótesis valvular aórtica.*

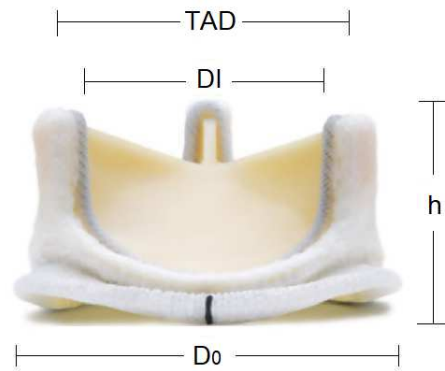


Figura 3.17: Dimensiones de interés en las bioprótesis valvulares aórticas.

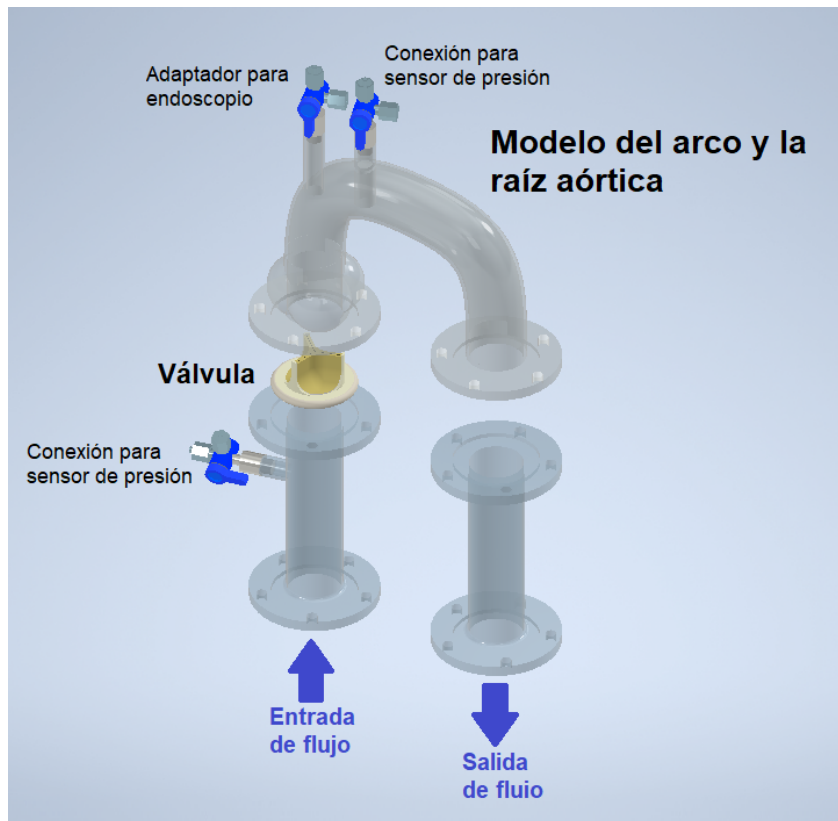
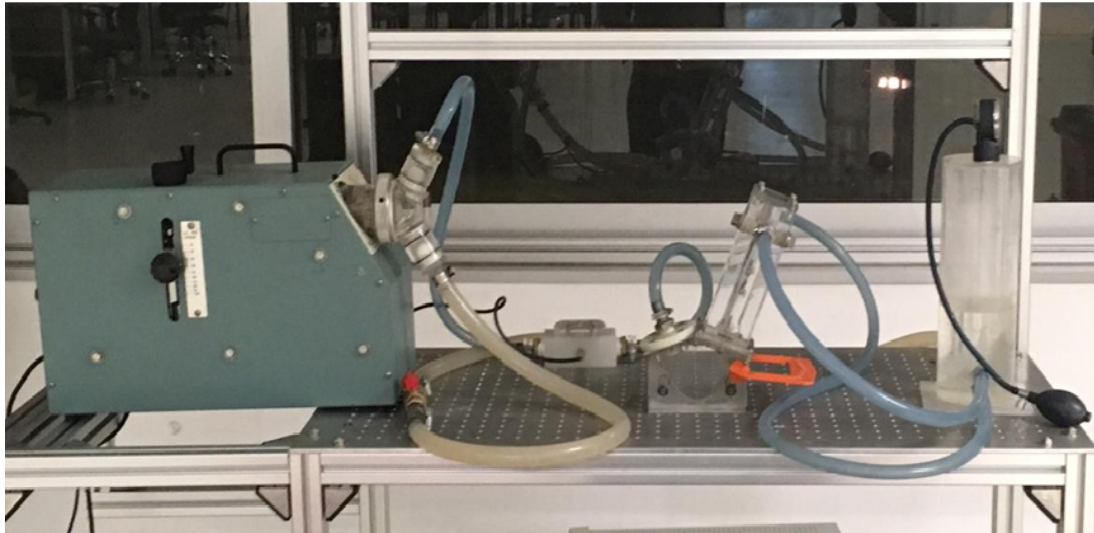
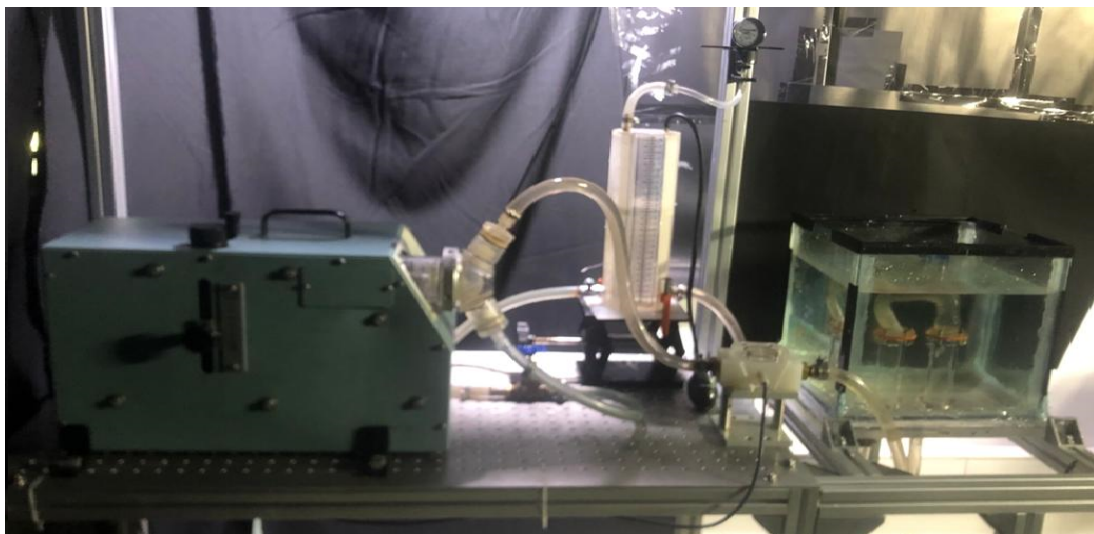


Figura 3.18: Montaje de la prótesis valvular en la zona de pruebas.

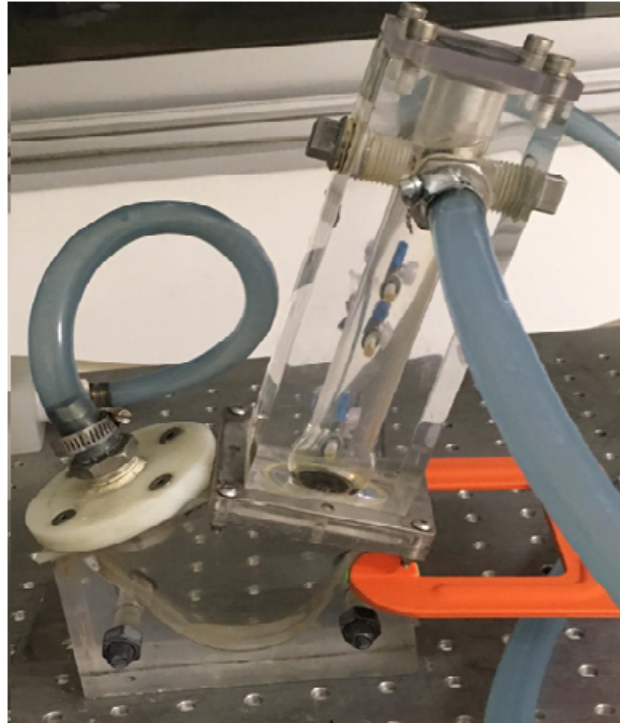


(a)

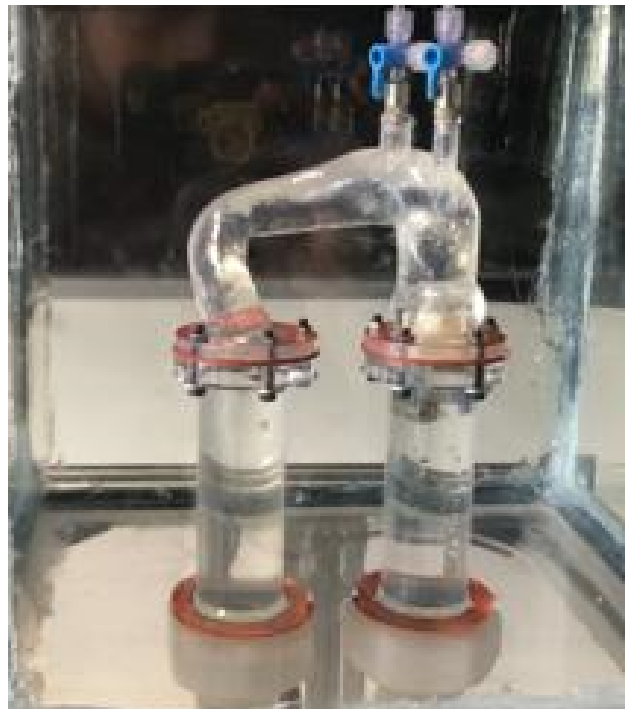


(b)

Figura 3.19: Comparación del simulador cardiovascular anterior (a), con el simulador cardiovascular actual (b).



(a)



(b)

Figura 3.20: Comparación del modelo de la raíz y el arco aórtico anterior (a), con el modelo mejorado (b).

### 3.3. Visualización del flujo mediante PIV

Una vez instalado el simulador cardiovascular antes descrito y verificado el buen funcionamiento del mismo, se empleó la Velocimetría por Imágenes de partículas (PIV), que es una técnica ampliamente utilizada en la industria y en la investigación de dinámica de fluidos. Se trata de un método no invasivo para la visualización de flujos líquidos y gaseosos. Dicha técnica proporciona mediciones de los vectores de velocidad instantáneos en una sección transversal de un flujo.

Para realizar mediciones de PIV, se utilizan pequeñas partículas de flotabilidad neutra, conocidas como *partículas trazadoras*, las cuales son suspendidas en el fluido con la finalidad de seguir la trayectoria que éste describe. Para la experimentación con flujos líquidos, los trazadores pueden estar hechos de poliestireno, poliamida o esferas de cristal huecas con un rango de  $5\text{-}100\mu\text{m}$ . Si es posible determinar el movimiento de las partículas trazadoras, se conocerá entonces el movimiento del flujo en el cual se encuentran suspendidas. Con el fin de detectar su movimiento, una región del flujo es iluminado mediante una hoja de luz láser, mientras una cámara de alta velocidad es colocada de forma perpendicular al plano que ésta genera, para poder capturar las imágenes deseadas.

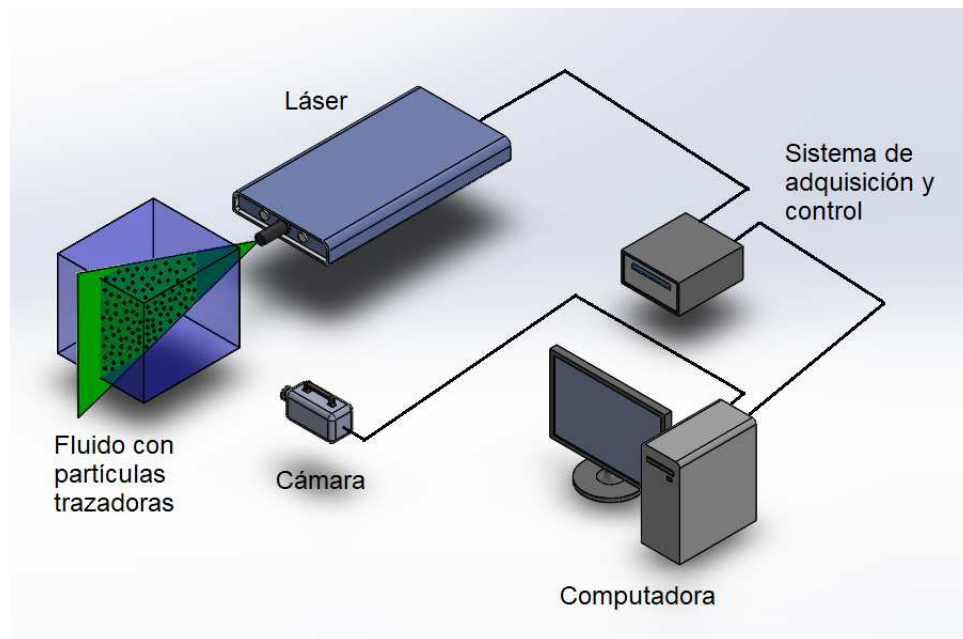


Figura 3.21: Sincronización y adquisición de datos mediante PIV.

El láser que ilumina la zona de interés, genera un haz de luz intermitente, cuya frecuencia es sincronizada con las capturas de la cámara por medio de una unidad de adquisición y control, tal como se muestra en la Figura 3.21, posteriormente cada imagen es transferida y guardada en esta unidad. La técnica de PIV mide la distancia recorrida por las partículas suspendidas en el fluido entre cada pulso del láser, es decir, entre un intervalo  $\Delta t$ , conocido generalmente como *tiempo de retraso*. Para ello, se emplea una herramienta de procesamiento conocida como *Correlación Cruzada*, la cual consiste en lo siguiente:

Se toman dos imágenes con un tiempo de retraso  $\Delta t$  conocido, identificando de esta manera la posición de cada una de las partículas en ambas capturas y en sus respectivos tiempos. Posteriormente, se realiza un mallado que divide cada imagen tomada en pequeñas regiones denominadas *áreas de interrogación*. En cada área de interrogación se compara la posición de las partículas entre la imagen A y la imagen B para producir un vector del desplazamiento promedio de las partículas. Al realizar la misma correlación en todas las áreas de interrogación, se genera un campo de vectores de los desplazamientos de todas las partículas trazadoras que son captadas por la cámara (Figura 3.22). Si se dividen estos valores obtenidos entre  $\Delta t$ , se obtiene un campo de vectores de velocidad.

Considerando que la función  $f(k,l)$  describe la intensidad de la luz dentro de un área de interrogación de la imagen A grabada en el tiempo  $t$  y la función  $g(k,l)$  describe la intensidad de luz captada en el tiempo  $t + \Delta t$  (imagen B) siendo  $k$  y  $l$  las coordenadas de la imagen en píxeles, la función discreta *Correlación Cruzada* puede ser definida como el valor esperado:

$$\phi_{fg}(k, l) = E[f(k, l), g(k, l)] \quad (3.1)$$

$$\phi_{fg}(k, l) = \sum_{i=1-\infty}^{i=\infty} \sum_{j=1-\infty}^{j=\infty} f(i, j) \cdot g(i + k, j + l) \quad (3.2)$$

Con el fin de obtener el desplazamiento real de las partículas, un factor de escala es utilizado para relacionar el espacio del objeto (real) y el espacio de la imagen (cámara), es decir;  $F = \text{objeto/imagen}$ . Con ello se obtienen las distancias en píxeles y su equivalencia en mm.

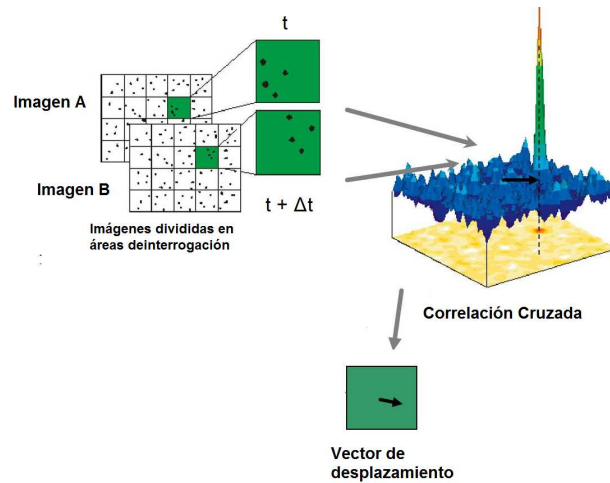


Figura 3.22: *Procesamiento de Correlación Cruzada.*

### 3.3.1. Montaje y características del equipo empleado

La Figura 3.23 muestra como fue colocado el equipo de PIV en el arreglo experimental previamente descrito. El disparador del láser es colocado de tal forma que el plano de luz que éste genera, pase por el centro de la raíz aórtica del modelo creado. Como ya se hizo mención, para obtener mediciones certeras, la cámara debe ser colocada perfectamente perpendicular al plano de luz. En la imagen también puede apreciarse que el modelo de la raíz y el arco aórtico se encuentra sumergido en un fluido dentro de un tanque, con el objetivo de tener una mejor visualización del área iluminada por el láser (ver sección 3.4).

Se utilizó un láser de doble pulso Nd: YAG, marca EverGreen, modelo 200, que es capaz de generar un haz de luz con una energía de hasta 200 mJ a una longitud de onda de 532 nm (Figura 3.24), al cual está acoplado un arreglo óptico para generar un plano de luz cuyo espesor es de 2 mm aproximadamente. El pulso del láser fue sincronizado con una cámara con chip CMOS de alta velocidad, marca Dantec Dynamics, modelo HiSense MkII (Figura 3.25) a una frecuencia de medición de 6 Hz.

Por otro lado, como partículas trazadoras, se emplearon esferas de vidrio recubiertas de plata con flotabilidad neutra, las cuales poseen un diámetro promedio de  $10 \mu\text{m}$ . Los registros de la cámara fueron sincronizados con el disparo del láser y almacenados con ayuda del software *Dynamic Studio*® con el cual también se llevó a cabo parte del procesamiento de imágenes. El procesamiento final y los cálculos posteriores fueron realizados con ayuda del software *Matlab*®.

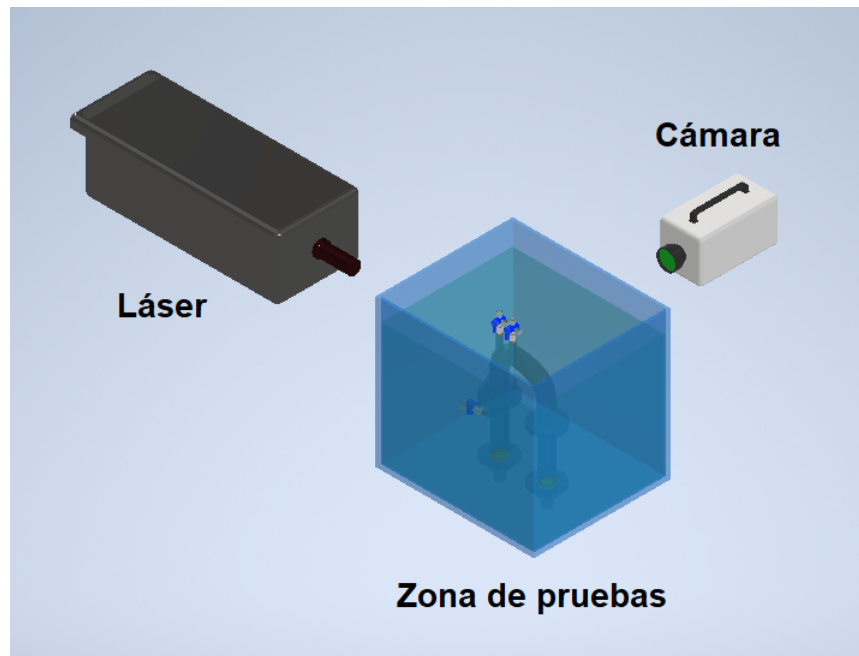


Figura 3.23: Velocimetría por Imágenes de Partículas integrada a la zona de pruebas.



Figura 3.24: Láser pulsado Nd:YAG.





Figura 3.25: Cámara Dantec Dynamics, modelo HiSense MkII.

### 3.3.2. Propiedades del flujo

Como se mencionó anteriormente, la hemodinámica dentro de los senos aórticos se caracteriza principalmente por la formación de vórtices. Por ello, en esta sección se describe el método matemático empleado para la identificación de vórtices y para determinar la vorticidad en un flujo.

#### Identificación del vórtice

Existen numerosos métodos para la identificación de vórtices basados en un análisis local del tensor gradiente de velocidad  $\nabla \mathbf{u}$ . Entre los más utilizados está el *criterio*  $Q$ , dicho método usa la descomposición del gradiente de velocidad de la siguiente forma:

$$\nabla \mathbf{u} = \mathbf{D} + \mathbf{\Omega} \tag{3.3}$$

donde

$\mathbf{D} = \frac{1}{2}((\nabla \mathbf{u}) + (\nabla \mathbf{u})^t)$  es la componente simétrica de  $\nabla \mathbf{u}$  y

$\mathbf{\Omega} = \frac{1}{2}((\nabla \mathbf{u}) - (\nabla \mathbf{u})^t)$  es la componente antisimétrica de  $\nabla \mathbf{u}$

El tensor  $\mathbf{D}$  es llamado comúnmente *Tensor de rapidez de deformación*, mientras que al tensor  $\mathbf{\Omega}$  se le conoce como *Tensor de rapidez de rotación*. El segundo invariante  $Q$ , para un flujo incompresible ( $\nabla \cdot \mathbf{u} = 0$ ) está definido como:

$$Q = \frac{1}{2}(|\mathbf{\Omega}|^2 - |\mathbf{D}|^2) \quad (3.4)$$

donde

$$|\mathbf{\Omega}| = \text{tr}[\mathbf{\Omega}\mathbf{\Omega}^t]^{1/2} \quad \text{y}$$

$$|\mathbf{D}| = \text{tr}[\mathbf{D}\mathbf{D}^t]^{1/2}$$

En las regiones donde  $Q > 0$ , la tasa de rotación es mayor que la tasa de deformación, por lo tanto esta región espacial pertenece a un vórtice. El valor de  $Q$  puede ser evaluado punto a punto para determinar si se encuentra dentro o fuera del vórtice.

### Vorticidad

La vorticidad es una medida de la velocidad de rotación de un pequeño elemento del fluido alrededor de sus propios ejes. El movimiento de un elemento del fluido con vorticidad cero ( $\nabla \times \mathbf{u} = 0$ ) es llamado "irrotacional". La vorticidad  $\boldsymbol{\omega}$  de un campo de flujo  $\mathbf{u}$  esta definida por:

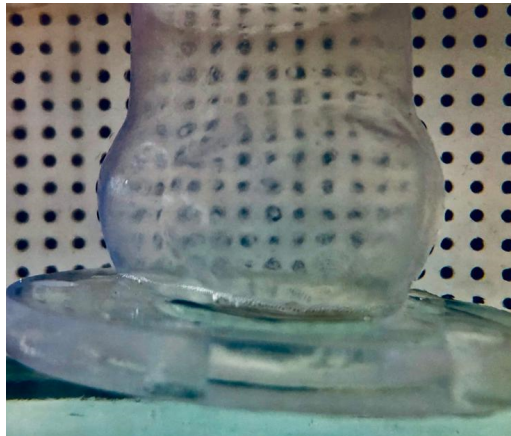
$$\boldsymbol{\omega} = \nabla \times \mathbf{u} \quad (3.5)$$

## 3.4. Fluido de trabajo

En estudios previos se han utilizado distintos fluidos para simular el flujo sanguíneo. Algunos, incluso han empleado agua pura (por ejemplo *Querzoli et al. 2010; Falahatpisheh y Kheradvar 2012; Wendt et al. 2012*, entre otros), otros han realizado soluciones salinas (*Bottio et al. 2004; Akutsu et al. 2008; Ducci et al. 2013*, etc.), mientras que en su mayoría se ha empleado glicerol o soluciones agua-glicerol (por ejemplo, *Yoganathan et al. 1986; Grigioni et al. 2003; Kadem et al. 2005, 2006; Kaminsky et al. 2007; Azadani et al. 2009; Guivier-Curien et al. 2009; Stühle et al. 2011*). Para todos estos casos, se acepta la aproximación de un comportamiento newtoniano, despreciando la variación de la viscosidad dinámica que se vuelve insignificante a velocidades de deformación mayores a  $100 \text{ s}^{-1}$  (*Chien, 1970; Chandran et al. 2007; Fedosov et al. 2011; Kim et al. 2012*).

Como se mencionó en el Capítulo 1, en el presente estudio se analizaron las diferencias entre dos tipos de prótesis valvulares y también entre dos fluidos de trabajo; el primero es agua pura, mientras que el segundo corresponde a una solución agua-glicerol con una concentración del 60 %, ya que de acuerdo a algunos autores (por ejemplo *Ducci et al. 2016; Alvares et al. 2017; Fernandes et al. 2019*) con esta solución se obtiene un fluido newtoniano con una viscosidad de aproximadamente 4 cP, que es el valor correspondiente de la viscosidad de la sangre humana que circula en vasos de radio mayor a 0.5 mm considerando una temperatura de 37°C y un Hematocrito del 40 % (sección 2.4).

