

UNIVERSIDAD DE LAS AMÉRICAS PUEBLA

Escuela de Ingeniería

Departamento de Computación, Electrónica y Mecatrónica

Doctorado en Sistemas Inteligentes



**Modelado del Comportamiento de un Diseño de Válvula Simple
empleando un Método de Identificación de Sistemas**

Disertación presentada en cumplimiento parcial de los requisitos para el grado de

Doctor en Filosofía presentado por

José Carlos Durán Hernández

Supervisado por:

René Ledesma Alonso

Gibran Etcheverry Doger

Santa Catarina Mártir, San Andrés Cholula, Puebla

Primavera de 2021

Resumen

Las enfermedades cardiovasculares están relacionadas con el sistema circulatorio y estas representan la principal causa de muerte en todo el mundo. La función de una válvula cardíaca es mantener la circulación correcta de sangre desde el corazón a todo el sistema cardiovascular. El Sistema Cardiovascular (CVS por sus siglas en inglés) se ha convertido en uno de los principales campos estudiados en el campo de la salud debido a la importancia que tiene para detectar cualquier anomalía o patología en una persona.

El objetivo fundamental reportado en esta tesis es llevar a cabo simulaciones mecánicas de interacción fluido-estructura de un modelo experimental 2D simplificado de válvulas y su interacción con un fluido pulsátil y, con los resultados, encontrar un método alternativo capaz de representar este modelo, pero con un costo computacional menor y que siga siendo muy cercano en precisión. Las principales contribuciones de este trabajo se pueden clasificar en tres categorías.

Primero, se presenta el procedimiento para llevar a cabo una simulación de Dinámica de Fluidos Incompresibles Computacional (ICFD por sus siglas en inglés) y de Interacción Fluido - Estructura (FSI) utilizando un software de Métodos de Elemento Finito (FEM). Estos métodos permiten comprender cómo funciona la dinámica de fluidos y cómo un objeto modifica el comportamiento de un fluido dependiendo de si el objeto se encuentra fijo o en movimiento. También se explica cómo a través de un proceso de validación, se obtienen las configuraciones más adecuadas (calidad de malla, resolución de paso de tiempo, curva de entrada, propiedades de fluidos y sólidos) para obtener los resultados más cercanos a los resultados experimentales disponibles en la literatura. Los resultados observados a través de diferentes variaciones de velocidad y del número de Reynolds (Re) dan como resultado una aproximación cercana a las curvas teóricas y experimentales encontradas en la literatura. Además, usar el enfoque de paralelización proporcionado por el software, ayuda a reducir el costo computacional en casi 80% en comparación con el enfoque de procesamiento secuencial.

En segundo lugar, utilizando simulaciones FSI, se presenta un modelo de válvula cardíaca artificial. El objetivo principal de esto es tener un estudio paramétrico (variaciones en la velocidad y frecuencia características del fluido y el módulo de elasticidad de la estructura sólida).

Finalmente, los datos generados se utilizan para el cálculo de parámetros en el método de identificación del sistema propuesto. Este método es un modelo ARX que estima la salida utilizando la información pasada de la señal de entrada. Además, se realiza una comparación

Agradecimientos

Antes que nada, me gustaría dar gracias a mi Dios, por siempre haberme acompañado en todo momento, en la duda y en la preocupación, pero también en las alegrías y emociones que estaban presentes en todo tiempo mientras estuve en este proceso de varios años para culminar mis estudios de doctorado. Gracias por que siempre estuviste a mi lado haciéndome saber que nunca dejara de creer que sí se podía. ¡Esto es por ti y para ti, la gloria es tuya!

Agradezco a mis asesores los doctores Gibran, René y Rogelio por toda la motivación que siempre me dieron, las valiosas pláticas y asesorías que tuvieron a lo largo de este proceso. Siempre fue muy valioso para mí el tiempo que me dedicaron. Gracias por haber sido atentos y receptivos en todo momento ante todas mis dudas e inquietudes, y motivarme cada día a no darme por vencido cuando no salía algo.

