



UNIVERSIDAD NACIONAL  
AUTÓNOMA DE  
MÉXICO

# UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

“ESTUDIO DE LA DEFORMACIÓN DE UNA MEMBRANA EN  
UN FLUJO OSCILANTE: IMPLICACIONES EN EL DISEÑO DE  
VÁLVULAS CARDÍACAS”

## TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

INGENIERA MECÁNICA

P R E S E N T A:

ADRIANA CAROLINA HERNÁNDEZ BADILLO

DIRECTOR DE TESIS: JOSÉ ROBERTO ZENIT CAMACHO

CO-DIRECTOR: JOSÉ ENRIQUE GUZMÁN VÁZQUEZ



MÉXICO, CIUDAD UNIVERSITARIA

2011



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**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.

# COMITÉ EXAMINADOR

<b>Asignación</b>	<b>Nombre</b>
<b>Presidente</b>	<b>Dr. Francisco Javier Solorio Ordaz</b>
<b>Vocal</b>	<b>Dr. Roberto Zenit Camacho</b>
<b>Secretario</b>	<b>Dr. Gabriel Ascanio Gasca</b>
<b>1er. Suplente</b>	<b>Dr. Gustavo Cruz Pacheco</b>
<b>2do. Suplente</b>	<b>Dr. Enrique Soto Catruiita</b>

Esta tesis se realizó en el Laboratorio de Reología del Instituto de Investigaciones en Materiales de la Universidad Nacional Autónoma de México.

## **DIRECTOR DE TESIS**

Dr. Roberto Zenit Camacho

## **CO-DIRECTOR DE TESIS**

Dr. Enrique Guzmán Vázquez

## **SUSTENTANTE**

Adriana Carolina Hernández Badillo

# Agradecimientos

A Alberto por el apoyo incondicional que siempre me ha brindado y por el que estaré eternamente agradecida. Por tranquilizarme cuando terminaba el día y tus amigas las burbujas hacían de las suyas. Por mostrarme el lado maravilloso de la vida y acompañarme a recorrerlo, por su amor y por alegrar cada uno de mis días.

A mi familia, a mi mamá que, aunque la vida da muchas vueltas, me ha enseñado que debo luchar, tal como ella siempre lo ha hecho. A mis hermanas, Karen y Padme, por compartir conmigo divertidos momentos y muchas carcajadas, por nunca dejarme caer y por las imitaciones y dibujos que mi princesa me regala. Las quiero mucho.

A mi papá, donde quiera que esté, por confiar siempre en mí.

A la familia Félix Flores, por hacerme parte de su familia y cuando más difícil se veía todo me ofrecía una rápida solución. Muchas gracias.

A mis amigos, en orden cronológico: a los de la secundaria, Chrystian, Fabián, Omar y Rodrigo, que con sus pláticas hacían digeribles las noches de desvelo, y sus continuos debates han enriquecido mi mundo. Por estos once años llenos de sorpresas y hermosos recuerdos.

A Abelardo y Guillermo, con los que he compartido algunos momentos duros de la vida pero también muchas locuras, por que me han enseñado a ver siempre el lado positivo y estar en el lugar preciso en el momento que los necesito.

A mis amigos Carlos, Mario, Eduardo, Alejandro, Andrés Ricardo e Iván, que han vivido conmigo cinco años en la Facultad de Ingeniería, con quienes compartí tareas, desvelos, momentos chuscos, proyectos, quejas, estrés, pero sobre todo, muchos juegos de baraja. Por que sin su compañía la facultad no habría sido divertida.

A mis amigos del laboratorio Charly, Santos, René, Adriana (que me guiaron con su experiencia a

---

entender el mundo de la investigación, aunque curiosamente todos emigraron), a Julián, Enrique, Ernesto e Isaías que siempre tienen el comentario atinado para la situación y pusieron en mi cara una sonrisa con sus ocurrencias.

A mis asesores, Roberto y Enrique, por darme esta enorme oportunidad de desarrollo y conocimiento, por brindarme también su amistad y confianza.

Un agradecimiento especial a los niños físicos, Génesis, Rocío y Guillermo (jajaja sí, repites en la página) por su trabajo, que complementó esta tesis.

A los que, por alguna extraña razón faltaron en esta pequeña lista, pero que son o han sido parte de mi vida.

A todos ¡GRACIAS TOTALES!

# Resumen

Las enfermedades cardíacas son un problema de salud a nivel mundial. Dentro de las afecciones más comunes se encuentran las valvulopatías, que se dan cuando las válvulas cardíacas dejan de funcionar correctamente, trayendo consigo daños mayores al corazón. Para contrarrestar esta situación, se han creado prótesis de válvulas cardíacas. Actualmente, los diseños disponibles en el sector salud presentan serias desventajas para la calidad de vida de los pacientes portadores de las prótesis. Por ello, se ha iniciado una investigación mundial que busca encontrar un diseño óptimo de válvulas cardíacas de reemplazo. Las características que se desean son durabilidad (presentes en las válvulas artificiales) y bicompatibilidad (válvulas biológicas).

En un intento por imitar a la misma naturaleza, se busca que las prótesis sean muy parecidas a las naturales, que presentan una forma compleja, con dos curvaturas principales: la debida al cierre de la válvula y que se da por la disposición de las valvas en el anillo sujetador. El objetivo de este estudio es analizar el efecto que tiene la segunda curvatura de las valvas en el desempeño de una válvula cardíaca. Es bien sabido que el aumento de la curvatura incrementa la rigidez de una membrana, por lo que se busca una relación entre la rigidez y la deflexión de una hoja. Para lograrlo se puso en marcha un arreglo experimental (descrito en el segundo capítulo) que simula el funcionamiento de un ciclo cardíaco humano, y se midió la deflexión que experimenta una membrana curva sometida a ciertas condiciones de flujo. Los resultados obtenidos de forma experimental se comparan con la teoría simple de vigas delgadas sometidas a una carga distribuida. Se encontró que la tendencia de los resultados experimentales concuerdan con la que la teoría predice (tercer capítulo). Finalmente, se obtuvo una correlación para los datos experimentales que demuestra la fuerte influencia de la curvatura en el movimiento de una hoja flexible.

# Motivación y objetivos

Como consecuencia de las fallas de las válvulas cardiacas humanas se han diseñado prótesis cuya clasificación de basa en el material con el que son elaborados; es decir, existen válvulas mecánicas y biológicas. Ambos tipos presentan serias desventajas para el paciente portador: las válvulas mecánicas provocan coágulos sanguíneos, mientras que las biológicas tienen un corto periodo de vida.

Se han realizado estudios con el objetivo de diseñar una prótesis que no presente las desventajas mencionadas (capítulo 1, sección 1.5), entre los que se encuentran experimentos *in vivo* e *in vitro* y simulaciones numéricas.

Sin embargo, el análisis del sistema circulatorio es tan complejo requiere de varias perspectivas, entre las que destacan la médica (fisiología) y la ingenieril (específicamente hablando, la biomécanica). Como aportación de la ingeniería, se estudia el efecto que tiene la variación de la geometría y del material en el desempeño de una válvula de reemplazo; así como la interacción de un sólido con un flujo (simulando el sistema válvula-sangre). Particularmente, en esta tesis se enfatiza el efecto de la curvatura en la interacción de una membrana con un flujo pulsátil estudiando la deflexión que el sólido experimenta como función de la curvatura que presenta. Se busca extrapolar los resultados del comportamiento estudiado al sistema sanguíneo humano.

Concretamente, los estudios de válvulas cardíacas protésicas deben enfocarse en tres desafíos principales:

- Mejorar las características hemodinámicas, especialmente la elimincaión de zonas de estancamiento y de altos esfuerzos cortantes producidos a la salida del flujo sanguíneo valvular.
- Evitar la formación de trombos usando materiales nuevos (Yoganathan A. et al., 2004)[12].
- Aumentar la durabilidad de las válvulas con diseños sin postes y nuevos tratamientos que eviten la calcificación de las válvulas biológicas.

---

Actualmente, el panorama para pacientes que requieren un trasplante valvular no es ideal y la opinión del doctor es primordial en la elección de uno u otro tipo de prótesis.

## **Objetivos del estudio**

El objetivo principal de este trabajo es estudiar la deflexión producida por un flujo pulsátil sobre una placa flexible con curvatura definida. En particular, quiere determinarse el efecto producido por diversas curvaturas para las condiciones de flujo correspondientes a un ritmo cardíaco específico. A partir de los resultados obtenidos se busca relacionar la geometría de de la membrana flexible con la magnitud de la deflexión y su comportamiento como posible válvula cardíaca.



# Índice general

<b>Resumen</b>	<b>V</b>
<b>Motivación y objetivos</b>	<b>VII</b>
<b>1. Antecedentes</b>	<b>1</b>
1.1. Valvulopatías y prótesis valvulares . . . . .	1
1.1.1. Fisiología del corazón humano . . . . .	1
1.1.2. Padecimientos que conducen al reemplazo de válvulas cardíacas . . . . .	3
1.1.3. Características de las válvulas prostéticas . . . . .	4
1.1.4. Materiales utilizados . . . . .	9
1.1.5. Alcances de los estudios previos . . . . .	11
1.2. Funcionamiento de las prótesis . . . . .	13
1.2.1. Hemodinámica transvalvular . . . . .	13
1.2.2. Dinámica de los elementos mecánicos . . . . .	14
1.2.3. Descripción del proceso de daño en las células sanguíneas . . . . .	14
1.3. Valvas flexibles . . . . .	17
1.3.1. Necesidad de un estudio detallado . . . . .	17
1.3.2. Deflexión de placas flexibles . . . . .	19
1.4. Características del flujo sanguíneo . . . . .	21
1.4.1. Composición de la sangre . . . . .	21
1.4.2. Reología y viscosidad de la sangre . . . . .	21
1.4.3. Características del flujo sanguíneo . . . . .	22
1.4.4. Números de Reynolds y Womersley . . . . .	24

---

<b>2. Desarrollo Experimental</b>	<b>27</b>
2.1. Sistema experimental . . . . .	27
2.1.1. Modelo de Windkessel . . . . .	27
2.1.2. Arreglo Experimental . . . . .	28
2.2. Series experimentales . . . . .	37
2.2.1. Variables relevantes . . . . .	37
2.2.2. Análisis Dimensional . . . . .	39
2.3. Metodología . . . . .	39
2.3.1. Adquisición de imágenes . . . . .	39
2.4. Procesamiento de datos . . . . .	40
<b>3. Resultados y discusión</b>	<b>43</b>
3.1. Análisis de resultados . . . . .	43
3.2. Medición de la deflexión . . . . .	45
3.3. Deflexión de valvas . . . . .	49
3.4. Modelo teórico . . . . .	52
3.5. Deflexión y curvatura . . . . .	58
<b>4. Conclusiones</b>	<b>61</b>
<b>A. Programas de Matlab</b>	<b>63</b>
<b>Bibliografía</b>	<b>69</b>

# Índice de figuras

1.1. Estructura del corazón humano . . . . .	1
1.2. Presiones cardíacas . . . . .	2
1.3. Estenosis . . . . .	3
1.4. Clasificación de las válvulas protésicas según el material . . . . .	4
1.5. Válvulas tipo jaula . . . . .	6
1.6. Válvulas mecánicas . . . . .	7
1.7. Válvula mecánica de dos hojas . . . . .	7
1.8. Flujo a través de un vaso estenótico . . . . .	15
1.9. Factor von Willebrand . . . . .	17
1.10. Curvaturas principales . . . . .	18
1.11. Esquema de la viga flexionada y definición de los parámetros geométricos . . . . .	20
1.12. Curvatura de los vasos sanguíneos . . . . .	24
2.1. Modelo Windkessel . . . . .	27
2.2. Valvas de silicón usadas para las mediciones . . . . .	29
2.3. Arreglo de las valvas . . . . .	29
2.4. Bomba peristáltica . . . . .	30
2.5. Canal de pruebas . . . . .	31
2.6. Tanque de compensación . . . . .	32
2.7. Cámara de alta velocidad y lente AF Micro Nikon de 60mm . . . . .	34
2.8. Transductores de presión . . . . .	35
2.9. Circuito de alimentación y amplificación de señal del transductor Omega PX . . . . .	36
2.10. Circuitos de alimentación, amplificación y filtrado de señal del transductor Druck . . . . .	36
2.11. Tarjeta de adquisición de datos . . . . .	37
2.12. Adquisición de imágenes con cámara rápida . . . . .	40

---

3.1. Presiones medidas en el estudio . . . . .	43
3.2. Movimiento de la valva plana en un ciclo cardíaco, $l = 0.026 m$ . . . . .	44
3.3. Movimiento de la valva plana en un cliclo cardíac, $l = 0.015 m$ . . . . .	45
3.4. Deflexión de valvas con distintas curvaturas variando la frecuencia de bombeo y la fracción sistólica . . . . .	46
3.5. Deflexión de valvas con distintas curvaturas variando la frecuencia de bombeo y la fracción sistólica . . . . .	47
3.6. Deflexión como función de la frecuencia para cada valva con curvatura distinta .	48
3.7. Esquema de la posición de las valvas . . . . .	49
3.8. Deflexión de la valva como función de su geometría . . . . .	50
3.9. Flujo en la fase diastólica alrededor de la valva . . . . .	52
3.10. Colapso de las valvas con mayor curvatura . . . . .	52
3.11. Geometría de la sección transversal de las valva con curvatura . . . . .	53
3.12. Deflexiones sistólica y diastólica teóricas de valvas con distintas curvaturas . . . .	55
3.13. Comparación de las deflexiones experimentales y teóricas . . . . .	57
3.14. Deflexión normalizada vs rigidez a flexión normalizada y la curva de ajuste para las deflexión sistólica, representación semi-logarítmica . . . . .	60

# Índice de tablas

1.1. Ventajas y desventajas de las válvulas . . . . .	8
1.2. Materiales usados . . . . .	10
1.3. Re y Wo para circulación sanguínea humana . . . . .	25
2.1. Curvaturas estudiadas . . . . .	28
2.2. Parámetros modificables de la bomba pulsátil . . . . .	30
2.3. Parámetros de la bomba peristáltica . . . . .	31
2.4. Propiedades de la sangre y el agua . . . . .	33
2.5. Lente . . . . .	33
2.6. Características de la cámara de alta velocidad . . . . .	34
2.7. Características de los transductores de presión . . . . .	35
2.8. Variables relevantes . . . . .	39
3.1. Rigidez a flexión . . . . .	53
3.2. Comparación de las deflexiones máximas experimentales y teóricas . . . . .	56

# 1. Antecedentes

## 1.1. Valvulopatías y prótesis valvulares

### 1.1.1. Fisiología del corazón humano

El corazón es el órgano más importante del sistema circulatorio humano y se caracteriza por poseer cuatro cavidades: la aurícula derecha, la aurícula izquierda, el ventrículo derecho, y el ventrículo izquierdo (Fig. 1.1). Su función principal es la de bombear sangre a todo el cuerpo a través de las arterias, las venas y los vasos capilares. El flujo sanguíneo es regulado por cuatro válvulas localizadas, cada una, a la salida de las cavidades mencionadas. Cada válvula está constituida por valvas que abren y cierran adecuadamente cuando están sanas y su función es mantener el flujo sanguíneo unidireccional. Las válvulas se clasifican de la siguiente manera:

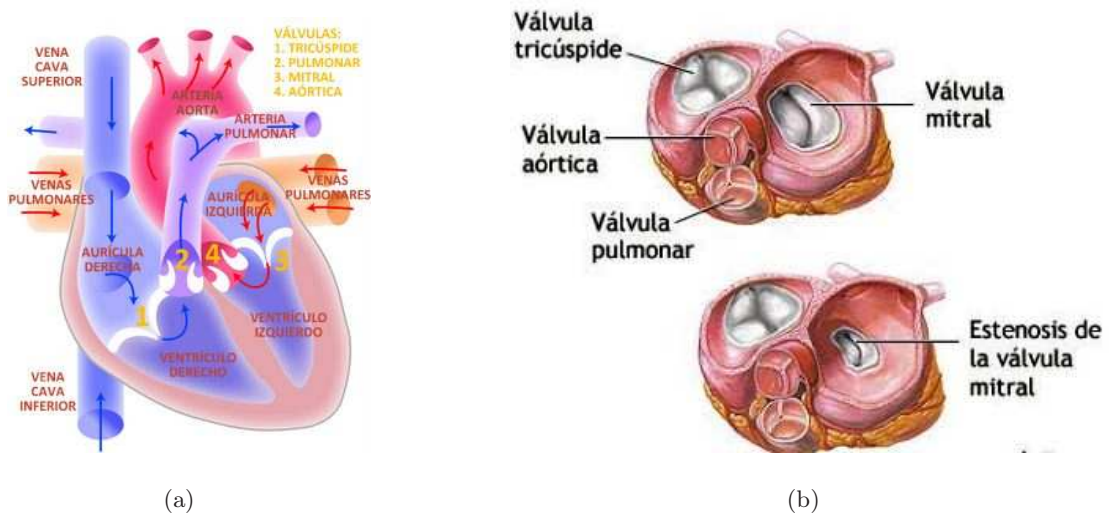


Figura 1.1.: Estructura del Corazón humano: a) Cavidades y direcciones de flujo, b) Válvulas cardíacas.

**Válvula bicúspide o mitral:** Consta de dos valvas y está localizada entre la aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo.

**Válvula tricúspide:** Posee tres valvas y está localizada entre la aurícula y el ventrículo derechos.

**Válvula aórtica:** Consta de tres valvas y está ubicada entre el ventrículo izquierdo y la aorta.

**Válvula pulmonar:** Consta de tres valvas y está ubicada entre el ventrículo izquierdo y la arteria pulmonar.

Las válvulas se abren y cierran para permitir el flujo de sangre y su dinámica depende de la actividad del músculo cardíaco, es decir, cuando los ventrículos se relajan, las válvulas aórtica y pulmonar se cierran, y las válvulas mitral y tricúspide se abren para permitir el flujo sanguíneo desde las aurículas hasta los ventrículos. En este periodo las aurículas se contraen, permitiendo un mayor ingreso de sangre a los ventrículos (diástole).

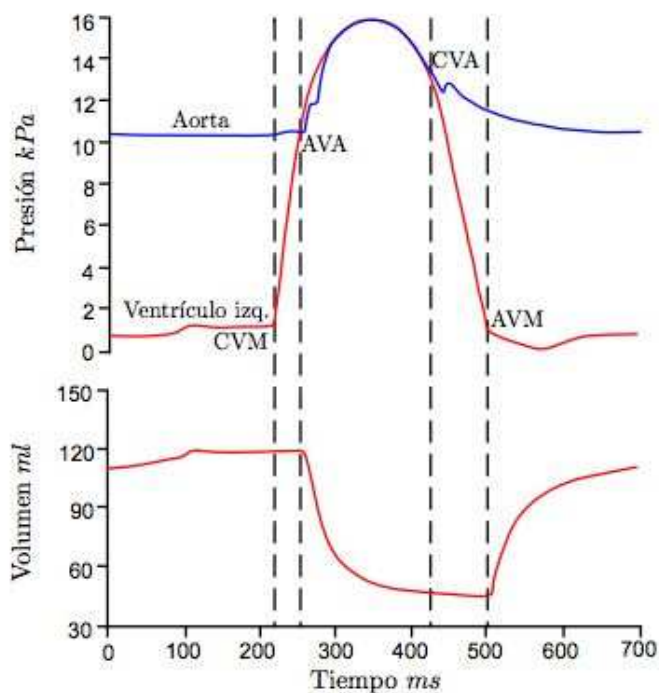


Figura 1.2.: Presiones de la aorta y ventrículo izquierdo en cada instante para un ciclo cardíaco. Variación del volumen del ventrículo izquierdo en un ciclo cardíaco.

Cuando los ventrículos se contraen (sístole) las válvulas mitral y tricúspide se cierran, y las válvulas aórtica y pulmonar se abren para permitir el flujo de sangre por estas vías. La figura 1.2 muestra

la variación de las presiones y volumen en un ciclo cardiaco, vinculadas con la apertura y cierre de las válvulas.

### 1.1.2. Padecimientos que conducen al reemplazo de válvulas cardíacas

Las válvulas cardíacas pueden sufrir ciertas patologías (valvulopatías) que alteran su funcionamiento. Las valvulopatías pueden originarse por varias razones, entre ellas destacan las anomalías congénitas, cicatrices postinflamatorias, degeneración por envejecimiento, dilatación del anillo valvular y destrucción aguda por inflamación necrotizante (Stevens y Lowe, 2001)[1]. Los dos tipos principales de valvulopatías son el estrechamiento o la rigidez anormal de las valvas, que provocan estenosis (Fig. 1.3), y la incapacidad de la válvula para cerrarse completamente, que provoca insuficiencia cardíaca. Las válvulas del lado izquierdo del corazón (mitral y aórtica, zonas de presión alta) sufren valvulopatías con mayor frecuencia que las del lado derecho (tricúspide y pulmonar), por lo que la insuficiencia incide directamente sobre los órganos irrigados o puede provocar, incluso, trombosis auricular izquierda (Stevens y Lowe, 2001)[1].

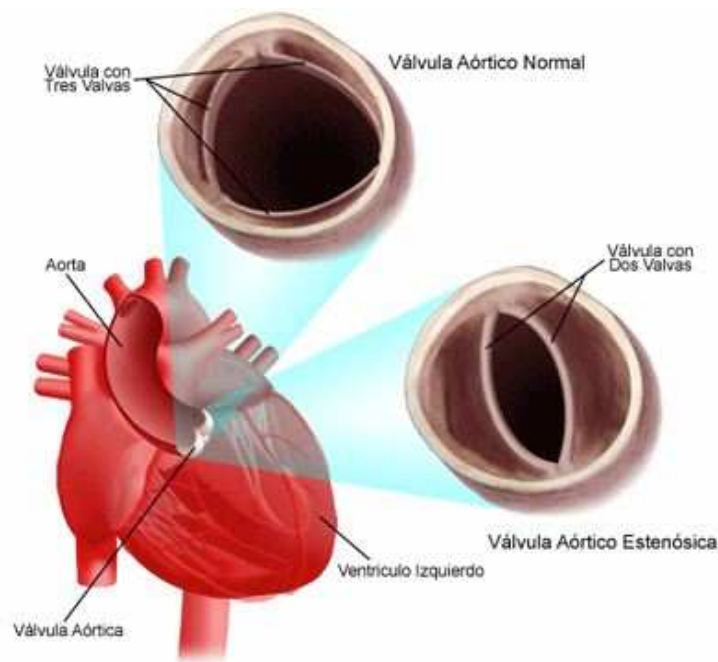


Figura 1.3.: Válvula aórtica con estenosis.