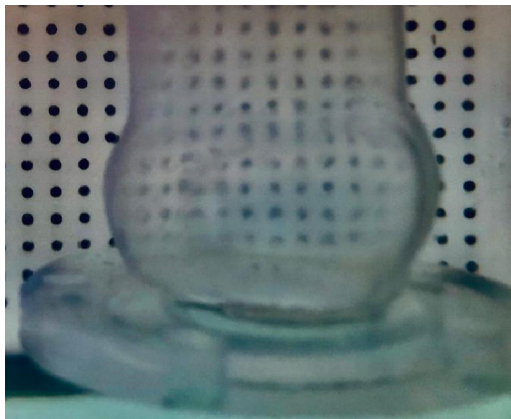
En estudios experimentales en los que se emplea la técnica de PIV, generalmente es necesario minimizar la distorsión óptica que se produce debido a la refracción en la interfaz entre diferentes medios en geometrías complejas. Para resolver dicho problema, se han implementado soluciones agua-glicerol-yoduro de sodio (por ejemplo *Browne et al. 2000; Leo et al. 2006*), soluciones salinas con glicerol (*Balducci et al. 2004*), soluciones agua-glicerol (por ejemplo *Ducci et al. 2016; Alvares et al. 2017; Fernandes et al. 2019*) y recientemente, también se utilizó agua destilada con yoduro de potasio (*Toninato et al. 2016*). Para tal objetivo, en el presente trabajo se utilizó una solución agua-glicerol. La concentración óptima se identificó de manera empírica al colocar una tarjeta de calibración detrás del modelo creado de la raíz y el arco aórtico, el cual fue sumergido en soluciones agua-glicerol de distintas concentraciones. La Figura 3.26 proporciona tres imágenes características que visualizan diferentes grados de distorsión óptica inducida por la refracción en la pared del modelo tridimensional, al aumentar el porcentaje de glicerol. En esta figura también puede notarse que la solución que proporciona una mínima distorsión óptica es la que posee una concentración del 28 %, misma que fue empleada en el tanque en donde fue sumergido el modelo tridimensional para todos los experimentos realizados.



(a)  $c = 0\%$



(b)  $c = 23\%$



(c)  $c = 28\%$

Figura 3.26: Visualización del grado de distorsión óptica al usar una solución agua-glicerol a distintas concentraciones.



# Capítulo 4

## Resultados

Como se mencionó en la sección 3.2, para impulsar el fluido de trabajo que circula en el simulador cardiovascular, se utilizó una bomba peristáltica la cual es capaz de controlar y modificar la frecuencia cardíaca, la duración sistólica y el volumen por ciclo. En todos los experimentos realizados se ajustaron los parámetros de esta bomba para obtener una frecuencia cardíaca de 60 lpm, un volumen sistólico <sup>1</sup> de 70 ml/lat y una relación sístole/diástole (S/D) de 35/65 %.

Por otro lado, la fracción de aire dentro de la cámara de complianza se mantuvo en un 40 % respecto al volumen total de esta y la presión en el manómetro conectado al tanque de complianza registró valores aproximados de 80 mmHg en la fase de diástole y 120 mmHg en la fase sistólica.

Al acoplar el sistema de visualización de Velocimetría por Imágenes de Partículas (PIV) al simulador cardiovascular, se obtuvieron las imágenes que serán mostradas y descritas a continuación para su análisis. En la Figura 4.1 se muestra una imagen que ejemplifica las áreas que son iluminadas por el láser al ser sincronizado con la cámara de alta resolución. Aunque la zona principal de estudio es la raíz aórtica, se logró iluminar correctamente a una sección que nos muestra el flujo antes de pasar por la prótesis valvular y otra que nos muestra el flujo a la salida del modelo tridimensional del arco y la raíz aórtica. Por tal motivo, para una mayor comprensión e interpretación, se establecieron 3 regiones de estudio (Ver Figura 4.2); la zona 1 es la que visualiza al flujo de entrada (antes de pasar por la válvula), la zona 2 es en donde se puede observar a la raíz aórtica y parte de la aorta ascendente y finalmente la zona 3 es en donde podemos observar el comportamiento del flujo a la salida del modelo tridimensional.

---

<sup>1</sup>Cantidad de sangre que expulsa el ventrículo izquierdo en cada sístole, se expresa en ml por latido.

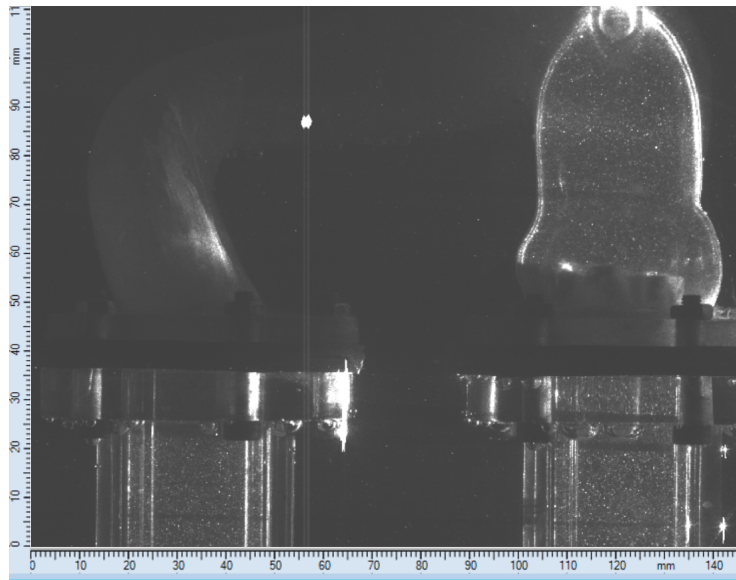


Figura 4.1: *Ejemplo de una imagen obtenida al emplear la técnica PIV.*

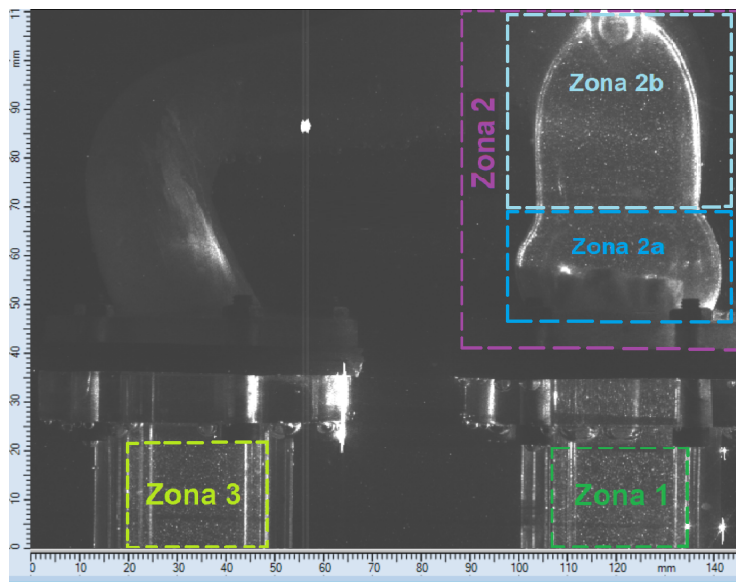
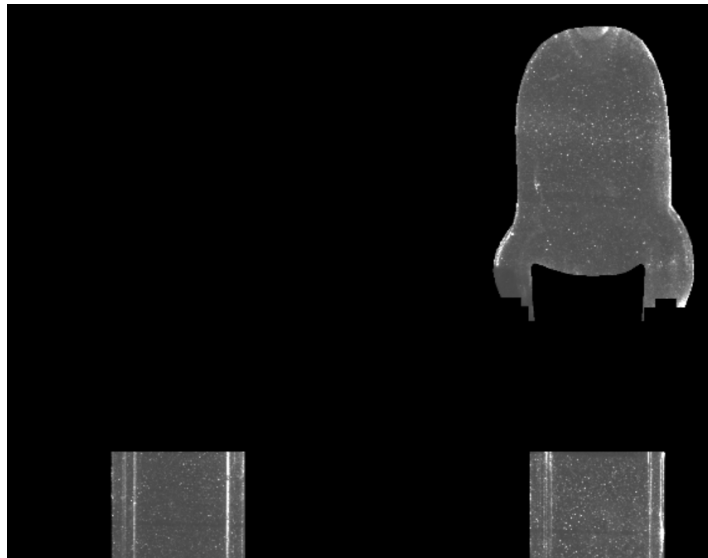


Figura 4.2: *Áreas iluminadas por el láser.*

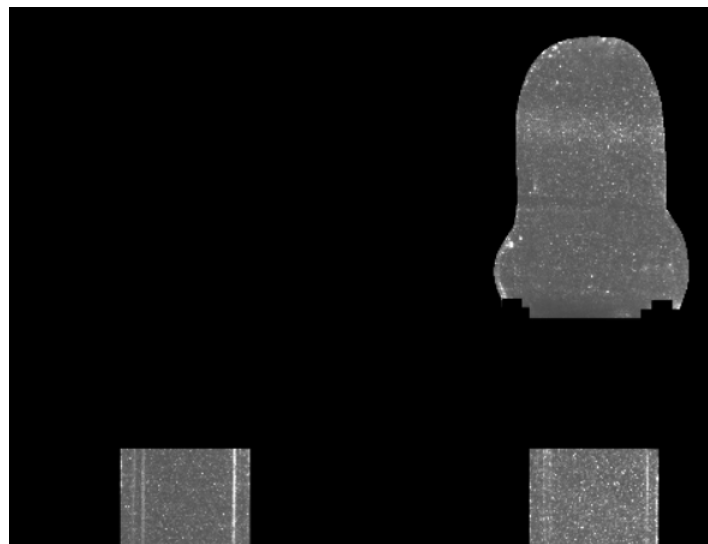
Adicionalmente se dividió a la zona 2 en la sección a) que corresponde a la raíz aórtica y la sección b) que corresponde a la aorta ascendente, lo anterior se realizó sobretodo para observar a mayor detalle el área correspondiente a la raíz aórtica, ya que como se explicará a continuación, se obtuvieron velocidades considerablemente más pequeñas en esta zona, comparadas con las obtenidas en la región de la aorta ascendente.

Como se especificó en la sección anterior, los disparos del láser fueron sincronizados con las capturas de la cámara de alta velocidad a una frecuencia de 6 Hz. Antes de realizar el procesamiento de Correlación Cruzada también descrito anteriormente, se creó y aplicó una máscara a las imágenes obtenidas, con la finalidad de ocultar tanto a las regiones que no son iluminadas por el láser, como a las prótesis valvulares empleadas, ya que de esta manera el cálculo se realiza únicamente en las regiones donde el láser pasa por zonas en donde existe flujo y que son enfocadas correctamente por la cámara, evitando tener errores de medición significativos. La figura 4.3 muestra las dos máscaras que fueron usadas, una por cada tipo de prótesis valvular, puede observarse que mientras la bioprótesis tuvo que ser enmascarada por completo debido a su tamaño, geometría y posición respecto al modelo tridimensional, la prótesis mecánica no ocasionó ningún impedimento para la visualización del flujo en la raíz aórtica y por tal motivo no fue enmascarada.





(a) Mascara utilizada para la prótesis biológica.



(b) Mascara utilizada para la prótesis mecánica.

Figura 4.3: Mascaras empleadas antes de realizar el procesamiento de Correlación Cruzada.

## 4.1. Campos de velocidad

### 4.1.1. Válvula biológica. Agua pura.

En la Figura 4.4 se observan los mapas de velocidades obtenidos al usar la prótesis valvular biológica con agua pura como fluido de trabajo. Para todos los resultados que se mostrarán de aquí en adelante, se estableció un tiempo de partida  $t=0$  en el instante en el que la prótesis valvular se encuentra completamente abierta. Ya que las capturas de la cámara se realizaron a una frecuencia de 6 Hz para observar un flujo pulsado que simula una frecuencia cardíaca de 60 lpm, en 6 imágenes consecutivas podemos observar un ciclo completo de apertura y cierre de la válvula.

En las Figuras 4.5, 4.6, 4.7, 4.8, 4.9 y 4.10 se muestra un acercamiento a las diferentes zonas de estudio antes descritas. Debido a que para todas las pruebas realizadas se encontraron velocidades de flujo considerablemente inferiores en la raíz aórtica, en el acercamiento a esta región (zona 2a) se aumentó el tamaño de los vectores obtenidos empleando una escala 10:1, únicamente para observar con mayor detalle el comportamiento del flujo en esta zona.

A continuación, se describen brevemente los 6 campos de velocidades encontrados para este primer caso:

- **$t = 0$ .**

*Zona 1:* Se observan vectores orientados hacia arriba, de forma vertical, en dirección a la prótesis valvular, teniendo una velocidad promedio de 120 mm/s.

*Zona 2:* Puede notarse que la válvula biológica se encuentra completamente abierta, por lo cual las velocidades de flujo más altas se presentan en la zona correspondiente a la aorta ascendente, registrando un valor de velocidad promedio de 220 mm/s y un máximo de hasta 400 mm/s en la región central.

*Zona 3:* La mayoría de los vectores se orientan hacia abajo, de forma vertical, con una velocidad promedio de 120 mm/s.

- **$t = 166.67$  ms.**

*Zona 1:* El flujo asciende hacia la prótesis valvular con una velocidad promedio de 40 mm/s.

*Zona 2:* En la región de la raíz aórtica, se puede observar la formación de un vórtice con rotación en sentido horario que se genera justo por encima de la bioprótesis valvular que comienza a cerrarse. Nuevamente, en la aorta ascendente se tiene la velocidad de flujo más alta, registrando una velocidad promedio de aproximadamente 120 mm/s y valores máximos de hasta 180 mm/s.

*Zona 3:* Flujo mayormente orientado en dirección descendente con velocidad

promedio igual a 50 mm/s. Se comienza a notar la formación de dos vórtices con rotaciones en sentidos opuestos.

■ **t = 333.33 ms.**

*Zona 1:* Se conserva un flujo ascendente hacia la válvula con una velocidad promedio de aproximadamente 40 mm/s.

*Zona 2:* Se logra observar el comienzo de la formación de dos vórtices, uno por cada seno aórtico, con rotaciones opuestas. Las velocidades máximas registradas en la aorta ascendente son de aproximadamente 150 mm/s y la velocidad promedio en esta misma zona es de 60 mm/s. Puede observarse también que la válvula se encuentra completamente cerrada.

*Zona 3:* Flujo descendente con velocidad promedio de 60 mm/s, los vórtices encontrados en el instante anterior se notan con menor intensidad.

■ **t = 500 ms.**

*Zona 1:* Flujo ascendente de velocidad promedio igual a 20 mm/s.

*Zona 2:* La válvula comienza a abrirse de nuevo, registrando valores de velocidades de flujo en la aorta ascendente de hasta 200 mm/s y un promedio de velocidad de 100 mm/s. De nuevo se alcanza a percibir la formación de un vórtice en sentido horario que se forma justo por encima de la válvula.

*Zona 3:* Se tiene una velocidad de flujo descendente promedio de 60 mm/s y se siguen observando ligeramente los vórtices mencionados en los instantes 2 y 3.

■ **t = 666.67 ms.**

*Zona 1:* Flujo ascendente de velocidad promedio igual a 25 mm/s.

*Zona 2:* La válvula se encuentra parcialmente abierta y en la aorta ascendente se observa una velocidad promedio de 140 mm/s y velocidades máximas de hasta 220 mm/s. Comienza a observarse la formación de vórtices por encima de la prótesis valvular.

*Zona 3:* Se tiene una velocidad de flujo descendente promedio de 60 mm/s y formación de pequeños vórtices.

■ **t = 833.33 ms.**

*Zona 1:* Se obtienen vectores orientados hacia arriba, de forma vertical, en dirección a la prótesis valvular, con una velocidad promedio de 120 mm/s.

*Zona 2:* Similar a lo sucedido en el instante 1, de nuevo la válvula biológica se encuentra completamente abierta, presentando un flujo con velocidades más elevadas en la aorta ascendente, registrando un valor de velocidad promedio de

240 mm/s y un máximo de hasta 400 mm/s en la región central.

*Zona 3:* Flujo descendente de velocidad promedio igual a 110 mm/s.

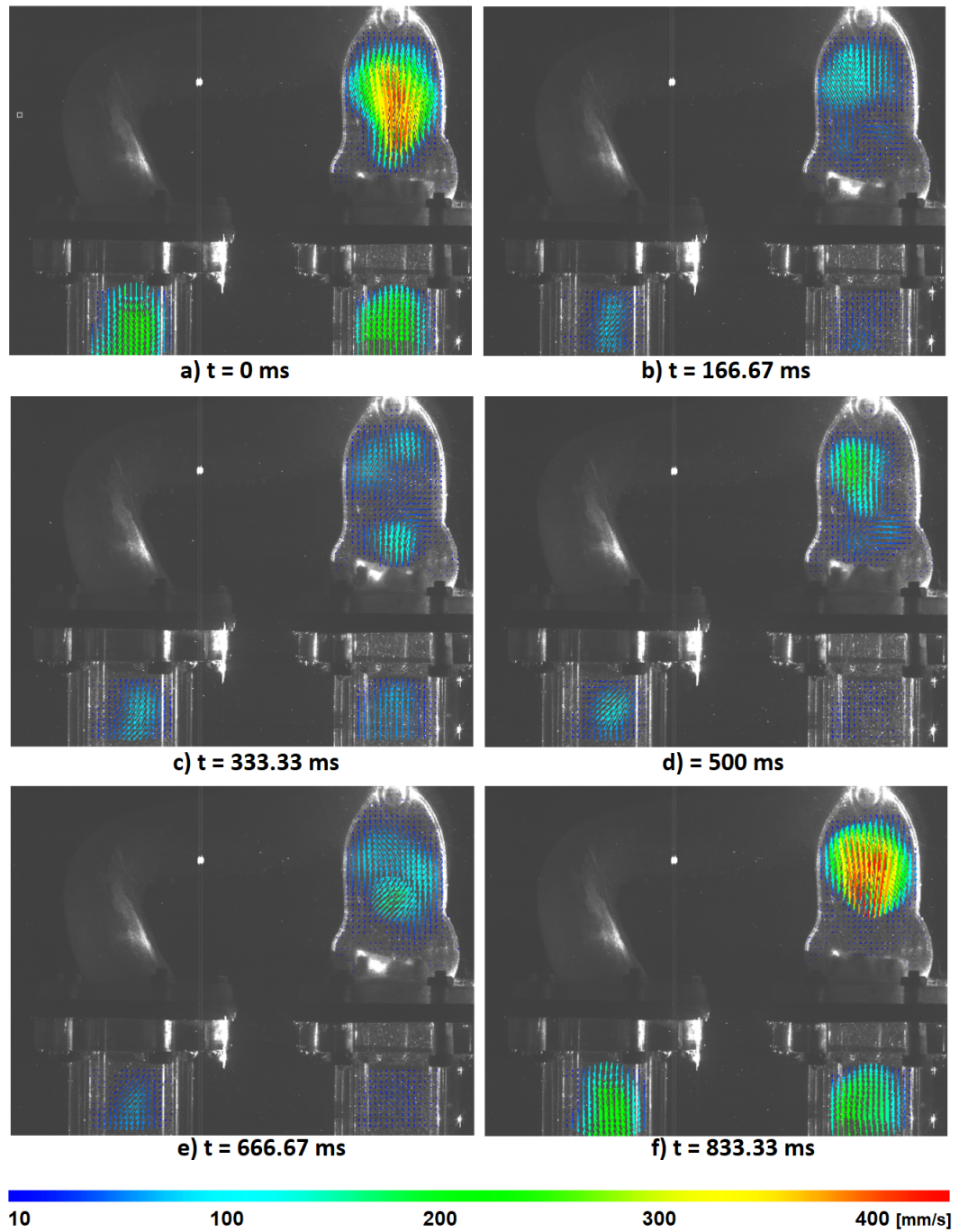
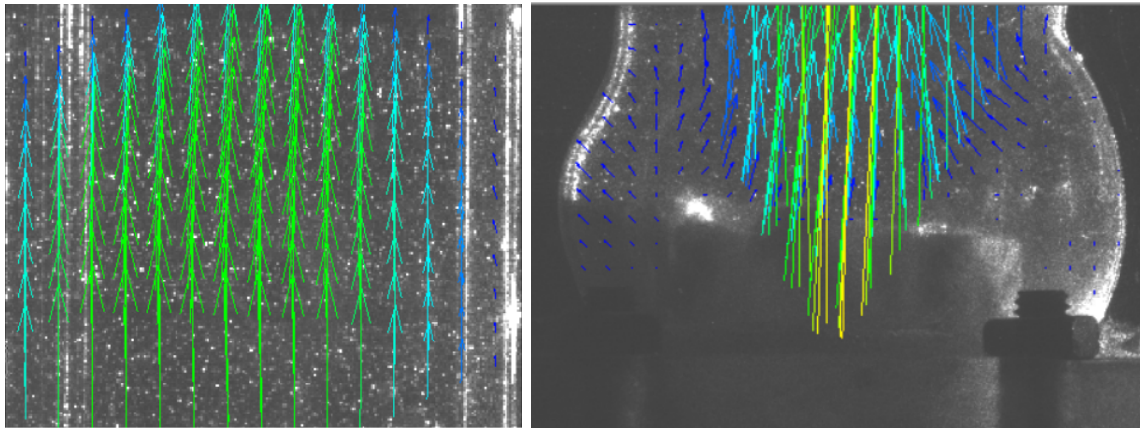
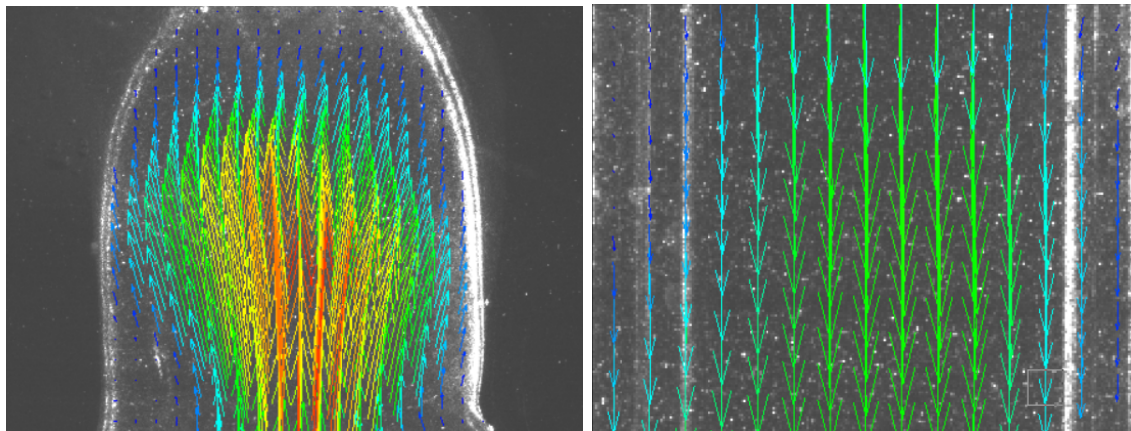


Figura 4.4: Campos de velocidades. Válvula biológica. Agua pura.



(a) zona 1

(b) zona 2a



(c) zona 2b

(d) zona 3

Figura 4.5: Campos de velocidades ( $t=0$ ). Válvula biológica. Agua pura.