Además, quiero agradecer a mis compañeros Alex y Arturo, por haber sido parte de este proceso; si bien nuestro camino se fue por distintos rumbos estaban ahí gran parte del mismo y me ayudaron a crecer y madurar en mi formación académica. Un agradecimiento especial también a todos los profesores con los que compartí tiempo de clases, por su gran dedicación y pasión por esta profesión.

Muchas gracias también a la Universidad de las Américas Puebla y al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) de México por confiar en mí y otorgarme una beca para realizar mi investigación durante estos años.

Finalmente, agradezco a mis padres, a mi hermana y a mi querida novia por todo su amor, apoyo y paciencia. Sin ustedes tampoco habría sido posible, siempre estuvieron ahí animándome a finalizar este trabajo. Mi querida abuela Male, gracias a usted también que me ve ahora desde el cielo por siempre haber creído en mí. Los amo familia.

Contenido

1. Introducción	1
1.1. Motivación	1
1.2. Trabajo Relacionado	3
1.2.1. Válvulas cardiacas.....	3
1.2.2. Experimentación con válvulas cardíacas	4
1.2.3. Otras Representaciones del Sistema Cardiovascular	7
1.2.4. Métodos de identificación del sistema	7
1.3. Objetivo de la tesis.....	9
1.4. Esquema de la tesis.....	10
2. Marco Teórico	11
2.1. El sistema cardiovascular	11
2.1.1. Ciclo cardíaco.....	13
2.1.2. Válvulas nativas humanas.....	14
2.2. Dinámica de fluidos.....	16
2.3. Modelos agrupados.....	19
2.3.1. Modelo de Windkessel	19
2.3.1.1. El modelo de Windkessel de 2 elementos	21
2.3.1.2. El modelo de Windkessel de 3 elementos	22
2.3.1.3. El modelo de Windkessel de 4 elementos	23
2.3.1.4. Un modelo basado en diodos	23
2.4. Identificación de Sistemas	25
2.4.1. Modelo de error de salida ARX	27
2.4.2. Modelo de error de salida ARMAX.....	28
2.5. Resumen.....	29

3. Dinámica de Fluidos de Objetos Estáticos	31
3.1. Introducción.....	31
3.2. Escalabilidad del software.....	31
3.2.1. Prueba 1: Tiempo de ejecución.....	32
3.2.2. Prueba 2: Similitud de resultados.....	34
3.3. ICFD de una esfera.....	36
3.3.1. Prueba de validación del tamaño de malla.....	38
3.3.2. Resultados de simulaciones y discusiones	40
3.4. Resumen.....	46
4. Simulación FSI de un Modelo de Válvula Simple	47
4.1. Introducción.....	47
4.2. Configuración experimental	47
4.2.1. Diseño de la Curva de Entrada	49
4.3. Prueba de validación de malla	52
4.3.1. Malla de estructura de hojas	52
4.3.2. Dominio fluido.....	55
4.3.3. Tamaño del paso de tiempo	58
4.4. Estudio paramétrico	59
4.4.1. Análisis estructural	61
4.5. Resultados del Estudio Paramétrico	64
4.6. Resumen.....	70
5. Método de Identificación de Sistemas.....	71
5.1. Introducción.....	71
5.1.1. Modelo Auto-Regresivo con Salida Exógena	71
5.2. Resultados Simulados por el Modelo ARX-OE.....	75
5.2.1. Validación del modelo ARX-OE.....	87