La reparación de las lesiones valvulares resulta a veces imposible, por lo que es necesario sustituir



la válvula natural. Para este fin se han diseñado prótesis valvulares. Las válvulas cardíacas de reemplazo son dispositivos diseñados para reproducir la función de una válvula cardíaca natural y, en algunos casos, también la forma (Téllez de Peralta, 1998)[2].

Las válvulas de reemplazo constan de 3 elementos principales:

- Anillo, generalmente metálico, que se recubre con Teflón o Dacrón y es la zona desde la que se sutura para el implante.
- Mecanismo obturador u ocluidor que abre y cierra permitiendo el flujo sanguíneo.
- Soporte dentro del cual se mueve el ocluidor o, en el caso de la prótesis biológicas, la estructura en la que se montan las valvas.

### 1.1.3. Características de las válvulas protéticas

Existen dos tipos de prótesis valvulares: las de tipo mecánico y las de tipo biológico (Kalyani et al., 2003)[20](Fig. 1.4). Las válvulas mecánicas son elaboradas con materiales sintéticos (metales, cerámicos y polímeros), mientras que en las biológicas se emplea pericardio bovino, o porcino, modificados con tratamientos físico-químicos para preservar el material y remover proteínas antigénicas, pero conservando sus propiedades físicas.

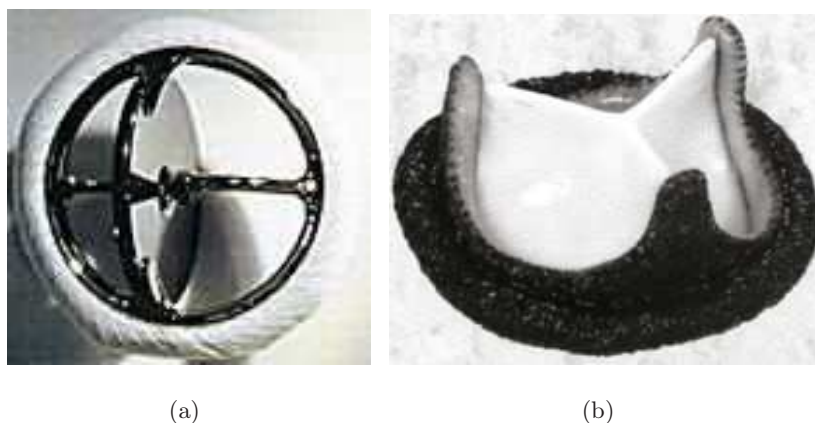


Figura 1.4.: Clasificación de válvulas protéticas, según el tipo de material de fabricación. a) Válvula mecánica de disco. b) Válvula biológica de Pericardio bovino.

De experiencias clínicas se sabe que las válvulas biológicas tienen un periodo de vida promedio entre 15 y 20 años, pues al ser tejidos muertos sufren procesos de degradación, en particular calcificación, fibrosis, retracciones o desgarros, que limitan su funcionalidad (Téllez de Peralta, 1998)[2]. Se ha propuesto que el depósito de calcio en las mismas se da específicamente en las células desvitalizadas como resultado de la adhesión y la muerte de células (Schoen et al., 1987)[21]. Esta calcificación se traduce como endurecimiento de las valvas, lo que evita que cierren y abran correctamente; en algunos casos, incluso se han reportado rupturas, por lo que se requiere su pronta sustitución.

Las bioprótesis ofrecen las ventajas de biocompatibilidad y no provocar fenómenos tromboembólicos. A pesar de lo anterior, debido a la mínima durabilidad de las válvulas biológicas, el uso de válvulas mecánicas se ha extendido en la mayoría de los trasplantes. Sin embargo, dado que éstas últimas están relacionadas con problemas de coagulación y trombosis (Jones, 1995)[22]y(Fallon et al., 2006)[23], los pacientes portadores de una válvula mecánica requieren tratamientos anti coagulantes de por vida (Fallon et al., 2006)[23], situación que no es deseable para mujeres embarazadas(o que planean tener hijos) y personas que padecen otras enfermedades hemáticas.

### **Origen, tipos y evolución**

El primer diseño de válvula mecánica es conocido como válvula de bola y jaula (Fig. 1.5), y fue implantada en 1952 por el Dr. Charles Hufnagel (Kalyani et al., 2003)[20]. La válvula consiste de una jaula (generalmente hecha con tres postes metálicos) que contienen a una esfera deslizante que permite o impide el flujo sanguíneo.

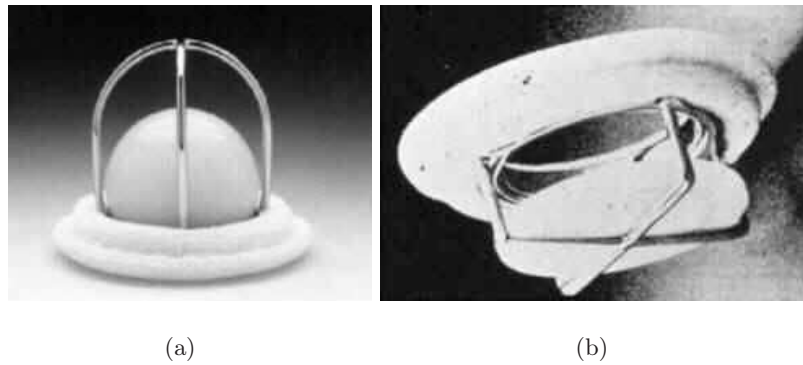


Figura 1.5.: Válvulas de tipo jaula: a) Válvula de bola y jaula, b) Válvula de disco y jaula.

El diseño de oclusión central de este tipo de válvulas da como resultado una gran caída de presión y altos esfuerzos turbulentos causados por la forma anular del flujo. La caída de presión se debe a la reducción de área. El conjunto de estos efectos da como resultado un flujo de gran velocidad y de esfuerzos elevados. Diseños mejorados de este tipo de válvulas fueron introducidos entre 1965 y a 1967, y todos ellos fueron usados únicamente para reemplazar la válvula atrio-ventricular (Kalyani et al., 2003)[20]. Sin embargo, las complicaciones observadas (caída de presión grande y casos de trombosis) con este tipo de prótesis hicieron que pronto se buscaran otras opciones, haciéndolas caer en desuso.

En 1967 se introdujeron las válvulas de disco oscilante creadas por Bjork-Shiley (Kalyani et al., 2003)[20] (figura 1.6). El diseño consiste en un disco lenticular, de tipo oscilante, que se abre como una compuerta (el ángulo de apertura depende del diseño mismo). Las válvulas de disco poseen dos tipos de orificios asimétricos (es decir, de distinto tamaño) por los que se establece el flujo sanguíneo. El sistema de Bjork-Shiley contaba con un ocluser de poliacetal que después fue reemplazado por carbón pirolítico. Durante la década de los años setenta se fabricaron distintos modelos de válvulas de disco, cuya principal variación fue el ángulo de apertura. A pesar de las mejoras, el diseño aún producía complicaciones.

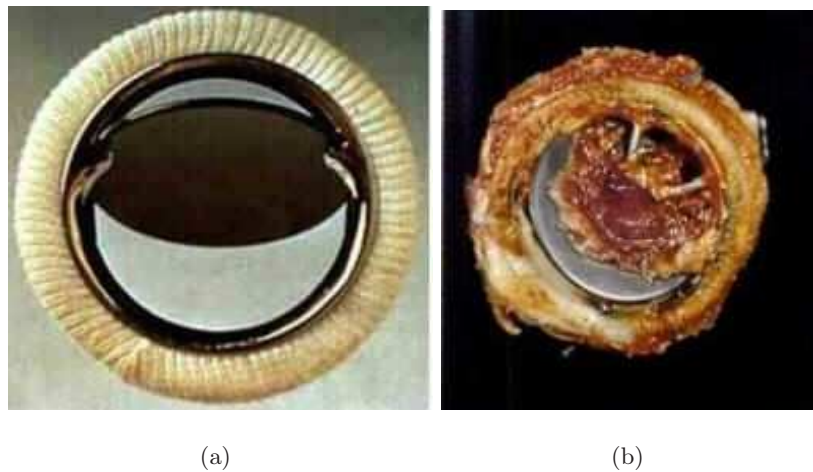


Figura 1.6.: Válvulas mecánicas. a) Válvula de disco. b) Válvula de disco dañada por un trombo.

La primera válvula cardíaca protésica de dos hojas apareció en 1978 y fue diseñada por St. Jude Medical Inc. El diseño consiste en dos hojas semicirculares (hechas de carbón pirolítico) que al abrirse dejan tres salidas al flujo: dos laterales simétricas y una central de mayor tamaño (figura 1.7). Aunque la nueva disposición del mecanismo de cierre disminuyó el daño producido en las células sanguíneas, dichos efectos no fueron totalmente erradicados (Kalyani et al., 2003)[20]. En la tabla 1.1 se presentan las principales características de los diseños más usados.

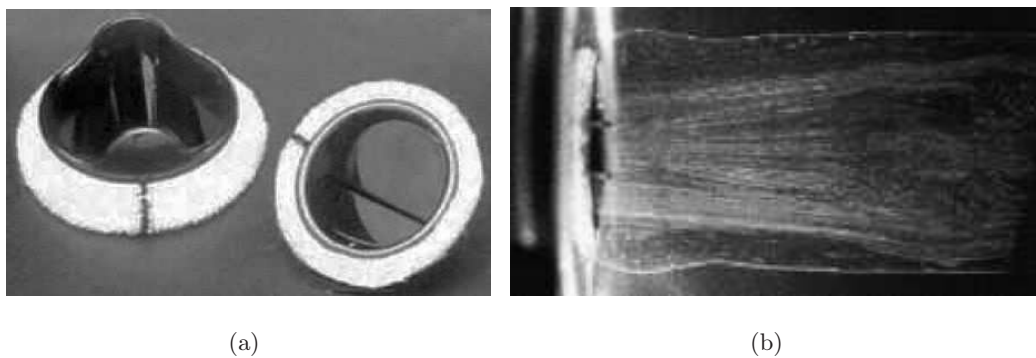


Figura 1.7.: Válvula mecánica de dos hojas. a) Válvula de dos hojas. b) Visualización del flujo a través de una válvula de dos hojas.

Tipo	Ventajas	Desventajas
Bola y jaula	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) Bajos niveles de regurgitación</li> <li>b) Separación del flujo aguas abajo</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) Válvula grande</li> <li>b) Formación de trombos</li> </ul>
Disco oscilante	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) Mejor dinámica sanguínea</li> <li>b) Menor altura de la estructura</li> <li>c) Más implantes que los otros tipos</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) Formación de trombos en las bisagras</li> <li>b) Fracturas de los postes</li> </ul>
Dos hojas	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) Perfiles de flujo uniformes</li> <li>b) Menos complicaciones estructurales</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>a) Formación de trombos en las bisagras y algunas fallas físicas</li> <li>b) Separación de hojas</li> </ul>

Tabla 1.1.: Ventajas y desventajas de los distintos diseños de válvulas mecánicas protésicas.

Aparte de las válvulas mecánicas existen las válvulas de tipo biológico (Kalyani et al., 2003)[20], que se realizan con tejido procedente de animales o de tejido de cadáveres humanos. La búsqueda del tejido biológico ideal de las prótesis valvulares fueron sucediendo la utilización de diferentes variedades de tejidos animales.

La utilización de válvulas protésicas de tipo biológico comenzó con injertos de válvulas aórticas obtenidas de cadáveres, en 1962, hechos por el Dr. Donald Ross (Gosálbez y Llosa, 2002)[3]. El Dr. Gordon Murray informó de la posibilidad de usar un homoinjerto como sustituto valvular aórtico (válvula creada a partir de tejido del mismo paciente). Sin embargo, los homoinjertos aórticos son escasos y de difícil obtención.

Los doctores A. Seanning, M. I. Ionescu y Sir Donald Ross comenzaron a emplear fascia lata (músculo del muslo) como sustituto valvular. Por otra parte, el grupo encabezado por el Dr. E. J. Zerbini emplearon duramadre (membrana de tejido conectivo que cubre el sistema nervioso central, encéfalo y médula espinal, y que consiste en un cilindro hueco formado por una pared fibrosa y espesa, sólida y poco extensible) preservada en glicerol (Gosálbez y Llosa, 2002)[3].

En 1965 comenzó a utilizarse heteroinjertos porcinos con soportes plásticos preservados en formaldehído. No obstante, estos injertos se degradaban rápidamente. La aportación más importante en válvulas biológicas se da con un cambio en el método de preservación, desarrollándose así prótesis clínicamente útiles. El Dr. A. Carpentier comenzó a emplear glutaraldehído a baja presión como

sustancia conservadora de tejidos porcinos (Gosálbez y Llosa, 2002)[3].

En 1969 el Dr. W. D. Hancock diseñó una prótesis biológica en la que el mecanismo ocluidor consistía en valvas de una válvula aórtica porcina montados en soporte de plástico y recubierto por un anillo de teflón que permitía la sutura.

En 1971 se comercializó una prótesis biológica que empleaba una lámina de pericardio bovino, montada (igual que las de valvas porcinas) sobre un soporte de plástico y un anillo de sutura de teflón, diseñada por el Dr. Ionescu y colaboradores (Gosálbez y Llosa, 2002)[3]. También se utilizan prótesis valvulares sin postes, que consisten en tres valvas de pericardio bovino o porcino montadas sobre la estructura de la válvula natural dañada del paciente.

Los últimos dos diseños descritos constituyen el modelo estándar de prótesis valvulares en la actualidad y siguen distribuyéndose mundialmente, aunque se hacen modificaciones para evitar su pronta degradación.

#### **1.1.4. Materiales utilizados**

Las válvulas mecánicas son elaboradas con materiales sintéticos (metales, cerámicos y polímeros), mientras que en las biológicas se emplea pericardio bovino, o porcino, modificados con tratamientos físico-químicos (generalmente con glutaraldehído) para preservar el material y remover proteínas antigénicas (proteínas que desencadenan la formación de anticuerpos generando una respuesta del sistema inmunológico). En la figura 1.4 se muestran los dos tipos de válvulas.

Componente	Material
Jaula, postes y bisagra	Titanio o aleaciones de titanio (Ti6Al4V) Aleaciones basadas en cobalto (Stellite - 21, Haynes - 25) Carbón pirolítico (Carbón LTI)
Ocluser: disco, hojas y bolas	Carbón pirolítico (Carbón LTI) Goma de silicón Poliacetales (Delrin) Poliolefinas (Polietileno de peso molecular ultra alto)
Costura del anillo externo	Polipropileno Politetrafluoroetileno(Teflón) Teraftalato de polietileno (PET Dacron)

Tabla 1.2.: Principales materiales utilizados en la fabricación de prótesis mecánicas valvulares

Los materiales utilizados deben satisfacer los criterios de biocompatibilidad, resistencia y durabilidad. En concreto, dichos materiales deben:

- Reducir el daño producido a la sangre y al tejido endotelial.
- Ofrecer gran resistencia mecánica y estructural al desgaste.
- Minimizar la activación de las plaquetas.
- No degradarse en el entorno fisiológico.
- No liberar sustancias tóxicas.
- Ser de manufactura sencilla, fácil esterilización y permitir un buen acabado superficial.

En la tabla 1.2 se presenta un resumen de los principales materiales usados en la fabricación de válvulas mecánicas.

### 1.1.5. Alcances de los estudios previos

Existen varios estudios experimentales y computacionales que describen la dinámica de las válvulas naturales y protésicas en el flujo sanguíneo (*in vivo e in vitro*).

Los métodos computacionales permiten hacer simulaciones con las características del flujo sanguíneo, mediante distintos métodos como ALE (Arbitrary Lagrange-Eulerian), que consiste en resolver el movimiento del fluido y del sólido de manera simultánea (Ledesma y Zenit, 2010)[24].

Se basa en una malla computacional en el dominio del fluido que se deforma con el movimiento del mismo, pero los nodos del mallado se mantienen, dando así la información del desplazamiento de la malla y los nodos determinarán los parámetros deseados. También se emplea un método más moderno el de frontera sumergida (IBM por sus siglas en inglés). Está basado en el principio de considerar al fluido y al sólido juntos como un único dominio. Su principal característica es el uso de fuerzas de volumen locales en el fluido para la interacción entre el fluido y las fronteras.

Los estudios experimentales *in vivo* se llevan a cabo con ayuda de la ecografía doppler (Myron et al., 2008)[4]. Se hacen directamente sobre el cuerpo animales con vida. Este tipo de estudios son hechos con muy poca frecuencia, debido a que se requiere de laboratorios especializados y permisos especiales, pues debe respetarse los principios del uso de animales de laboratorio.

De los métodos experimentales, los más comunes son los denominados *in vitro*. Se trata de experimentos que reproducen el funcionamiento del sistema circulatorio de una manera simplificada para realizar las mediciones correspondientes. Los datos experimentales son extrapolados para aplicarse a la función natural. La principal desventaja de este tipo de estudios es el trabajo y equipo experimental que se necesita, la calibración, recalibración y en algunos casos, la reconstrucción del sistema experimental si algún parámetro debe ser cambiado.

Los estudios experimentales son los que más avances han proporcionado en la investigación de los parámetros relevantes en el diseño de válvulas cardíacas protésicas. A partir de ellos se ha determinado la función de la válvulas cardíacas naturales, sus principales características y dinámica. Al principio, los estudios se enfocaban en comparar el funcionamiento entre válvulas mecánicas y biológicas y después entre los distintos diseños de válvulas mecánicas; se ha encontrado que la forma del chorro postvalvular influye en el funcionamiento correcto de cada dispositivo (Pierakos et al., 2004). Un ejemplo de estos estudios es el presentado por Lim (1997) [13] en el que se comparan cuatro diseños valvulares: una válvula de pericardio porcino, una válvula de bola y jaula y dos válvulas de disco con diferentes ángulos de apertura (60°C y 70°C). En los resultados



más sobresalientes se encuentran:

- La válvula biológica presenta la caída de presión más grande, mientras que la de disco con mayor ángulo de apertura tiene la menor caída (13.6 y 2.3 mmHg). Ambas pruebas son para un flujo de 20 l/m y el efecto se atribuye a la reducción de área.
- Ninguna presenta un flujo igual al experimentado en una válvula natural; sin embargo, el perfil de velocidades de la bioprótesis se aproxima bastante aunque presenta una aceleración mayor y recirculación no estacionaria en los Senos de Valsalva.
- Respecto a las válvulas de disco, el flujo es más uniforme al incrementarse el ángulo de apertura.
- A menor ángulo de apertura se crea una estela que podría ser responsable de la formación de trombos.
- La zona de grandes esfuerzos se localiza en el punto donde convergen los flujos del mayor y menor orificio (velocidades distintas).

Otros más se han enfocado a caracterizar al flujo sanguíneo natural y a su deformación al interactuar con una válvula cardíaca artificial, concluyendo que la extensión de las células sanguíneas es función de la magnitud de los esfuerzos cortantes y el tiempo de exposición a los campos cortantes. El daño experimentado en las plaquetas debido a los cortantes es el factor de inicio de la formación de trombos (Sacks y Yoganathan, 2007)[11] y (Lim et al., 1997)[13].

En cuanto a la formación de trombos, se sabe que el factor von Willebrand (proteína presente en la sangre que se activa bajo ciertas condiciones de flujo segregando un "pegamento natural" de las células sanguíneas) es fundamental en el proceso, por lo que se ha estudiado la manera en la que se activa. Se ha establecido un valor crítico de la rapidez de corte para la activación de esta proteína y se sabe que varía con el tamaño del vaso sanguíneo (Schneider et al., 2006)[18].

Algunos métodos computacionales han comenzado a utilizarse en la investigación biomédica con resultados reales. Los materiales con los que se realizan las válvulas de reemplazo han sido estudiado para conocer el cambio de sus propiedades bajo algunas circunstancias. El modelo se basa en estudiar las vibraciones de las válvulas cardíacas de reemplazo en el medio sanguíneo mediante el análisis por elemento finito (Nicosia et al., 2004)[19]. Se concluyó que los cambios en el material donde se conserva la anisotropía de las las valvas preservan su función valvular.

En contraparte, los cambios en el material que modifican la anisotropía de las valvas alteran la función valvular. Estos cambios se manifiestan en la frecuencia del sonido producido cuando la válvula se cierra. La creación de nuevos métodos computacionales es un paso importante hacia el desarrollo de modelos más reales de la función de válvulas cardíacas en los que se destaque el acoplamiento tejido (sólido) y sangre (fluido). Además, las simulaciones dinámicas deben ser complementadas con experimentos para determinar las especificaciones de los materiales que podrían ser usados para diseños optimizados que minimicen las regiones de concentración de esfuerzos y fallas estructurales.

Los estudios han demostrado que para el diseño de válvulas cardíacas de reemplazo eficientes se necesitan materiales flexibles que trabajen como un sistema integrado y no como componentes separados (Sacks y Yoganathan, 2007)[11].

Actualmente, existe una importante variedad de dispositivos para el reemplazo de las válvulas cardíacas naturales. Sin embargo, todas presentan limitaciones importantes, que ya se han descrito, y constituyen un riesgo latente en los pacientes (Sacks y Yoganathan, 2007)[11].

## 1.2. Funcionamiento de las válvulas artificiales

### 1.2.1. Hemodinámica transvalvular

Los efectos hidrodinámicos debidos a la interacción entre el flujo sanguíneo y los componentes de la válvula han comenzado a estudiarse recientemente (Fallon et al., 2006)[23]. El "golpe de ariete" producido por la desaceleración súbita del líquido (en contra-flujo) en el momento de cierre de la válvula es uno de los problemas más severos porque puede causar la fractura de alguna sección de la estructura valvular (Kalyani et al., 2003)[20]. Debido a que los ocluidores poliméricos absorben una porción de la energía de impacto, su utilización está siendo considerada para diseños modernos de prótesis. Por otra parte, en el caso de las bisagras de las válvulas de disco y de doble hoja, suelen producirse regiones de estancamiento de flujo que puede desencadenar trombosis localizada que restringe el movimiento del ocluidor.