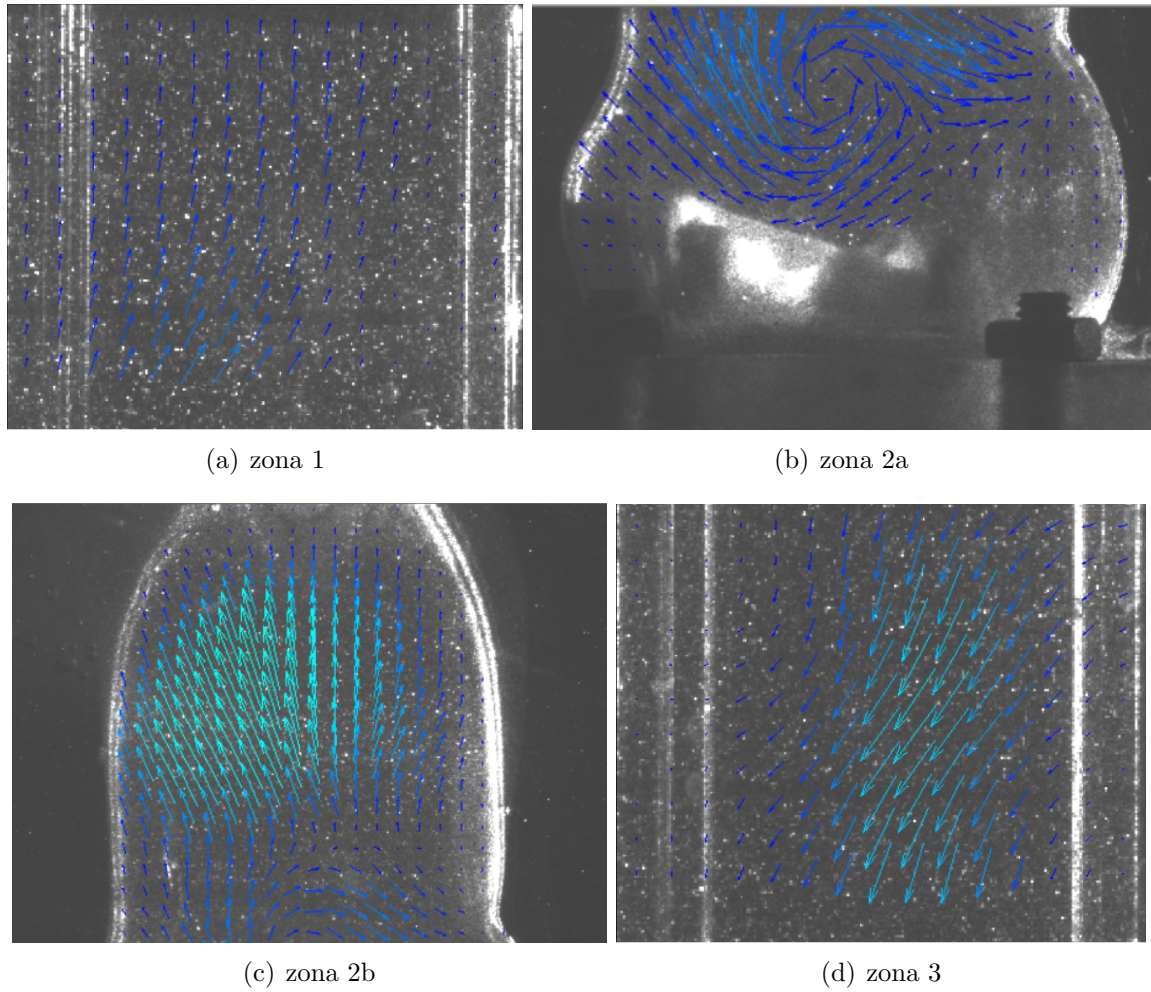
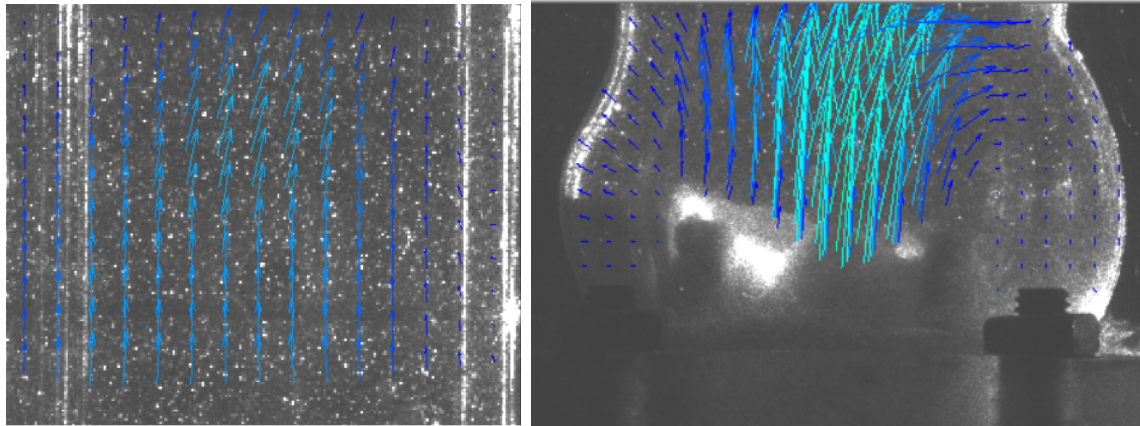
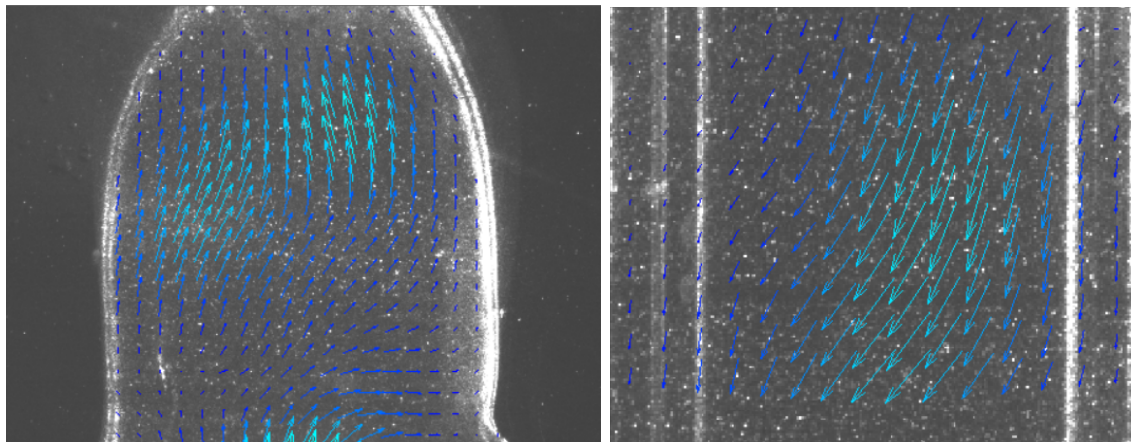


Figura 4.6: Campos de velocidades ( $t=166.67$  ms). Válvula biológica. Agua pura.



(a) zona 1

(b) zona 2a



(c) zona 2b

(d) zona 3

Figura 4.7: Campos de velocidades ( $t=333.33$  ms). Válvula biológica. Agua pura.



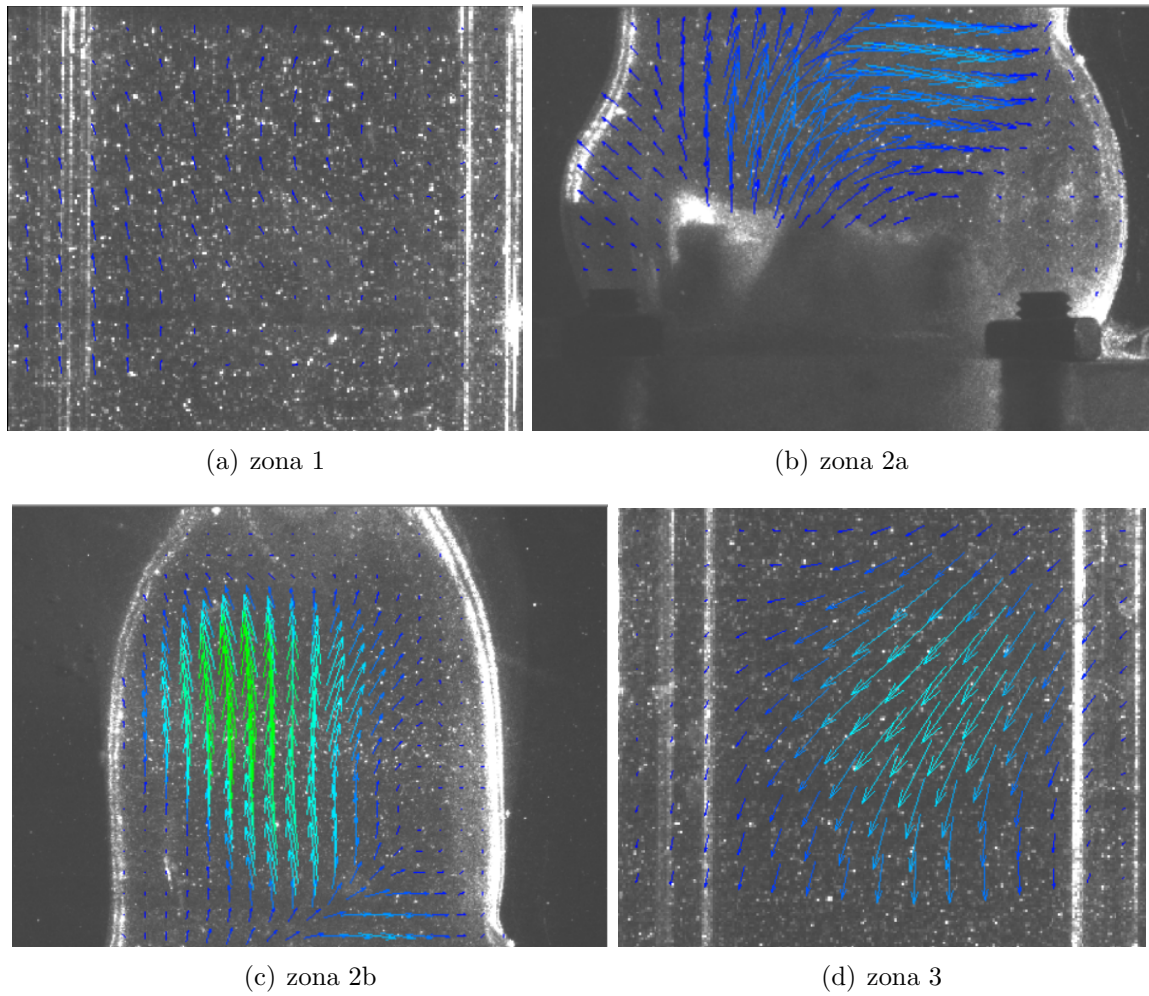
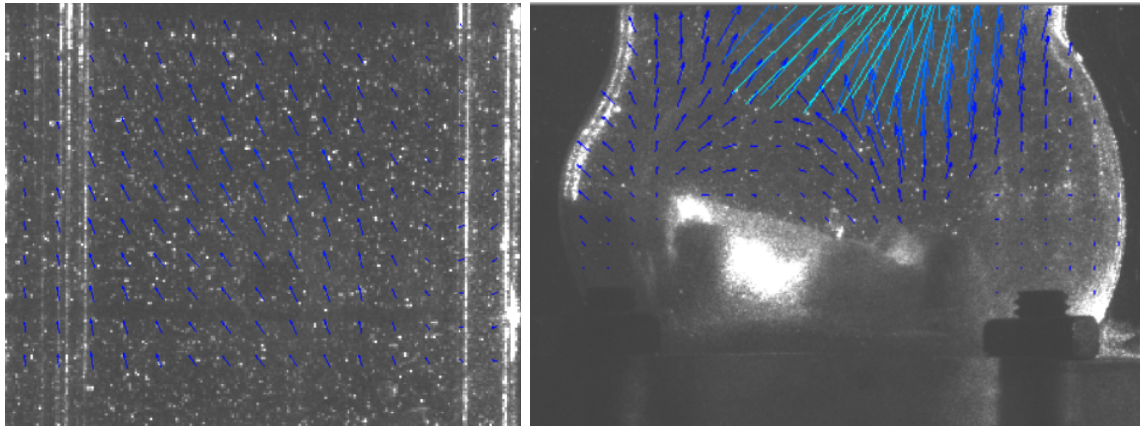
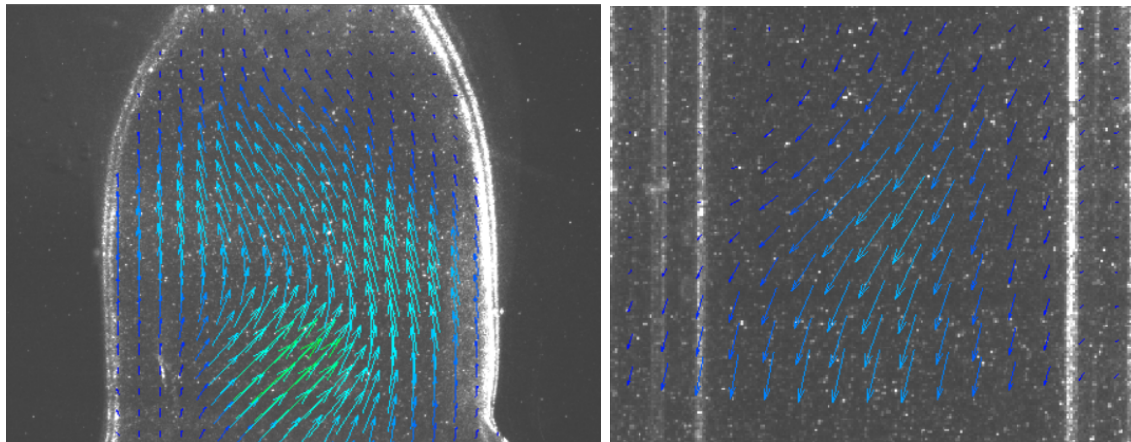


Figura 4.8: Campos de velocidades ( $t=500$  ms). Válvula biológica. Agua pura.



(a) zona 1

(b) zona 2a



(c) zona 2b

(d) zona 3

Figura 4.9: Campos de velocidades ( $t=666.67$  ms). Válvula biológica. Agua pura.

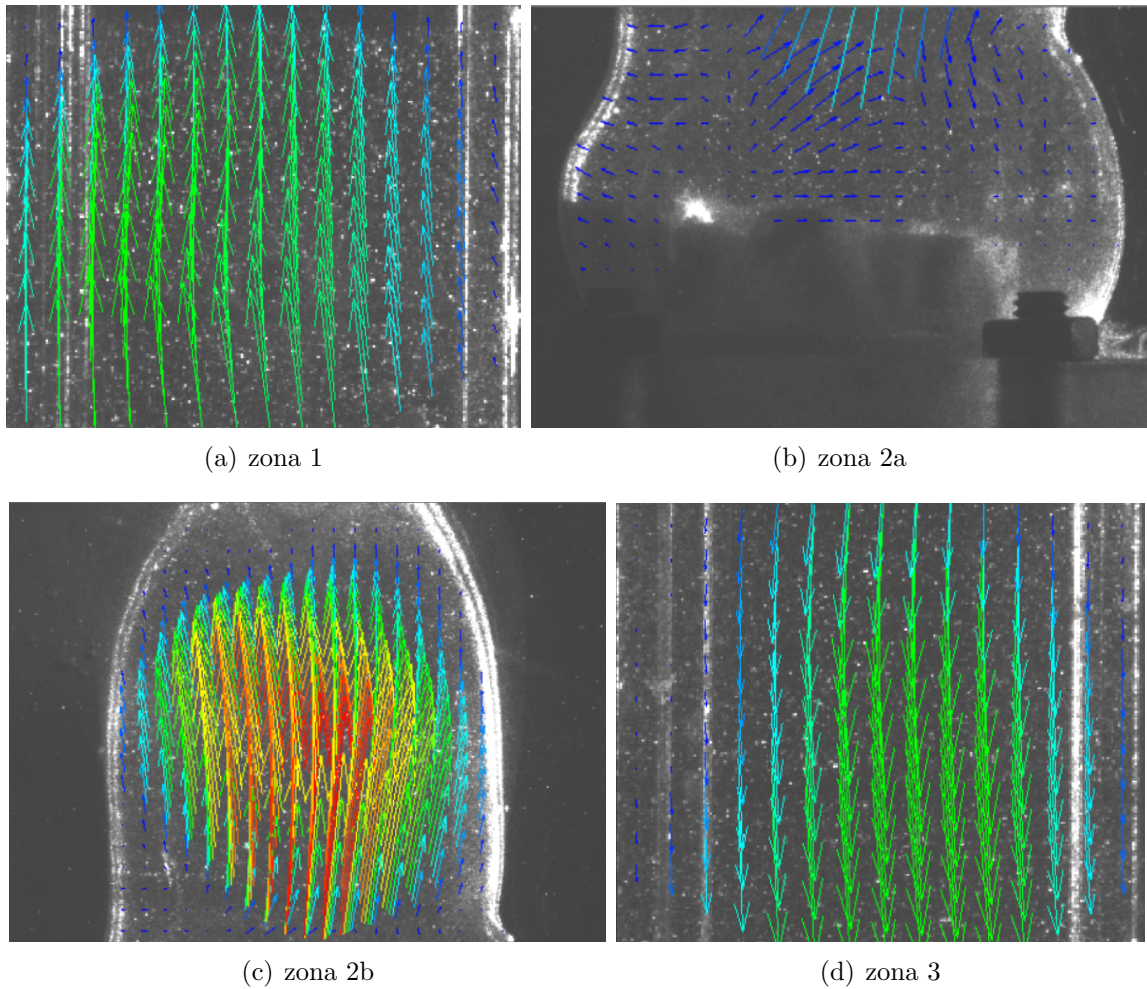


Figura 4.10: Campos de velocidades ( $t=833.33$  ms). Válvula biológica. Agua pura.

### 4.1.2. Válvula biológica. Solución agua-glicerol.

La Figura 4.11 muestra los mapas de velocidades obtenidos al usar la prótesis valvular biológica, empleando la solución agua-glicerol como fluido de trabajo. De nuevo, en el tiempo  $t=0$  la válvula se encuentra completamente abierta, mientras que en las demás capturas pueden observarse el resto de las posiciones de la válvula durante un ciclo completo.

De manera similar al caso analizado anteriormente, en las Figuras 4.12, 4.13, 4.14, 4.15, 4.16 y 4.17, se muestra un acercamiento a las diferentes zonas de estudio, realizando una ampliación a los vectores de la zona 2a (escala 10:1) para una mejor interpretación de los datos.

De los campos de velocidades obtenidos para este segundo caso se pueden destacar las siguientes características:

- **$t = 0$ .**

*Zona 1:* Se observan vectores orientados verticalmente hacia arriba, en dirección a la bioprótesis valvular, con una velocidad promedio de 110 mm/s.

*Zona 2:* La válvula biológica se encuentra completamente abierta, presentando un flujo con velocidades más elevadas en la zona correspondiente a la aorta ascendente, registrando un valor de velocidad promedio de 160 mm/s y un máximo de hasta 380 mm/s en la región central.

*Zona 3:* Los vectores se orientan en su mayoría de forma vertical hacia abajo, con una velocidad promedio de 100 mm/s.

- **$t = 166.67$  ms.**

*Zona 1:* Se produce un vórtice con rotación en sentido horario. La velocidad promedio registrada es de 50 mm/s.

*Zona 2:* En la región de la raíz aórtica, se comienza a observar la formación de un vórtice con rotación en sentido antihorario que se genera justo por encima de la bioprótesis valvular que comienzan a cerrarse. De nuevo, en la aorta ascendente se tiene la mayor velocidad de flujo, con una velocidad promedio de 80 mm/s y velocidades máximas de 160 mm/s.

*Zona 3:* Se logra observar la formación de un vórtice con rotación en sentido antihorario. La velocidad promedio registrada es de 60 mm/s.

- **$t = 333.33$  ms.**

*Zona 1:* Se observa un flujo verticalmente ascendente con una velocidad promedio de aproximadamente 20 mm/s.

*Zona 2:* Flujo mayormente ascendente de velocidad promedio igual a 30 mm/s. En la aorta ascendente se alcanzan velocidades máximas de hasta 70 mm/s.

Puede observarse que la válvula se encuentra completamente cerrada.

*Zona 3:* Se comienzan a formar dos vórtices con rotaciones opuestas. La velocidad promedio registrada es de 30 mm/s.

■ **t = 500 ms.**

*Zona 1:* Se genera un vórtice de rotación en sentido horario con velocidades promedio de 80 mm/s.

*Zona 2:* La válvula comienza a abrirse de nuevo, registrando un valor de velocidad promedio de 120 mm/s y velocidades máximas en la aorta ascendente de hasta 180 mm/s. Por encima de la válvula se alcanza a observar la formación de dos vórtices con rotaciones opuestas.

*Zona 3:* Se comienzan a formar dos vórtices con rotaciones opuestas. La velocidad promedio registrada es de 100 mm/s.

■ **t = 666.67 ms.**

*Zona 1:* Se observa la formación de dos pequeños vórtices de rotaciones contrarias. La velocidad promedio registrada es de 20 mm/s.

*Zona 2:* En la raíz aórtica se observa la formación de un vórtice cercano a la válvula con rotación en sentido horario. Por otro lado, en la aorta ascendente se encuentra un vórtice con rotación en sentido antihorario. La velocidad promedio registrada en esta zona es de 60 mm/s.

*Zona 3:* Se tienen una velocidad de flujo promedio de 40 mm/s y la formación de un vórtice con giro en sentido antihorario.

■ **t = 833.33 ms.**

*Zona 1:* Se tienen vectores orientados de forma verticalmente hacia arriba, con una velocidad promedio de 100 mm/s.

*Zona 2:* La válvula biológica se encuentra de nuevo completamente abierta, presentando un flujo de velocidad promedio igual a 160 mm/s y velocidades máximas en la aorta ascendente de hasta 360 mm/s.

*Zona 3:* Flujo descendente de velocidad promedio igual a 100 mm/s.

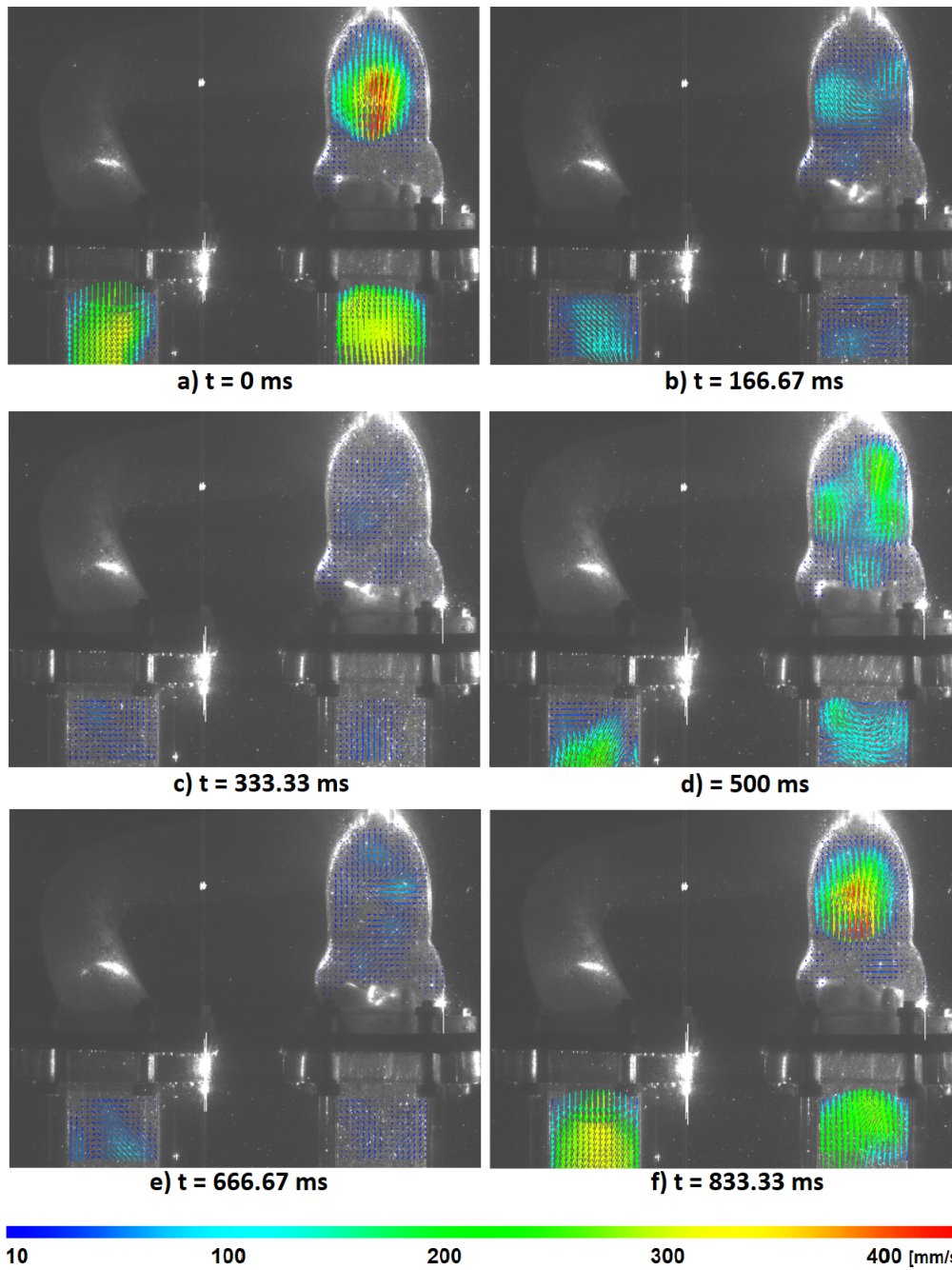


Figura 4.11: Campos de velocidades. Válvula biológica. Solución agua-glicerol.