5.2.2. Prueba de Gauss y linealidad.....	90
5.3. Otros métodos de identificación del sistema.....	91
5.3.1. Modelo ARMAX-OE.....	92
5.3.1.1. Resultados ARMAX-OE.....	94
5.3.1.2. Clasificación de coeficientes.....	97
5.3.2. Método de identificación de Sub-espacios.....	98
5.3.3. Características principales de los algoritmos ARMAX-OE y SubID.....	100
5.3.4. Resultados de ARMAX-OE frente a SUBID.....	101
5.4. Resumen.....	105
6. Conclusiones y Trabajo Futuro.....	106
6.1. Contribuciones y hallazgos.....	106
6.1.1. Capítulo 3: Dinámica de fluidos de objetos estáticos.....	106
6.1.2. Capítulo 4: Interacción fluido-estructura de un modelo de hoja simple.....	107
6.1.3. Capítulo 5: Método de identificación del sistema.....	108
6.2. Trabajo futuro.....	109
6.2.1. Capítulo 3: Dinámica de fluidos de objetos estáticos.....	109
6.2.2. Capítulo 4: Interacción fluido-estructura de un modelo de hoja simple.....	110
6.2.3. Capítulo 5: Método de identificación del sistema.....	110
7. Configuración de simulaciones en LS-Dyna.....	112
7.1. Análisis Estructural.....	113
7.2. Análisis ICFD.....	118
7.2.1. Creación del archivo de fluido de malla.....	119
7.2.1.1. Configuración del archivo de estructura de malla.....	120
7.2.1.2. Generación del archivo de malla de válvulas.....	121
7.2.2. Configuración del archivo de fluido principal.....	124

7.3. Simulación FSI	129
7.3.1. Creación del archivo de estructura principal	129
7.4. Creación del archivo FSI principal	132
8. Algoritmos ARX – ARMAX	135
9. Publicaciones.....	142
Bibliografía	143

Lista de Acrónimos

Acrónimo definido en inglés y descripción en español.

Acrónimo	Descripción
AF	Flujo Aórtico
ALE	Enfoque Arbitrario Lagrangiano-Euleriano
AP	Presión Arterial
ARMAX	Auto-Regresivo con Movimiento Promedio y entrada exógena
ARX	Auto-Regreso con entrada eXógena
BE	Ingeniería Biomédica
BF	Flujo Sanguíneo
BHV	Válvulas de Corazón Bio-prostéticas
BPM	Bits por Minuto
CAD	Diseño Asistido por Computadora
CVD	Enfermedades Cardiovasculares
CVS	Sistema Cardiovascular
EDV	Volumen Diastólico Final
ESV	Volumen Sistólico Final
FDM	Método de Dominio Ficticio
FEM	Método de Elemento Finito
FSI	Interacción Fluido Estructura
IBM	Método de Límite Inmerso
ICFD	Dinámica de Fluidos Computacional Incompresible
IGA	Análisis inmerso geométrico
KCL	Ley de corriente de Kirchoff
LAP	Presión Izquierda de Atrio
LMS	Mínimo Cuadrado Medio
LTI	Lineal Invariante en el tiempo
LVP	Presión Ventricular Izquierda
MHV	Válvulas de corazón Mecánicas
MPP	Procesado Paralelo Masivo
OE	Error de salida
PHM	Pronóstico de Gestión de Salud
PHV	Válvulas de Corazón de Polímeros
SI	Identificación de Sistemas
SISO	Entrada Única y Salida Única
SMP	Procesado de Memoria Compartida
SVD	Hidro-dinámica de Partículas Suaves
VMS	Esfuerzo Von Misses
VSM	Malla de Tamaño Variable
WM	Modelo de Windkessel

Notaciones

Símbolo	Descripción
A_F	Área frontal de un objeto
C	Cumplimiento del sistema
C_D	Coefficiente de arrastre
E	Módulo elástico del material sólido
E_{max}	Volumen de presión tele-sistólica
E_{min}	Volumen de presión tele-diastólica
$E_n(tn)$	Función de elastancia variable en el tiempo normalizada
F_D	Fuerza de arrastre
F_X	Fuerza aplicada en el plano x
$G(z^{-1}, \theta)$	Función de transferencia de la parte determinista del sistema
$H(z^{-1}, \theta)$	Función de transferencia de la parte estocástica del sistema
L	Inercia de la sangre
L_s	Longitud de un objeto (diámetro, radio, base, altura, etc.)
$P(t)$	Presión de salida
$Q(t)$	Flujo sanguíneo de entrada
R	Coefficiente de correlación múltiple
R_C	Impedancia característica
R_p	Resistencia periférica total
Re	Número de Reynolds
S_v	Área de apertura de las válvulas
$U^*(t)$	velocidad de entrada normalizada
U_f	Velocidad del fluido
U_{max}	Magnitud del campo de velocidad de entrada para la simulación FSI
U^*_X	Velocidad X medida usando un enfoque SMP
V	Volumen sistólico
ΔP	Diferencia de presión de las válvulas