Se ha demostrado que los cambios de presión afectan de manera considerable la dinámica sanguínea aguas abajo de la válvula. Cuando la presión es inferior a la presión de vapor de la sangre puede presentarse cavitación que depende también del área de contacto entre el ocluidor y la estructura valvular, así como de la velocidad de cierre de la válvula. La cavitación daña a los eritrocitos, activa las plaquetas próximas y deteriora el material valvular (Lim et al., 2003)[14].

### 1.2.2. Dinámica de los elementos mecánicos

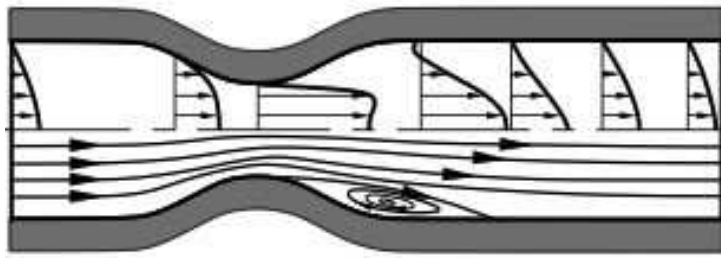
La configuración de los componentes afecta el comportamiento general de la válvula. En particular, la geometría, el número y la posición de las valvas modifica la respuesta dinámica del conjunto. Por otra parte, las propiedades del material determinan la durabilidad y el buen desempeño de la válvula, definiendo a este último como la no calcificación, no desprendimiento de algún elemento y correcta apertura y cierre de las valvas.

Una diferencia fundamental entre las válvulas artificiales y las naturales es que estas últimas permiten deformaciones complejas durante el ciclo cardiaco. Por ejemplo, el plano de la válvula cambia sustancialmente su aspecto geométrico durante el impulso sistólico. En contraposición, la rigidez de las válvulas mecánicas impide que los vasos y estructuras musculares asociados a ellas actúen naturalmente para favorecer un flujo uniforme. La forma de las válvulas mecánicas ha sido variada durante su evolución. Sin embargo, ninguno ha beneficiado un flujo central: las válvulas de bola y jaula permiten un flujo anular estenósico; las válvulas monodisco presentan dos salidas asimétricas y de distinto tamaño de flujo; mientras que las válvulas de dos hojas forman tres salidas de flujo, una central y dos laterales.

Además de lo anterior, la interacción de los elementos protésicos provocan fallos valvulares en algunas ocasiones. Se han presentado, por ejemplo, desprendimientos de las bisagras en las válvulas discales (Lim et al., 2003)[14], lo que obliga a un pronto reemplazo de la prótesis.

### 1.2.3. Descripción del proceso de daño en las células sanguíneas

Los estudios previos permiten suponer que los esfuerzos cortantes inducidos por las válvulas artificiales en el flujo están ligados directamente al daño sanguíneo (Fallon et al.,2006)[23]. El análisis de los chorros producidos durante el cierre de los ocluidores mecánicos muestra que el fluido circula con una alta velocidad ( $2.2 \text{ m/s}$ , comparado con  $1.35 \text{ m/s} \pm 0.35 \text{ m/s}$  de una válvula aórtica normal) generando esfuerzos cortantes significativos ( $1 \times 10^5 \text{ s}^{-1}$ ) (Yoganathan et al., 2004)[12](figura 1.8).



*Figura 1.8.*: Desprendimiento del flujo y cambio en el perfil de velocidades debidos a la reducción de área. La reducción puede deberse a la presencia de estenosis o a prótesis cardíacas que presentan un área transversal menor que la válvulas naturales.

Las áreas de altos esfuerzos cortantes coinciden con las zonas de daño sanguíneo y activación de las plaquetas para la formación de trombos (Schneider et al., 2007)[18] asociada con la activación del factor von Willebrand como un reparador del sistema vascular. Como resultado, se producen coágulos en regiones cercanas a la prótesis. El factor von Willebrand es una proteína presente en la sangre que permanece enrollada hasta que ciertas condiciones de flujo la activan, provocando su desenvolvimiento y la segregación de una sustancia a la que se adhieren las células sanguíneas para formar coágulos. Estudios formales de la dinámica han demostrado que las tasas de corte en arterias pequeñas, donde la actividad precoaguladora del factor von Willebrand es predominante, son del orden de  $1000 \text{ s}^{-1}$ .

El tamaño de los glóbulos del factor von Willebrand ha sido estimado en  $d \sim 2 \mu\text{m}$  (Fig. 1.9) en su forma compacta, que se conserva por debajo del valor crítico de los esfuerzos cortantes (estimado en  $\dot{\gamma}_{crit} = 5000 \text{ [s}^{-1}\text{]}$ ). Superado este valor crítico, el factor von Willebrand se extiende como una fibra que alcanza la longitud promedio de  $l = 15 \mu\text{m}$  (Fig. 1.9). Se sabe también que este proceso es reversible, pues la proteína comienza a relajarse hasta alcanzar su forma compacta cuando la intensidad de los esfuerzos disminuye (Schneider et al., 2007)[18].

La formación de agregados plaquetarios y del factor von Willebrand en presencia de una válvula protésica han aumentado los cuestionamientos acerca de las razones por las cuales no se encuentran bajo condiciones fisiológicas normales. Desde el punto de vista hidrodinámico, las condiciones de esfuerzos cortantes en el flujo necesarias para iniciar la activación plaquetaria y del factor von Willebrand son bastante raras lejos de la superficie vascular, disminuyendo la probabilidad de encontrar la proteína activa (Schneider et al., 2007)[18]. Considerando este argumento,

se concluye que en el escenario *in vivo*, las condiciones necesarias para la activación del factor von Willebrand se dan en raras ocasiones. Sin embargo, bajo ciertas condiciones patológicas (por ejemplo, deficiencia de la enzima ADAMTS13 o padecimiento de estenosis) la probabilidad de la asociación del factor von Willebrand-plaquetas se incrementa considerablemente.

De acuerdo con lo anterior, la investigación está orientándose a buscar algún material polimérico que junto a una estructura valvular adecuada reduzca estos niveles de esfuerzos cortantes en el flujo sanguíneo.

Hasta ahora todos los modelos de válvulas mecánicas implantados implican el uso terapéutico de anti-coagulantes para minimizar el riesgo de trombosis y embolias (Kalyani et al., 2003)[20]. Por tal motivo, en la actualidad se estudian diseño de válvulas con oclusores suaves hechos con polímeros bio-compatibles que ofrecen múltiples ventajas con respecto de los metálicos. En principio, las valvas flexibles permiten reproducir mejor las características geométricas de las válvulas naturales. Esto favorece la absorción de energía de "impacto" generada durante el cierre de la válvula. También se reduce la propensión a fallas en la estructura y la presencia de cavitación queda eliminada.

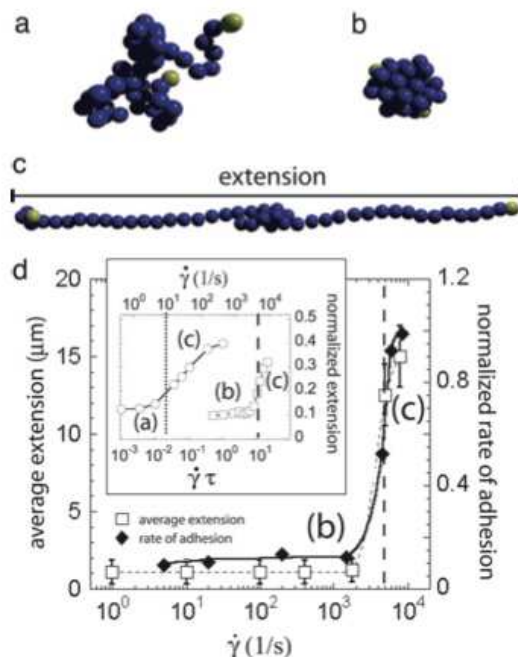


Figura 1.9.: Factor von Willebrand en tres diferentes configuraciones: (a) semicolapsada; (b) colapsada; (c) extendida. La figura (d) muestra resultados experimentales de la extensión promedio (cuadrados) del Factor von Willebrand y su razón de adherencia normalizada (rombos) como función del esfuerzo cortante. (Obtenida de Schneider et al., 2007)[18]

### 1.3. Consideraciones sobre la curvatura de valvas flexibles

#### 1.3.1. Necesidad de un estudio detallado

El reto principal en el tema de transplantes valvulares es diseñar un dispositivo que presente las principales ventajas de ambos tipos de prótesis: la durabilidad de las válvula mecánicas con las características de flujo desarrolladas a través de las válvulas biológicas. El camino que se ha adoptado es la búsqueda de materiales flexibles y estructuras que imiten de manera confiable la función de una válvula natural: establecer un flujo central, unidireccional y que evite zonas de estancamiento, con una durabilidad mayor, por lo menos, a un ciclo de vida humano y que sean biocompatibles. En la búsqueda de este nuevo diseño se requiere conocer los parámetros que influyen en el proceso de coagulación sanguínea. Estudios previos han determinado los valores críticos que se alcanzan en prótesis actuales. En cuanto a materiales, por un lado se han creado

nuevos tratamientos químicos que eviten la calcificación de los tejidos muertos usados en las válvulas biológicas; por otro lado, se experimenta con polímeros conocidos para determinar las propiedades que un material debe tener para que la interacción valvas - flujo sea cercana a la natural. Las propiedades buscadas son rigidez, grosor, curvatura, densidad y biocompatibilidad. Siendo un problema muy amplio, se ha comenzado a estudiar desde su forma más sencilla: interacción de dos placas plana flexibles en un flujo pulsátil (Ledesma y Zenit, 2010)[24] que delimita un rango de buena operación de algunos polímeros de distintos grosores y longitudes. Este estudio es importante porque identifica, por primera vez, cuales son los parámetros geométricos y propiedades físicas que debe tener una lámina flexible para que funcione como una válvula cardíaca. Sin embargo, este estudio se limita a analizar el caso en el que la lámina flexible tiene únicamente una curvatura. En el caso de las válvulas naturales y prótesis biológicas las valvas presentan al menos dos curvaturas principales (figura 1.10). Es bien sabido que la curvatura da rigidez a una estructura elástica. Entonces, si se desea completar un estudio de la interacción de una membrana flexible con un flujo, debe analizarse el efecto de una curvatura generalizada y su respuesta mecánica.

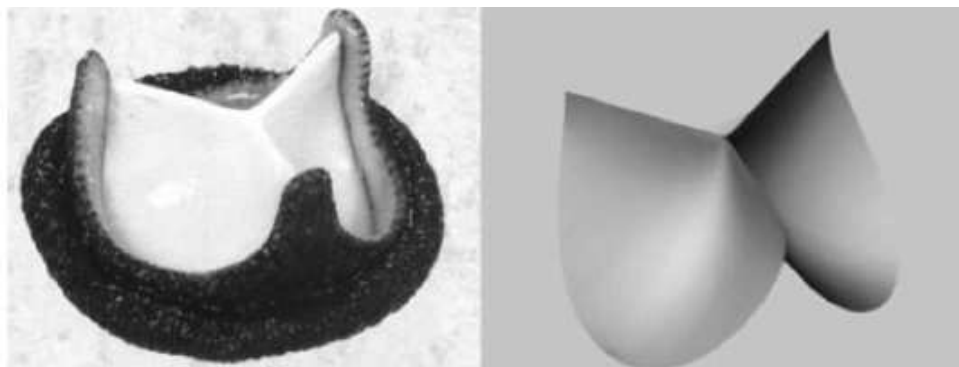


Figura 1.10.: Curvaturas principales presentes en las válvulas cardíacas naturales y biológicas.

Es necesario considerar todos los factores que interactúan para que el diseño de una prótesis valvular ideal funcione de la manera que se busca.

### 1.3.2. Deflexión de placas flexibles

En el corazón las valvas de cada válvula están sometidas a grandes deformaciones causadas por el flujo de sangre. En este trabajo se considerarán a las valvas como placas linealmente elásticas sometidas a cargas uniformemente distribuidas, con el fin de determinar la deflexión que experimentarán. En este apartado se presenta la teoría con la que se analizará el comportamiento de las valvas en este estudio.

La relación esfuerzo-deformación para vigas sometidas a una carga constante está determinada por el esfuerzo nominal que experimenta el material. Este cálculo supone que el esfuerzo es constante en la sección transversal. En este trabajo se supone el estudio de la flexión de una viga delgada en voladizo sometida a una carga uniformemente distribuida. En este tipo de vigas se presentan grandes desplazamientos y la ecuación que describe el comportamiento de la viga es no lineal. Si el espesor de la viga es pequeño comparado con su longitud, la teoría elástica describe adecuadamente las grandes flexiones de la viga debidas a las cargas aplicadas, siendo necesario utilizar la expresión exacta de la curvatura en la ecuación de Euler-Bernoulli (Beléndez et al. 2002)[16]. De acuerdo con esta ecuación, el momento flector es proporcional a la curvatura de la viga.

La relación momento-curvatura de Euler-Bernoulli para una viga de sección transversal constante de material elástico lineal puede escribirse de la forma:

$$M = EI\gamma \quad (1.1)$$

donde  $M$  es el momento flector en una sección de la viga,  $\gamma$  es la curvatura,  $I$  es el momento de inercia de la sección de la viga respecto al eje neutro y  $E$  es el módulo de rigidez propio del material .

Derivando la ecuación respecto a la longitud  $s$  se obtiene la ecuación diferencial:

$$EI \frac{d\gamma}{ds} = \frac{dM}{ds} \quad (1.2)$$

En la figura 1.10 se muestra el esquema de la viga flexionada sometida a una carga uniformemente distribuida  $w$  a lo largo de su longitud, junto con otros parámetros geométricos. Los parámetros  $\delta_x$  y  $\delta_y$  son los desplazamientos horizontal y vertical del extremo libre y  $\phi_0$  es la pendiente de la viga se obtiene en el extremo libre de la misma. El sistema coordenado de referencia se fija en el extremo empotrado (figura 1.11).



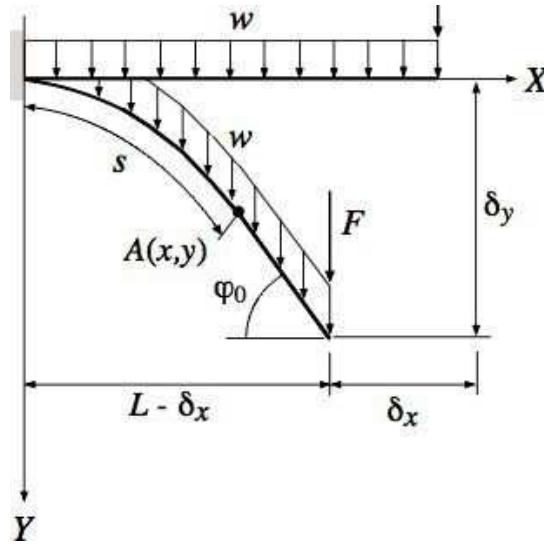


Figura 1.11.: Esquema de la viga flexionada y definición de los parámetros geométricos.

Ahora, considerando un punto  $A(x,y)$  cualquiera tal que  $A$  pertenece al eje neutro de la viga, el momento flector  $M$  en dicho punto puede calcularse de la siguiente manera:

$$M(s) = \int_s^L w [x(u) - x(s)] du \quad (1.3)$$

Derivando esta ecuación y considerando  $\cos\varphi = \frac{dx}{ds}$ , se obtiene:

$$\frac{dM}{ds} = -w(L-s)\cos\varphi \quad (1.4)$$

Sustituyendo en (1.2):

$$\frac{d\gamma}{ds} = -\frac{1}{EI}w(L-s)\cos\varphi \quad (1.5)$$

Sin embargo, por geometría puede deducirse que

$$\gamma = \frac{d\varphi}{ds} \quad (1.6)$$

sustituyendo esta expresión en la ecuación (1.5) se tiene

$$\frac{d^2\varphi}{ds^2} = -\frac{1}{EI}w(L-s)\cos\varphi \quad (1.7)$$

Para esta ecuación podemos considerar las siguientes condiciones de contorno

$$\begin{aligned} \varphi(0) &= 0 \\ \frac{d\varphi(L)}{ds} &= 0 \end{aligned} \quad (1.8)$$

A partir de las relaciones trigonométricas  $\cos\varphi = \frac{dx}{ds}$  y  $\sen\varphi = \frac{dy}{ds}$ , la posición (x,y) de la viga deformada puede calcularse:

$$x(s) = \int_0^s \cos\varphi(s)ds \quad (1.9)$$

$$y(s) = \int_0^s \sen\varphi(s)ds \quad (1.10)$$

$$(1.11)$$

Finalmente, la deflexión máxima puede calcularse:

$$\delta_x = L - x(L) \quad (1.12)$$

$$\delta_y = y(L) \quad (1.13)$$

Con esta expresión puede evaluarse el efecto de la geometría y las propiedades elásticas en la deflexión de una lámina flexible.

## 1.4. Características del flujo sanguíneo

### 1.4.1. Composición de la sangre

La sangre se compone de elementos formes en suspensión en un líquido. Los elementos formes son células sanguíneas (eritrocitos, leucocitos y plaquetas). El líquido es el plasma natural, cuya composición está determinada por una serie de equilibrios.

### 1.4.2. Reología y viscosidad de la sangre

Al estudio del flujo sanguíneo a través de los vasos se le llama hemorreología. Se considera a la sangre como una suspensión de partículas en una solución newtoniana, el plasma natural. Esto significa que la sangre, al fluir en un tubo cilíndrico, obedece a la ley de Poiseuille:

$$Q = \frac{\pi\Delta PR^4}{8\nu l} \quad (1.14)$$

donde  $\Delta P$  es el gradiente de presión por unidad de longitud del tubo,  $R$  y  $l$  son el radio y la longitud del tubo, respectivamente,  $\nu$  es el coeficiente newtoniano de viscosidad. La sangre, en su circulación completa, no presenta una relación presión - flujo lineal (característica de un fluido newtoniano), debido a que el coeficiente de viscosidad no es constante. Esta falta de linealidad se debe a las células suspendidas en la sangre, cuyo efecto está relacionado con el número de

partículas presentes en el flujo (Miale 1985)[5].

El flujo de sangre en el cuerpo experimenta presiones que van desde los 5  $mmHg$  en las venas y a lo largo de vasos de diámetro variable (de 2.5  $cm$  a 8  $\mu m$ ) hasta los 130  $mmHg$  en las grandes arterias. Otros factores que caracterizan el comportamiento sanguíneo son el flujo pulsátil inducido en la sístole y la elasticidad de los vasos.

La viscosidad de la sangre depende del tamaño y la concentración de las células, principalmente de los eritrocitos. Los eritrocitos tienden a irse al centro del vaso, en la zona axial, que se desplaza con mayor velocidad; mientras que el plasma circula con mayor lentitud. La medida del tiempo de tránsito de los elementos de la sangre a través de los vasos de diversos órganos ha demostrado que los eritrocitos circulan a mayor velocidad que el plasma. Las fuerzas físicas responsables del desplazamiento de los glóbulos rojos hacia la corriente axial, alejándose de la pared vascular no se entienden por completo. Un factor es su mayor flexibilidad (Barne y Levy, 2006)[6]. Sin embargo, se sabe que la tendencia de los eritrocitos a agregarse con velocidades bajas de flujo depende de la concentración de las moléculas de proteínas, sobre todo de fibrinógeno, en el plasma y ésta concentración aumenta con la velocidad de la sangre. Por tal motivo, los cambios de la viscosidad de la sangre con la velocidad de flujo resultan más intensos cuando la concentración de fibrinógeno es alta.

### 1.4.3. Características del flujo sanguíneo

Los vasos sanguíneos transportan la sangre del corazón a través de la circulación pulmonar y de la circulación arterial sistémica, para regresar al corazón a través de la red venosa. Este flujo es caracterizado por varios efectos, como la elasticidad, el estrechamiento y ensanchamiento de los vasos y la particularidad más importante de ser un flujo pulsátil. La velocidad de la sangre varía en función de su posición en el vaso, creando el perfil de velocidad. En el caso ideal, flujo en una tubería cilíndrica rígida, se trata como un perfil de velocidad parabólico, en el que la velocidad es máxima en el centro del vaso y cero en las paredes. Sin embargo, los perfiles de velocidad de los vasos del cuerpo suelen ser más complejos, no tienen la simetría radial y varían con el tiempo durante el ciclo cardíaco (Myron et. al, 2008)[4]. Los efectos que influyen en los perfiles de velocidad sanguíneos se describen a continuación.

#### **Flujo pulsátil:**

En el sistema circulatorio el perfil de velocidad variará durante el ciclo cardíaco. La onda de

flujo correspondiente a cada instante depende directamente del gradiente de presión. La sangre eyectada por el corazón pasa a la aorta provocando la expansión de dicha arteria. La región expandida desciende por el árbol arterial en forma de onda de presión. Si la arteria es alargada y recta, en un punto concreto del vaso, la presión alcanza un máximo y a continuación disminuye hasta el valor basal (Myron et al., 2008)[4].

**Efecto de entrada:**

El perfil de velocidad en un vaso está muy influido por la distancia de la región de interés respecto a la entrada del vaso. En un vaso, cuando existe un flujo continuo, el perfil es plano en la entrada del mismo. A medida que aumenta la distancia respecto a la entrada, el perfil varía y adquiere la forma parabólica a una distancia denominada longitud de entrada.

**Estrechamiento del vaso:**

En un flujo continuo, un estrechamiento gradual tiende a <sup>a</sup>afilar el perfil de velocidad.

**Expansión del vaso:**

En las regiones en las que la sección transversal del vaso se expande existe una disminución de la presión en la dirección del flujo, que tiende a retrasarlo. En la región central la existencia de un momento elevado se opone a este fenómeno, pero en la periferia del vaso, donde las velocidades son bajas, la dirección del movimiento se invierte si se produce un incremento lo bastante rápido del área transversal del vaso. A menudo se emplea el término "separación de flujo" para describir este fenómeno. Es decir, la corriente central de alta velocidad se localiza junto a una región en la que el flujo es de baja velocidad y presenta recirculación. Existe una producción de vórtices que desaparecen junto con la corriente central tras una longitud equivalente a unos pocos diámetros del vaso.