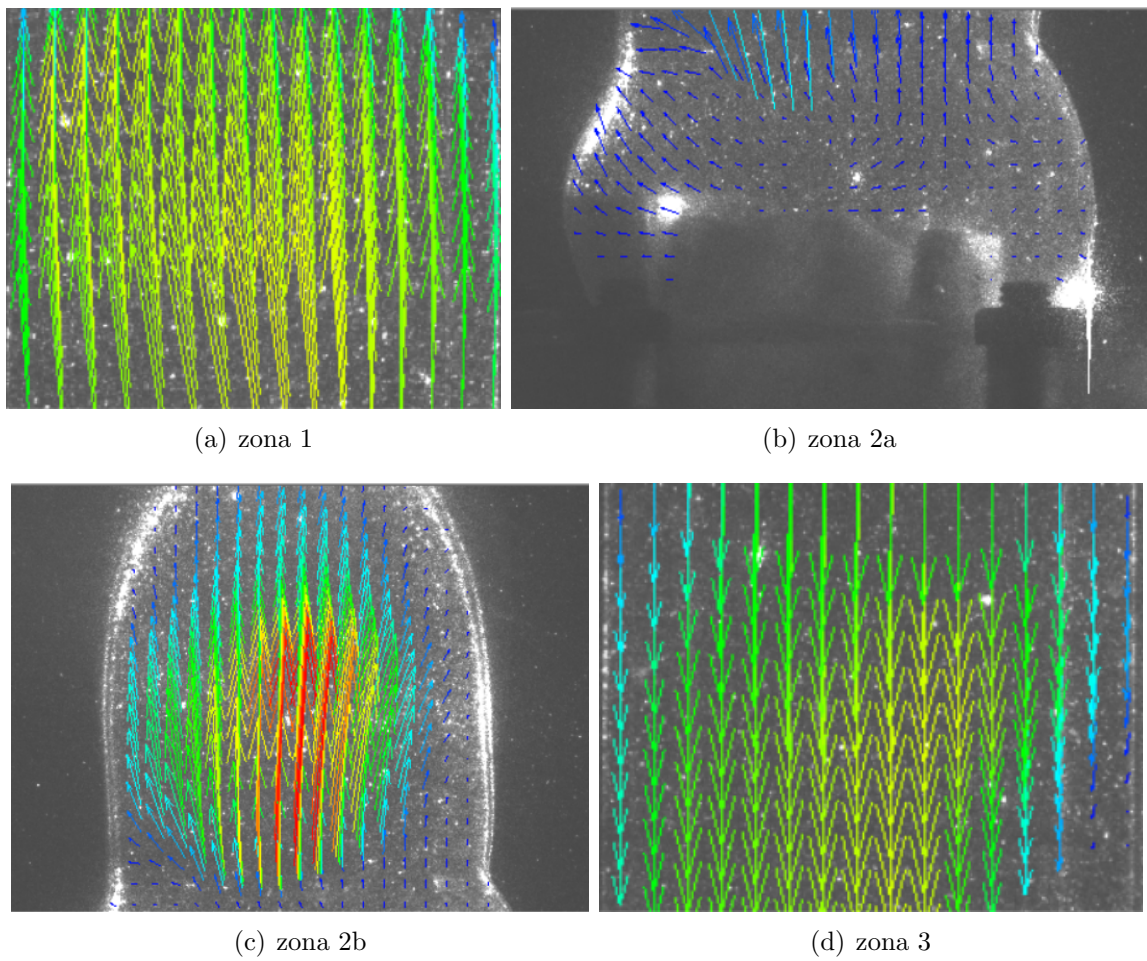


Figura 4.12: Campos de velocidades ( $t=0$ ). Válvula biológica. Solución agua-glicerol.

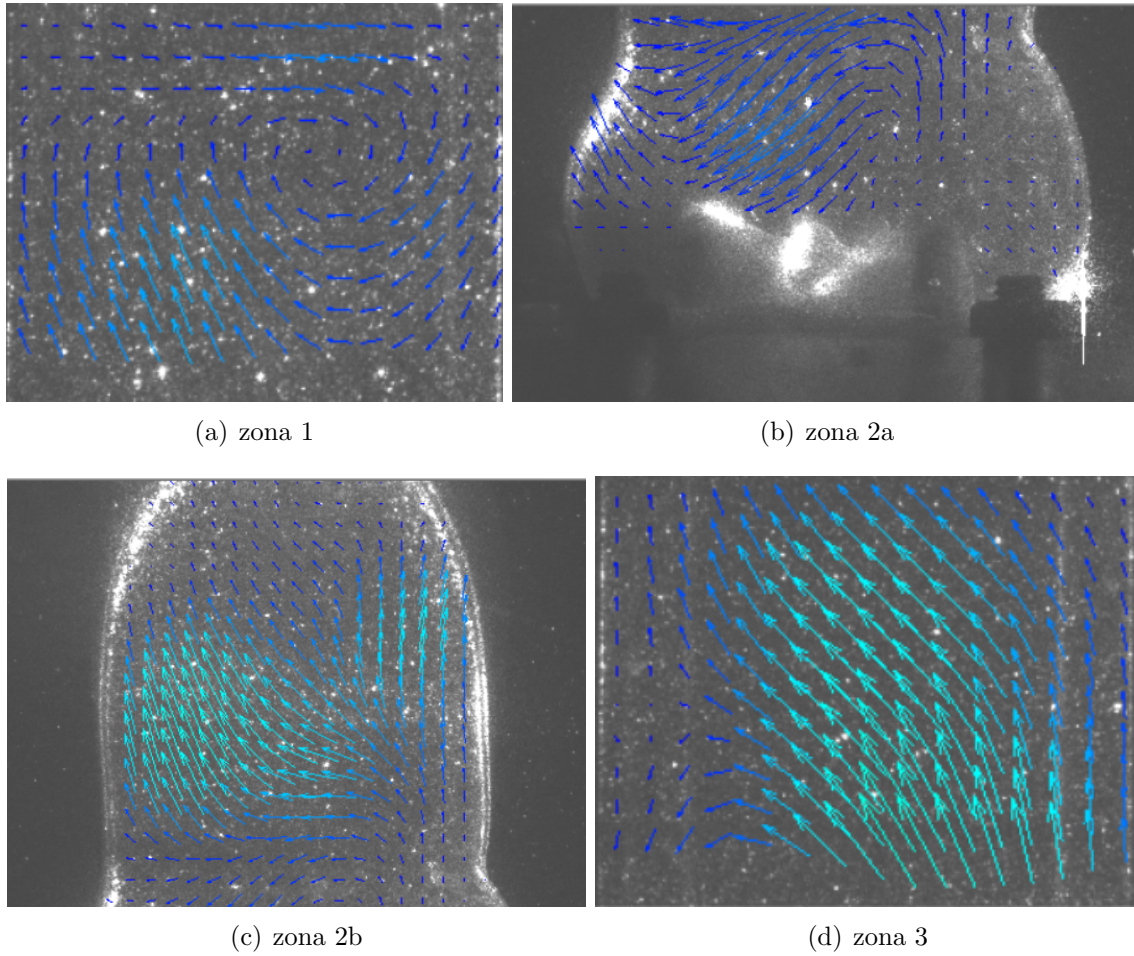


Figura 4.13: Campos de velocidades ( $t=166.67$  ms). Válvula biológica. Solución agua-glicerol.



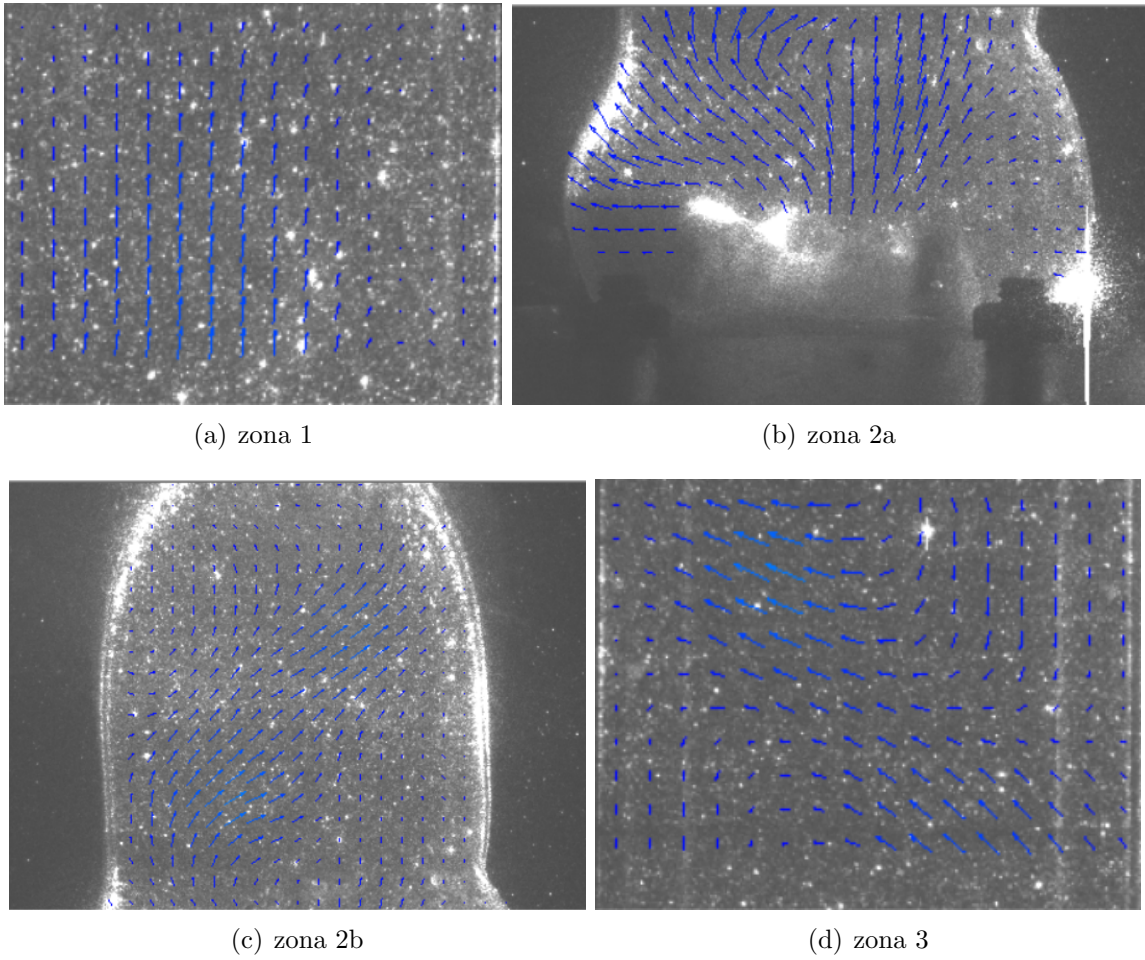


Figura 4.14: Campos de velocidades ( $t=333.33$  ms). Válvula biológica. Solución agua-glicerol.

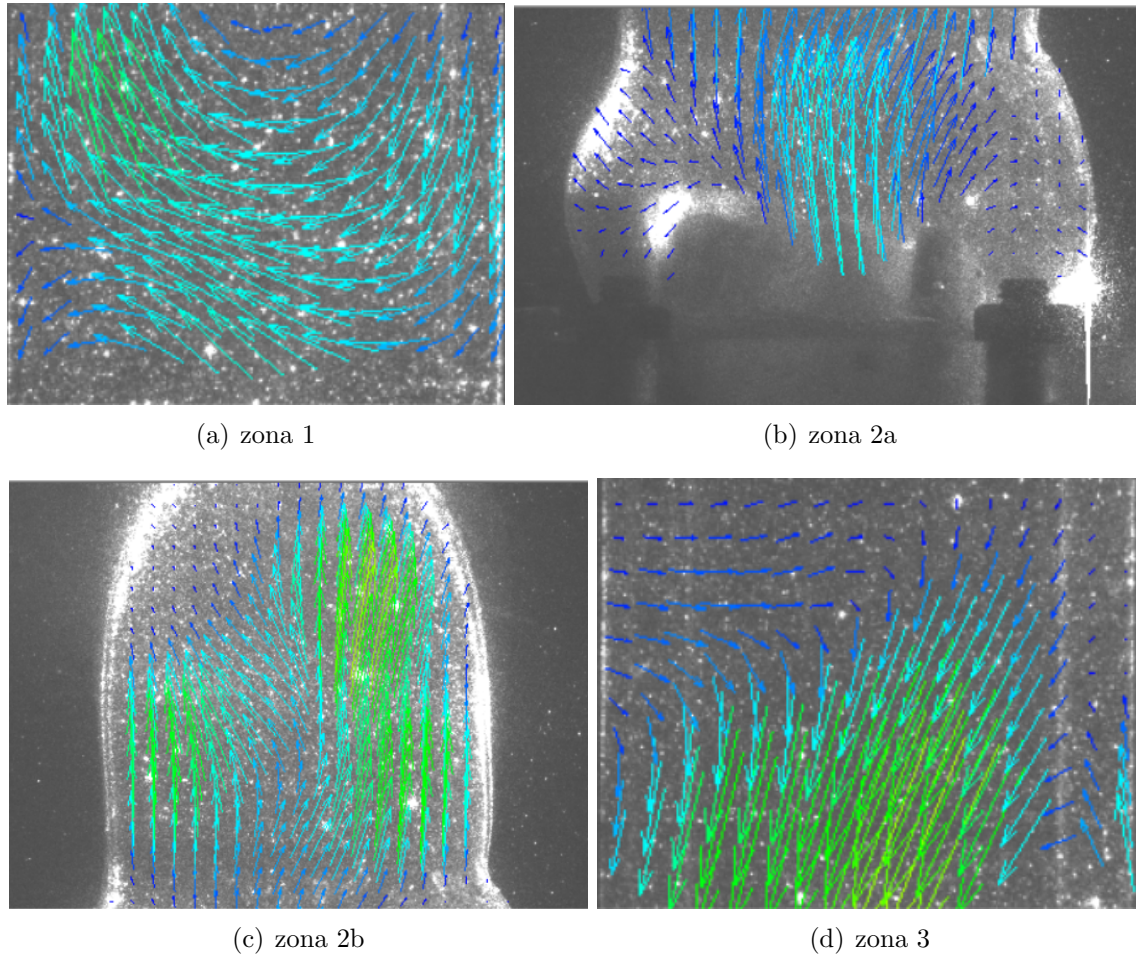


Figura 4.15: Campos de velocidades ( $t=500$  ms). Válvula biológica. Solución agua-glicerol.

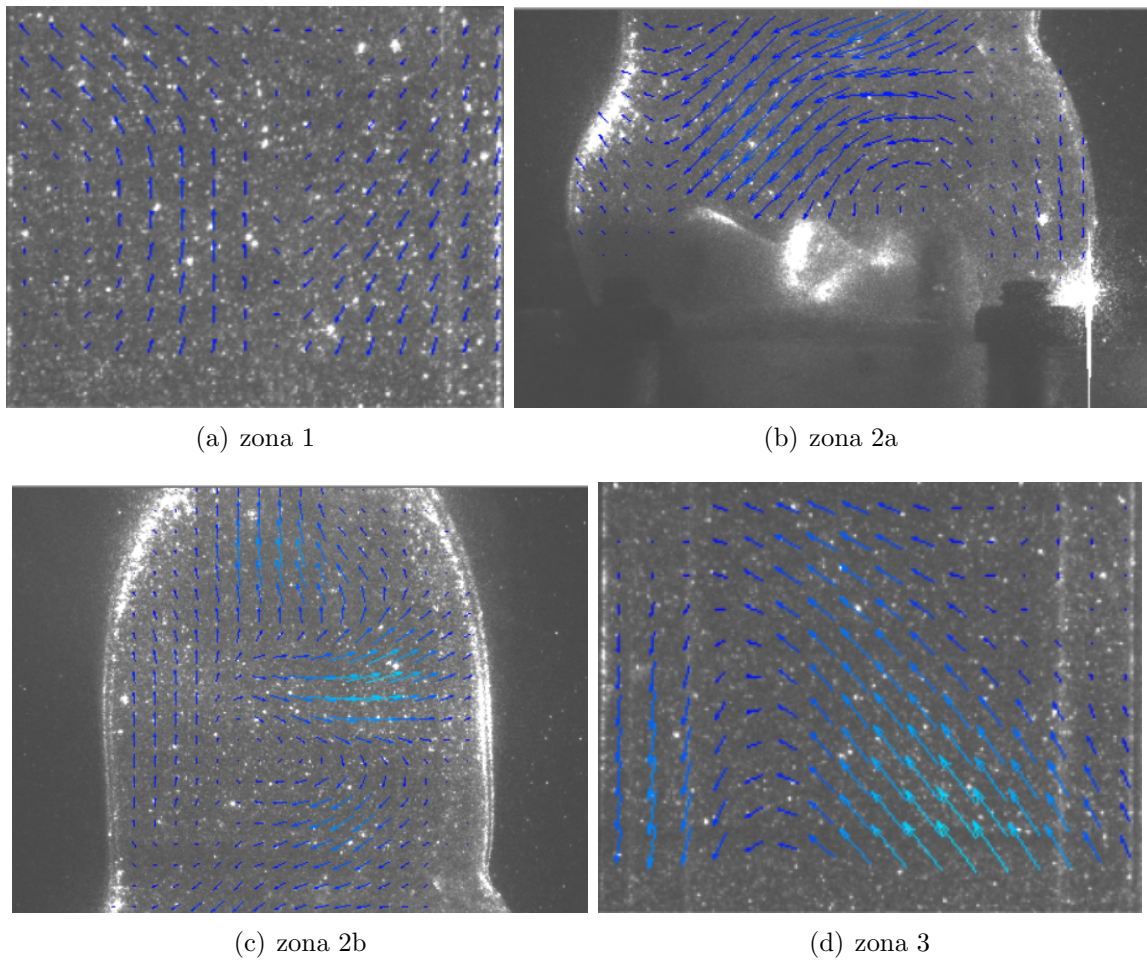


Figura 4.16: Campos de velocidades ( $t=666.67$  ms). Válvula biológica. Solución agua-glicerol.

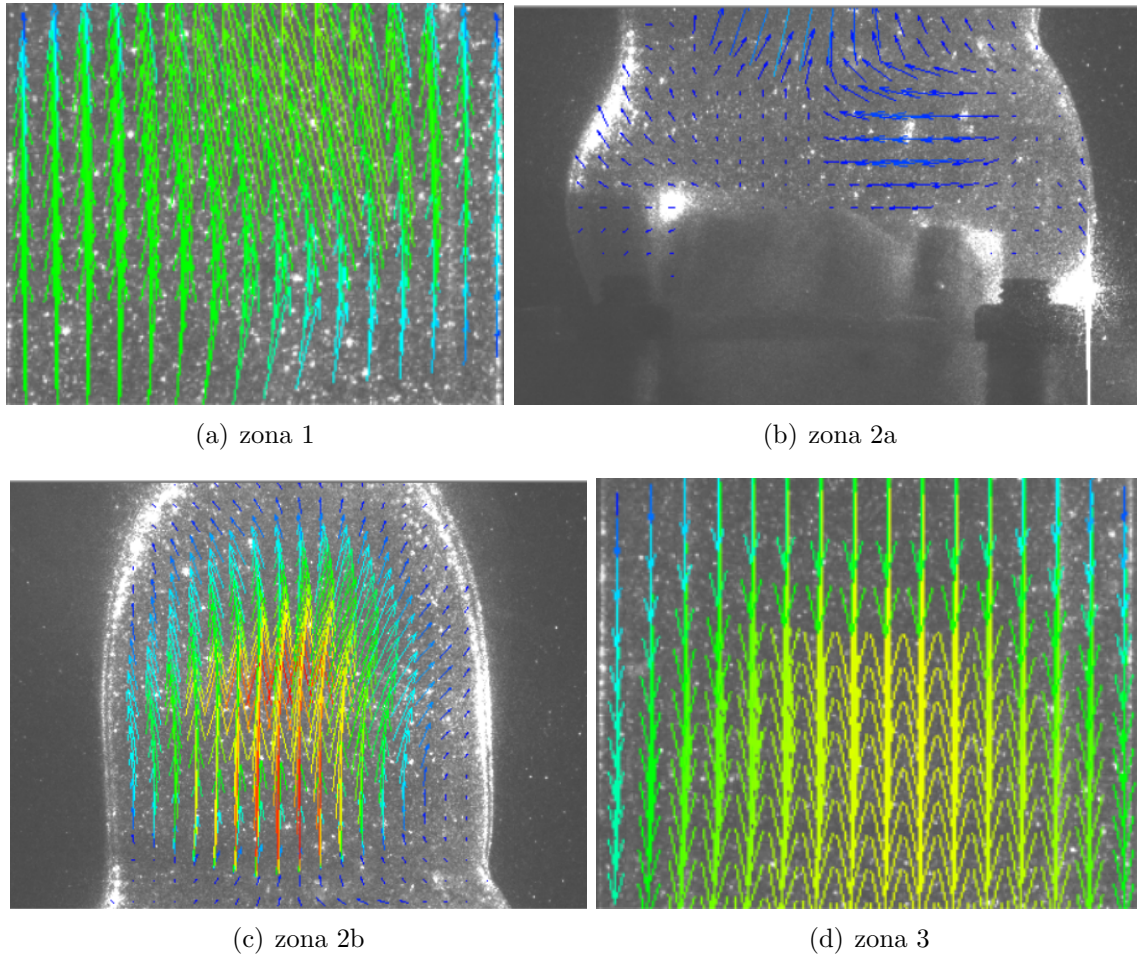


Figura 4.17: Campos de velocidades ( $t=833.33$  ms). Válvula biológica. Solución agua-glicerol.

### 4.1.3. Válvula mecánica. Agua pura

En esta sección, ahora se analizará lo sucedido al utilizar la prótesis valvular mecánica. En primer lugar, la Figura 4.18 muestra los mapas de velocidades obtenidos al usar agua pura como fluido de trabajo. De la misma forma en la que se analizó a la prótesis valvular biológica, se mostrarán los campos de velocidades en 6 instantes distintos, considerando que en el Instante 1 ( $t=0$ ) la válvula se encuentra completamente abierta.

Además se realizó un acercamiento a cada región de estudio para una mejor comprensión (ver Figuras 4.19, 4.20, 4.21, 4.22, 4.23 y 4.24), recordando que en las imágenes correspondientes a la zona 2a los vectores fueron ampliados 10 veces para una mejor visualización, ya que en esa región se encuentran las velocidades de flujo más bajas.

Las características principales del flujo en las diferentes zonas de estudio para este tercer caso son descritas a continuación:

■  **$t = 0$ .**

*Zona 1:* Flujo orientado hacia arriba, de forma vertical, en dirección a la prótesis valvular, teniendo una velocidad promedio de 120 mm/s.

*Zona 2:* La válvula mecánica se encuentra completamente abierta, por lo cual las velocidades de flujo más altas se presentan en la zona correspondiente a la aorta ascendente, registrando un valor de velocidad promedio de 160 mm/s y un máximo de hasta 280 mm/s en la región central. Además, se observa un vórtice con rotación antihoraria en la región de la raíz aórtica.

*Zona 3:* Los vectores de esta zona están orientados hacia abajo, de forma vertical, con una velocidad promedio de 100 mm/s.

■  **$t = 166.67$  ms.**

*Zona 1:* Se observa la presencia de un vórtice con rotación en sentido antihorario y velocidad promedio de flujo de 20 mm/s.

*Zona 2:* En la raíz aórtica se sigue observando el vórtice del instante anterior con mayor intensidad. La velocidad promedio del flujo es de 60 mm/s y la velocidad máxima alcanzada en la aorta ascendente es de 200 mm/s.

*Zona 3:* Se genera un vórtice con rotación en sentido antihorario. La velocidad promedio registrada es de 40 mm/s.

■  **$t = 333.33$  ms.**

*Zona 1:* Flujo ascendente con una velocidad promedio de aproximadamente 30 mm/s.

*Zona 2:* La prótesis valvular se encuentra cerrada. El vórtice cercano a la raíz

aórtica observado en los dos instantes anteriores permanece pero con menor intensidad. La velocidad máxima en la aorta ascendente es de 130 mm/s, mientras que la velocidad promedio en esta región es de 50 mm/s.

*Zona 3:* Se observa un flujo descendente con velocidad promedio de aproximadamente 20 mm/s.

■ **t = 500 ms.**

*Zona 1:* Flujo ascendente de velocidad promedio igual a 20 mm/s.

*Zona 2:* La prótesis valvular comienza a abrirse, el flujo en esta zona tiene una velocidad promedio de 80 mm/s y una velocidad máxima de 180 mm/s. Se identifican dos vórtices con rotación en sentido antihorario, uno se encuentra en la raíz aórtica y otro en la aorta ascendente. *Zona 3:* Se tienen una velocidad de flujo descendente promedio de 40 mm/s y se observa un pequeño vórtice con rotación horaria.

■ **t = 666.67 ms.**

*Zona 1:* Flujo ascendente de velocidad promedio igual a 20 mm/s.

*Zona 2:* Válvula parcialmente abierta. Se registra una velocidad promedio de 60 mm/s y una velocidad máxima de 150 mm/s. Se observa la formación de un vórtice en la región de la raíz aórtica con rotación en sentido antihoraria.

*Zona 3:* Se tiene una velocidad de flujo descendente promedio de 40 mm/s y se identifica la formación de un vórtice con rotación en sentido antihorario.

■ **t = 833.33 ms.**

*Zona 1:* Se obtienen vectores orientados hacia arriba, de forma vertical, en dirección a la prótesis valvular, con una velocidad promedio de 120 mm/s.

*Zona 2:* De nuevo la válvula se encuentra completamente abierta, presentando un flujo con velocidades más elevadas en la aorta ascendente, registrando un valor de velocidad promedio de 160 mm/s y un máximo de hasta 300 mm/s en la región central.

*Zona 3:* Flujo descendente de velocidad promedio igual a 120 mm/s.