ΔX	Error absoluto obtenido
Ω_F	Dominio fluido
Ω_s	Dominio sólido
\dot{G}	Flujo volumétrico
η	Error relativo obtenido
\hat{U}_{r_X}	Velocidad X medida usando un enfoque MPP
$\hat{y}(k)$	Salida estimada por el método de identificación del sistema
μ	Viscosidad dinámica del fluido
ν	Relación de Poisson
ρ_F	Densidad del fluido
ρ_s	Densidad del material sólido
τ	Vector de muestras de señal
θ	Vector de parámetros del modelo
θ_t	Vector de parámetros del método de identificación del sistema
$\tilde{y}(k)$	Error de predicción medido por método de identificación de sistemas
$\phi(k)$	Vector de parámetros del modelo
d	Espesor de las válvulas
$e(k)$	Perturbación del sistema en tiempo discreto
$e(t)$	Perturbación del sistema en tiempo continuo
f	Frecuencia del campo de velocidad
h	Semi-altura del canal
l	Longitud de las válvulas
q	Operador de desplazamiento hacia atrás en tiempo continuo
t	Vector de muestras de tiempo
t^*	Tiempo de simulación normalizado t / T
t_B	Tiempo de retroceso en la señal de entrada
t_F	Tiempo de avance en la señal de entrada

t_{sz}	Tamaño de paso de tiempo
$u(k)$	Entrada del sistema en tiempo discreto
$u(t)$	Entrada del sistema en tiempo continuo
w	Ancho del canal
$w(k)$	Variable auxiliar del sistema en tiempo discreto
$y(k)$	Salida del sistema en tiempo discreto
$y(t)$	Salida del sistema en tiempo continuo
z^{-1}	Operador de desplazamiento hacia atrás en tiempo discreto

1. Introducción

1.1. Motivación

Uno de los principales intereses dentro del campo médico es aprovechar las disciplinas más novedosas que surgen en el campo de la ingeniería para estudiar temas de salud. La Ingeniería Biomédica (BE por sus siglas en inglés) es una de estas disciplinas; y una de sus principales ventajas es el uso de modelos matemáticos para replicar procesos biológicos y tener una participación notable cuando se trata de pronósticos, tratamientos o rehabilitación de enfermedades (Peña Pérez, 2016). Otra ventaja de la BE es la facilidad de combinar estos modelos matemáticos con otros componentes físicos o electrónicos pasivos como resistencias, condensadores o inductores. Entonces, utilizando esta combinación, es posible estudiar sistemas biológicos complejos como el Sistema Cardiovascular (CVS) y permitir a los investigadores experimentar en un ambiente seguro y controlado antes de intentarlo con pacientes reales.

Las enfermedades cardiovasculares (CVD) son trastornos relacionados con el corazón, los vasos sanguíneos y otros elementos del sistema circulatorio. Según la Organización Mundial de la Salud, alrededor del 85% de las muertes producidas por CVD son consecuencia de infartos y accidentes cerebrovasculares. Alrededor de 17,9 millones de personas mueren cada año por enfermedades cardiovasculares, lo que representa casi el 31% del total de muertes en todo el mundo. Más del 75% de estas muertes ocurren en países de ingresos bajos y medios¹. Según los Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades, la enfermedad valvular cardíaca puede ser consecuencia de afecciones congénitas, infecciones, afecciones degenerativas y afecciones cardíacas tales como enfermedad reumática, endocarditis, enfermedad congénita de las válvulas cardíacas, entre otras. Además, aproximadamente el 2.5% de la población de los EE. UU. Tiene una enfermedad cardíaca valvular, la cual es más evidente en las personas mayores. Aproximadamente 25000 muertes en los EE. UU. están relacionadas con enfermedades de válvulas cardíacas².