**Vasos Curvos:**

Un flujo continuo en un vaso curvo se desvía hacia la pared exterior cuando el perfil de entrada es parabólico y lo hace hacia la pared inferior cuando dicho perfil es plano (figura 1.12).

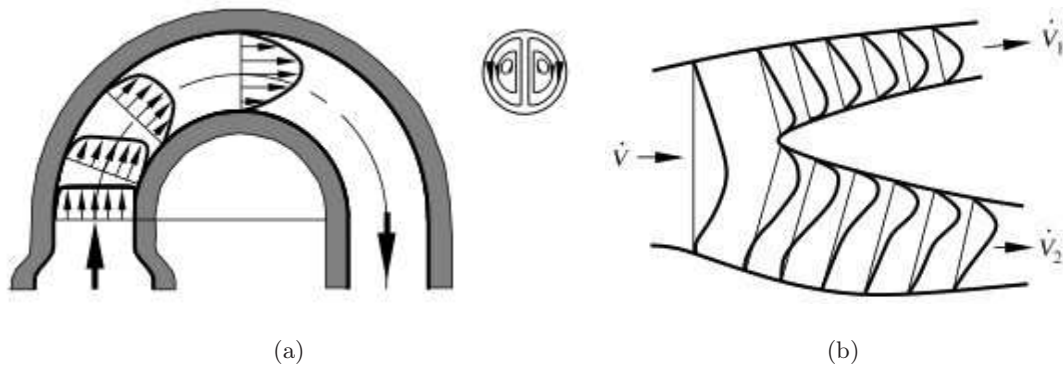


Figura 1.12.: a) Desviación del perfil de velocidad debida a la curvatura de los conductos. b) Bifurcación de los vasos sanguíneos.

#### Bifurcación en forma de Y:

Cuando un flujo de perfil parabólico se desvía en dos ramas las velocidades más altas se producen en las caras internas de ambas ramas.

#### 1.4.4. Números de Reynolds y Womersley

El número de Reynolds es útil para caracterizar la naturaleza de los flujos. En el cuerpo humano, la sangre circula en un régimen laminar, excepto en la aorta ascendente y en la arteria pulmonar. En la región postestenótica se produce un flujo turbulento (Myron et al., 2008)[4]. Para un flujo estacionario, la transición de flujo laminar a turbulento se da al llegar a  $Re > 2300$ . El número de Reynolds se define como:

$$Re = \frac{\rho V d}{\mu} \quad (1.15)$$

en la que  $\rho$  y  $\mu$  son la densidad y viscosidad dinámica del fluido,  $V$  es la velocidad promedio del flujo y  $d$  el diámetro del conducto por el que el fluido circula.

En un flujo pulsátil es importante considerar la frecuencia  $\omega$  de la bomba que genera el flujo para determinar la distribución de velocidades. El número de Womersley se define como:

$$Wo = \frac{d}{2} \sqrt{\frac{\omega \rho}{\mu}} \quad (1.16)$$

Este número resalta los efectos no estacionarios de un flujo pulsátil. La tabla 1.3 muestra la comparación de los números de Reynolds y Womersley en la circulación sanguínea del cuerpo humano.

	Wo	Velocidad [ $\frac{cm}{s}$ ]				Re	
		Media	Sistólica	-	Diastólica	Medio	Máx.
Circulación sistémica							
Aorta ascendente	21	18	112	-	0	1500	9400
Aorta descendente	12	14	75	-	0	640	3600
Arteria renal	4	40	73	-	26	700	1300
Arteria femoral	4	12	52	-	2	200	860
Vena femoral	7	4		-		104	
Vena cava superior	15	9	23	-	0	550	1400
Vena cava inferior	17	21	46	-	0	1400	3000
Circulación pulmonar							
Arteria	20	19	96	-	0	1600	7800
Vena	10	19	38	-	10	800	2200

Tabla 1.3.: Números de Re y Wo para la circulación sanguínea de una persona de 70 kg en reposo.



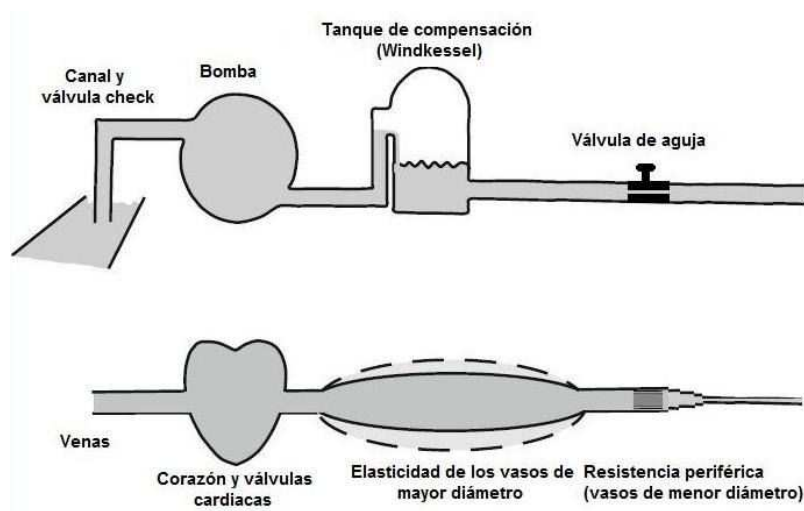
## 2. Desarrollo experimental

### 2.1. Descripción del sistema experimental

Para la realización de este estudio se montaron hojas de silicón con distinta curvatura y estas se expusieron a un flujo pulsátil con el fin de determinar su deflexión máxima. Para recrear las condiciones de trabajo se usó un equipo del laboratorio de Reología del Instituto de Investigaciones en Materiales que se basa en el modelo de Windkessel para el sistema circulatorio. A continuación se hace una breve descripción.

#### 2.1.1. Modelo de Windkessel

El Modelo de Windkessel es una representación simplificada del sistema circulatorio. El modelo consta de un elemento resistivo y un elemento de conformidad (o complianza) basado en la resistencia y elasticidad de los vasos (Westerhof y Lankhaar, 2008).



*Figura 2.1.:* Modelo Windkessel. En la parte superior se ilustran los componentes de dicho modelo, mientras que en la parte inferior se compara con el sistema circulatorio.



El elemento de compensación (compliance) emula la elasticidad de los vasos de mayor diámetro. Esto se debe a su que su capacidad para almacenar energía es mayor y permite producir un flujo laminar en los vasos capilares. El valor total de la compliance arterial,  $C$ , es la relación del cambio de volumen respecto al cambio de presión:

$$C = \frac{\Delta V}{\Delta P} \quad (2.1)$$

La ley de Poiseuille establece que la resistencia es inversamente proporcional al radio de los vasos sanguíneos, es decir, los vasos más pequeños como los capilares y las arteriolas ofrecen mayor resistencia al flujo sanguíneo. La resistencia total del sistema puede obtenerse con la suma de las resistencias de todos los vasos pequeños.

Este modelo se basa en las variaciones de presión simultáneas en todo el sistema circulatorio, es decir, no toma en cuenta la distribución de los gradientes de presión, (Westerhof y Lankhaar, 2008)[10].

### 2.1.2. Arreglo Experimental

El elemento central del experimento es el conjunto de valvas dispuestas con distintas curvaturas y longitudes. Se utilizaron 6 valvas de silicón (con un modulo elástico de  $2.2 \text{ MPa}$ ) de  $0.8 \text{ mm}$  de espesor y  $2.63 \text{ cm}$  y  $1.5 \text{ cm}$  de longitud con diferentes radios de curvatura. En la tabla 2.1 se muestran las propiedades de cada valva.

Curvatura	Radio de curvatura
No. 1	$0.0000 \text{ mm}^{-1}$
No. 2	$0.0031 \text{ mm}^{-1}$
No. 3	$0.0093 \text{ mm}^{-1}$
No. 4	$0.0151 \text{ mm}^{-1}$
No. 5	$0.0204 \text{ mm}^{-1}$
No. 6	$0.0332 \text{ mm}^{-1}$

Tabla 2.1.: Curvaturas estudiadas en los experimentos.

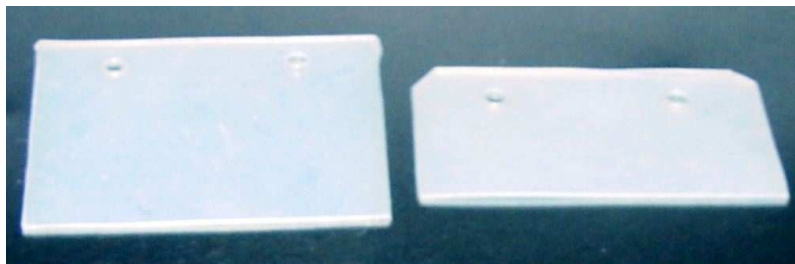


Figura 2.2.: Valvas de silicón usadas para las mediciones. Se muestra la diferencia de longitudes, izquierda  $\frac{7}{8}$  de ancho de canal, derecha  $\frac{1}{2}$  de ancho de canal.

Además de las diferentes curvaturas, se usaron dos disposiciones distintas para cada valva, esto es con concavidad hacia arriba (negativa) y concavidad hacia abajo (positiva) y dos longitudes distintas. Lo anterior fue únicamente para cuatro valvas, se usaron otros dos curvaturas (curvaturas 3 y 4 de la tabla 2.1) en una sola disposición y longitud para validar los resultados obtenidos anteriormente. Al final se tuvieron dieciocho casos a estudiar.

Cada valva fue montada en soportes de acrílico que las aprisionaban dándole la curvatura deseada. La figura 2.3 muestra los soportes de acrílico usados y la manera en que se sujetaban las valvas para ser colocadas en el canal de experimentación.

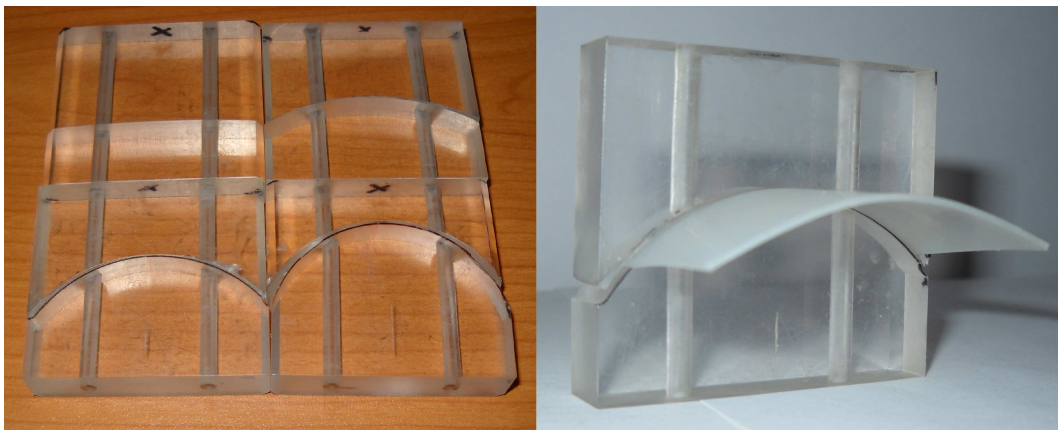


Figura 2.3.: Arreglo de las valvas. (a) Piezas de acrílico para sujetar las valvas. b) Detalle del soporte.

Los componentes del arreglo experimental usado se describen a continuación.

**Bomba Pulsátil:** Una bomba pulsátil de desplazamiento positivo produjo un flujo con características similares a las del sistema circulatorio humano. El modelo y marca de la bomba usada es Harvard modelo 1423, serie 55-3305 (figura 2.4).

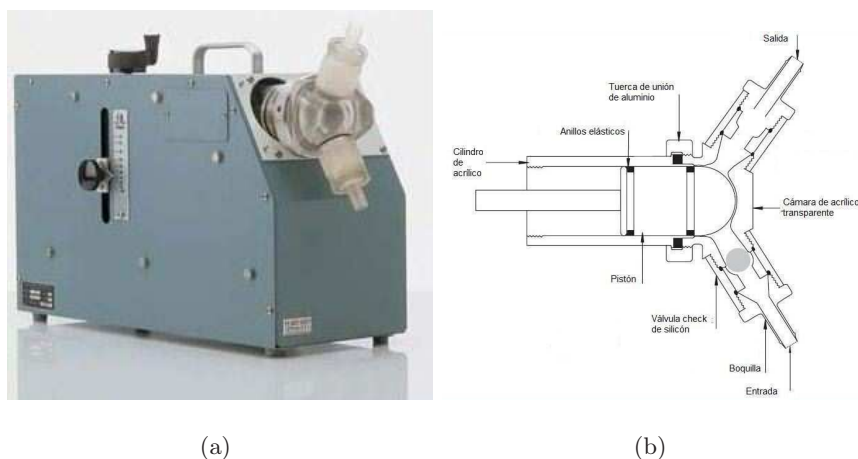


Figura 2.4.: Bomba peristáltica Harvard serie 1423.(a)Fotografía del equipo. (b) Esquema del sistema pistón válvulas de la bomba pulsátil.

La bomba está constituida por un pistón que se desplaza en una cavidad de acrílico. En la entrada de la misma hay una válvula unidireccional (válvula check). Los parámetros de la bomba pueden ser modificados para simular diferentes condiciones de flujo. Estos parámetros son la frecuencia (pulsaciones por minuto), el volumen desplazado por pulso y la fracción sistólica (razón sístole/diástole).

Parámetro	Magnitud	Unidades
Frecuencia de bombeo	de 10 a 100	<i>ciclos/minuto</i>
Volumen desplazado (durante la fase sistólica)	de 15 a 100	$cm^3$
Fracción sistólica	de 25 a 50	% del ciclo

Tabla 2.2.: Parámetros modificables de la bomba pulsátil.

Los parámetros y las magnitudes experimentales correspondientes se muestran en la tabla 2.2. Las magnitudes usadas en cada experimento se muestran en la tabla 2.3.

Parámetro	Magnitud	Unidades
Frecuencia de bombeo	30, 40, 50, 60, 70,80,105	<i>ciclos/minuto</i>
Volumen desplazado (durante la fase sistólica)	45	$cm^3$
Fracción sistólica	35/65	% del ciclo

Tabla 2.3.: Magnitudes usadas en las mediciones experimentales para cada parámetro de la bomba peristáltica.



Figura 2.5.: Canal de pruebas. (a) Esquema del canal de pruebas para las valvas de silicón. Se muestra el lugar en el que se colocan las membranas para su estudio. (b) Zona de laminarización en la parte superior del canal de pruebas.

**Canal:** Las valvas fueron instaladas dentro de un canal de sección rectangular.

El canal de pruebas está elaborado en su totalidad de acrílico con el fin de permitir la visualización del movimiento de la valva y del flujo. La parte superior del canal se tiene una "zona de laminarización" que consiste en una cavidad rellena con esferas de vidrio de 5 mm de diámetro.

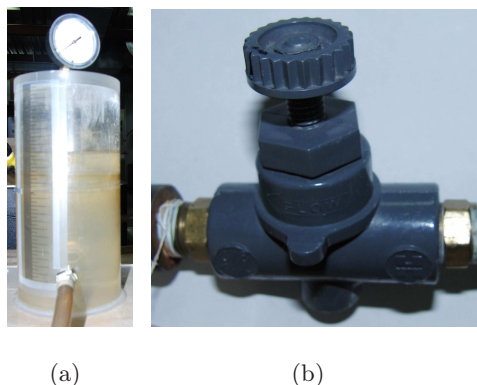
**Tanque de compensación o complianza:** El volumen de gas en su interior se comprime y se expande en cada ciclo, simulando así la elasticidad de los vasos sanguíneos.

El recipiente consiste de un cilindro de 155 mm de diámetro y 319 mm de altura. En las mediciones experimentales se utilizó una altura de 155 mm de colchón de aire, igual al diámetro del tanque.

**Válvula de aguja:** La resistencia al flujo que presentan los vasos de diámetro menor es representada con una válvula de aguja. En ella se presenta una caída de presión regida por la siguiente relación

$$\Delta p = \left( \frac{Q}{C_v} \right)^2$$

donde  $\Delta p$  es la caída de presión,  $Q$  es el flujo volumétrico que pasa por la válvula y  $C_v$  es un coeficiente asociado a la válvula cuyo valor cuando está completamente abierta es  $C_v = 1.6$ . (Dato de fabricante).



*Figura 2.6.*: Tanque de compensación. (a) Tanque de simulación de la elasticidad. El colchón de aire es igual al diámetro del tanque. b) Válvula de aguja.

Para las mediciones aquí discutidas la válvula se mantuvo completamente abierta.

**Sustancia de trabajo:** Para realizar las mediciones de esta investigación se utilizó un fluido transparente pues permite el acceso óptico. Es importante recordar que la sangre presenta un comportamiento newtoniano en vasos grandes, que es la escala correspondiente a los experimentos. Por lo anterior, la sustancia de trabajo elegida fue agua. Se presenta una comparación de las propiedades de la sangre y del agua en la tabla 2.4.

Sustancia	Propiedad	
	Densidad $kg/m^3$	Viscosidad dinámica $kg/ms$
Sangre	1050	0.0035
Agua	1000	0.0010

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

**Medición de la deflexión:** La medición de la deflexión se realizó con una cámara de alta velocidad marca MotionPro X4 de IDT (Integrated Design Tool, inc.), con una resolución de 512 por 512 píxeles para cada imagen. Las características de la cámara y los parámetros de la misma, usados para los experimentos se muestran en la tabla 2.5 La lente usada para captar las imágenes fue una AF MICRO NIKKOR de 60mm, cuyas características se describen en la tabla 2.6.

Características	Especificaciones	Valores usados en mediciones
Longitud focal	60mm	60mm
Rango de apertura	2.8 - 32	11

Tabla 2.5.: Parámetros de la lente usada en las mediciones.

Característica	Especificaciones	Valor usado en mediciones
Resolución	512 X 512 pixeles (262,144 pixeles)	512X512 <i>pix</i>
Rapidez de captura	5000 cuadros/segundo	60 cuadros/s
Tiempo de exposición	100 ns	400 $\mu$ s
Tamaño de pixel	16 X 16 $\mu$ m	16 X 16 $\mu$ m
Profundidad de pixel	10 bits	10 bits
Área de sensor	8.19 X 8.19 mm	8.19 X 8.19 mm
Voltaje de alimentación	100 - 240 V	127 V

Tabla 2.6.: Características de la cámara de alta velocidad MotionPro X4 de IDT.



Figura 2.7.: Cámara de alta velocidad y lente AF Micro Nikon de 60mm. (a) Cámara de alta velocidad MotionPro X4 usada en las pruebas del laboratorio. (b) Lente usada con la cámara de alta velocidad (AF Micro Nikon de 60mm).

**Iluminación:** Se utilizaron dos lámparas de 500 W y 300 W para la iluminación del campo paralelo al lente de la cámara y para la visualización en el espejo, respectivamente.

**Transductores de presión:** Estos dispositivos se componen de membranas que se deforman al aplicarles una fuerza. Esta fuerza se convierte en una señal eléctrica de voltaje que es proporcional a la deformación que experimentan las membranas. Las características de estos se muestran en la tabla 2.6.

Parámetro	Aguas arriba	Aguas abajo
Modelo	Omega PX 309 - 030A5V	Druck Tipo PDCR 810
Intervalo de medición de presión	0 a 2 <i>bar</i>	$\pm 1$ <i>bar</i>
Voltaje de excitación	9 V	10 V
Corriente de excitación	5 mA	5mA
Voltaje máximo de salida	5 V	150mV
Precisión	$\pm 0.25$ %	$\pm 0.1$ %
Intervalo de temperaturas	de -20 a 85 <i>C</i>	0 - 50 <i>C</i>

Tabla 2.7.: Características de los transductores de presión.

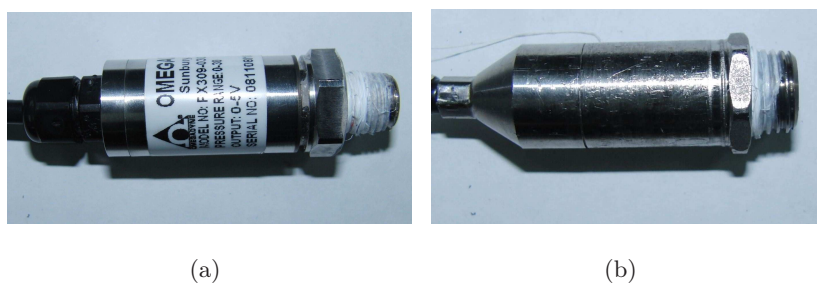


Figura 2.8.: Transductores de presión. a) Aguas arriba. b) Aguas abajo.

Los transductores se energizan con circuitos separados. El transductor Druck fue alimentado con  $\pm 12$  V, la señal de salida fue amplificada y filtrada. El transductor Omega PX se alimentó con sólo +12 V y únicamente se amplificó la señal. Los circuitos usados se muestran en la figura 2.10.



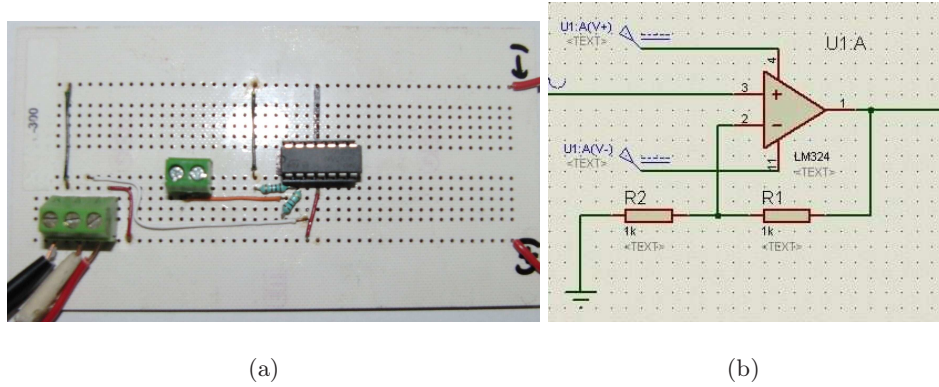


Figura 2.9.: Circuito de alimentación y amplificación de señal del transductor Omega PX.