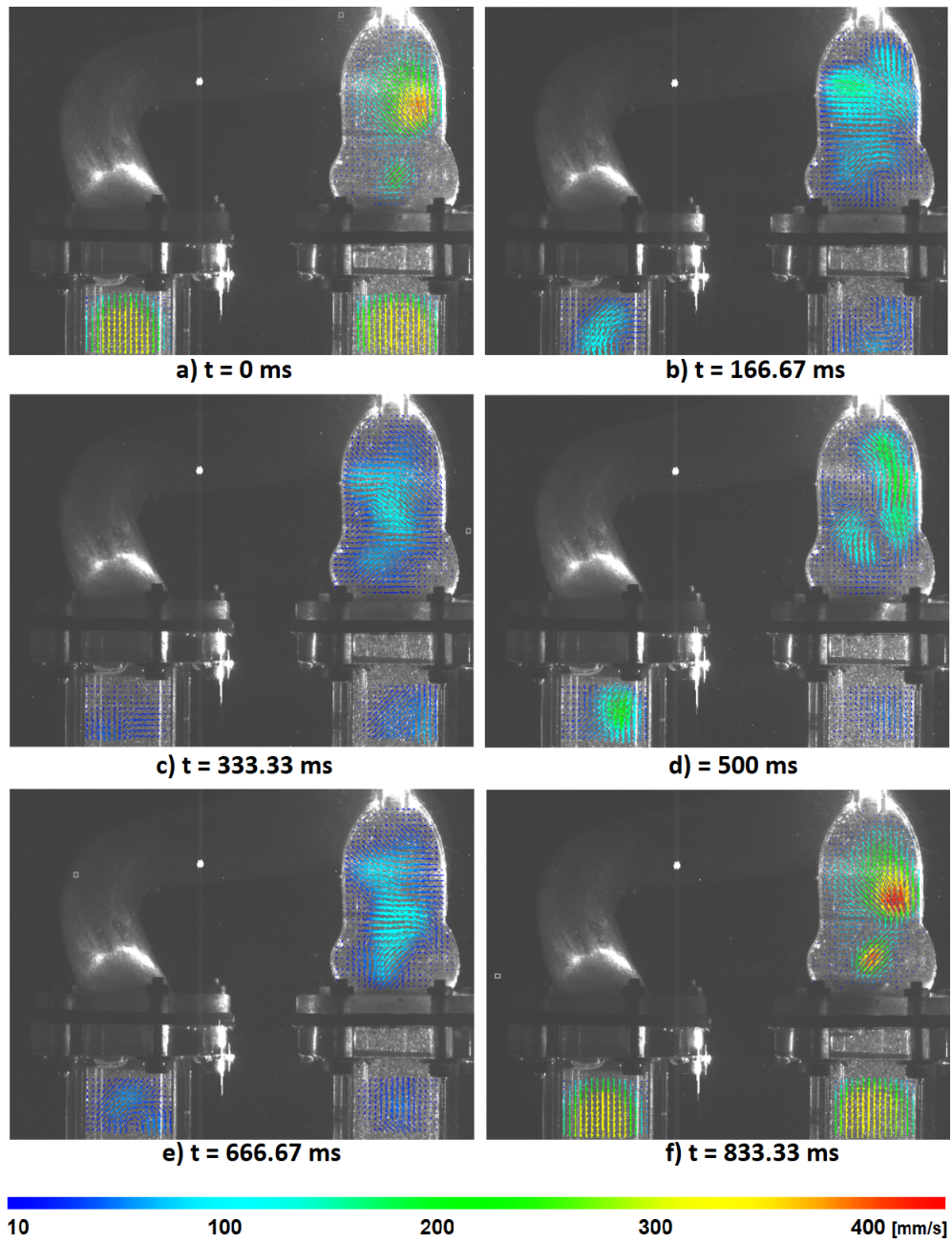


Figura 4.18: Campos de velocidades. Válvula mecánica. Agua pura.

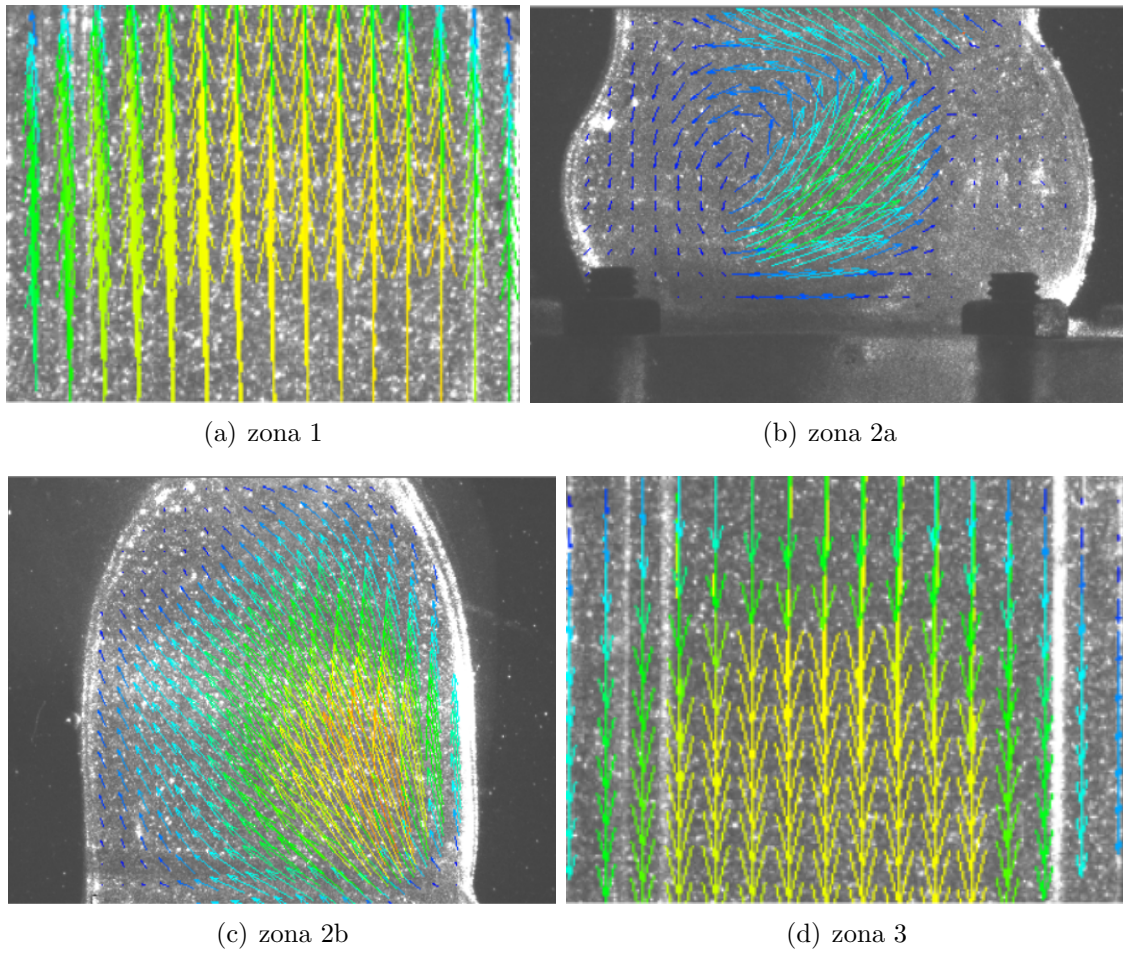


Figura 4.19: Campos de velocidades ( $t=0$ ). Válvula mecánica. Agua pura.



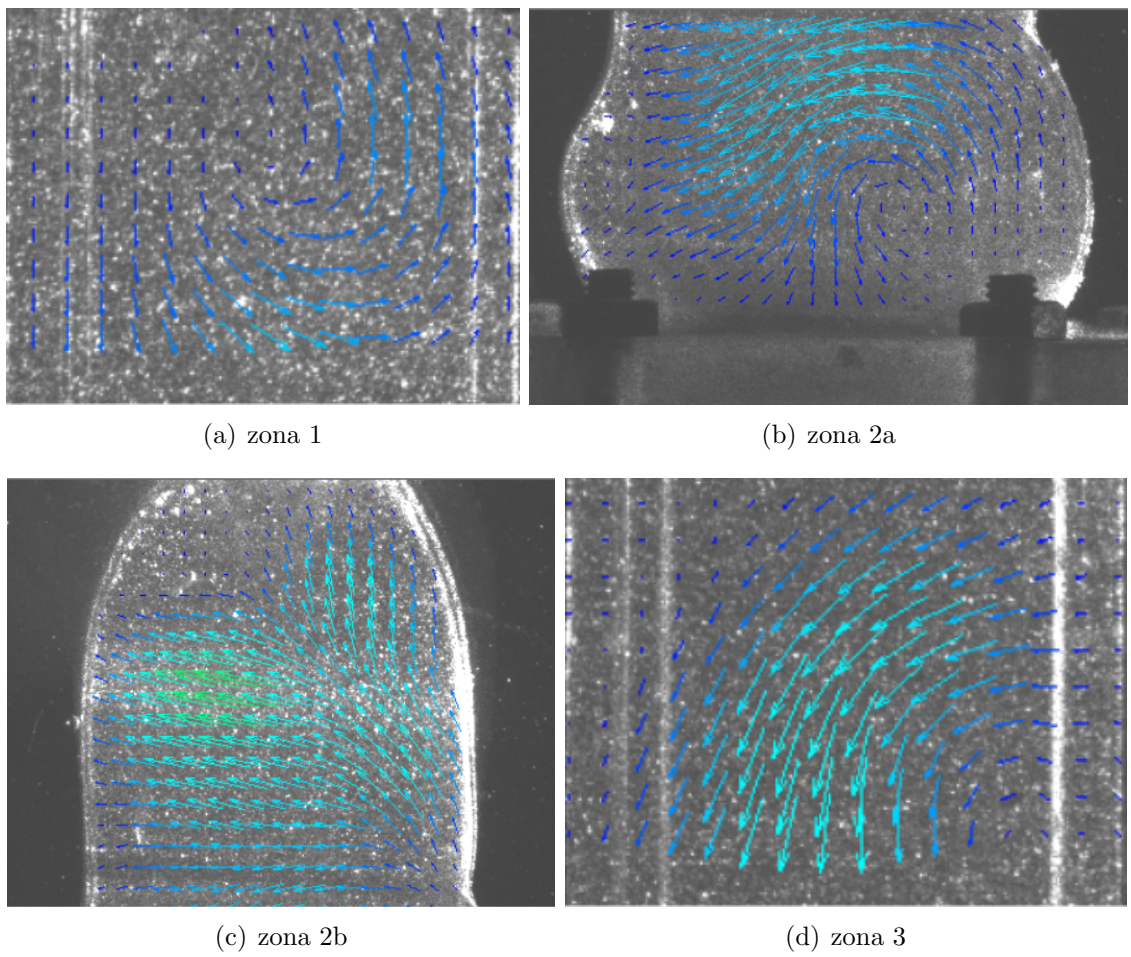


Figura 4.20: Campos de velocidades ( $t=166.67$  ms). Válvula mecánica. Agua pura.

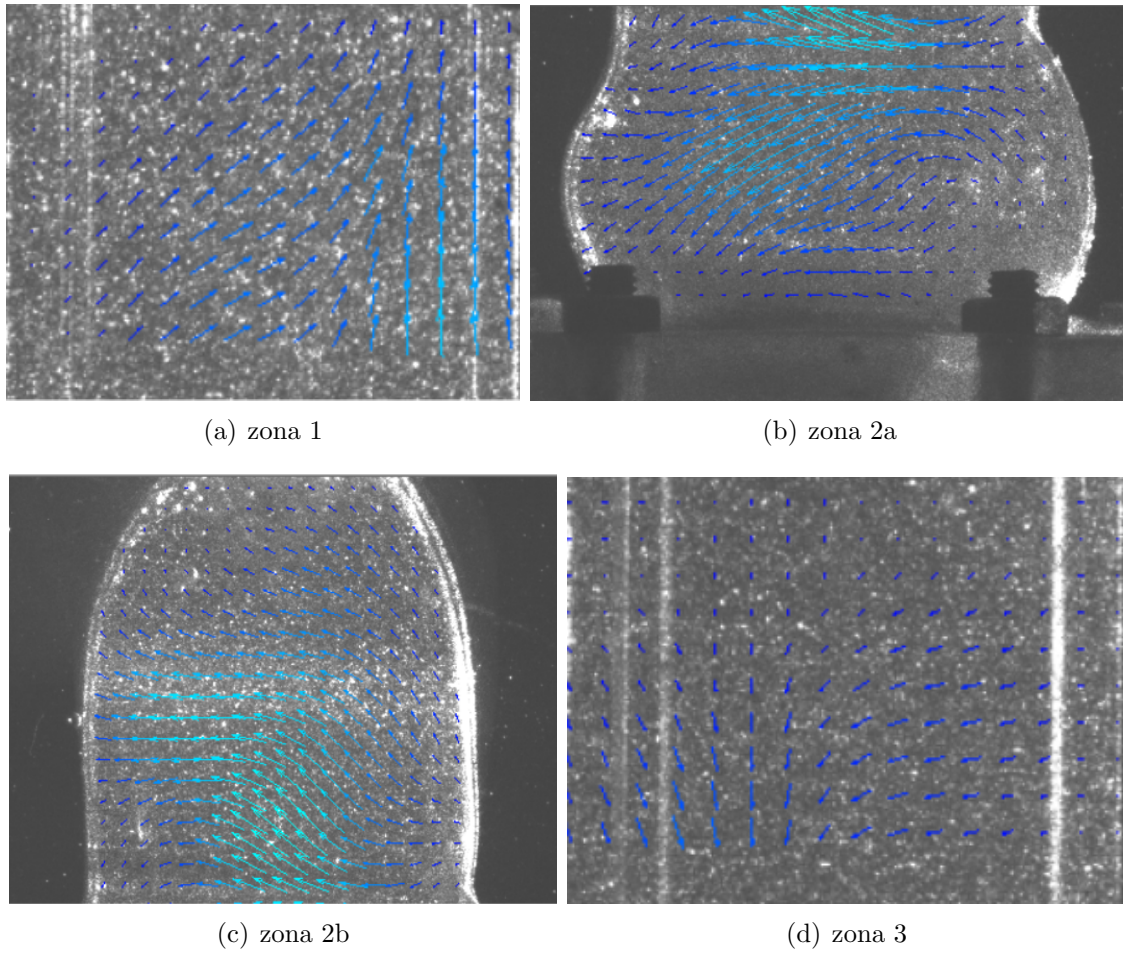


Figura 4.21: Campos de velocidades ( $t=333.33$  ms). Válvula mecánica. Agua pura.

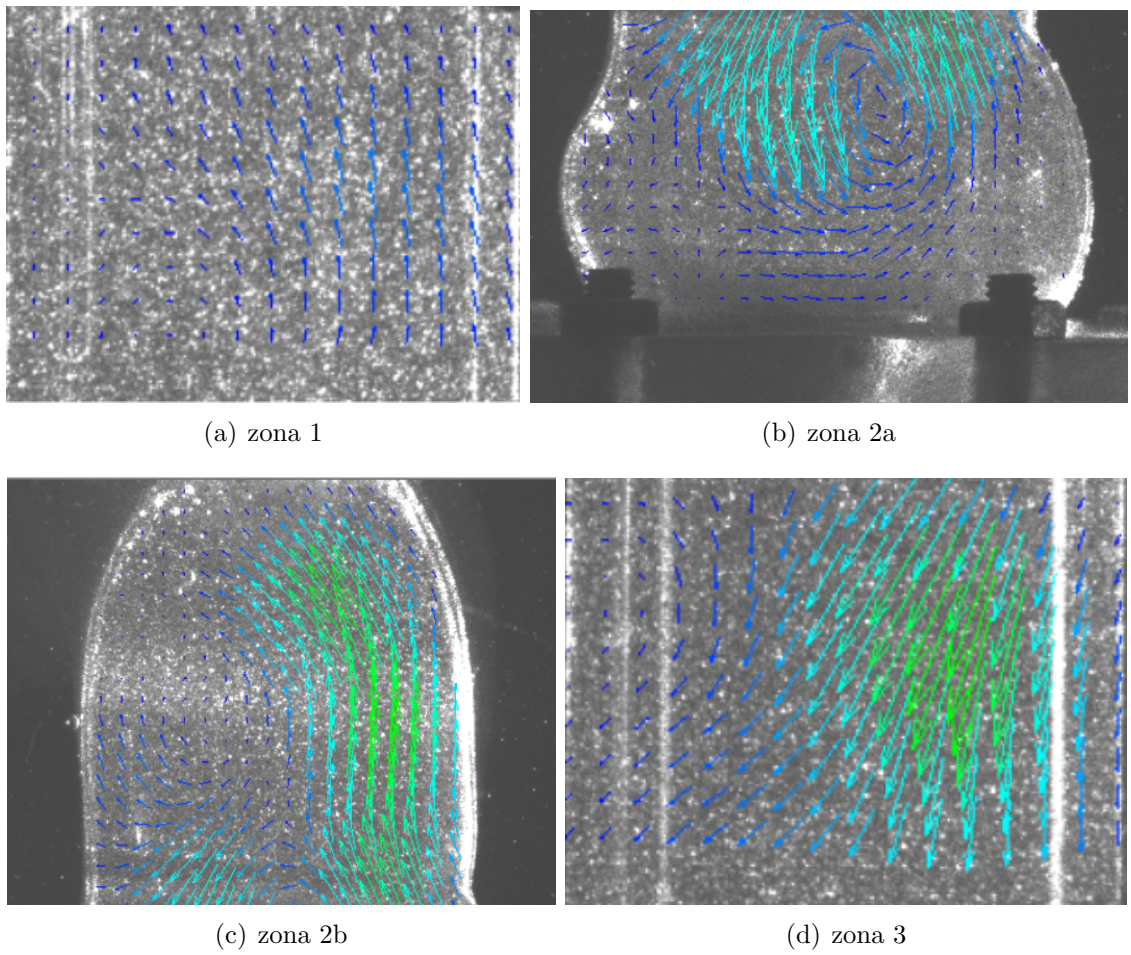


Figura 4.22: Campos de velocidades ( $t=500$  ms). Válvula mecánica. Agua pura.

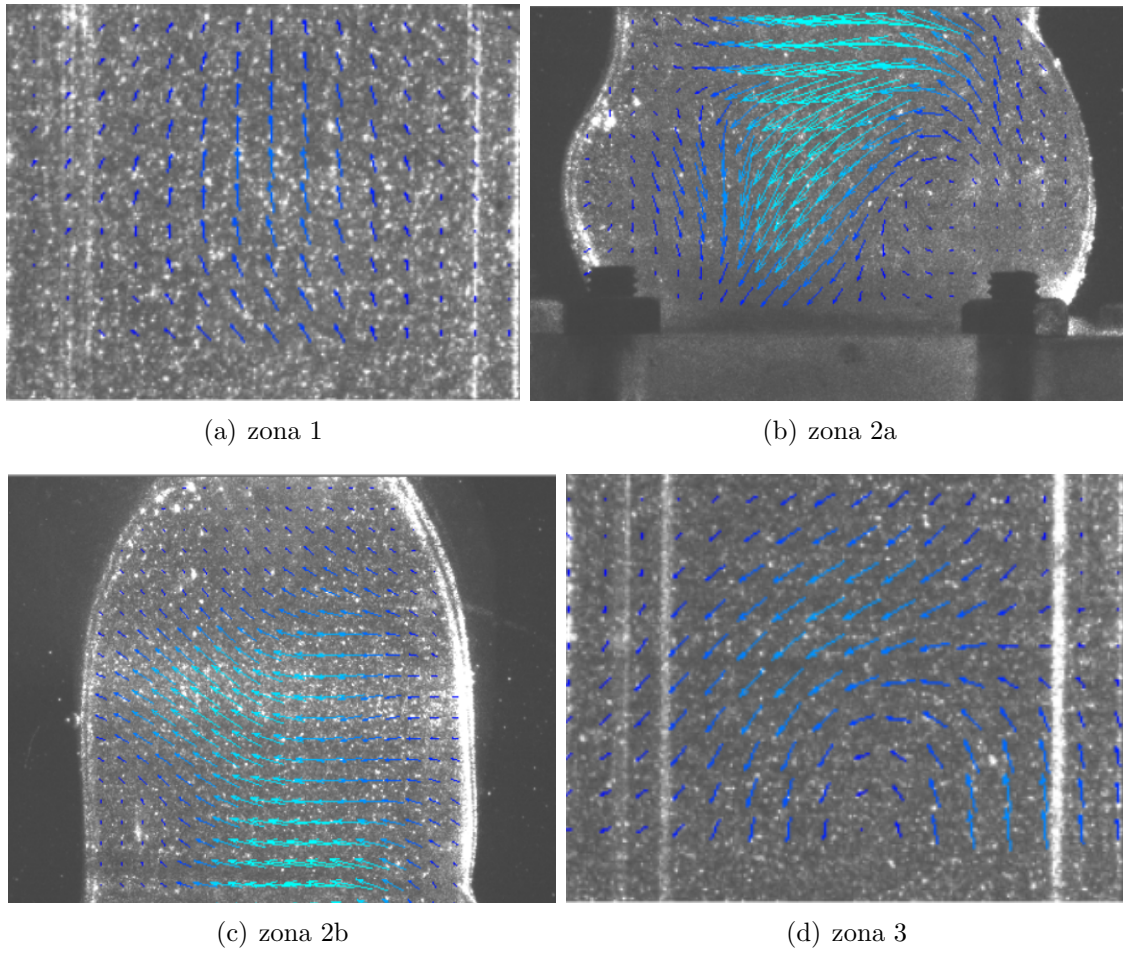


Figura 4.23: Campos de velocidades ( $t=666.67$  ms). Válvula mecánica. Agua pura.

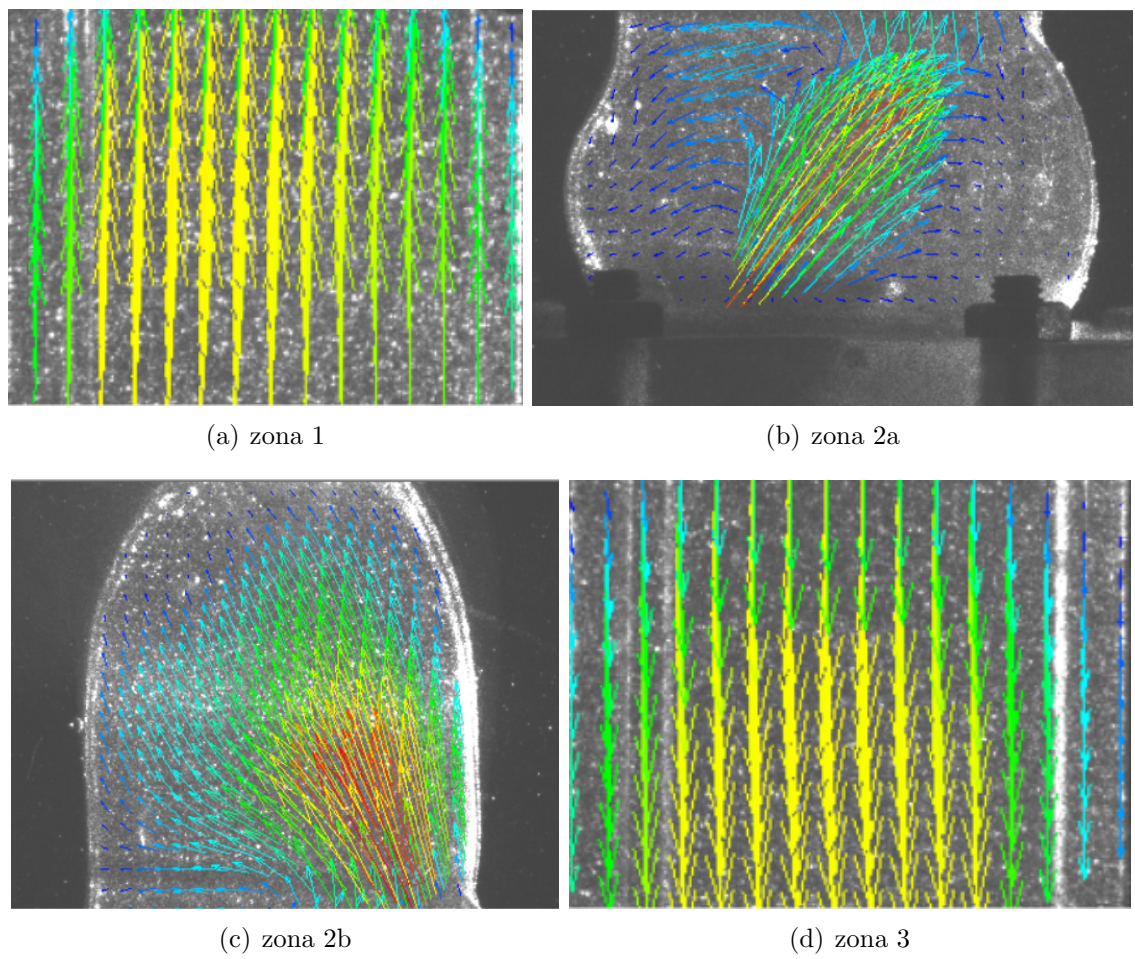


Figura 4.24: Campos de velocidades ( $t=833.33$  ms). Válvula mecánica. Agua pura.

#### 4.1.4. Válvula mecánica. Solución agua-glicerol.

Los mapas de velocidades obtenidos para la prótesis valvular mecánica al emplear la solución agua-glicerol como fluido de trabajo son mostrados en la Figura 4.25. De la misma forma en la que se realizaron los análisis anteriores, el tiempo  $t=0$  corresponde al instante en el que la válvula se encuentra completamente abierta, mientras que las demás capturas muestran el resto de las posiciones de la válvula durante un ciclo completo.