¹ <https://www.who.int/health-topics/cardiovascular-diseases/>

² https://www.cdc.gov/heartdisease/valvular_disease.htm

Dentro del CVS, la función de una válvula cardíaca es mantener la circulación correcta de sangre desde el corazón hacia todo el cuerpo. Las patologías que se encuentran en una o más de las cuatro válvulas cardíacas pueden conducir a una limitación crítica en el correcto funcionamiento del corazón. Cuando alguna de estas válvulas no es capaz de cerrarse o abrirse por completo, el corazón no puede dejar que la sangre entre o salga para continuar por todo el cuerpo, causando un problema que podría terminar en muerte. (Stijnen et al., 2004).

En cuanto al área médica, se han desarrollado varias técnicas para monitorear y analizar la actividad dentro del CVS y luego determinar el estado de un paciente; por ejemplo, una electrocardiografía, resonancias magnéticas, procesos de ultrasonido, entre otros. Se mide la presión de la arteria pulmonar y venosa central para verificar la presión en la aurícula derecha y el ventricular izquierdo durante la etapa final de diástole (Francis, 2007). El gasto cardíaco que representa el volumen de sangre que bombea el corazón durante un minuto; para una persona sana en reposo es de aproximadamente 5 L / min. Por tanto, si el gasto cardíaco es inferior a este valor, podría representar un problema circulatorio o cualquier otra patología que deba tratarse.

Debido a la falta de técnicas avanzadas que permitan monitorear y manipular órganos, arterias o cualquier otra parte humana para prevenir posibles patologías, el enfoque más prometedor para pensar en mejorar la vida de una persona es crear elementos protésicos. El uso de materiales biológicos amigables para reemplazar los nativos dentro del cuerpo proporciona la ventaja de una mejora continua durante las etapas de modelado, diseño y fabricación. La facilidad que ofrecen las simulaciones numéricas para variar muchos parámetros como geometría, densidad, módulo de elasticidad y viscosidad dinámica, puede ser un beneficio para seleccionar la configuración más adecuada para las condiciones del cuerpo humano. En la siguiente sección, discutimos más sobre las válvulas cardíacas protésicas y el trabajo relacionado con las simulaciones numéricas y otros enfoques para representar el CVS.

1.2. Trabajo Relacionado

1.2.1. Válvulas cardíacas

Los estudios en válvulas cardíacas buscan prevenir complicaciones como estenosis o reflujo (cuando la sangre se mueve en la dirección opuesta requerida). Ya sea que ocurra alguna de estas afecciones, pueden ocurrir dos enfermedades diferentes: hemólisis (ruptura de glóbulos rojos) y trombosis (formación de coágulos). Se producen principalmente como consecuencia de un incremento de las tensiones que actúan sobre las válvulas debido al flujo sanguíneo.

Dentro del área de las válvulas artificiales, existen dos tipos principales de válvulas protésicas y cada una de ellas tiene sus propias ventajas y desventajas con respecto a la otra. Primero, las prótesis biológicas, como su nombre indica, están hechas de animales (porcinos) o materiales biológicos extraídos de otros animales como el pericardio bovino o cualquier otro organismo vivo. En segundo lugar, las prótesis mecánicas están hechas de metales, aleaciones o cualquier otro material amigable con el cuerpo. De acuerdo a Yoganathan y col. (2004), las válvulas cardíacas bioprotésicas (BHV) tienen excelentes propiedades mecánicas y hemodinámicas. Estas propiedades superiores se deben a que las válvulas del pericardio inducen un menor esfuerzo cortante en el flujo y el daño producido en los glóbulos rojos es menor que el de las válvulas mecánicas. Estas válvulas protésicas crean una corriente central que reduce la caída de presión transvalvular. Este tipo de válvulas debe poder manejar más de 200 millones de ciclos antes de fallar (López-Zazueta et al., 2011). El trabajo realizado en Palacios et al. (2018) presenta uno de los estudios de BHV más utilizados en los hospitales mexicanos, y presenta un conjunto de rangos operativos correctos para este tipo de válvulas. Las principales desventajas de estos diseños son la notable fatiga, crecimiento excesivo y calcificación debido al uso constante y continuo. Finalmente, el proceso para crear estas válvulas es artesanal; por lo tanto, no puede ser repetible y ninguna de estas válvulas será igual a una anterior, lo que lleva a obtener diferentes medidas cuando se estudian.