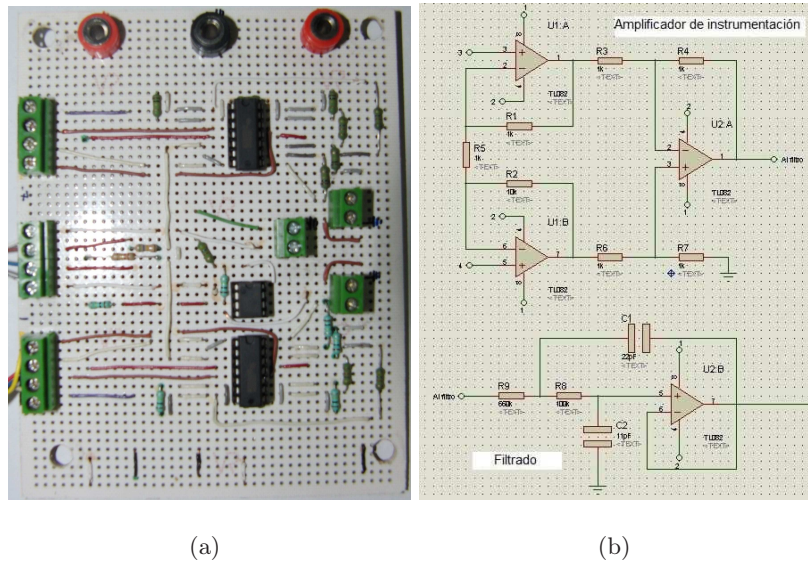


Figura 2.10.: Circuitos de alimentación, amplificación y filtrado de señal del transductor Druck.

La medición de la presión se realiza antes y después de las valvas, a 10 cm de cada valva. Estas presiones han sido denominadas presión de aguas arriba y de aguas abajo, respectivamente.

Para determinar el valor de la presión correspondiente a cada señal de voltaje a la salida del transductor, se hace una calibración previa sometiendo los transductores a presiones ya conocidas.

La ecuación de calibración que se obtuvo para los transductores (aguas arriba y aguas abajo respectivamente), son:

$$P = 42.81V - 149.95 \quad (2.2)$$

$$P = 90.42V + 6.40$$

donde  $P$ , presión, está dado en  $kPa$  y  $V$ , tensión eléctrica de salida del transductor, en  $V$ .

**Tarjeta de adquisición de datos:** Este dispositivo se encarga de recibir las señales de los transductores y el pulso de la bomba, es la interfaz entre el equipo de medición y la computadora. Consta de 16 canales de entrada analógica y 2 de salida digital. La tarjeta de adquisición de datos es de National Instruments modelo PCI-6035E.



Figura 2.11.: Tarjeta de adquisición de datos de National Instruments modelo PCI-6035E. (a)Pines de conexión. (b)Circuito.

## 2.2. Series experimentales

En este apartado se describirá el proceso de análisis seguido para determinar los grupos adimensionales de importancia.

### 2.2.1. Variables relevantes

En las mediciones de esta investigación están involucrados varios parámetros físicos, entre ellos las condiciones de la bomba y las geometrías del canal y las valvas. Para simplificar el sistema, algunos de estos parámetros se mantuvieron constantes, como el volumen desplazado y la fracción sistólica de la bomba, así como la geometría del canal de pruebas.

La variable más relevante es la curvatura de las valvas, respecto a la cual se determina la deflexión de cada membrana para una frecuencia cardíaca dada. A continuación se enlistan las variables del sistema.

### Variables del equipo

#### Bomba

- Fracción sistólica ( $k$ ): Constante, 35/65 % del ciclo

- Volumen desplazado por ciclo (Vd): Constante,  $45 \text{ cm}^3/\text{ciclo}$
- Frecuencia en ciclos por minuto (f): Variable 30, 40, 50, 60, 70, 80 y 105 *ciclos/minuto*

#### Canal de pruebas

- Altura:  $47.3 \text{ cm}$
- Área de base externa:  $8.3 \text{ cm} \times 7.5 \text{ cm}$
- Área de la base interna:  $3 \text{ cm} \times 5.5 \text{ cm}$
- Altura de las valvas:  $24.5 \text{ cm}$
- Zona de laminarización: Misma área de la base del canal, longitud  $8 \text{ cm}$ .

#### Valvas

- Espesor:  $0.8 \text{ mm}$
- Largo:  $26 \text{ mm}$  y  $15 \text{ mm}$
- Ancho: depende de la curvatura del mismo.
- Densidad:  $1167 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$

#### Fluido de trabajo (agua)

- Densidad:  $1000 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$
- Viscosidad:  $0.001 \frac{\text{kg}}{\text{m}\cdot\text{s}}$
- Temperatura:  $21 \text{ }^\circ\text{C}$  promedio

Para el análisis dimensional se toman en cuenta sólo las variables más relevantes, las que se consideran en este caso son el gasto másico ( $\dot{m}$ ) y la viscosidad, ( $\mu$ ) del fluido de trabajo; la masa ( $m$ ) de la valva y su módulo elástico ( $E$ ), así como la curvatura que presenta cada valva.

### 2.2.2. Análisis Dimensional

A partir de las variables elegidas se hace el análisis dimensional para la presentación de los resultados. Las variables, con sus unidades, se presentan en la tabla 2.11.

Variable	Unidades	Dimensiones	Representación
Deflexión de la valva	$m$	$L$	$\delta$
Gasto másico	$\frac{kg}{s}$	$MT^{-1}$	$\dot{m}$
Viscosidad del fluido	$\frac{kg}{ms}$	$ML^{-1}T^{-1}$	$\mu$
Masa de la valva	$kg$	$M$	$m_v$
Módulo elástico de la valva	$\frac{kg}{m \cdot s^2}$	$ML^{-1}T^{-2}$	$E$
Curvatura de la valva	$m^{-1}$	$L^{-1}$	$k$

Tabla 2.8.: Variables relevantes usadas para el análisis dimensional.

Los grupos adimensionales relevantes se presentan en el capítulo 3.

## 2.3. Metodología

Para la realización de las pruebas de laboratorio, se montó un circuito hidráulico con el canal de valvas, el tanque de complianza, mangueras, la válvula de aguja y la bomba. En la figura 2.12 se muestra un esquema del arreglo experimental.

### 2.3.1. Adquisición de imágenes

Se tomaron videos con la cámara de alta velocidad. Se grabaron tres ciclos para cada curvatura a 5 frecuencias distintas de operación de la bomba y 6 fracciones sistólicas para cada frecuencia.

Así, se consiguieron videos, con un área de visualización de  $30.0 \times 115.5 \text{ mm}^2$  de la valva en movimiento.

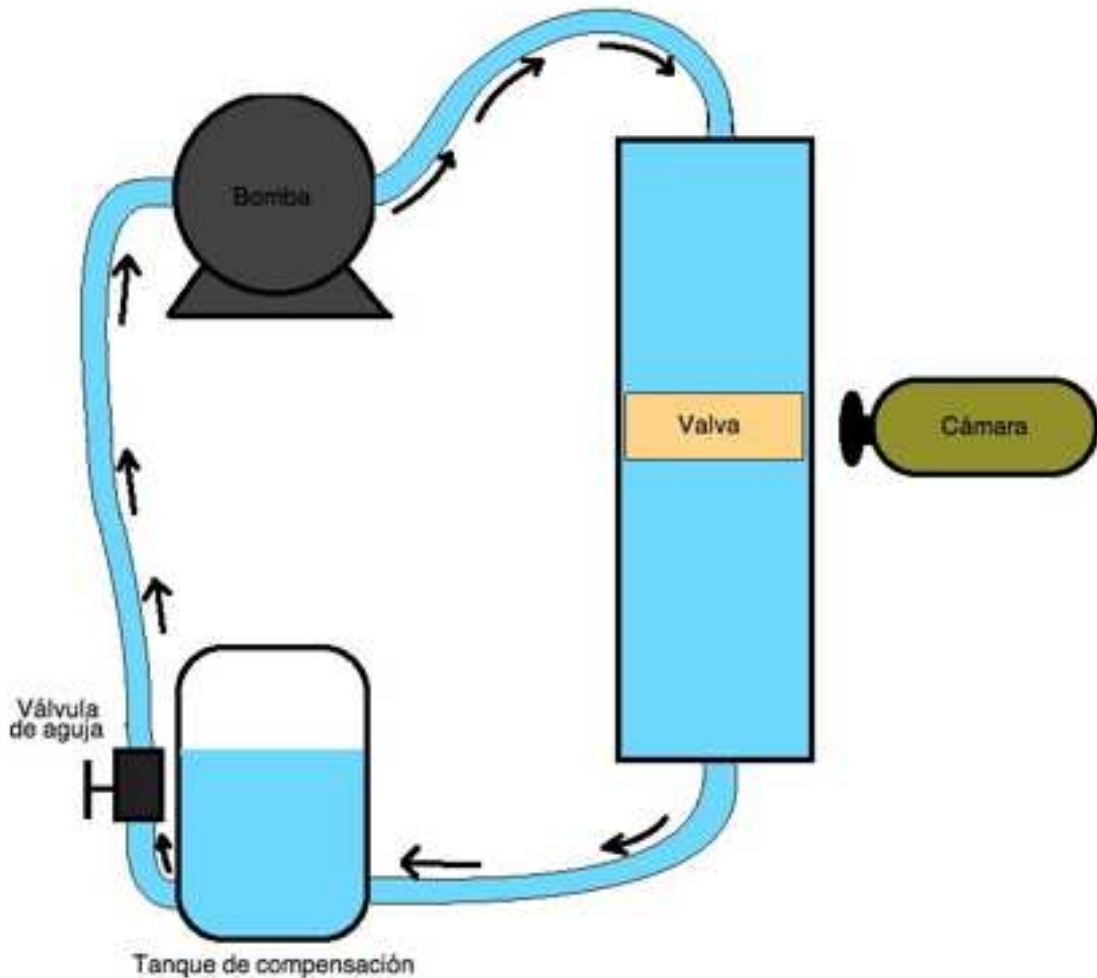


Figura 2.12.: Adquisición de imágenes con cámara rápida.

Con este conjunto de datos se dispuso al procesamiento que se describe a continuación.

## 2.4. Procesamiento de datos experimentales

El procesamiento de datos se hace con ayuda del software Matlab. Los códigos de los programas utilizados para este fin se presentan en el Apéndice A.

Con los datos adquiridos con la cámara de alta velocidad se calculó la deflexión máxima de la valva para cada curvatura y frecuencia. Se determinó la deflexión en píxeles en el extremo de la

membrana, tomando como punto de referencia la posición correspondiente a la valva en reposo (completamente horizontal).

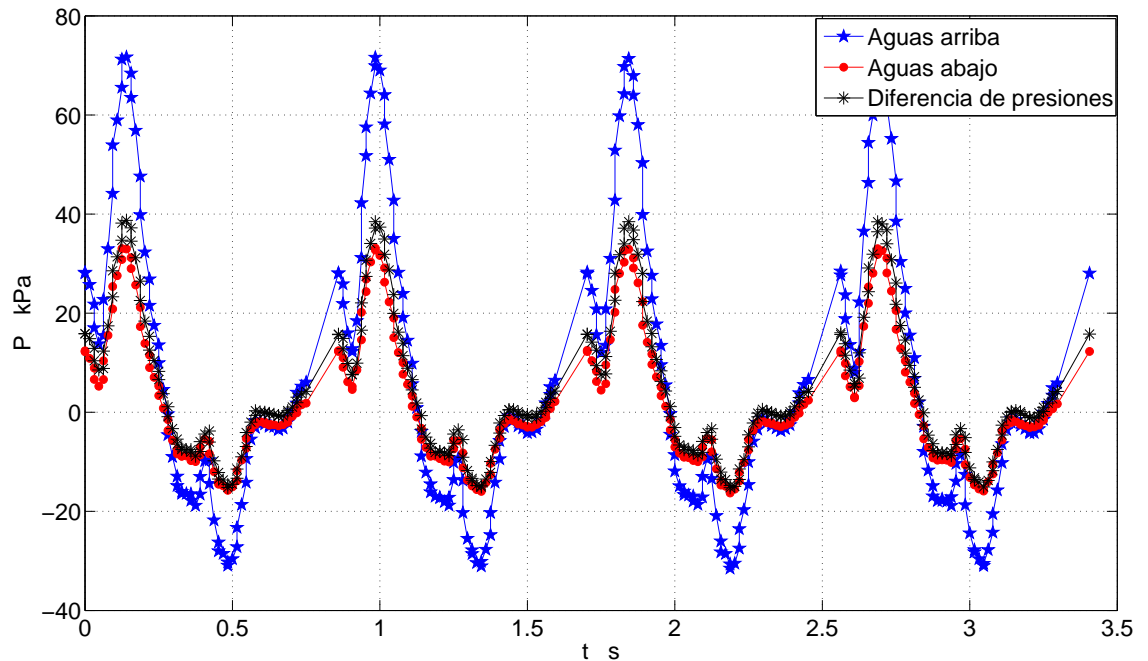
Considerando una calibración inicial se determinó la deflexión de la membrana en milímetros. Los códigos de los programas usados se incluyen también en el apéndice A.



## 3. Resultados y discusión

### 3.1. Análisis de resultados

La presión en cada instante del ciclo cardiaco para una valva dada se presentan en la figura 3.1, así como la diferencia entre ellas.



*Figura 3.1.*: Presiones medidas para la valva plana. Presión aguas arriba y aguas abajo y la diferencia entre ellas. Condiciones: 70 pulsaciones/minuto, 45 cm<sup>3</sup>/pulso y fracción sistólica de 35 %.

Debe notarse que la diferencia de presiones es pequeña con respecto a una válvula check (Ledema y Zenit, 2010)[24]. Esto se debe a que en realidad el arreglo estudiado no es el de una válvula check, es decir, no impide el contraflujo.



Imágenes capturadas con la cámara de alta velocidad para cada ciclo completo con una valva plana se muestran en la figura 3.2 (para valva larga) y en la figura 3.3 (valva corta). Las condiciones son: frecuencia de 70 *pulsaciones/minuto*, volumen desplazado de  $45 \text{ cm}^3/\text{pulso}$  y fracción sistólica de 35%.

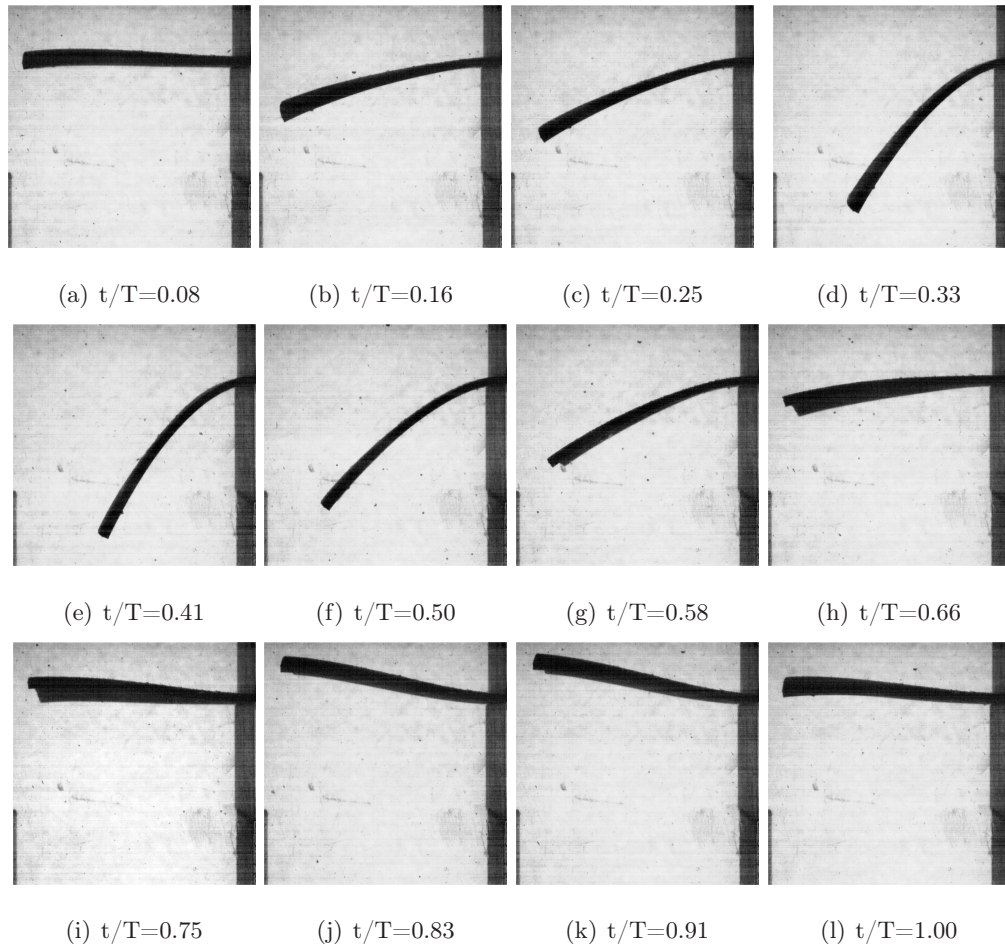


Figura 3.2.: Movimiento de la valva plana en un ciclo cardíaco,  $l = 0.026$ . Las condiciones de flujo son 70 *pulsaciones/minuto*,  $45 \text{ cm}^3/\text{pulso}$  y fracción sistólica de 0.35%.

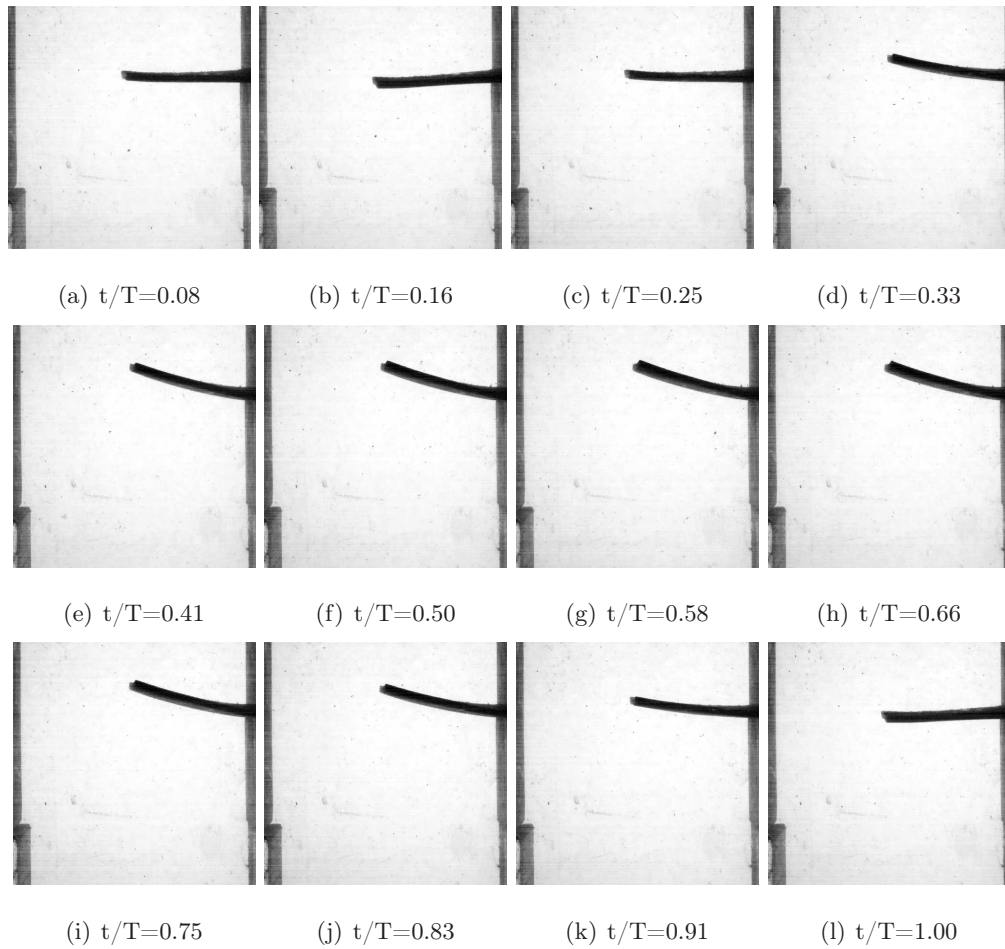
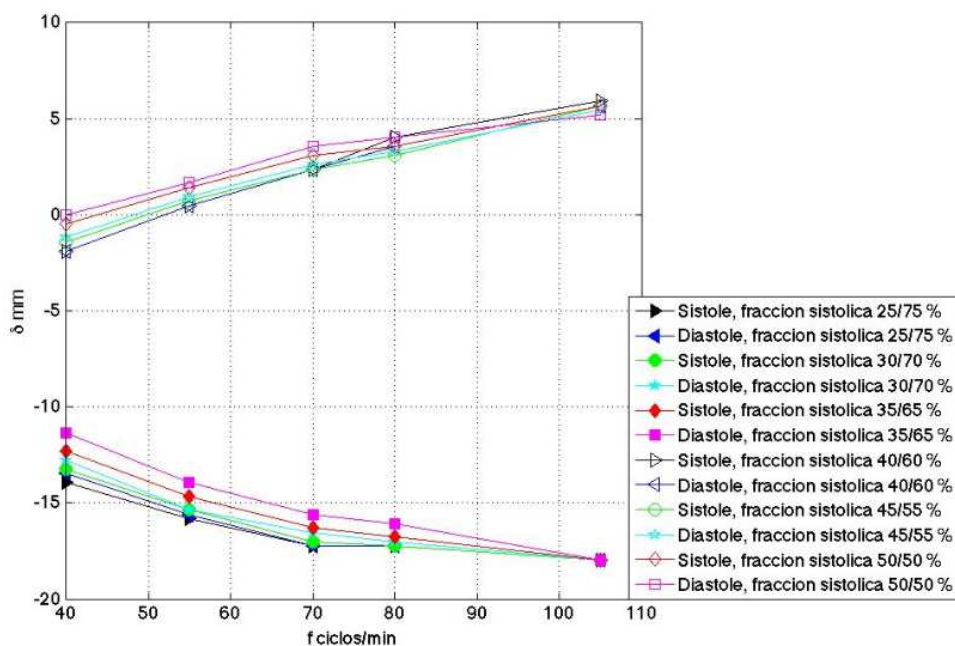


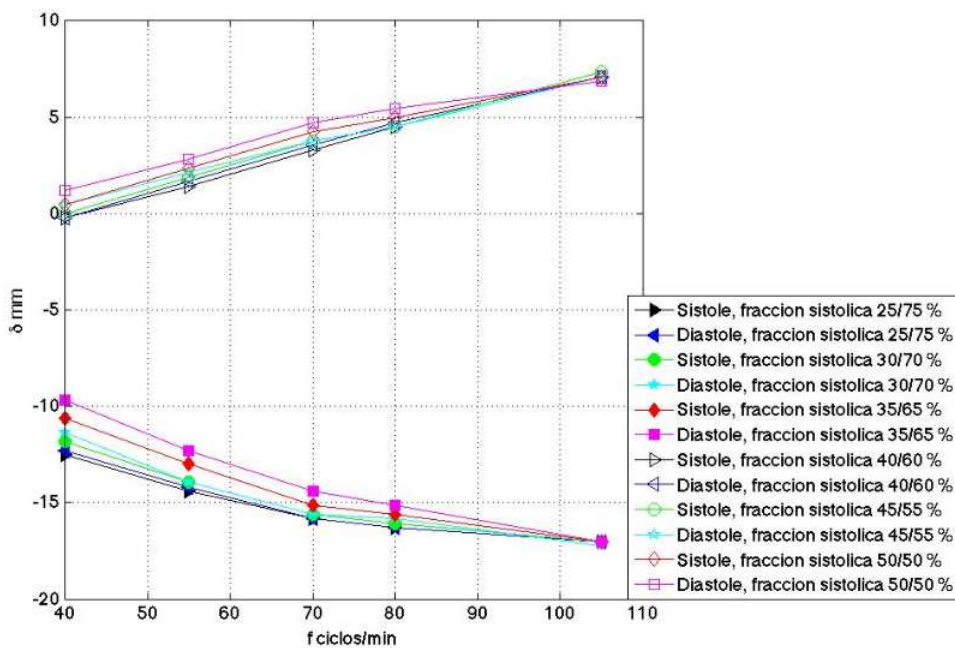
Figura 3.3.: Movimiento de la valva plana en un ciclo cardíaco,  $l = 0.015$ . Las condiciones de flujo son 70 [pulsaciones/minuto],  $45[\text{cm}^3/\text{pulso}]$  y fracción sistólica de  $0.35[\%]$ .