Por otro lado, en las Figuras 4.26, 4.27, 4.28, 4.29, 4.30 y 4.31 se presenta el acercamiento a las diferentes zonas de estudio, nuevamente haciendo énfasis en que en la zona 2a fue necesario implementar una escala 10:1 con la finalidad de observar de manera más clara a los vectores de esta región, al ser más pequeños en comparación con los valores obtenidos en las demás áreas de interés.

Las características principales de los campos de velocidades obtenidos para esta última configuración son descritos a continuación:

- **$t = 0$ .**

*Zona 1:* Flujo orientado hacia arriba, de forma vertical, en dirección a la prótesis valvular, teniendo una velocidad promedio de 100 mm/s.

*Zona 2:* La válvula se encuentra completamente abierta. En la aorta ascendente se presentan las velocidades de flujo más elevadas, teniendo estas un promedio de 120 mm/s y alcanzando una velocidad máxima en la región central de hasta 260 mm/s.

*Zona 3:* Vectores orientados en su mayoría verticalmente hacia abajo, con una velocidad promedio de 100 mm/s.

- **$t = 166.67$  ms.**

*Zona 1:* Se detecta la presencia de dos pequeños vórtices con rotaciones opuestas. La velocidad promedio de flujo en esta región es de 40 mm/s.

*Zona 2:* Comienza a formarse un vórtice en la raíz aortica con rotación antihoraria. La velocidad promedio del flujo en esta zona es de 50 mm/s y la velocidad máxima alcanzada es de 150 mm/s.

*Zona 3:* La velocidad promedio registrada es de 60 mm/s. Se observa un vórtice con rotación en sentido antihorario.

- **$t = 333.33$  ms.**

*Zona 1:* Flujo orientado de forma verticalmente ascendente con una velocidad promedio de 30 mm/s.

*Zona 2:* La prótesis valvular mecánica se encuentra cerrada. Se alcanza a observar el comienzo de la formación de un vórtice cercano a la raíz aórtica con

rotación en sentido horario. Se puede observar un flujo con velocidad promedio de 40 mm/s y velocidad máxima de 90 mm/s.

*Zona 3:* Se presenta un vórtice con rotación antihoraria con velocidad promedio de aproximadamente 20 mm/s.

■ **t = 500 ms.**

*Zona 1:* Se observa un vórtice con rotación antihoraria y velocidad de flujo promedio de 20 mm/s.

*Zona 2:* La prótesis valvular comienza a abrirse, el flujo se orienta mayormente de forma ascendente, teniendo una velocidad promedio de 25 mm/s y una velocidad máxima de 80 mm/s.

*Zona 3:* Se comienzan a formar dos vórtices con rotaciones opuestas. La velocidad promedio registrada es de 30 mm/s.

■ **t = 666.67 ms.**

*Zona 1:* Se observa la formación de un pequeño vórtice con rotación en sentido antihorario y velocidad de flujo promedio de 10 mm/s.

*Zona 2:* La válvula se encuentra parcialmente abierta. Se tiene un flujo orientado mayormente de forma ascendente con una velocidad promedio de 50 mm/s y un valor máximo de 100 mm/s.

*Zona 3:* Se identifica la formación de un vórtice con rotación en sentido antihorario. La velocidad promedio registrada es de 20 mm/s.

■ **t = 833.33 ms.**

*Zona 1:* Se obtienen vectores orientados hacia arriba, de forma vertical, en dirección a la prótesis valvular, con una velocidad promedio de 100 mm/s.

*Zona 2:* La válvula se encuentra de nuevo completamente abierta. La velocidad máxima registrada en la aorta ascendente es de 280 mm/s, mientras que se tiene una velocidad promedio en esta zona de 120 mm/s.

*Zona 3:* Flujo descendente de velocidad promedio igual a 110 mm/s.

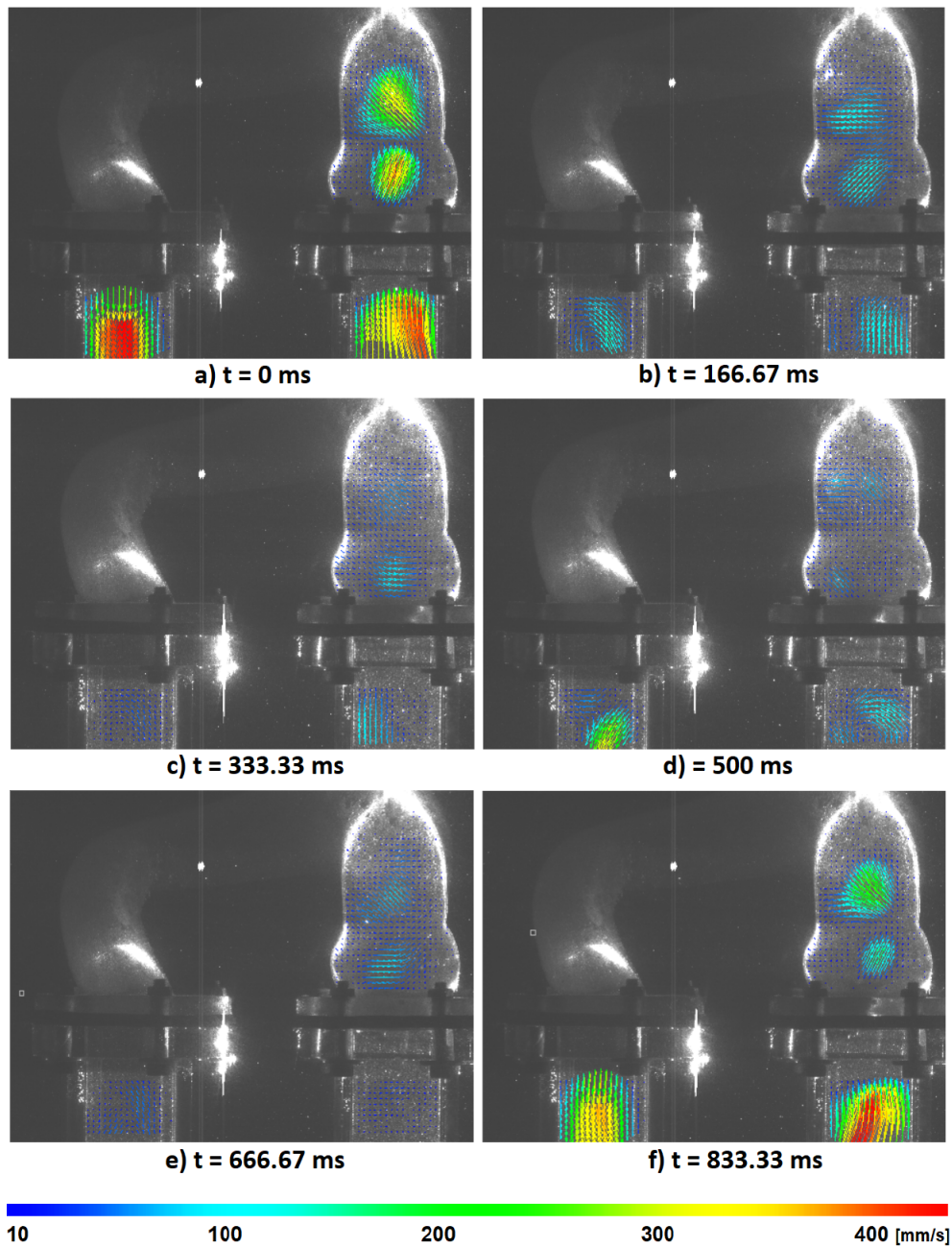


Figura 4.25: Campos de velocidades. Válvula mecánica. Solución agua-glicerol.



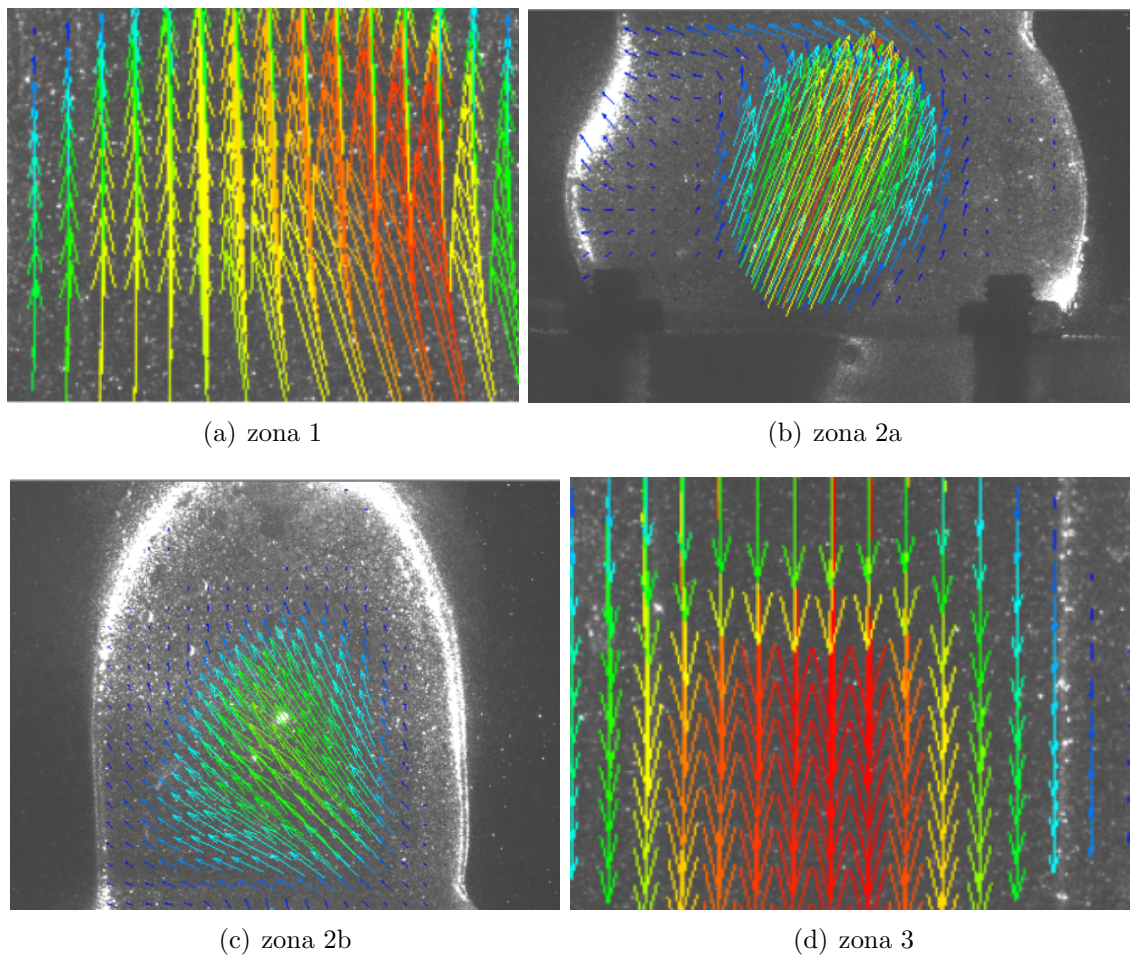


Figura 4.26: Campos de velocidades ( $t=0$ ). Válvula mecánica. Solución agua-glicerol.

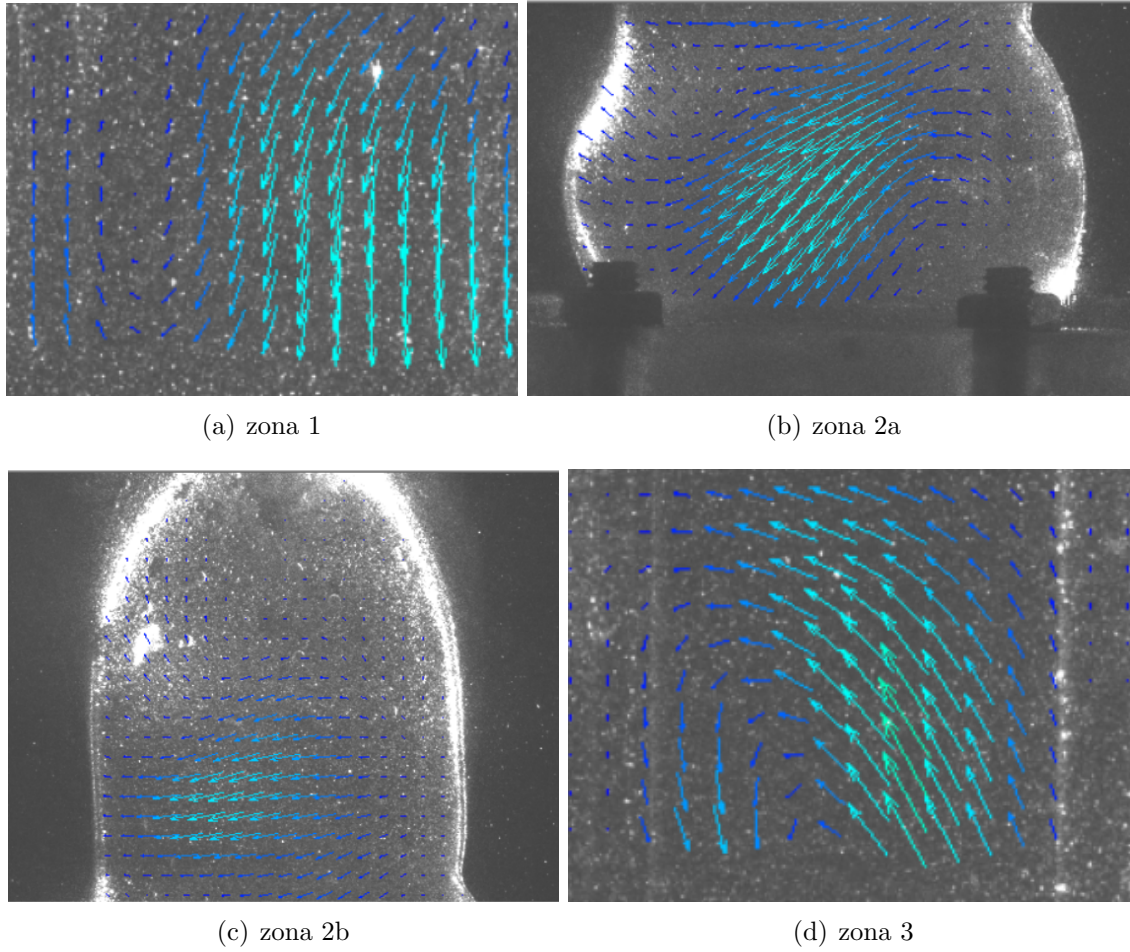
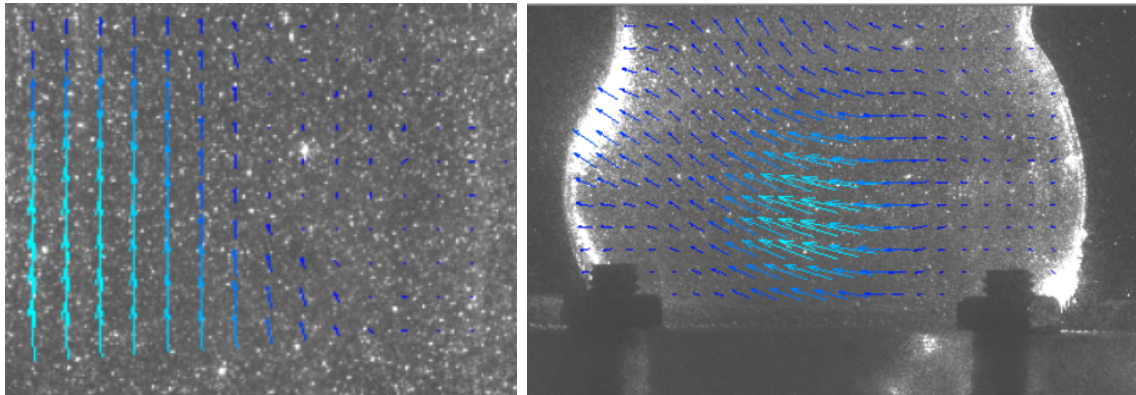
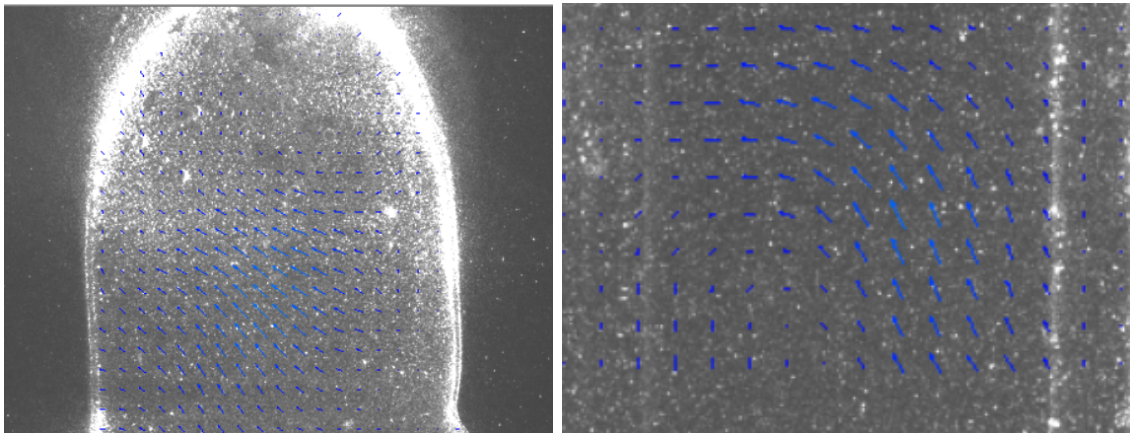


Figura 4.27: Campos de velocidades ( $t=166.67$  ms). Válvula mecánica. Solución agua-glicerol.



(a) zona 1

(b) zona 2a



(c) zona 2b

(d) zona 3

Figura 4.28: Campos de velocidades ( $t=333.33$  ms). Válvula mecánica. Solución agua-glicerol.

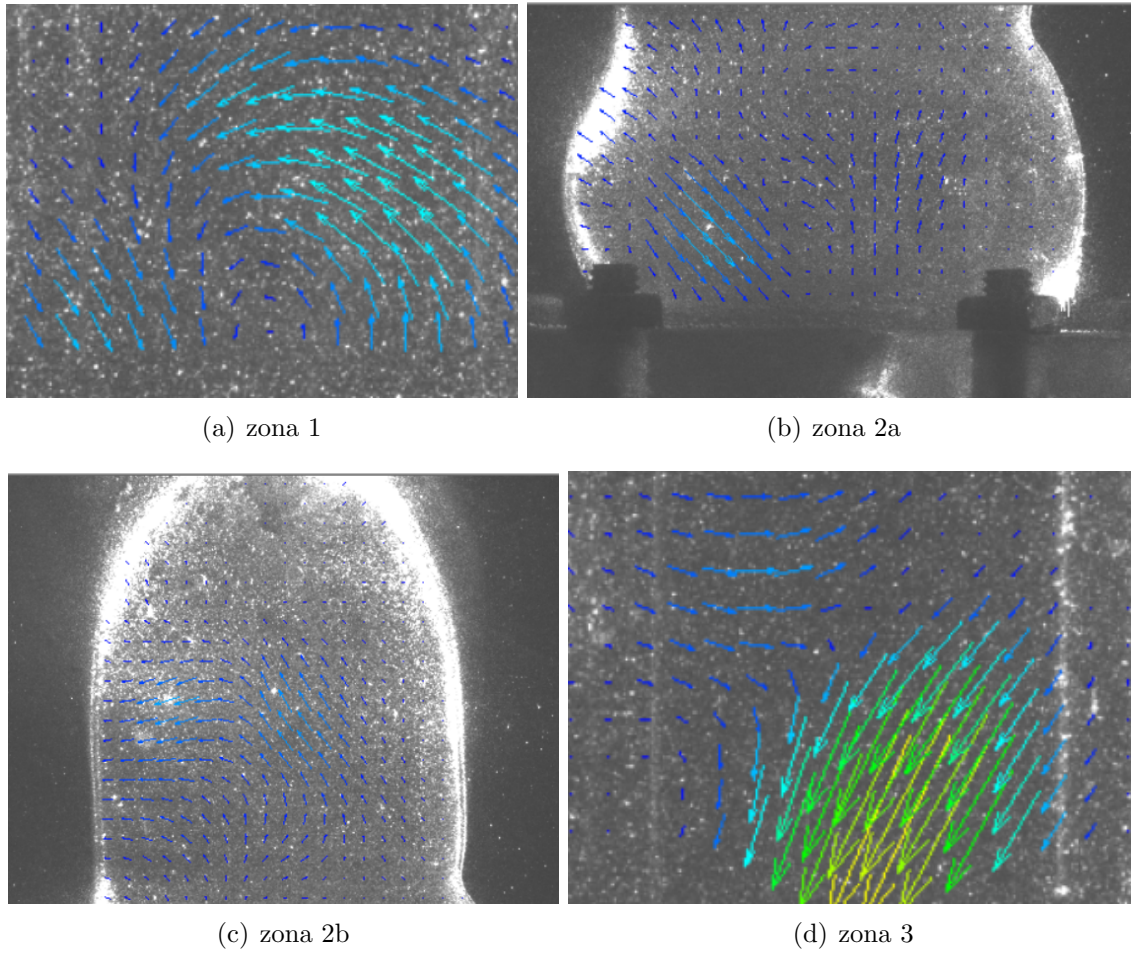
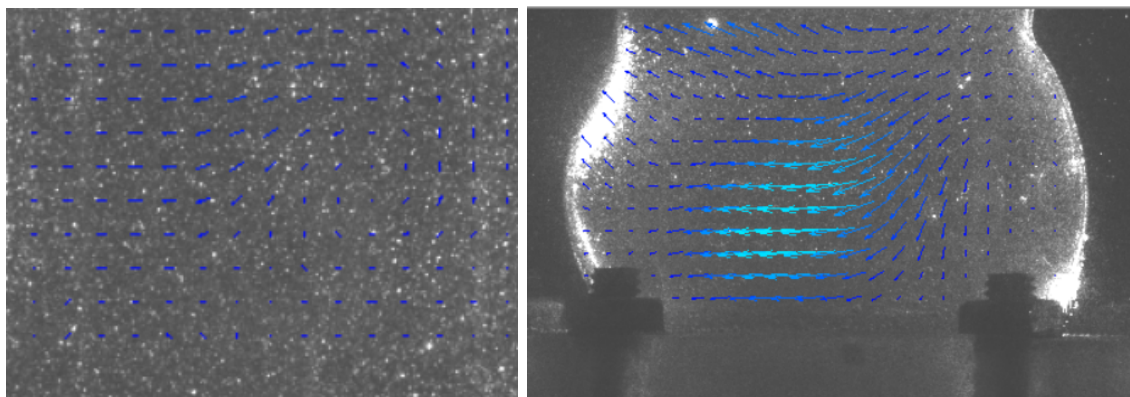
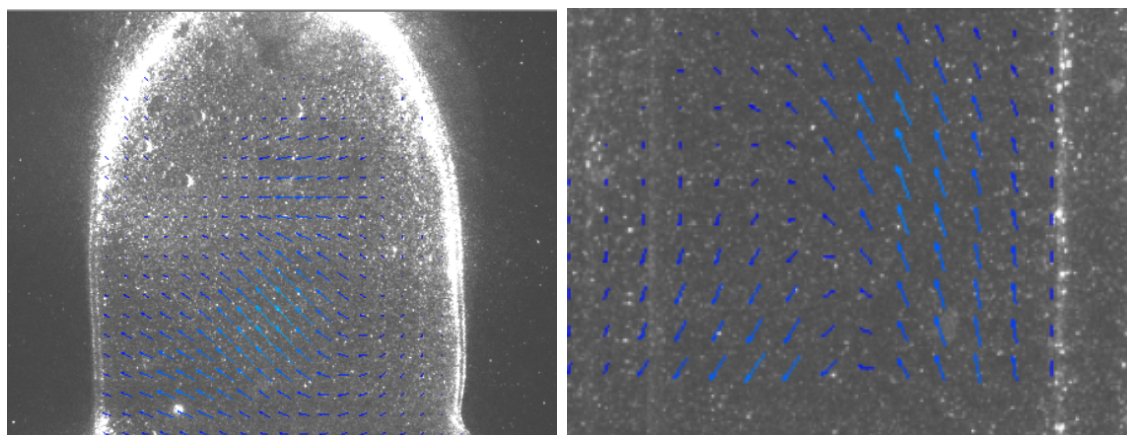


Figura 4.29: Campos de velocidades ( $t=500$  ms). Válvula mecánica. Solución agua-glicerol.



(a) zona 1

(b) zona 2a



(c) zona 2b

(d) zona 3

Figura 4.30: Campos de velocidades ( $t=666.67$  ms). Válvula mecánica. Solución agua-glicerol.