A diferencia de BHV, los diseños de válvulas cardíacas mecánicas (MHV) minimizan el reflujo y son capaces de resistir durante períodos más prolongados, pero producen condiciones de flujo fisiológico deficientes, como altos niveles de estrés en la sangre que

conducen a la destrucción de los glóbulos rojos. (López-Zazueta et al., 2011; Stijnen et al., 2004). Sin embargo, considerando que están fabricados con materiales "antinaturales" para el cuerpo, presentan puntos de estancamiento, formación de trombos y cavitación en las bisagras y pivotes. (Ledesma-Alonso et al., 2014). La principal ventaja de estas válvulas frente a las biológicas es la facilidad de modelado, diseño y fabricación con continuas mejoras en la geometría o propiedades mecánicas, permitiendo que las válvulas obtengan un mejor rendimiento después de cada iteración. Otra característica positiva es que hoy en día la creación de estas válvulas mecánicas se pretende realizar a partir de nuevos materiales bio-compatibles que buscan reducir el daño de las células sanguíneas y los niveles de estrés.

Finalmente, las válvulas cardíacas poliméricas (PHV) son una de las implementaciones novedosas (Luraghi et al., 2017; Claiborne et al., 2012) y están fabricados con materiales poliméricos avanzados, que ofrecen propiedades de durabilidad y hemo-compatibilidad; sin embargo, debido a su implementación temprana e inicial, este tipo de válvulas aún están lejos de la posibilidad de ser utilizadas en condiciones reales.

1.2.2. Experimentación con válvulas cardíacas

In-Vivo e In-Vitro

Otro desafío surge cuando es necesario estudiar las válvulas nativas dentro de la persona. Para ello, las técnicas más habituales son caras y la información que se obtiene de ellas es limitada. Por un lado, los estudios In - vivo ofrecen la posibilidad de analizar válvulas dentro de una persona viva y esto se puede hacer a través de procesos de ultrasonido. (Pop et al., 1989), resonancias magnéticas (Kilner et al., 2000; Hellmeier et al., 2018), o velocimetría de imágenes de partículas / técnicas de grabación de video de alta velocidad (Palacios et al., 2018). Por otro lado, los estudios In - Vitro permiten realizar el proceso fuera del contexto biológico de la válvula

Dinámica de Fluidos Computacional Incompresible

En cuanto a las MHV, los procesos para obtener información de estos tipos son más flexibles que los utilizados para las BHV. El diseño de estas válvulas se basa en modelos matemáticos; de ahí que se puedan probar mediante un software capaz de realizar cálculos de mecánica de fluidos sin necesidad de probarlos en pacientes reales o en una prótesis

valvular hecha a mano, lo que resultará inútil si algún daño altera la geometría de la misma. Por lo tanto, uno de estos enfoques es a través de un análisis de dinámica de fluidos computacional incompresible (ICFD), que brinda la posibilidad de modificar la geometría a necesidades específicas mediante el uso de un software de diseño asistido por computadora (CAD) sin ninguna complicación. Estudios sobre el flujo alrededor de las válvulas cardíacas fijas se llevaron a cabo en King y col. (1996); Krafczyk y col. (1998); Lemmon y Yoganathan (2000); Bluestein y col. (2002). Un análisis ICFD es útil porque proporciona una gran cantidad de información dependiendo de las necesidades, como las caídas de presión transvalvular que ocurren en las válvulas, las tensiones que actúan sobre las superficies o cualquier otra fuerza que interfiera con el fluido / estructura. Además, el uso de estas aplicaciones ayuda a reducir el tiempo y los recursos necesarios para realizar experimentos In - vivo o In - vitro. Sin embargo, cuando se necesita un análisis de una válvula en movimiento y su comportamiento depende de la interacción con el fluido, la dinámica de la prótesis valvular mecánica se puede modelar utilizando un complemento de los análisis de la CIFD.