### 3.2. Medición de la deflexión para distintas condiciones de flujo

La medición de la deflexión de las valvas se hizo con ayuda de Matlab, obteniendo la deflexión del extremo libre de cada membrana. Se hicieron mediciones a distintas condiciones de flujo, es decir, variando la frecuencia de bombeo y la fracción sistólica, para cada valva de las primeras cuatro curvaturas (figuras 3.4 y 3.5).

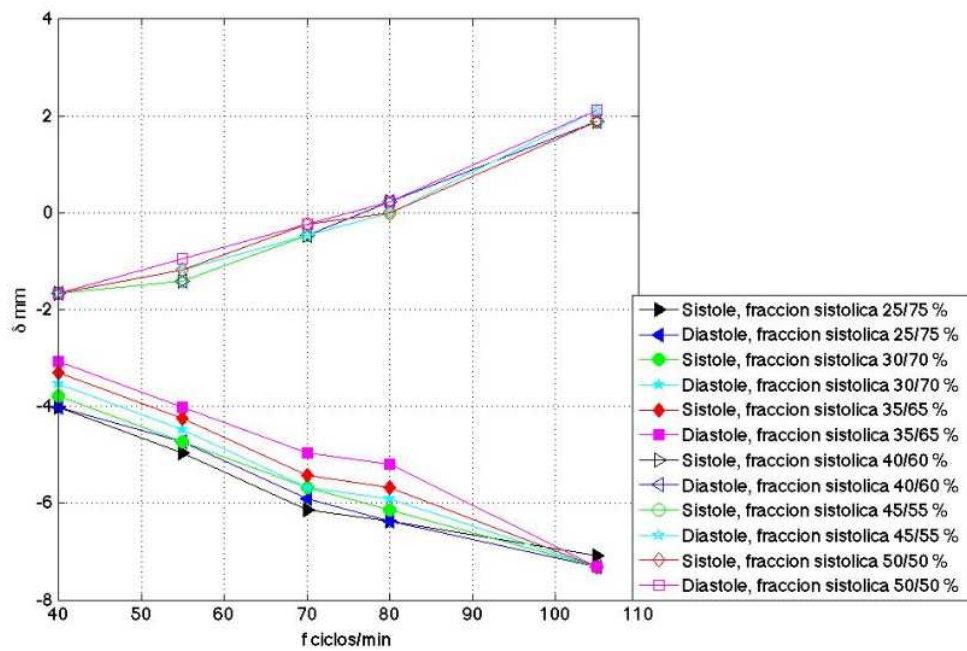


(a)

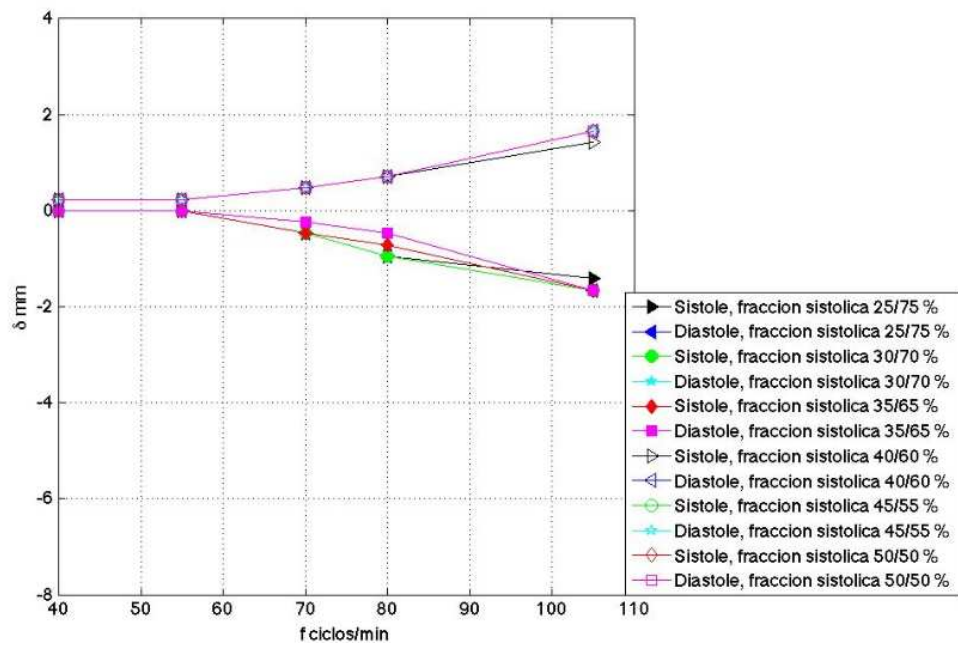


(b)

Figura 3.4.: Deflexión de valvas con distintas curvaturas variando la frecuencia de bombeo y la fracción sistólica. Largo de las valvas  $l = 0.026 \text{ m}$ . a) Valva plana o con  $k=0 \text{ m}^{-1}$ . b) Valva con  $k=3.096 \text{ m}^{-1}$ . Se muestra la deflexión del extremo libre de cada membrana.



(a)



(b)

Figura 3.5.: Deflexión de valvas con distintas curvaturas variando la frecuencia de bombeo y la fracción sistólica. Largo de las valvas  $l = 0.026 \text{ m}$ . a) Valva con  $k=20.416 \text{ m}^{-1}$ . b) Valva con  $k=32.216 \text{ m}^{-1}$ . Se ilustra la deflexión del extremo libre de cada membrana.

Puede apreciarse en las imágenes que la diferencia entre las deflexiones de las valvas respecto a la curvatura es notoria. El colapso de las curvas se ve muy pronunciado a altas frecuencias cardíacas e, incluso, a bajas frecuencias la separación entre las curvas de cada fracción sistólica es muy pequeña (del orden de 2 mm). De lo anterior, se puede concluir que el efecto de la fracción sistólica es despreciable. En la valva con  $k = 32.216 \text{ m}^{-1}$  las deflexiones son muy pequeñas y en la fase sistólica coinciden. Este empalmamiento se debe a que las deformaciones importantes en la membrana se tienen en la dirección ortogonal al flujo, por el efecto del campo de presiones. La deflexión de mayor magnitud se presenta con la frecuencia máxima frecuencia estudiada (105 *ciclos/minuto*), demostrando una proporcionalidad directa entre dichos parámetros. En la gráfica 3.6 se observa esta proporcionalidad aún cuando la curvatura de cada valva es distinta.

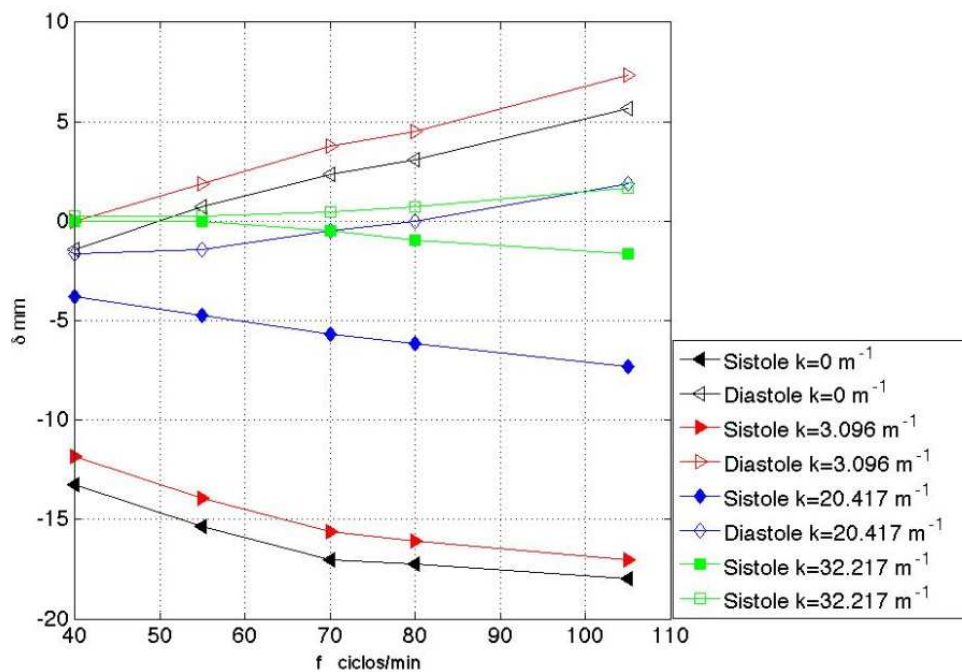


Figura 3.6.: Deflexión vs frecuencia para cada valva con curvatura distinta.

Dicho efecto es esperado, pues al ser la frecuencia el único parámetro variable del flujo, el volumen desplazado por golpe se mantiene y el aumento en la frecuencia determina una elevación en el flujo volumétrico del circuito, que conlleva a una velocidad más alta del flujo reflejada en una deflexión mayor en cada valva.

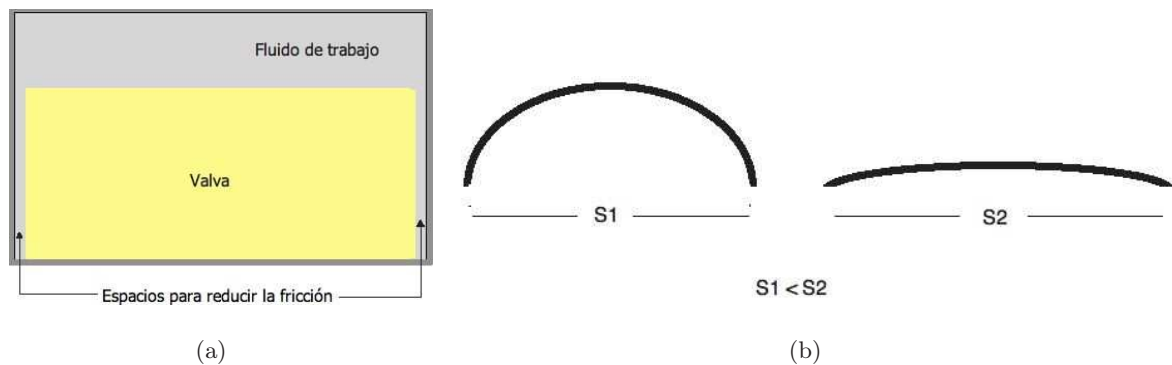


Figura 3.7.: Esquema de la posición de las valvas. a) Espacio entre valva y pared del canal para evitar roces y adhesión. Vista superior. b) Aumento del área de contacto.

En contraparte, puede observarse una disminución de la deflexión con el aumento de la curvatura; sin embargo, entre la dinámica de la valva plana y la de  $k=3.096 \text{ m}^{-1}$  existe un ligero incremento de la deflexión de la última respecto a la valva sin curvatura. Esto puede explicarse recordando que para disminuir la fricción y evitar que las valvas rozaran las paredes del canal de pruebas, se deja un espacio de 1 mm en cada extremo lateral de la valva por donde se fuga el fluido. A medida que la membrana comienza a deflectarse, la sección curva tiende a "planarse", estrechando el espacio entre la valva y las paredes (Fig. 3.7). Con este efecto, el área de contacto perpendicular al flujo incidente aumenta y existe menos fuga de fluido por los costados incrementando el arrastre y la deflexión. El fenómeno descrito anteriormente es despreciable en las valvas cuya curvatura es mucho mayor.

### 3.3. Deflexión de valvas con distinta geometría y mismas condiciones de flujo

Como se planteó en la hipótesis de este estudio, la deflexión de las valvas se reduce con el aumento de su curvatura. La primera parte de este estudio estuvo enfocada a variar únicamente la curvatura en cada medición, manteniendo las condiciones de flujo constantes a  $f = 1.1667 \text{ s}^{-1}$  (70 pulsaciones/minuto),  $V_d = 45 \text{ cm}^3/\text{pulso}$  y fracción sistólica  $FS = 35 \%$ . Los resultados se presentan en la figura 3.8. La figura 3.8 (a) muestra las deflexiones para las cuatro primeras curvaturas. Para verificar los primeros resultados, se añadieron dos curvaturas intermedias (figura

3.8 b). Se observa que la tendencia se mantiene.

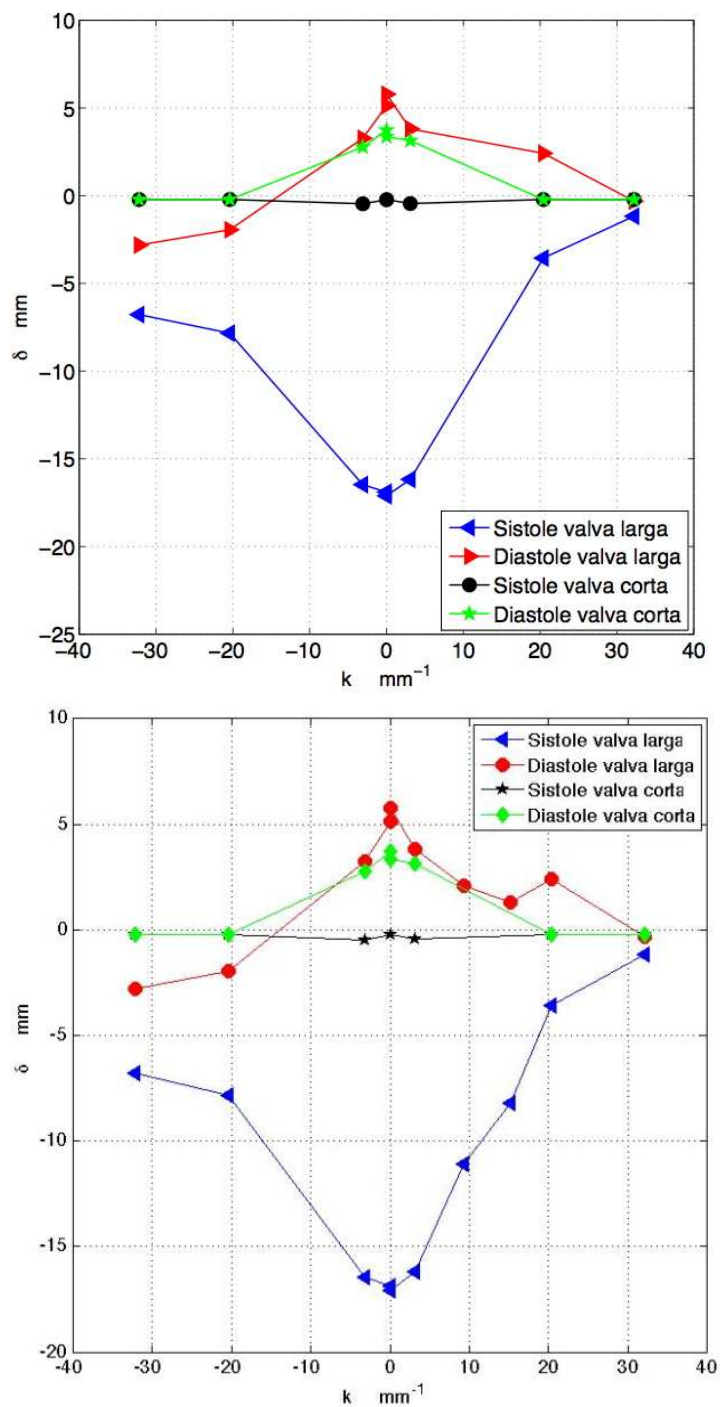


Figura 3.8.: Deflexión de la valva como función de su geometría. (a) Primeras cuatro curvaturas en dos disposiciones. (b) Con la inclusión de las curvaturas intermedias. Las condiciones de flujo son  $f = 1.1667 \text{ s}^{-1}$  (70 pulsaciones/minuto),  $45 \text{ cm}^3/\text{pulso}$  y fracción sistólica de 35 %.

La figura (a) muestra las deflexiones para las cuatro primeras curvaturas. Para verificar los primeros resultados, se añadieron dos curvaturas intermedias (figura 3.8 (b)). Las curvaturas intermedias fueron estudiadas únicamente en la disposición con concavidad positiva, que es la que se presenta en las válvulas naturales y biológicas. Se observa que la tendencia se mantiene. Las gráficas muestran solamente la deflexión del extremo libre de las membranas estudiadas. Como se señaló, existe una relación inversamente proporcional entre la deflexión y la curvatura presente en cada valva.

Además de la variación de la curvatura en cada valva, se modificó la longitud de la misma, teniendo cuatro valvas largas ( $l = 0.026m$ ) y cuatro valvas cortas ( $l = 0.015m$ ). De la misma forma, se establecieron dos disposiciones para las membranas, con concavidad positiva y negativa. Estas pruebas también se llevaron a cabo con las cuatro valvas cortas; es decir, se calculó la deflexión para dieciseis casos.

Las deflexiones correspondientes al periodo de la diástole son menores comparadas con las sistólicas. Lo anterior se explica teniendo en cuenta que la bomba tiene una válvula a la entrada pero no a la salida de la misma (Fig. 2.4), por lo que cuando el pistón regresa succiona fluido tanto del tanque de complianza como del canal experimental (Fig. 2.13), siendo el flujo volumétrico expulsado mayor que el flujo volumétrico retrógrado por efecto del cambio de signo en el gradiente de presión (Fig. 3.9). Sin embargo, las curvas de la deflexión como función de la curvatura en las fases sistólica y diastólica son muy parecidas.

Se observa una asimetría en las deflexiones de las membranas con misma curvatura pero de concavidades opuestas. Este fenómeno puede deberse al aumento en el área de contacto de la valva con la componente de la presión paralela al flujo, produciéndose en arrastre mayor y, por lo tanto, una deflexión más grande en las valvas con concavidad hacia arriba.

La deflexión de las valvas con mayor curvatura es muy cercana a cero en la dirección vertical. Este fenómeno era el esperado, pues la rigidez a flexión de la membrana aumenta. La rigidez a flexión se define como el producto del módulo de rigidez  $E$  por el segundo momento de inercia  $I$ . A partir de una curvatura mayor a  $20 m^{-1}$ , la variación entre las deflexiones es menor a  $3 mm$ , e incluso, como se vió en la sección anterior, es nula respecto a la variación en las condiciones de flujo.



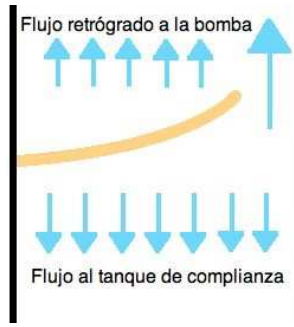


Figura 3.9.: Flujo en la fase diastólica alrededor de la valva. El flujo se divide en dos, el que se regresa por efecto del retroceso del pistón y cambio de signo del gradiente de presión y el que continúa hacia el tanque de complianza.

Con una visualización frontal de las membranas estudiadas se aprecia que al no haber una deflexión en dirección vertical, las valvas comienzan a deformarse de manera no uniforme. Se observa que los extremos laterales se colapsan hacia el centro (Fig. 3.10).

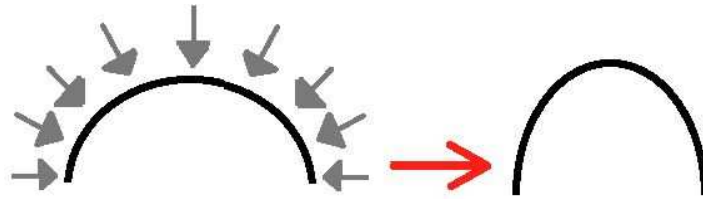


Figura 3.10.: Colapso de los extremos laterales hacia el centro de las valvas con mayor curvatura.