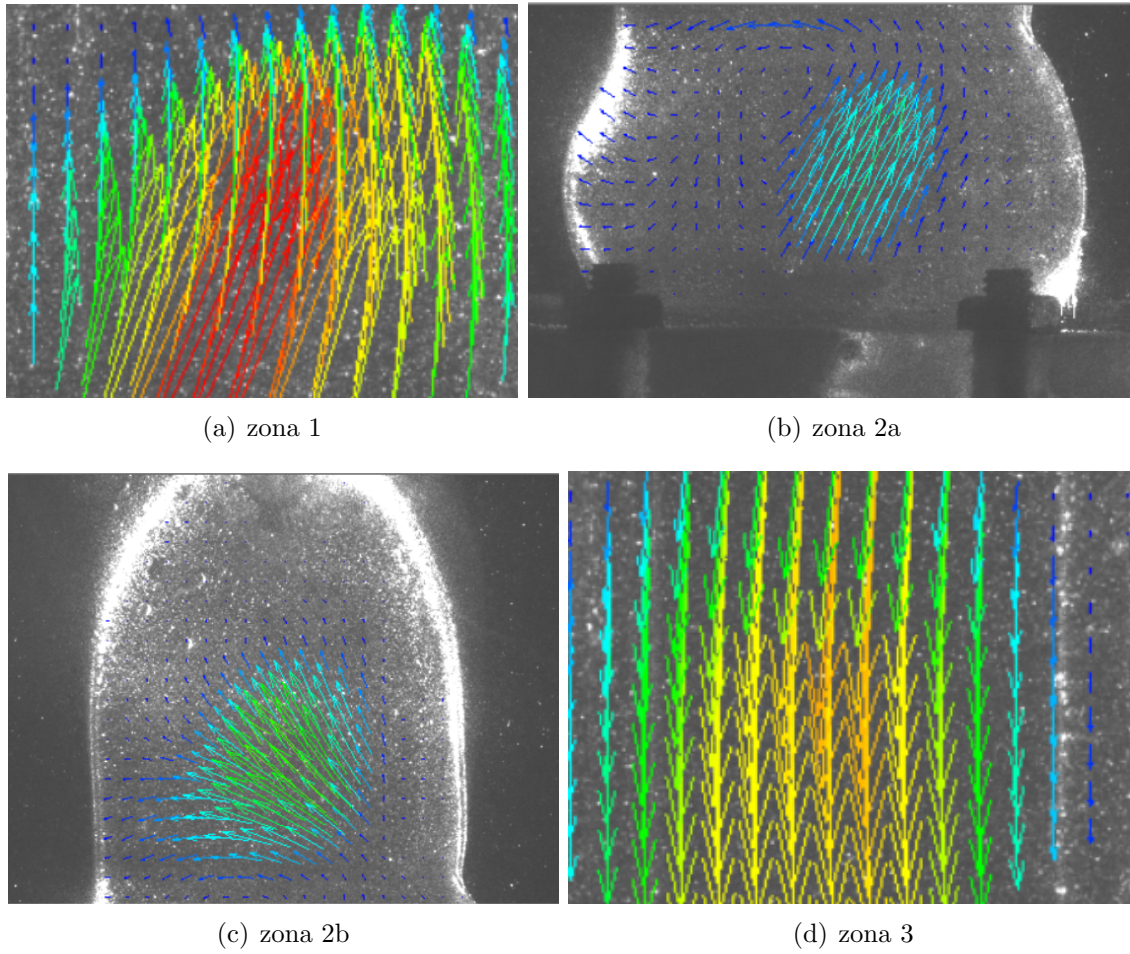


Figura 4.31: Campos de velocidades ( $t=833.33$  ms). Válvula mecánica. Solución agua-glicerol.

## 4.2. Campos de vorticidad

Después de obtener los campos de velocidad analizados en la sección anterior, se realizó además el cálculo de la vorticidad para los mismos instantes antes mostrados, con la finalidad de tener un mejor entendimiento del comportamiento del flujo en cada uno de los casos estudiados. A continuación se describe de manera breve las características principales observadas en cada mapa de vorticidad. Por convención, a las rotaciones con sentido antihorario se les asigna un valor de vorticidad positiva, mientras que las rotaciones en sentido opuesto (sentido horario) tendrán un valor de vorticidad negativa.

Es importante recordar que para todos los caso analizados, se toma como punto de referencia el momento en el que la prótesis valvular se encuentra completamente abierta ( $t=0$ ). Además, también es necesario recordar que para una mayor comprensión se ha dividido el análisis en 3 zonas principales; la zona 1 que corresponde al flujo de entrada antes de pasar por la válvula cardíaca, la zona 2 que es la región de la raíz aórtica y la aorta ascendente, y la zona 3 que es el flujo de salida del modelo tridimensional.

### 4.2.1. Válvula biológica. Agua pura.

La Figura 4.32 muestra los mapas de vorticidad obtenidos al usar la prótesis valvular biológica con agua pura como fluido de trabajo.

- **$t = 0$ .**

Tanto en el flujo de entrada como en el flujo de salida (zona 1 y 3 respectivamente) se observan valores de vorticidad cercanos a cero al tener un flujo mayormente orientado de forma vertical en ambos casos (flujo ascendente en la zona 1 y descendente en la zona 3). Por otro lado, entre la raíz aórtica y la aorta ascendente (zona 2), se observa la formación de dos vórtices, uno positivo y uno negativo, los cuales no habían podido notarse únicamente con los campos de velocidad antes estudiados.

- **$t = 166.67$  ms.**

Se conserva una vorticidad prácticamente nula en el flujo ascendente de entrada. Mientras tanto, en la raíz aórtica, justo por encima de la bioprótesis valvular se observa claramente un vórtice negativo. Finalmente, en el flujo de salida se detecta la formación de un vórtice positivo y otro negativo.

- **t = 333.33 ms.**

En el flujo de entrada aún se tienen valores de vorticidad muy pequeños. En la raíz aórtica, justo por encima de la válvula, se pueden apreciar dos vórtices, uno por cada seno aórtico, con rotaciones opuestas. Por otro lado, en el flujo de salida se siguen observando los dos vórtices que se detectaron en el instante anterior, pero con una menor intensidad.

- **t = 500 ms.**

Se continúa observando vorticidad nula en el flujo de entrada. En la raíz aórtica se tiene un pequeño vórtice negativo y en la aorta ascendente se tienen dos vórtices con mayor intensidad, uno positivo y otro negativo. De nuevo, en el flujo de salida se tienen dos vórtices con rotaciones opuestas.

- **t = 666.67 ms.**

En el flujo de entrada se sigue sin detectar algún valor de vorticidad significativo. En la raíz aórtica se observa un pequeño vórtice negativo y en la aorta ascendente otro vórtice de signo positivo con una mayor intensidad. Finalmente, en el flujo de salida se conservan los dos vórtices con rotaciones opuestas, pero con una menor intensidad que en el instante anterior.

- **t = 833.33 ms.**

Al estar la válvula en la misma posición que en el instante 1 (completamente abierta), el mapa de vorticidad tiene básicamente el mismo comportamiento. Se tienen valores de vorticidad cercanos a cero tanto en el flujo de entrada como en el flujo de salida y se detectan dos vórtices en la aorta ascendente con rotaciones opuestas uno respecto al otro.



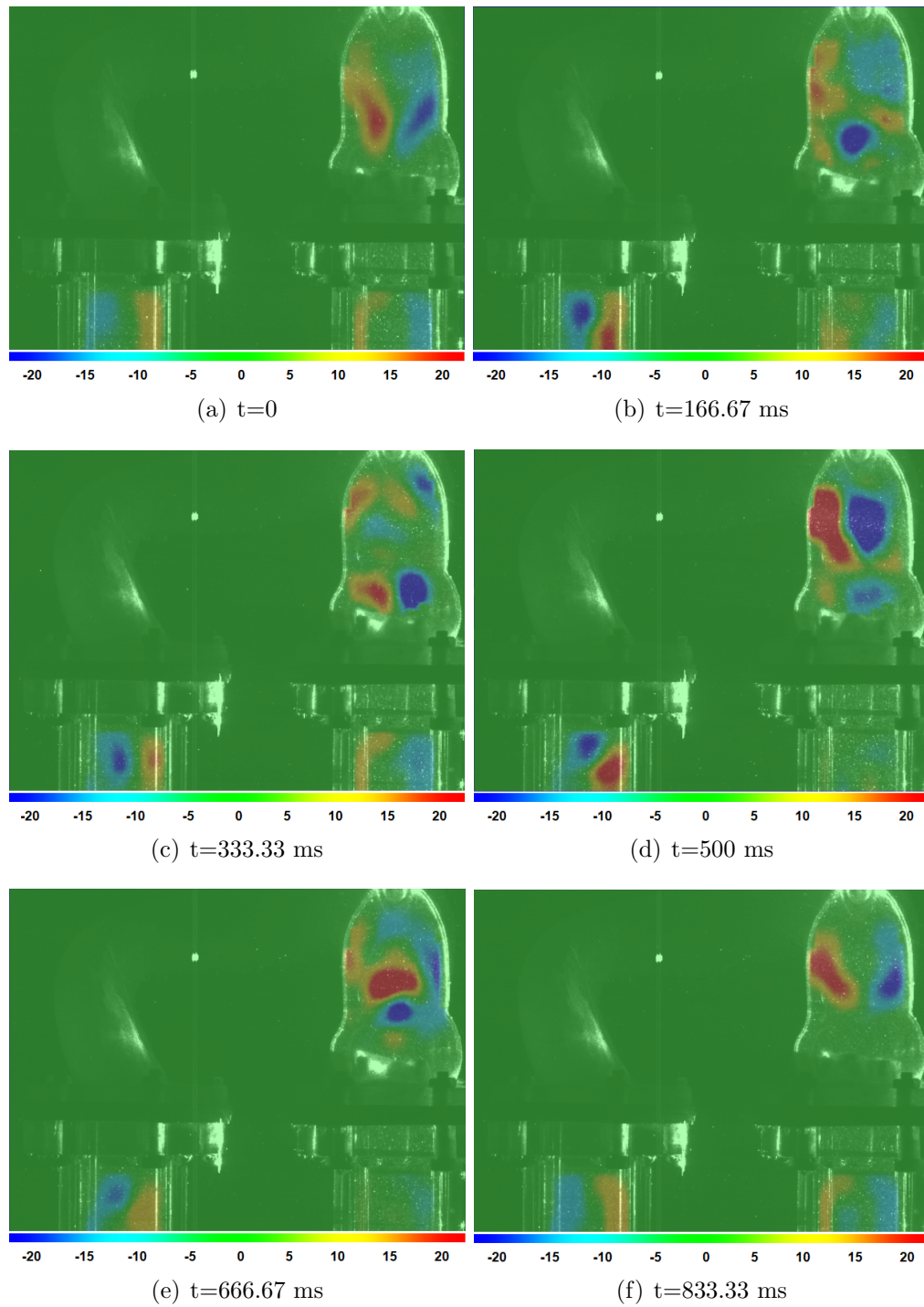


Figura 4.32: Campos de vorticidad. Válvula biológica. Agua pura.

#### 4.2.2. Válvula biológica. Solución agua-glicerol.

La Figura 4.33 muestra los mapas de vorticidad obtenidos al usar la prótesis valvular biológica en el simulador cardiovascular con la solución agua-glicerol como fluido de trabajo.

- **t = 0.**

En el flujo de entrada (zona 1), prácticamente se tienen valores de vorticidad igual a cero. En la aorta ascendente (zona 2), se observa la formación de dos vórtices, uno positivo y uno negativo, los cuales no se lograron ver de manera tan clara en los mapas de velocidades. Finalmente, en el flujo de salida se observa ligeramente un vórtice positivo.

- **t = 166.67 ms.**

En el flujo de entrada se observa un vórtice negativo. Se percibe ligeramente un vórtice positivo por encima de la válvula biológica y otro en la región de la aorta ascendente con rotación opuesta. En el flujo de salida se observa la formación de un vórtice positivo.

- **t = 333.33 ms.**

Tanto en el flujo de entrada como en el flujo de salida se observan valores de vorticidad cercanos a cero. En la aorta ascendente también se registran valores de vorticidad muy pequeños, destacando únicamente un pequeño vórtice negativo.

- **t = 500 ms.**

Se observa la formación de un vórtice negativo en el flujo de entrada. En la región de la raíz aórtica y la aorta ascendente se observan múltiples vórtices, tanto positivos como negativos. Por otro lado, en el flujo de salida se observa un vórtice positivo y otro negativo.

- **t = 666.67 ms.**

En el flujo de entrada se observa ligeramente la formación de dos vórtices de rotaciones contrarias. En la aorta ascendente se observan múltiples vórtices con menor intensidad que en el instante anterior. Finalmente, en el flujo de salida se tienen dos vórtices de rotaciones opuestas y de intensidad inferior comparados con los observados en el instante anterior.

■  **$t = 833.33$  ms.**

Tanto en el flujo de entrada como en el flujo de salida se observan valores muy pequeños de vorticidad. Por otro lado, en la aorta ascendente se tiene un vórtice positivo y otro negativo.

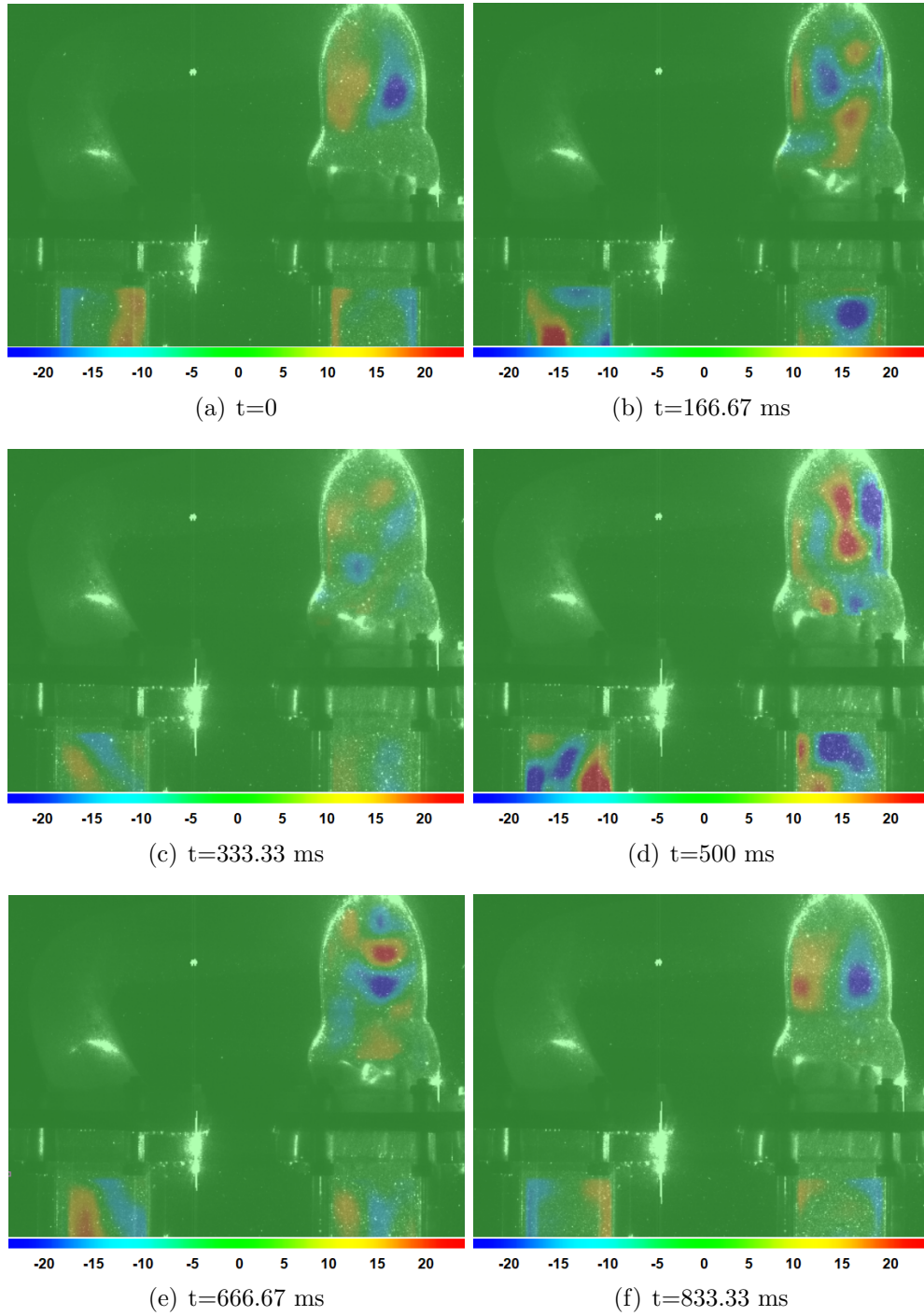


Figura 4.33: Campos de vorticidad. Válvula biológica. Solución agua-glicerol.

### 4.2.3. Válvula mecánica. Agua pura.

En la Figura 4.34 se muestran los mapas de vorticidad obtenidos al usar la prótesis valvular mecánica con agua pura como fluido de trabajo.

■ **t = 0.**

En el flujo de entrada se observa la generación de un vórtice positivo y uno negativo, ambos de baja intensidad. En la raíz aórtica se logra ver un vórtice positivo y en la aorta ascendente de lado derecho se encuentra un vórtice negativo. En el flujo de salida también se observan dos pequeños vórtices, uno positivo y otro negativo.

■ **t = 166.67 ms.**

En el flujo de entrada se genera un vórtice positivo. Por otro lado, en la raíz aortica también se puede observar un vórtice positivo y en la aorta ascendente se tienen múltiples vórtices, tanto positivos como negativos. Finalmente, en el flujo de salida también se genera un vórtice positivo.

■ **t = 333.33 ms.**

Tanto en el flujo de entrada como en el de salida se tienen valores de vorticidad cercanos a cero. Mientras tanto, en la raíz aortica y la aorta ascendente se tienen distintos vórtices tanto positivos como negativos.

■ **t = 500 ms.**

En el flujo de entrada se tienen valores de vorticidad prácticamente nulos. Se siguen observando múltiples vórtices tanto en la raíz aortica como en la aorta ascendente, destacando un vórtice positivo en cada una de estas regiones. En el flujo de salida se pueden ver dos vórtices con rotaciones opuestas.

■ **t = 666.67 ms.**

En el flujo de entrada se conservan valores de vorticidad cercanos a cero. Por otro lado, en la raíz aortica predomina un vórtice positivo, mientras que en la aorta ascendente se tienen diferentes vórtices, en su mayoría negativos. En el flujo de salida se puede observar también un vórtice positivo.

■ **t = 833.33 ms.**

Tanto en el flujo de entrada como en el flujo de salida se tienen dos vórtices, uno positivo y uno negativo, ambos con baja intensidad. En la raíz aórtica se puede ver un vórtice positivo y otro negativo, mientras que en la aorta ascendente se encuentra un vórtice positivo en la parte central.

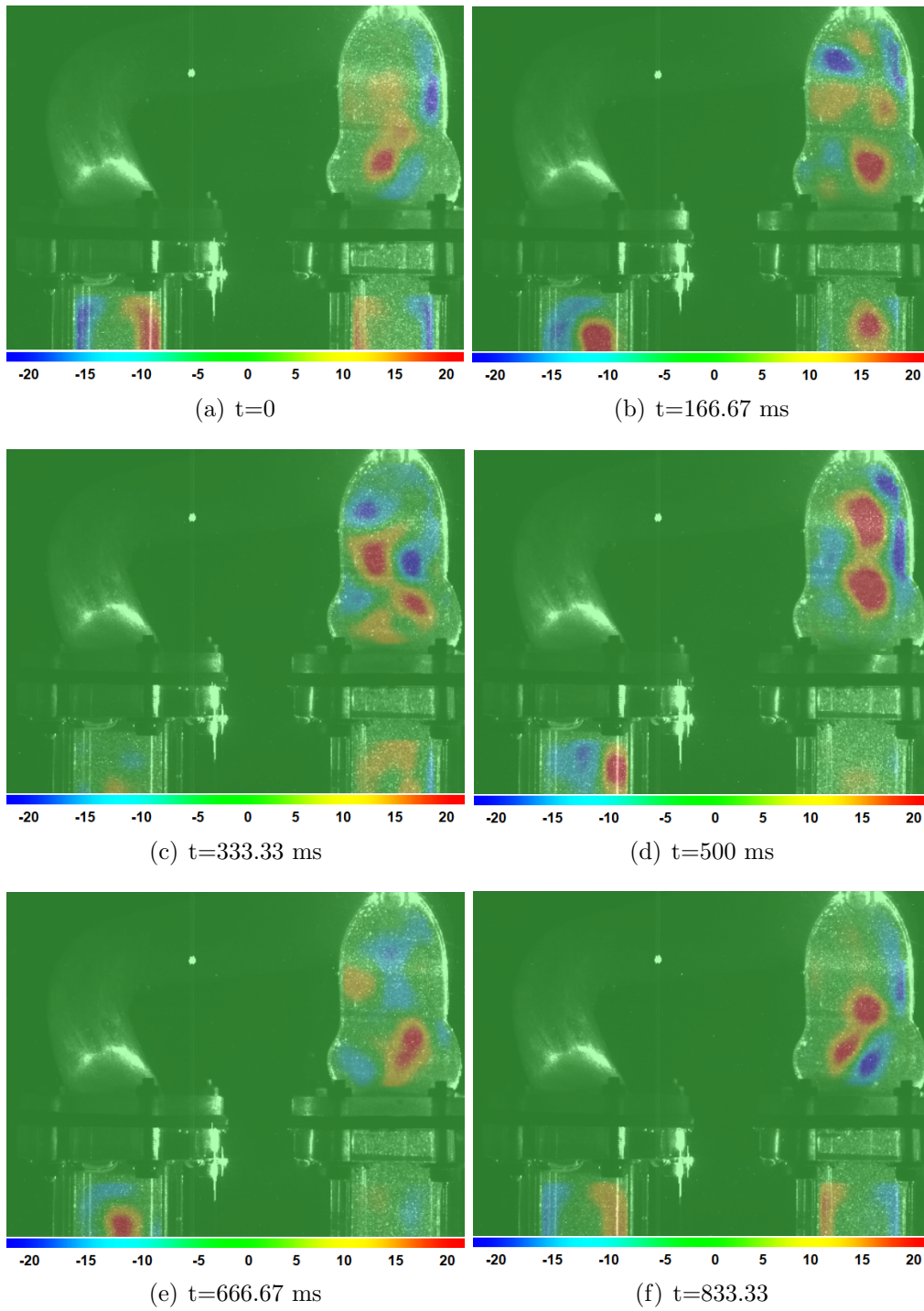


Figura 4.34: Campos de vorticidad. Válvula mecánica. Agua pura.

#### 4.2.4. Válvula mecánica. Solución agua-glicerol.

La Figura 4.35 muestra los mapas de vorticidad obtenidos al usar la prótesis valvular mecánica en el simulador cardiovascular empleando la solución agua-glicerol como fluido de trabajo.

■ **t = 0.**

En el flujo de entrada se observa la generación de un vórtice positivo y uno negativo con baja intensidad. En la raíz aórtica se logra ver un vórtice positivo y otro negativo, cada uno de ellos cerca de un seno aórtico. También podemos notar que en el lado derecho de la aorta ascendente se tiene un vórtice negativo. Finalmente, en el flujo de salida se tienen dos vórtices de baja intensidad con rotaciones contrarias uno respecto al otro.

■ **t = 166.67 ms.**

Se pueden observar dos vórtices con rotaciones contrarias en la zona correspondiente al flujo de entrada, siendo el vórtice negativo de mayor intensidad. Mientras tanto, en la raíz aórtica y en la aorta ascendente se observan distintos vórtices de baja intensidad, tanto positivos como negativos. Por otro lado, en el flujo de salida se observa con mayor intensidad a un vórtice positivo.

■ **t = 333.33 ms.**

En el flujo de entrada se tiene un vórtice negativo de intensidad baja. En la zona correspondiente a la raíz aórtica y la aorta ascendente se tienen valores pequeños de vorticidad, destacando únicamente un vórtice cercano a la raíz con rotación horaria. En la región del flujo de salida se observa un vórtice positivo de baja intensidad.

■ **t = 500 ms.**

Se puede observar en el flujo de entrada a un vórtice positivo. En la zona de la raíz aórtica y la aorta ascendente se conservan valores pequeños de vorticidad, tanto positivos como negativos. Finalmente, en el flujo de salida se tienen a dos vórtices con rotaciones opuestas.

■ **t = 666.67 ms.**

En el flujo de entrada se puede notar un vórtice positivo de baja intensidad. Por otro lado, tanto en la raíz aórtica como en la aorta ascendente se pueden ver zonas de baja vorticidad con valores positivos y negativos. En el flujo de salida también se tienen valores pequeños de vorticidad, destacando un vórtice con rotación en sentido antihorario.

■ **t= 833.33 ms.**

En el flujo de entrada se puede observar a un vórtice positivo. Por otro lado, tanto en la raíz aórtica como en la aorta ascendente se encuentran dos vórtices, uno positivo y otro negativo. Finalmente, en el flujo de salida se tienen dos vórtices con rotaciones contrarias uno respecto al otro.