### 3.4. Modelo teórico de la deflexión de valvas

El decremento de la deflexión se debe al aumento de la rigidez como resultado de la curvatura. Para determinar una relación directa entre la rigidez y la deflexión de las valvas se ha considerado un módulo de rigidez constante  $E = 2.2 \times 10^6 \text{ Pa}$  (Ledesma y Zenit, 2010). El segundo momento de inercia se calcula como:

$$I_{plana} = \frac{bt^3}{12} \quad (3.1)$$

para una valva plana. Para una valva con curvatura [17]

$$I = R^3 t \left[ \left( 1 - \frac{3t}{2R} + \frac{t^2}{R^2} - \frac{t^3}{4R^3} \right) \left( \theta + \text{sen}\theta \cos\theta - \frac{2\text{sen}^2\theta}{\theta} \right) + \frac{t^2 \text{sen}^2\theta}{3R^2\theta(2-t/R)} \left( 1 - \frac{t}{R} + \frac{t^2}{6R^2} \right) \right] \quad (3.2)$$

donde  $t$  es el espesor de la membrana,  $b$  es el largo de la sección transversal,  $R$  es el radio del círculo del que se toma la sección (en este caso  $0.323m$ ,  $0.049m$  y  $0.031m$ ) y  $\theta$  es el ángulo que se ilustra en la figura 3.11.  $\theta$  se determina mediante la relación:

$$\theta = \frac{\pi}{2} - \arctan\left(\frac{\sqrt{R^2 - x_1^2}}{x}\right) \quad (3.3)$$

donde  $x$  es igual a la mitad de la longitud proyectada sobre el eje de las abscisas según el sistema coordenado de la figura 3.11. Para todos los casos  $x = 0.024m$

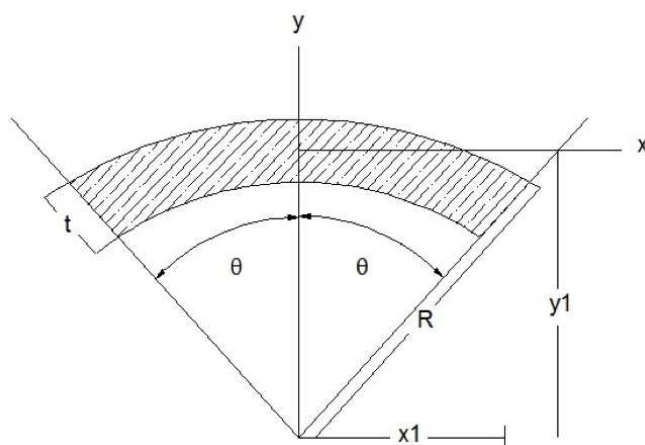


Figura 3.11.: Geometría de la sección transversal de las valvas con curvatura.

En la tabla 3.1 se muestran los cálculos de  $I$  y  $EI$ . Debe destacarse que la rigidez a flexión aumenta significativamente con la curvatura.

Radio de curvatura $m^{-1}$	$I \ m^4$	$EI \ \frac{kg \cdot m^3}{s^2}$
k=0	$2.048 \times 10^{-12}$	$4.506 \times 10^{-6}$
k=3.096	$4.757 \times 10^{-12}$	$1.047 \times 10^{-5}$
k=9.34	$2.735 \times 10^{-11}$	$6.018 \times 10^{-5}$
k=15.15	$7.225 \times 10^{-11}$	$1.589 \times 10^{-4}$
k=20.417	$1.402 \times 10^{-10}$	$3.085 \times 10^{-4}$
k=32.217	$4.951 \times 10^{-10}$	$1.100 \times 10^{-3}$

Tabla 3.1.: Rigidez a flexión para cada radio de curvatura.

Las deflexiones teóricas fueron determinadas a partir de la relación de Euler-Bernoulli, descrita en el capítulo 1. De acuerdo con la ecuaciones 1.12 y 1.13, puede estimarse la deflexión en toda la longitud de la valva. La fuerza distribuida  $w$  fue calculada considerando las condiciones aguas arriba y aguas abajo (ecuación 3.4).

$$\omega = \frac{\Delta P}{L} \quad (3.4)$$

donde  $L$  es el ancho de la valva (entre extremos libres). La ecuación diferencial queda de la siguiente forma:

$$R \frac{d^2 \varphi}{ds^2} = -\omega(L - s) \cos \varphi \quad (3.5)$$

donde  $R = E * I$ . Los resultados se presentan en la figura 3.12. La ecuación diferencial se resolvió usando el método de Runge-Kutta de cuarto orden de la teoría de métodos numéricos, considerando las siguientes condiciones de frontera:

$$\begin{aligned} \varphi(0) &= 0 \\ \frac{d\varphi(L)}{ds} &= 0 \end{aligned} \quad (3.6)$$

A partir de la relación  $\text{sen} \varphi = \frac{dy}{ds}$ , el punto de interés ( $y$ ) puede calcularse:

$$y(s) = \int_0^s \text{sen} \varphi(s) ds \quad (3.7)$$

y el desplazamiento vertical del extremo libre de la membrana se calcula con la siguiente ecuación evaluada en  $L$ :

$$\delta_y = y(L) \quad (3.8)$$

El código de MatLab para la solución de la ecuación usada se anexa en el Apéndice A.

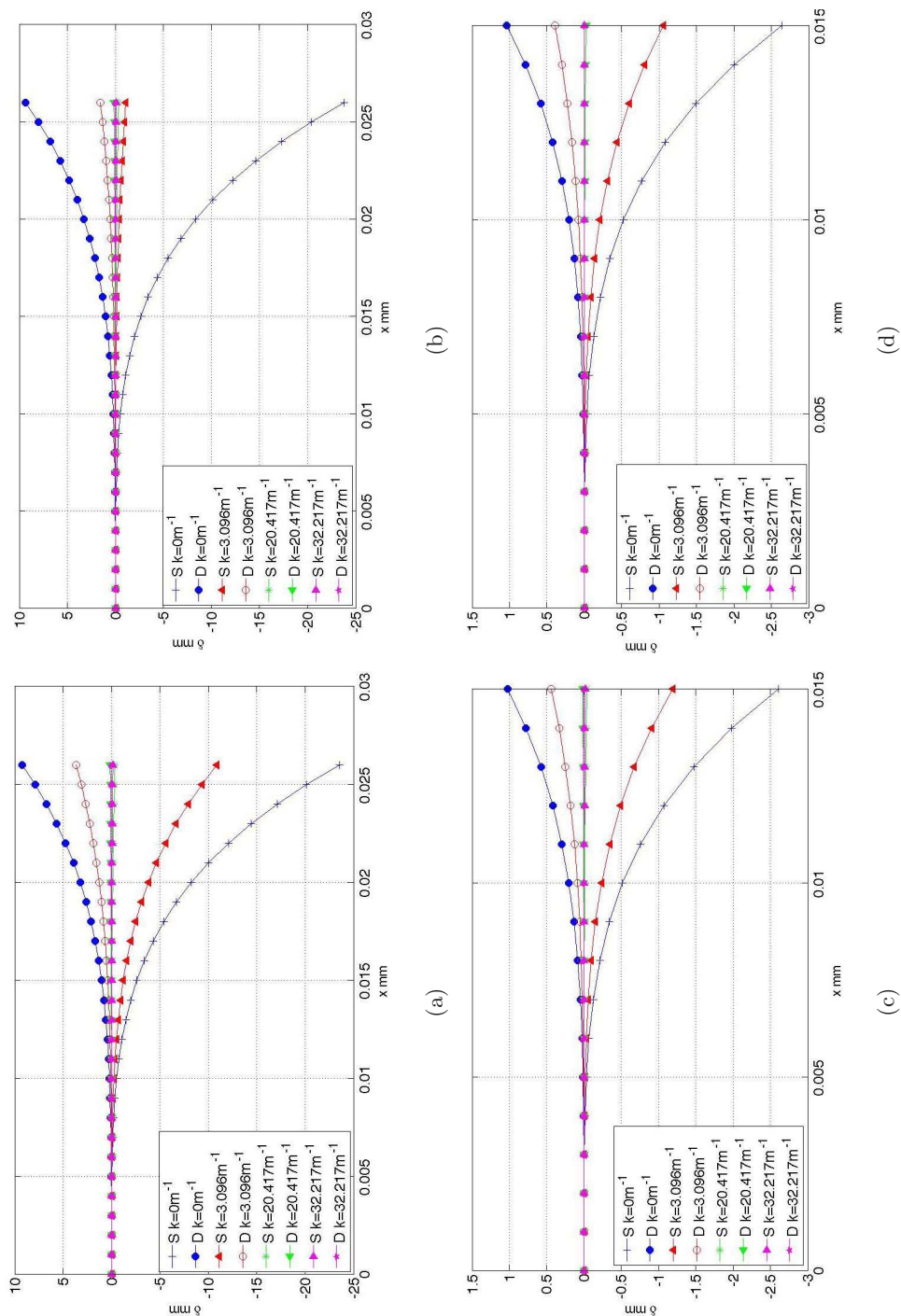


Figura 3.12.: Deflexiones sistólica y diastólica teóricas de valvas con distintas curvaturas. Curvas de deflexión determinadas a partir de la relación de momento-curvatura de Euler-Bernoulli. Las condiciones de flujo son  $f = 1.1667 \text{ s}^{-1}$  ( $70 \text{ pulsaciones/segundo}$ ),  $45 \text{ cm}^3/\text{pulso}$  y fracción sistólica de 35 %. (a) Valvas largas cóncavas hacia abajo. (b) Valvas largas cóncavas hacia arriba. (c) Valvas cortas cóncavas hacia abajo. (d) Valvas cortas cóncavas hacia arriba.

Radio de curvatura $m^{-1}$	Teórica sistólica $mm$	Experimental sistólica $mm$	Teórica diastólica $mm$	Experimental diastólica $mm$
k=0 larga+	-23.564	-17.108	9.236	5.783
k=0 corta+	-2.6105	-0.224	1.023	3.358
k=0 larga-	-23.832	-16.897	9.363	5.134
k=0 corta-	-2.6401	-0.233	1.037	3.730
k=3.096 larga+	-10.8767	-16.173	3.581	3.806
k=3.096 corta+	-1.194	-0.448	0.440	3.135
k=3.096 larga-	-9.970	-16.475	3.374	3.270
k=3.096 corta-	-1.214	-0.463	0.438	2.777
k=20.417 larga+	-0.349	-3.559	0.150	2.415
k=20.417 corta+	-0.042	-0.222	0.016	-0.222
k=20.417 larga-	-0.344	-7.840	0.148	-1.944
k=20.417 corta-	-0.041	-0.221	0.016	-0.221
k=32.217 larga+	-0.115	-1.170	0.044	-0.308
k=32.217 corta+	0.042	-0.221	0.016	-0.221
k=32.217 larga-	0.110	-6.780	0.037	-2.8145
k=32.217 corta-	-0.013	-0.222	0.005	-0.222

*Tabla 3.2.*: Comparación de las deflexiones máximas experimentales y teóricas. Los signos + y - indican concavidad hacia abajo y hacia arriba, respectivamente. Las condiciones de flujo son  $f = 1.1667 \text{ s}^{-1}$ ,  $45 \text{ cm}^3/\text{pulso}$  y fracción sistólica de 35 %.

Las deflexiones calculadas con base en la teoría varían con respecto a las determinadas experimentalmente (tabla 3.2). Pueden considerarse varias causas. La teoría considera una carga uniforme idealizada, lo cual no necesariamente es el caso en el experimento. Además, durante el proceso el fluido tiende a moverse por los espacios intersticiales entre las valvas y paredes lo cual disminuye la carga de presión sobre las valvas. También debe considerarse el arrastre inducido sobre las valvas por el flujo. Debe notarse que la diferencia entre las predicciones y los experimentos es mayor para las valvas cuya orientación causa el mayor arrastre.

Más aún, debe apreciarse que la predicción teórica no considera deflexiones tridimensionales de la valva. Para el caso de valvas largas, es posible observar que a partir de cierta frecuencia de pulsación las láminas se deforman en tres direcciones. Sin embargo, la tendencia es la misma para ambos casos: la deflexión varía con la curvatura, (figura 3.13).

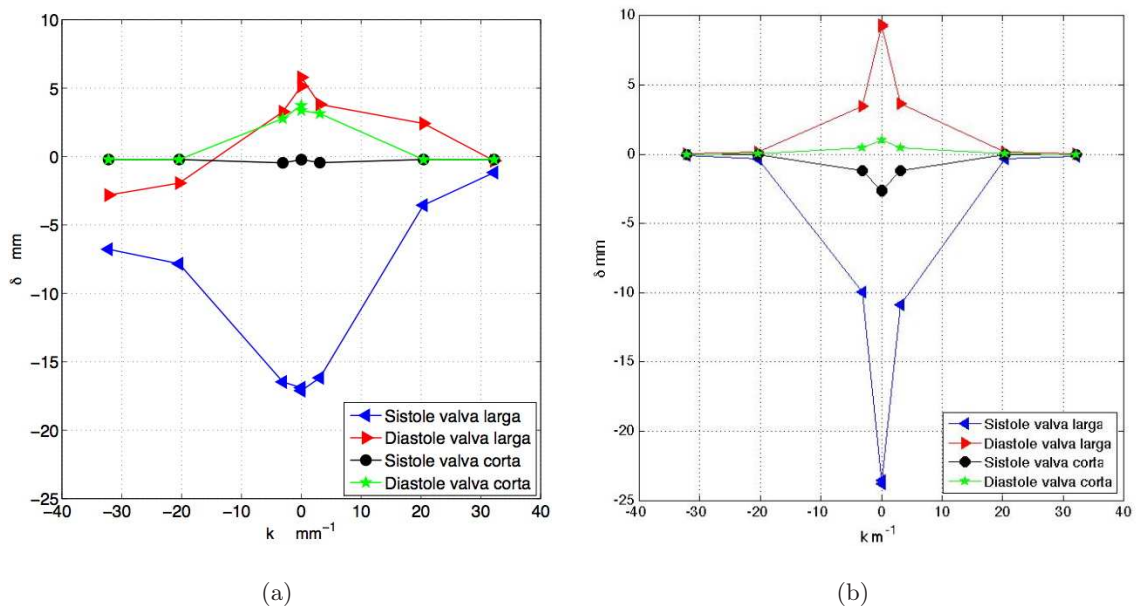


Figura 3.13.: Comparación de las deflexiones experimentales y teóricas. Las condiciones de flujo son  $f = 1.1667 \text{ s}^{-1}$  (70 pulsaciones/minuto),  $45 \text{ cm}^3/\text{puls}$  y fracción sistólica de 35 %. (a) Experimentales. (b) Teóricas.

El modelo predice curvas simétricas respecto al eje de las ordenadas. Se puede concluir que la dirección de la concavidad no es relevante, lo cual no es observado en los experimentos. Sin embargo, las curvas teóricas y experimentales presentan una forma muy parecida (figuras 3.6 y 3.13). Es necesario hacer un estudio detallado considerando el arrastre en cada membrana y la

estructura del flujo.

### 3.5. Deflexión como función de la curvatura

La teoría usada en la sección anterior para el cálculo de la deflexión de una membrana interactuando con un flujo pulsátil muestra algunas diferencias con respecto a los resultados experimentales. Sin embargo, podemos proponer una correlación experimental que involucre a la curvatura y las características más representativas del flujo, tales como frecuencia, volumen desplazado y viscosidad. Con base en el método de análisis dimensional, se ha propuesto un módulo de rigidez a flexión y una deflexión adimensionales. Los grupos elegidos han sido denominados como  $R^*$  y  $\delta^*$  donde  $R^*$  es el módulo de rigidez a flexión adimensional. A continuación se presenta el análisis realizado para su cálculo.

Las variables relevantes en este estudio son la frecuencia ( $f$ ), el volumen desplazado ( $V_d$ ), el largo de la valva ( $l$ ), la viscosidad dinámica ( $\mu$ ) como propiedad del fluido y la curvatura de las membranas ( $k$ ). Considerando las variables anteriores se puede proponer la siguiente relación funcional:

$$\delta = F(k, R, f, V_d, \mu, l) \quad (3.9)$$

La expresión anterior puede simplificarse si se considera que el efecto de la curvatura puede ser incluido dentro de  $R$ :

$$R = F(R_{k=0}, k) \quad (3.10)$$

entonces

$$\delta = F(R, f, V_d, l, \mu) \quad (3.11)$$

Utilizando el análisis dimensional para reescribir esta relación funcional en forma adimensional. Las variables que aparecen en la ecuación 3.13 pueden agruparse en números adimensionales, considerando el Teorema II Buckingham. Así con seis variables y tres dimensiones fundamentales se obtienen tres grupos adimensionales.

Las unidades de cada variable son:

$$\delta[=]L \quad (3.12)$$

$$R[=]ML^3T^{-2} \quad (3.13)$$

$$l[=]L \quad (3.14)$$

$$f[=]T^{-1} \quad (3.15)$$

$$V_d[=]L^3 \quad (3.16)$$

$$\mu \equiv MT^{-1}L^{-1} \quad (3.17)$$

podemos construir

$$\Pi_1 = \frac{\delta}{l} \quad (3.18)$$

$$\Pi_2 = \frac{V_d}{l^3}$$

$$\Pi_3 = \frac{R}{\mu f V_d l}$$

Así:

$$\frac{\delta}{l} = \Phi \left( \frac{V_d}{l^3}, \frac{R}{\mu f V_d l} \right) \quad (3.19)$$

Para la deflexión durante la etapa sistólica (que es la relevante en el caso de una válvula cardíaca) los datos experimentales pueden ajustarse a una expresión exponencial:

$$\delta^* = C_1 e^{C_2 R^*} + C_3 e^{C_4 R^*} \quad (3.20)$$

donde  $C_1 = 272.8 \times 10^3$ ,  $C_2 = -1.9 \times 10^{-4}$ ,  $C_3 = 515.4 \times 10^3$  y  $C_4 = -3.7 \times 10^{-6}$ . Esta expresión se muestra en la figura 3.16 comparada con los datos experimentales.



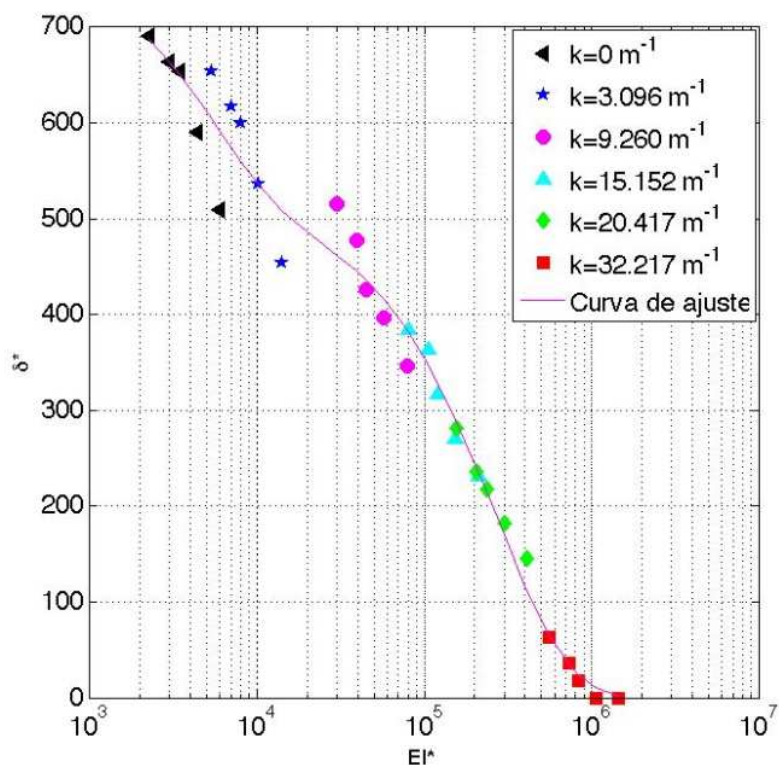


Figura 3.14.: Deflexión normalizada vs rigidez a flexión normalizada y la curva de ajuste para la deflexión sistólica, representación semi-logarítmica.

La curva tiene una buena correlación con los datos experimentales. El ajuste de una curva exponencial muestra que la influencia de la curvatura en la deflexión de las membranas es muy importante. Con grandes aumentos de la curvatura, la deflexión adimensionalizada se hace pequeña. Sin embargo, esta función es acotada para la valva plana y este acotamiento depende del largo de la misma. Es decir, la deflexión máxima que puede experimentar una membrana es su largo mismo.

## 4. Conclusiones

En este trabajo se realizó un estudio sobre la deformación de una membrana flexible curva bajo la acción de un flujo oscilatorio. El equipo experimental está basado en el modelo Windkessel para la simulación de ciclos cardiacos con elementos mecánicos. El objetivo fue entender la manera en la que la deflexión varía como función de la curvatura a la que la membrana es sometida. El estudio está inspirado por la interacción fluido-sólido que ocurre en el flujo a través de válvulas cardíacas de reemplazo. Investigaciones anteriores se han centrado en el estudio de las estructuras del flujo aguas abajo de una válvula cardíaca y, recientemente, en encontrar los parámetros bajo los cuales un par de membranas de distintos materiales podrían trabajar correctamente como una válvula cardíaca. Sin embargo, en el diseño de una válvula cardíaca natural pueden observarse que las valvas presentan dos curvaturas: la debida al cierre de la válvula y la curvatura que adquieren por empotramiento al anillo que las sostiene (figura 1.5).

Partiendo de la hipótesis inicial de que la segunda curvatura descrita anteriormente tiene una importante influencia en la deflexión de una membrana empotrada se realizaron mediciones para seis curvaturas distintas. Se encontró que la deflexión de una membrana sometida a una carga distribuida depende directamente de su geometría, en la que está incluida la curvatura. La carga depende de las condiciones de flujo. En este estudio se mantuvo constante el volumen desplazado por pulso y se variaron la fracción sistólica y la frecuencia de bombeo. La fracción sistólica resultó no tener una influencia importante en la deflexión de las valvas. Sin embargo, como se esperaba, la frecuencia de bombeo influye de forma importante en la deflexión de las membranas. Este fenómeno debe tomarse en cuenta, ya que a pesar de que existe una frecuencia promedio para el ciclo cardiaco humano, también hay variaciones de persona a persona, tal es el caso de deportistas de alto rendimiento o de pacientes con afecciones cardíacas.

Los resultados experimentales fueron comparados con las predicciones de un modelo simple. Aunque existen diferencias, la tendencia observada en los experimentos se valida: la rigidez a la flexión se incrementa de manera importante cuando aumenta la curvatura, con lo que se confir-

ma la hipótesis inicial. Las diferencias entre el modelo teórico y las mediciones experimentales pueden atribuirse a varios factores no considerados en el modelo: la interacción membrana-fluido (el arrastre que experimentan las valvas), la carga distribuida no-uniforme, fuga del fluido por la separación entre la valva y el canal y las imperfecciones experimentales.

Se observó un efecto no considerado al principio: el colapso de los extremos laterales de la valva empotrada. Este fenómeno puede ser significativo en el diseño de una válvula cardíaca protésica. Este tipo de deflexiones tridimensionales podrían modificar el desempeño hidrodinámico de la válvula: el flujo sanguíneo aguas abajo de la válvula podría modificarse. El movimiento tridimensional de las valvas se vuelve relevante cuando la curvatura es mayor. La deflexión vertical es menor comparada con el colapso de los extremos. Pensando en una válvula cardíaca este fenómeno podría no ser deseable pues la apertura de la válvula no sería la correcta.

Finalmente, se encontró una curva de ajuste que correlaciona de buena manera los datos experimentales de este estudio. La curva de ajuste es del tipo exponencial que muestra la importante influencia de la curvatura en la deflexión de las membranas.

Esta investigación considera un arreglo simplificado con el objetivo de comprender los mecanismos básicos de la deflexión de una estructura curva. Aunque estos resultados ayudan a entender este mecanismo, es necesario continuar estudiando este tipo de problemas en condiciones más cercanas a los de una válvula cardíaca natural. Sin embargo, se considera que en esta tesis se han conservado las características fundamentales de la interacción membrana-flujo.

Se tiene planeado modificar el volumen desplazado por cada pulso y la sustancia de trabajo para generalizar los resultados de este trabajo. Deben hacerse mediciones de los parámetros propios del flujo, ya que la hipótesis principal es que éstos afectan la generación de esfuerzos (que podrían tener implicaciones en el trauma sanguíneo).

A largo plazo, se busca agregar elementos que acerquen más este modelo a la realidad, se considerará un fluido de trabajo que posea las propiedades similares a las de la sangre. Se planea, de igual manera, la interacción de dos o más valvas curvas.

## A. Programas de Matlab

Rutina Runge-Kutta para la medición de las deflexiones y la resolución de la ecuación de euler-Bernoulli.

```
close all
clear all
clc

p31ncv_arch=['/Users/Carolina_7/Desktop/Capitulo_1/Presion_camara_rapida_txt/31_n_corto.txt'];
p31nlv_arch=['/Users/Carolina_7/Desktop/Capitulo_1/Presion_camara_rapida_txt/31_n_largo.txt'];
p31ucv_arch=['/Users/Carolina_7/Desktop/Capitulo_1/Presion_camara_rapida_txt/31_u_corto.txt'];
p31ulv_arch=['/Users/Carolina_7/Desktop/Capitulo_1/Presion_camara_rapida_txt/31_u_largo.txt'];

p48ncv_arch=['/Users/Carolina_7/Desktop/Capitulo_1/Presion_camara_rapida_txt/48_n_corto.txt'];
p48nlv_arch=['/Users/Carolina_7/Desktop/Capitulo_1/Presion_camara_rapida_txt/48_n_largo.txt'];
p48ucv_arch=['/Users/Carolina_7/Desktop/Capitulo_1/Presion_camara_rapida_txt/48_u_corto.txt'];
p48ulv_arch=['/Users/Carolina_7/Desktop/Capitulo_1/Presion_camara_rapida_txt/48_u_largo.txt'];

p323ncv_arch=['/Users/Carolina_7/Desktop/Capitulo_1/Presion_camara_rapida_txt/323_n_corto.txt'];
p323nlv_arch=['/Users/Carolina_7/Desktop/Capitulo_1/Presion_camara_rapida_txt/323_n_largo.txt'];
p323ucv_arch=['/Users/Carolina_7/Desktop/Capitulo_1/Presion_camara_rapida_txt/323_u_corto.txt'];
p323ulv_arch=['/Users/Carolina_7/Desktop/Capitulo_1/Presion_camara_rapida_txt/323_u_largo.txt'];

ppncv_arch=['/Users/Carolina_7/Desktop/Capitulo_1/Presion_camara_rapida_txt/plana_n_largo.txt'];
ppnlv_arch=['/Users/Carolina_7/Desktop/Capitulo_1/Presion_camara_rapida_txt/plana_n_largo.txt'];
ppucv_arch=['/Users/Carolina_7/Desktop/Capitulo_1/Presion_camara_rapida_txt/plana_u_largo.txt'];
ppulv_arch=['/Users/Carolina_7/Desktop/Capitulo_1/Presion_camara_rapida_txt/plana_u_largo.txt'];

p31ncv=load(p31ncv_arch);
p31nlv=load(p31nlv_arch);
p31ucv=load(p31ucv_arch);
p31ulv=load(p31ulv_arch);

p48ncv=load(p48ncv_arch);
p48nlv=load(p48nlv_arch);
p48ucv=load(p48ucv_arch);
p48ulv=load(p48ulv_arch);

p323ncv=load(p323ncv_arch);
p323nlv=load(p323nlv_arch);
p323ucv=load(p323ucv_arch);
p323ulv=load(p323ulv_arch);

ppncv=load(ppncv_arch);
ppnlv=load(ppnlv_arch);
ppucv=load(ppucv_arch);
ppulv=load(ppulv_arch);

%Valva 31
p31ncv_ab=p31ncv(:,2);
p31ncv_ar=p31ncv(:,4);
t31nc=p31ncv(:,1);
```

```
p31nlv_ab=p31nlv(:,2);
p31nlv_ar=p31nlv(:,4);
t31nl=p31nlv(:,1);
```

```
p31ucv_ab=p31ucv(:,2);
p31ucv_ar=p31ucv(:,4);
t31uc=p31ucv(:,1);
```

```
p31ulv_ab=p31ulv(:,2);
p31ulv_ar=p31ulv(:,4);
t31ul=p31ulv(:,1);
```

```
%Valva 48
```

```
p48ncv_ab=p48ncv(:,2);
p48ncv_ar=p48ncv(:,4);
t48nc=p48ncv(:,1);
```

```
p48nlv_ab=p48nlv(:,2);
p48nlv_ar=p48nlv(:,4);
t48nl=p48nlv(:,1);
```

```
p48ucv_ab=p48ucv(:,2);
p48ucv_ar=p48ucv(:,4);
t48uc=p48ucv(:,1);
```

```
p48ulv_ab=p48ulv(:,2);
p48ulv_ar=p48ulv(:,4);
t48ul=p48ulv(:,1);
```

```
%Valva 323
```

```
p323ncv_ab=p323ncv(:,2);
p323ncv_ar=p323ncv(:,4);
t323nc=p323ncv(:,1);
```

```
p323nlv_ab=p323nlv(:,2);
p323nlv_ar=p323nlv(:,4);
t323nl=p323nlv(:,1);
```

```
p323ucv_ab=p323ucv(:,2);
p323ucv_ar=p323ucv(:,4);
t323uc=p323ucv(:,1);
```

```
p323ulv_ab=p31ulv(:,2);
p323ulv_ar=p31ulv(:,4);
t323ul=p31ulv(:,1);
```

```
%Valva Plana
```

```
ppncv_ab=ppncv(:,2);
ppncv_ar=ppncv(:,4);
tpnc=ppncv(:,1);
```

```
ppnlv_ab=ppnlv(:,2);
ppnlv_ar=ppnlv(:,4);
tpnl=ppnlv(:,1);
```

```
ppucv_ab=ppucv(:,2);
ppucv_ar=ppucv(:,4);
tpuc=ppucv(:,1);
```

```
ppulv_ab=ppulv(:,2);
ppulv_ar=ppulv(:,4);
tpul=ppulv(:,1);
```

```
%Calibraci?n
```

```
%31
p31nc_abajo=(90.42*p31ncv_ab+(6.4)); %presion en kPa
p31nc_arriba=((87.866)*p31ncv_ar)-(157.077));
```

```
p31nl_abajo=(90.42*p31nlv_ab+(6.4));
p31nl_arriba=((87.866)*p31nlv_ar)-(157.077));
```

```
p31uc_abajo=(90.42*p31ucv_ab+(6.4));
p31uc_arriba=((87.866)*p31ucv_ar)-(157.077));
```

```
p31ul_abajo=(90.42*p31ulv_ab+(6.4));
p31ul_arriba=((87.866)*p31ulv_ar)-(157.077));
```

```
%48
```

```
p48nc_abajo=(90.42*p48ncv_ab+(6.4));
p48nc_arriba=((87.866)*p48ncv_ar)-(157.077));
```

```
p48nl_abajo=(90.42*p48nlv_ab+(6.4))*1000;
p48nl_arriba=((87.866)*p48nlv_ar)-(157.077));
```

```
p48uc_abajo=(90.42*p48ucv_ab+(6.4));
p48uc_arriba=((87.866)*p48ucv_ar)-(157.077));
```

```
p48ul_abajo=(90.42*p48ulv_ab+(6.4));
p48ul_arriba=((87.866)*p48ulv_ar)-(157.077));
```

```
%323
```

```
p323nc_abajo=(90.42*p323ncv_ab+(6.4));
p323nc_arriba=((87.866)*p323ncv_ar)-(157.077));
p323nl_abajo=(90.42*p323nlv_ab+(6.4));
p323nl_arriba=((87.866)*p323nlv_ar)-(157.077));
```

```
p323uc_abajo=(90.42*p323ucv_ab+(6.4));
p323uc_arriba=((87.866)*p323ucv_ar)-(157.077));
```

```
p323ul_abajo=(90.42*p323ulv_ab+(6.4));
p323ul_arriba=((87.866)*p323ulv_ar)-(157.077));
```

(a)

(b)

```

%Plana
ppnc_abajo=(90.42*ppncv_ab+(6.4));
ppnc_arriba=((87.866*ppncv_ar)-(157.077));

ppnl_abajo=(90.42*ppnlv_ab+(6.4));
ppnl_arriba=((87.866*ppnlv_ar)-(157.077));

ppuc_abajo=(90.42*ppucv_ab+(6.4));
ppuc_arriba=((87.866*ppucv_ar)-(157.077));

ppul_abajo=(90.42*ppulv_ab+(6.4));
ppul_arriba=((87.866*ppulv_ar)-(157.077));

%longitud de arco
r=[0.03104,0.04898,0.32301];
for i=1:3
    x=0:0.0000001:0.024;
    y=sqrt(1+((x.^2)./((r(i))^2 - x.^2)));
    S(i)=2*trapz(x,y);
end

%Valva Plana
Fm_ppnc_abajo=(ppnc_abajo*0.048);%[N/m]
Fm_ppnc_arriba=(ppnc_arriba*0.048);

Fm_ppnl_abajo=(ppnl_abajo*0.048);
Fm_ppnl_arriba=(ppnl_arriba*0.048);

Fm_ppuc_abajo=(ppuc_abajo*0.048);
Fm_ppuc_arriba=(ppuc_arriba*0.048);

Fm_ppul_abajo=(ppul_abajo*0.048);
Fm_ppul_arriba=(ppul_arriba*0.048);

%323
Fm_p323nc_abajo=(p323nc_abajo*S(3));%[N/m]
Fm_p323nc_arriba=(p323nc_arriba*S(3));

Fm_p323nl_abajo=(p323nl_abajo*S(3));
Fm_p323nl_arriba=(p323nl_arriba*S(3));

Fm_p323uc_abajo=(p323uc_abajo*S(3));
Fm_p323uc_arriba=(p323uc_arriba*S(3));

Fm_p323ul_abajo=(p323ul_abajo*S(3));
Fm_p323ul_arriba=(p323ul_arriba*S(3));

```

(c)

```

%48
Fm_p48nc_abajo=(p48nc_abajo*S(2));%[N/m]
Fm_p48nc_arriba=(p48nc_arriba*S(2));

Fm_p48nl_abajo=(p48nl_abajo*S(2));
Fm_p48nl_arriba=(p48nl_arriba*S(2));

Fm_p48uc_abajo=(p48uc_abajo*S(2));
Fm_p48uc_arriba=(p48uc_arriba*S(2));

Fm_p48ul_abajo=(p48ul_abajo*S(2));
Fm_p48ul_arriba=(p48ul_arriba*S(2));

%31
Fm_p31nc_abajo=(p31nc_abajo*S(1));%[N/m]
Fm_p31nc_arriba=(p31nc_arriba*S(1));

Fm_p31nl_abajo=(p31nl_abajo*S(1));
Fm_p31nl_arriba=(p31nl_arriba*S(1));

Fm_p31uc_abajo=(p31uc_abajo*S(1));
Fm_p31uc_arriba=(p31uc_arriba*S(1));

Fm_p31ul_abajo=(p31ul_abajo*S(1));
Fm_p31ul_arriba=(p31ul_arriba*S(1));

%Determinando la fuerza total
Fmncp=Fm_ppnc_arriba-Fm_ppnc_abajo;
Fmnlp=Fm_ppnl_arriba-Fm_ppnl_abajo;
Fmucp=Fm_ppuc_arriba-Fm_ppuc_abajo;
Fmulp=Fm_ppul_arriba-Fm_ppul_abajo;

Fmnc323=Fm_p323nc_arriba-Fm_p323nc_abajo;
Fmnl323=Fm_p323nl_arriba-Fm_p323nl_abajo;
Fmuc323=Fm_p323uc_arriba-Fm_p323uc_abajo;
Fmul323=Fm_p323ul_arriba-Fm_p323ul_abajo;

Fmnc48=Fm_p48nc_arriba-Fm_p48nc_abajo;
Fmnl48=Fm_p48nl_arriba-Fm_p48nl_abajo;
Fmuc48=Fm_p48uc_arriba-Fm_p48uc_abajo;
Fmul48=Fm_p48ul_arriba-Fm_p48ul_abajo;

Fmnc31=Fm_p31nc_arriba-Fm_p31nc_abajo;
Fmnl31=Fm_p31nl_arriba-Fm_p31nl_abajo;
Fmuc31=Fm_p31uc_arriba-Fm_p31uc_abajo;
Fmul31=Fm_p31ul_arriba-Fm_p31ul_abajo;

```

(d)

```

%Fuerza en la valva
%Larga
%Deflexion en cada punto de la valva.

%Momento de Inercia
h=0.048; %[m]
d=0.0008; %[m]
Ip=(1/12)*h.*(d.^3)
E=2200000; %[Pa];
EIp=E*Ip;
EIp

R323=0.3230; %[m]
x=0.024; %[m]
t=0.0008; %[m]
theta323=pi/2-atan(sqrt(R323^2-x^2)/(x));
A323=theta323*t*((2*R323)-t);
I323=(R323^3)*t*(1-((3*t)./(2*R323))+((t.^2)/(R323.^2))-((t.^3)/(4*R323.^3)))±
(theta323+(sin(theta323)*cos(theta323))-(2*(sin(theta323))^2./theta323)±
((t.^2*(sin(theta323))^2)./(3*R323.^2*theta323.*(2-(t./R323))))*(1-(t./R323)±
(t.^2/(6*R323^2))).)
E=2200000; %[Pa];
EI323=E*I323;
EI323

R48=0.04898; %[m]
x=0.024; %[m]
t=0.0008; %[m]
theta48=pi/2-atan(sqrt(R48^2-x^2)/(x));
A48=theta48*t*((2*R48)-t);
I48=(R48^3)*t*(1-((3*t)./(2*R48))+((t.^2)/(R48.^2))-((t.^3)/(4*R48.^3)))±
(theta48+(sin(theta48)*cos(theta48))-(2*(sin(theta48))^2./theta48)±
((t.^2*(sin(theta48))^2)./(3*R48.^2*theta48.*(2-(t./R48))))*(1-(t./R48)±
(t.^2/(6*R48^2))).)
E=2200000; %[Pa];
EI48=E*I48;
EI48

R31=0.03104; %[m]
x=0.024; %[m]
t=0.0008; %[m]
theta31=pi/2-atan(sqrt(R31^2-x^2)/(x));
A31=theta31*t*((2*R31)-t);
I31=(R31^3)*t*(1-((3*t)./(2*R31))+((t.^2)/(R31.^2))-((t.^3)/(4*R31.^3)))±
(theta31+(sin(theta31)*cos(theta31))-(2*(sin(theta31))^2./theta31)±
((t.^2*(sin(theta31))^2)./(3*R31.^2*theta31.*(2-(t./R31))))*(1-(t./R31)±
(t.^2/(6*R31^2))).)
E=2200000; %[Pa];
EI31=E*I31;
EI31

```

```

%Resolver el sistema deflexi?n en membrana flexible "Ecuaci?n de Euler-Bernoulli"
%fi' '=- (1/EI)w(L-s)cos(fi)
%y1'=y2
%y2'=- (1/EI)w(L-s)cos(y1)

%Condiciones de frontera
%y1(0)=0
%y2(L)=0

%ROUTINA

for tiem=1:(length(Fmnlp))/3
    y1(tiem,1)=0;
    y2(tiem,1)=0;
    h=0.1;
    y2(tiem,27)=-11;
    while abs(y2(tiem,27))>0.001
        y2(tiem,1)=y2(tiem,1)+0.00001;
        for i=1:27
            k11(tiem,i)=y2(tiem,i);
            k12(tiem,i)=- (1/EIp)*Fmnlp(tiem)*(0.026-(i-1)/1000)*cos(y1(tiem,i));

            a=y1(tiem,i)+k11(tiem,i)*(h/2);
            b=y2(tiem,i)+k12(tiem,i)*(h/2);

            k21(tiem,i)=b;
            k22(tiem,i)=- (1/EIp)*Fmnlp(tiem)*(0.026-(i-1)/1000)*cos(a);

            a=y1(tiem,i)+k21(tiem,i)*(h/2);
            b=y2(tiem,i)+k22(tiem,i)*(h/2);

            k31(tiem,i)=b;
            k32(tiem,i)=- (1/EIp)*Fmnlp(tiem)*(0.026-(i-1)/1000)*cos(a);

            a=y1(tiem,i)+k31(tiem,i)*(h);
            b=y2(tiem,i)+k32(tiem,i)*(h);

            k41(tiem,i)=b;
            k42(tiem,i)=- (1/EIp)*Fmnlp(tiem)*(0.026-(i-1)/1000)*cos(a);

            y1(tiem,i+1)=y1(tiem,i)+(h/6)*(k11(tiem,i)+2*k21(tiem,i)+2*k31(tiem,i)+
            k41(tiem,i));
            y2(tiem,i+1)=y2(tiem,i)+(h/6)*(k12(tiem,i)+2*k22(tiem,i)+2*k32(tiem,i)+
            k42(tiem,i));
        end
        y2(tiem,1)
        y2(tiem,27)
    end
end
end

```





# Bibliografía

- [1] A. Stevens et al. *Anatomía patológica*. Ediciones Harcourt. Madrid, España, 2001.
- [2] G. Téllez de Peralta. *Tratado de cirugía cardiovascular*. Ediciones Díaz de Santos, España, 2a. edición, 1998.
- [3] F. Gosálbez Jordá. *Principios de cirugía cardíaca*. Servicio de publicaciones de la Universidad de Oviedo. España, 2002.
- [4] P. Myron et al. *Ecografía doppler clínica*. Elsevier, España. 2a. edición, 2008.
- [5] J. B. Miale *Hematología: Medicina de Laboratorio*. Editorial Reverté. 6a. edición. Barcelona, España, 1985.
- [6] M. Levy. *Fisiología*. Elsevier, España. 4a. edición, 2006.
- [7] Arthur Guyton. *Tratado de fisiología médica*. Elsevier, España. 11a. edición, 2006.
- [8] Daniel Schneck and Bronzino J. *Biomechanics, principles and applications*. CRC Press, USA, 1a. edición, 2002.
- [9] M. Zamir. *The physics of pulsatile flow*. Springer-Verlag, USA, 1a edition, 2000.
- [10] N. Westerhof. The arterial Windkessel. *Medical y Biological Engineering y Computing*, 2008.
- [11] M. Sacks y A. Yoganathan. Heart valve function: a biomedical perspective. *Philosophical Transactions of the Royal Society*, 2007.
- [12] A. Yoganathan et al. Fluid mechanics of heart valves. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 2004.
- [13] W. L. Lim et al. Steady flow dynamics of prosthetic aortic heart valves: a comparative evaluation with PIV techniques. *Journal of Biomechanics*, 1998.

- 
- [14] W. L. Lim. Cavitation phenomena in mechanical heart valves: the role of squeeze flow velocity and contact area on cavitation initiation between two impinging rods. *Journal of Biomechanics*, 2003.
- [15] W. L. Lim et al. Pulsatile flow studies of a porcine bioprosthetic aortic valve in vitro: PIV measurements and shear-induced blood damage. *Journal of Biomechanics*, 2001.
- [16] T. Beléndez et al. Flexión de una viga delgada en voladizo bajo la hipótesis de no linealidad geométrica. *VIII Congreso Nacional de Propiedades Mecánicas de Sólidos*, 933-942, Gandia 2002.
- [17] Apuntes. Universidad de California. Campus San Diego, 2008.
- [18] S. W. Schneider et al. Shear-induced unfolding triggers adhesion of von Willebrand factor fibers. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 2006.
- [19] Nicosia MA et al. A coupled fluid-structure finite element model of the aortic valve and root. *Journal of Heart Valve Disease*, 2003.
- [20] N. Kalyani et al. Developments in mechanical heart valve prosthesis. 28(3):575?587, 2003.
- [21] F. Shoen. Cardiac Valve Prostheses: Pathological and Bioengineering Considerations. *Journal of Cardiac Surgery*, Vol. 2, No. 1, 1987.
- [22] S. Jones. A Relationship Between Reynolds Stresses and Viscous Dissipation: Implications to Red Cell Damage. *Annals of Biomedical Engineering*, 1995.
- [23] A. Fallon et al. Flow and Thrombosis at Orifices Simulating Mechanical Heart Valve Leakage Regions. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 128, 2006.
- [24] R. Ledesma. *Estudio del flujo pulsátil y su interacción con valvas simples*. UNAM, México, 2010.