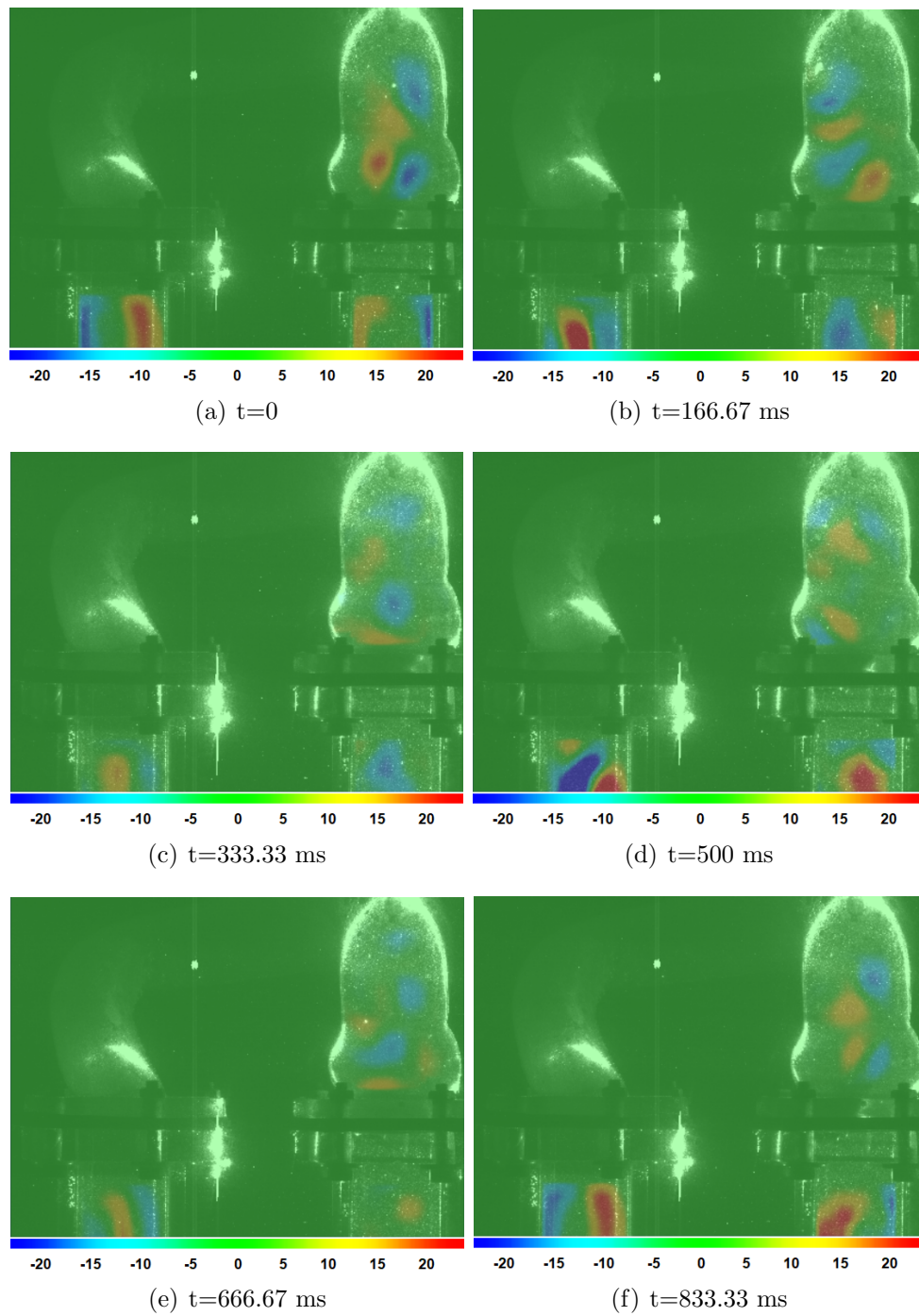


Figura 4.35: Campos de vorticidad. Válvula mecánica. Solución agua-glicerol.

# Capítulo 5

## Conclusiones

Se ha demostrado la posibilidad de realizar mediciones de Velocimetría por Imágenes de Partículas en un modelo tridimensional de la raíz y el arco aórtico que fue reconstruido a partir de un estudio tomográfico e impreso mediante manufactura aditiva. El modelo fue incorporado a un simulador cardiovascular y editado de tal manera que pudiera acoplarse en él una prótesis valvular cardíaca.

Se realizaron mediciones usando dos diferentes prótesis valvulares: una mecánica y una biológica y también se emplearon dos fluidos de trabajo dentro del simulador cardiovascular; el primero fue agua pura, mientras que el segundo corresponde a una solución agua-glicerol con una concentración al 60 %.

Al analizar los campos de velocidades y de vorticidad obtenidos, se encontraron los siguientes puntos a destacar:

- Para todos los casos estudiados las velocidades de flujo más altas fueron encontradas en la región correspondiente a la aorta ascendente.
- Se observó también que al usar la válvula biológica se obtuvieron las velocidades de flujo más altas, tanto al emplear agua como al usar la solución agua-glicerol en el circuito del simulador cardiovascular.
- Al analizar los mapas de vorticidad, se pudieron detectar algunos vórtices dentro del flujo que no se observan a simple vista únicamente con los mapas de velocidad, por lo que para este tipo de estudios es recomendable realizar dicho cálculo, ya que de esta manera se puede tener una mejor comprensión del flujo estudiado.

- En los experimentos realizados con la bioprótesis valvular, se alcanzó a notar en algunos instantes la formación de vórtices dentro de los senos aórticos, comportamiento que de acuerdo a algunos otros autores (por ejemplo *Yang et al. 1998; de Hart et al. 2003; Escobar Kvitting et al. 2004; Markl et al. 2005; Korakianitis y Shi 2006; Ranga et al. 2006; Katayama et al. 2008; Markl et al. 2011*) promueve el cierre correcto de las valvas de la válvula biológica.
- Por otro lado, al usar la prótesis valvular mecánica, se observó una mayor formación de vórtices tanto positivos como negativos en la zona correspondiente a la aorta ascendente. Lo anterior puede justificarse debido a la geometría de dicha válvula, ya que por su mecanismo de apertura, el flujo que pasa por ella no es centralizado ni uniforme (ver sección 2.3) provocando que se tengan velocidades distintas en cada uno de sus orificios de salida y que además el chorro principal sea desviado hacia las paredes de la aorta, en lugar de estar mayormente direccionado de forma vertical como ocurre con la válvula biológica.
- Finalmente, también se observó que al usar la solución agua-glicerol como fluido de trabajo, se obtuvieron zonas con valores absolutos de vorticidad mayores que al usar agua pura. De nuevo esto puede atribuirse principalmente a la diferencia de viscosidades entre cada fluido de trabajo.

Si bien es cierto que los resultados obtenidos en el presente estudio nos ayudan a comprender el funcionamiento de cada prótesis valvular y el patrón de flujo que se obtiene con cada una de ellas, además de verificar algunos aspectos que ya otros autores han abordado, cabe recalcar que se pueden obtener resultados más completos y certeros si se toman en cuenta algunas mejoras que se sugieren realizar para un trabajo posterior, las cuales son:

- Aumentar la frecuencia con la cual son obtenidas las imágenes, ya que esto nos dará un análisis completo y detallado de lo que sucede durante todo el proceso de apertura y cierre de la válvula cardíaca.
- Sincronizar los disparos del láser y la cámara con el movimiento del pistón de la bomba peristáltica, puesto que de esta manera se tiene un mejor control de los instantes capturados por la cámara respecto a la posición de la válvula en cada momento.
- Realizar mediciones en tiempo real de la presión antes y después de la válvula cardíaca, utilizando los adaptadores para los sensores de presión que fueron

diseñadas en el modelo tridimensional creado, pero que en el presente estudio aún no fueron colocados.

- Utilizar el adaptador que fue diseñado en el modelo tridimensional para la colocación de un endoscopio, con la finalidad de observar a la válvula cardíaca desde una vista superior, lo cual permitirá, entre otras cosas, determinar el área efectiva de flujo que pasa a través de cada prótesis valvular.
- Construir un segundo modelo tridimensional, utilizando algún material con mayor elasticidad que simule de mejor forma las características fisiológicas del arco y la raíz aórtica y comparar los resultados con los obtenidos en el presente estudio al emplear la resina descrita en la sección 3.2.5 (material rígido).



# Referencias

- [1] AKUTSU T; SAITO J; IMAI R; SUZUKI T; CAO X. D. (2008). *Dynamic particle image velocimetry study of the aortic flow field of contemporary mechanical bileaflet prostheses*. J. Artif. 11, 75–90.
- [2] ALVAREZ R. H. (2004). *Válvulas Cardiacas Protésicas*. Revista de Posgrado de la VIa Cátedra de Medicina. Num. 137 (19-32).
- [3] AZADANI A. N, JAUSSAUD N; MATTHEWS P. B; GE L, GUY T. S, CHUTTER T. A. M, TSENG E. (2009). *Energy loss due to paravalvular leak with transcatheter aortic valve implantation*. Ann. Thorac. Surg. 88, 1857–1863.
- [4] AZPITARTE J; ALONSO A. M; GARCÍA G. F; GONZÁLEZ S. J. M; PARÉ C; TELLO A. (2000). *Guías de práctica clínica de la Sociedad Española de Cardiología en valvulopatías*. Revista Española de Cardiología. 53:1209-1278.
- [5] BALDUCCI A; GRIGIONI M; QUERZOLI G; ROMANO G. P; DANIELE C; D'AVENIO G; BARBARO V. (2004). *Investigation of the flow field downstream of an artificial heart valve by means of PIV and PTV*. Exp. Fluids 36, 204–213.
- [6] BELLHOUSE B. J; BELLHOUSE F. H. (1968). *Mechanism of closure of the aortic valve*. Nature 217,86–87.
- [7] BELLHOUSE B. J; TALBOT L. (1969). *Fluid mechanics of the aortic valve*. J. Fluid. Mech. 35(4), 721–735.
- [8] BIRKMEYER N. J; O'CONNOR G. T; BALWIN J. C. (2001). *Aortic valve replacement: Current clinical practice and Opportunities for quality improvement*. J. Curr. Opin. Cardiol. 16: 152-157.
- [9] BOTTIO T; CAPRILI L; CASAROTTO D; GEROSA G. (2004). *Small aortic annulus: the hydrodynamic performances of 5 commercially available bileaflet mechanical valves*. J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 128, 457–462.

- [10] BRAUN W; DE LILLO F; ECKHARDT B. (2006). *Geometry of particle paths in turbulent flows*. J. Turbul. 7, 62.
- [11] BRONZINO J. D; SCHNECK D. J. (2002). *Biomechanics: principles and applications*. CRC Press LLC, USA.
- [12] BROWNE P; RAMUZAT A; SAXENA R; YOGANATHAN A. P. (2000). *Experimental investigation of the steady flow downstream of the St. Jude bileaflet heart valve: a comparison between laser Doppler velocimetry and particle image velocimetry techniques*. Ann. Biomed. Eng. 28, 39–47.
- [13] CARO C. G; PEDLEY T. J; SCHROTER R. C; SEED W. A. (2007). *The Mechanics of Circulation*. Cambridge University Press, New York. Second edition.
- [14] CHANDRAN K. B; YOGANATHAN A. P; RITTGERS S. E. (2007). *Biofluid Mechanics, The Human Circulation*. Taylor & Francis Group.
- [15] CHONG M. S; PERRY A. E; CANTWELL B. J. (1990). *A general classification of three-dimensional flow fields*. Phys. Fluids A 2, 765-777.
- [16] CRIBIER A; ELTCHANINOFF H; BASH A; BORENSTEIN N; BAUER F; DERUMEAUX G; ANSELME F; LABORDE F; LEON M. B. (2002). *Percutaneous transcatheter implantation of an aortic valve prosthesis for calcific aortic stenosis: first human case description*. Circulation, 106:3006-8.
- [17] D'ARCY J.L; PRENDERGAST B. D; CHAMBERS J. B; RAY S. G; BRIDGEWATER B. (2011). *Valvular heart disease: the next cardiac epidemic*. Heart 97:91–93.
- [18] DE HART J; PETERS G. W. M; SCHREURS P. J. G; BAAIJENS F. P. T. (2003). *A three-dimensional computational analysis of fluid-structure interaction in the aortic valve*. J. Biomech. 36:103–12.
- [19] DE PAULIS R; SALICA A; PISANI G; MORBIDUCCI U; WELTERT L; MASELLI D. (2013). *Hemodynamics of the aortic valve and root: implications for surgery*. Ann. Cardiothorac. Surg. 2:40–3.
- [20] DASI L. P; SIMON H. A; SOCOSKY P; YOGANATHAN A. P. (2009). *Fluid mechanics of artificial heart valves*. Clin. Exp. Pharmacol. Physiol. 36, 225–237.
- [21] DUCCI A; TZAMTZIS S; MULLEN M. J; BURRIESCI G. (2013). *Hemodynamics in the Valsalva sinuses after transcatheter aortic valve implantation (TAVI)*. J. Heart Valve. Dis. 22(5), 688–696.

- [22] DUCCI A; PIRISI F; TZAMTZIS S. M; BURRIESCI G. (2016). *Transcatheter aortic valves produce unphysiological flows which may contribute to thromboembolic events: an in-vitro study*. J. Biomech. 49:4080–9.
- [23] FALAHATPISHEH A; KHERADVAR A. (2012). *High-speed particle image velocimetry to assess cardiac fluid dynamics in vitro: from performance to validation*. Eur. J. Mech. B/Fluids 35, 2–8.
- [24] FANNING J. P; WALTERS D; WALTERS D; WESLEY1 A; CLARKE1 A; O’SULLIVAN C; STRUGNELL W; FRASER J. (2015). *Characterisation of neurological injury in the modern era of transcatheter aortic valve implantation (TAVI)*. Heart, Lung and Circulation. Volume 24, S266.
- [25] FRYDRYCHOWICZ A; STALDER A. F; RUSSE M. F; BOCK J; BAUER S; HARLOFF A; BERGER A; LANGER M; HENNIG J; MARKL M. (2009). *Three-dimensional analysis of segmental wall shear stress in the aorta by flow-sensitive four-dimensional-mri*. Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine 30:77–84.
- [26] GALEA N; PIATTI F; LAU C; STURLA F; WELTERT L; CARBONE I; DE PAULIS R; GAUDINO M; LEONARD N. G. (2018). *4D flow characterization of aortic blood flow after valve sparing root reimplantation procedure*. J. Vis. Surg. 4:95.
- [27] GHARIB M; RAMBOD E; KHERADVAR A; SAHN D. J; DABIRI J. O. (2006). *Optimal vortex formation as an index of cardiac health*. Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, 103:6305–6308.
- [28] GOLDBARG S.H.; ELMARIAH S; MILLER M. A; FUSTER V. (2007). *Insight into degenerative aortic valve disease*. J. Am. Coll. Cardiol. 50:12.
- [29] GRIGIONI M; DANIELE C; D’AVENIO G; BARBARO V. (2000). *Hemodynamic performance of small-size bileaflet valves: pressure drop and laser Doppler anemometry study comparison of three prostheses*. Artif. Organs 24, 959–965.
- [30] GROVES, E. M; AHMAD F; SU J. L; KHERADVAR A. (2014). *The effects of positioning of transcatheter aortic valve on the fluid dynamics of the aortic root*. ASAIO J. 60:545–552.
- [31] GUIVIER-CURIEN C; DEPLANO V; BERTRAND E. (2009). *Validation of a numerical 3-D fluid–structure interaction model for a prosthetic valve based on experimental PIV measurements*. Med. Eng. Phys. 31, 986–993.



- [32] GUNNING P. S; SAIKRISHNAN N; MCNAMARA L. M; YOGANATHAN A. P. (2014). *An in vitro evaluation of the impact of eccentric deployment on transcatheter aortic valve hemodynamics*. Annals of biomedical engineering 42:1195–1206.
- [33] GUYTON A. C; HALL J. E (2006). *Textbook of medical physiology*. Elsevier Saunders, 11th edition.
- [34] HA H; KIM G. B; KWEON J; LEE S. J; KIM Y. H; KIM N; YANG D. H. (2016). *The influence of the aortic valve angle on the hemodynamic features of the thoracic aorta*. Scientific reports 6:32316.
- [35] IUNG B; VAHANIAN A. (2014). *Epidemiology of acquired valvular heart disease*. Can. J. Cardiol. 30:962-70.
- [36] JAHREN S. E; HEINISCH P. P; HASLER D; WINKLER B. M; STORTECKY S; PILGRIM T; LONDONO M. C; CARREL T; VON TENGG K; OBRIST D. (2018). *Can bioprosthetic valve thrombosis be promoted by aortic root morphology? An in vitro study*. Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg. 27:108–15.
- [37] JUÁREZ H. A; SÁNCHEZ P. T. E. (2003). *Nueva generación de bioprótesis del Instituto Nacional de Cardiología “Ignacio Chávez”*. Arch. Cardiol. Mex. 73 (Suppl:1):73-78.
- [38] JUÁREZ H. A; CAMPO A. J. A; FIGUEROA V. J. R; BENITA B. A; RAMOS C. V. H; CHAGOLLA S. M. A; VEGA C. C. A; MARMOLEJO H. I. (2004). *Prótesis valvulares. Experiencia del Instituto Nacional de Cardiología*. Arch Cardiol Mex. 74 (Suppl: 2):364-368.
- [39] KADEM L; GARCIA D; RIEU R; DURAND L. G; PIBAROT P. (2005). *Flow dynamics past a bioprosthetic valve using PIV and proper orthogonal decomposition*. Proceedings of the Third IASTED International Conference on BIOMECHANICS, 151–156.
- [40] KADEM L; RIEU R; DUMESNIL J. G; DURAND L. G; PIBAROT P. (2006). *Flow-dependent changes in Doppler-derived aortic valve effective orifice area are real and not due to artifact*. J. Am. Coll. Cardiol. 47, 131–137.
- [41] KAMINSKY R; KALLWEIT S; WEBER H J; CLAESSENS T; JOZWIK K; VERDONCK P. (2007). *Flow visualization through two types of aortic prosthetic heart valves using stereoscopic high-speed particle image velocimetry..* Artif Organs 31(12):869–879.

- 
- [42] KATAYAMA S; UMETANI N; SUGIURA S; HISADA T. (2008). *The sinus of Valsalva relieves abnormal stress on aortic valve leaflets by facilitating smooth closure*. J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 136(6), 1528–1535.
- [43] KEELE K. D. (1952). *Leonardo da vinci as physiologist*. Post. grad. Med. J. 521–528.
- [44] KORAKIANITIS T; SHI Y. (2006). *Numerical simulation of cardiovascular dynamics with healthy and diseased heart valves*. J. Biomech. 39(11), 1964–1982.
- [45] KVITTING J. P; EBBERS T; WIGSTROM L; ENGVALL J; OLIN C. L; BOLGER A. F. (2004). *Flow patterns in the aortic root and the aorta studied with time-resolved, 3-dimensional, phase-contrast magnetic resonance imaging: implications for aortic valve-sparing surgery*. J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 127(6): 1602-1607.
- [46] LAKOWSKY A; LOPEZ S. G. (2009). *Prótesis valvulares cardíacas*. Sociedad Argentina de Cardiología. PROSAC. 4:81-107.
- [47] LEO H. L; SIMON H; CARBERRY J; LEE S. C; YOGANATHAN A. P. (2005). *A comparison of flow field structures of two tri-leaflet polymeric heart valves*. Ann. Biomed. Eng. 33 (4), 429–443.
- [48] LEO H. L; DASILVA L. P; CARBERRY J; SIMON H; YOGANATHAN A. P. (2006). *Fluid dynamic assessment of three polymeric heart valves using particle image velocimetry*. Ann. Biomed. Eng. 34(6),936–952.
- [49] LÓPEZ A; MACAYA C. (2009). *Libro de la salud cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA*. Fundación BBVA, España. ISBN: 978-84-96515-92-5.
- [50] MARKL M; DRANEY M. T; MILLER D. C; LEVIN J. M; WILLIAMSON E. E; PELC N. J; LIANG D. H; HERFKENS R. J. (2005). *Time resolved three-dimensional magnetic resonance velocity mapping of aortic flow in healthy volunteers and patients after valve sparing aortic root replacement*. J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 130(2),456–463.
- [51] MARKL M; KILNER P. J; EBBERS T. (2011). *Comprehensive 4D velocity mapping of the heart and great vessels by cardiovascular magnetic resonance*. J. Cardiovasc. Magn. Reson.13(1),7–28.

- [52] MOORE K. L; DALLEY A. F; AGUR A. M. (2014). *Clinically Oriented Anatomy*. Lippincott Williams & Wilkins. Toronto, Ontario, Canada. Seventh edition.
- [53] MOHAMMADI H; MEQUANINT K. (2011). *Prosthetic aortic heart valves: modeling and design*. Med. Eng. Phys. 2011;33:131-47.
- [54] MOORE B; DASI L. P. (2014). *Spatiotemporal complexity of the aortic sinus vortex*. Exp. Fluids 55(7).
- [55] PALACIOS C. (2010). *Dynamics of non-newtonian vortex rings*. Ph.D Thesis. Universidad Nacional Autónoma de México. México, D.F.
- [56] PEACOCK J. A. (1990). *An in vitro study of the onset of turbulence in the sinus of Valsalva*. Circ. Res. 67: 448–460.
- [57] PIBAROT P; DUMESNIL J. G. (2009). *Prosthetic heart valves*. Circulation, 119(7):1034–1048.
- [58] PIERRAKOS O; VLACHOS P. (2006). *The effect of vortex formation on left ventricular filling and mitral valve efficiency*. J. Biomech. Eng. 128: 527–539.
- [59] PIETRASANTA L. (2016). *Spatiotemporal investigation of the influence of the aortic root geometry on the hemodynamics of a biological aortic valve prosthesis using particle tracking velocimetry*. Politecnico di Milano.
- [60] PISANI G; SCAFFA R; IEROPOLI O; DELL A. E. M; MASELLI D; MORBIDUCCI U; DE PAULIS R. (2013). *Role of the sinuses of Valsalva on the opening of the aortic valve*. J. Thorac. Cardiovasc. Surg. 145(4),999–1003.
- [61] QUERZOLI G; FORTINI S; CENEDESE A. (2010). *Effect of the prosthetic mitral valve on vortex dynamics and turbulence of the left ventricular flow*. Phys. Fluids. 22(4):041901.
- [62] RANGA A; BOUCHOT O; MONGRAIN R; UGOLINI P; CARTIER R. (2006). *Computational simulations of the aortic valve validated by imaging data evaluation of valve sparing techniques*. Interact. Cardiovasc. Thorac. Surg. 5(4), 373–378.
- [63] REUL H; VAHLBRUCH A; GIERSIEPEN M; SCHMITZ R. T. H; HIRTZ V; EFFERT S. (1990). *The geometry of the aortic root in health, at valve disease and after valve replacement*. J. Biomech. 23(2),181–191.

- 
- [64] ROBICSEK F. (1991). *Leonardo da Vinci and the sinuses of Valsalva*. Ann. Thorac. Surg. 52 (2), 328–335.
- [65] SAIKRISHNAN N; YAP C. H; MILLIGAN N. C; VASILYEV N. V; YOGANATHAN A. P. (2012). *In vitro characterization of bicuspid aortic valve hemodynamics using particle image velocimetry*. Ann. Biomed. Eng. 40(8), 1760–1775.
- [66] STÜHLE S, WENDT D; HOU G, WENDT H, THIELMANN M; JAKOB H; KOWALCZYK W. (2011). *Fluid dynamic investigation of the ATS3F enable sutureless heart valve*. Innovations (Phila)6, 37–44.
- [67] SWANSON W. M; CLARK R. E. (1973). *Aortic valve leaflet motion during systole. Numerical-graphical determination*. Circ. Res. 32(1),42–48.
- [68] TELLEZ DE PERALTA G. (1998). *Tratado de cirugía cardiovascular*. Ediciones Díaz de Santos, España, 2a edición.
- [69] TONINATO R; SALMON J; SUSIN F. M; DUCCI A; BURRIESCI G. (2016). *Physiological vortices in the sinuses of Valsalva: an in vitro approach for bio-prosthetic valves*. J. Biomech. 49:2635–2643.
- [70] WENDT D; STÜHLE S; PIOTROWSKI J. A; WENDT H; THIELMANN M; JAKOB H; KOWALCZYK W. (2012). *Comparison of flow dynamics of Perimount Magna and Magna Ease aortic valve prostheses*. Biomed. Tech. 57, 97–106.
- [71] WESTERHOF N; JAN W. L; BEREND E. W. (2009). *The arterial windkessel*. Medical & biological engineering & computing. 47(2):131–141.
- [72] YANG G. Z; MOHIADDIN R. H; KILNER P. J; FIRMIN D. N. (1998). *Vortical flow feature recognition: a topological study of in vivo flow patterns using mr velocity mapping*. J. Comput. Assist. Tomogr. 22(4),577–586.
- [73] YOGANATHAN A. P; WOO Y. R; SUNG H. W. (1986). *Turbulent shear stress measurements in the vicinity of aortic heart valve prostheses*. J. Biomech. 19, 433–442.
- [74] YOGANATHAN A; HE Z; JONES S. (2004). *Fluid mechanics of heart valves*. Annual Review of Biomedical Engineering, 6: 331–362.
- [75] ZIPES D. P; LIBBY P; BONOW R. O; BRAUNWALD E. (2007). *A Textbook of Cardiovascular Medicine*. Elsevier Saunders, 8th edition. St. Louis, Mo.