Interacción Fluido-Estructura

El FSI dependiente del tiempo ayuda a observar el comportamiento de un objeto sumergido en un fluido y cómo esta condición afecta la posición y la velocidad del objeto. Algunos trabajos de este método fueron presentados en Stijnen y col. (2004); Peskin (1972); Horsten (1990); Peskin y McQueen (1995); De Hart y col. (2000, 2003); Baccani y col. (2003); Ledesma-Alonso et al. (2014); Khalili y col. (2018).

Para resolver este tipo de problemas, se han propuesto algunos métodos para manejar el dominio de fluidos y estructuras al mismo tiempo utilizando modelos basados en mallas. Se propuso un enfoque Arbitrario Lagrange-Euleriano (ALE) en Horsten (1990); Chandra y col. (2012); su principal ventaja es la adaptación continua de la malla, lo que significa que cualquier nodo puede ser ya sea un dominio sólido o de estructura. Este enfoque es muy adecuado para aplicaciones en las que existen flujos de alta velocidad; sin embargo, para aplicaciones de ciclo cardíaco, como simulaciones de válvulas cardíacas, se utilizan campos de baja velocidad. Otro inconveniente es que las válvulas presentan grandes deformaciones; por lo tanto, adaptar la malla sin cambiar su topología es difícil de

lograr y esta adaptación continua conduce a procesos de remallado haciendo interpolación, produciendo imprecisiones en los cálculos. Finalmente, se observó que el uso de este método no permite que las válvulas se cierren completamente durante el ciclo. El método de dominio ficticio (FDM) presentado en Stijnen y col. (2004); De Hart y col. (2000, 2003) consiste en resolver los dominios por separado, y el cálculo del fluido se realiza mediante una malla euleriana mientras que la estructura se realiza sobre una malla lagrangiana, independientes entre sí y resueltas simultáneamente. Las válvulas pueden cerrarse completamente usando este método; sin embargo, este modelo no representa condiciones fisiológicas reales en las que funcionaría una válvula (utiliza un número de Reynolds totalmente fuera de rango). El Método de Límites Inmersos (IBM) presentado en Peskin y McQueen (1995); Peskin (1972); Wang y col. (2016) considera ambos dominios como uno solo y usa una fuerza de volumen local sobre el fluido para considerar la interacción entre sus límites. La limitación de este método radica en el hecho de que cuando se presentan condiciones de baja viscosidad, es necesario aumentar la viscosidad dentro del modelo para garantizar la estabilidad de esta técnica. Las formulaciones de ALE son más precisas al simular la interacción entre partes sólidas y fluidas (Bavo et al., 2016). Además de estos enfoques, encontramos el Análisis Inmersogeométrico (IGA) presentado en Kamensky y col. (2015); F. Xu y col. (2018), y extensiones al IBM propuestos en Gao y col. (2017); Sigüenza y col. (2018); Lee y col. (2019). A pesar de la gran cantidad de estudios realizados con modelos basados en mallas, las principales limitaciones consisten en el proceso de remallado necesario, un costo computacional sustancial, ruido numérico, la incapacidad para realizar múltiples ciclos cardíacos (probablemente debido al alto costo de computación) y el Dificultad para simular el contacto entre las hojas una vez que están completamente cerradas. (Mao et al., 2016; Sigüenza et al., 2018).

Una técnica novedosa propuesta para superar estas desventajas es el uso de métodos sin malla. Por ejemplo, el enfoque de hidrodinámica de partículas suavizadas (SPH) (Mao et al., 2016, 2017; Singh-Gryzbon et al., 2019) se basa en un método de partículas de Lagrange donde el fluido se discretiza como un conjunto de partículas distribuidas a lo largo del dominio de la solución sin la necesidad de una malla espacial (Mao et al., 2016). Las principales limitaciones de SPH se observan en las capas límite y esto se debe a que no están completamente restringidas con una condición antideslizante.

1.2.3. Otras Representaciones del Sistema Cardiovascular

Uno de los enfoques más precisos para representar el CVS es mediante el uso de modelos agrupados. Sus principales características son que se basan en ecuaciones diferenciales ordinarias y se consideran modelos de dimensión cero (0D) ya que sus variables dependientes solo están en función del tiempo. Estos modelos consideran la distribución de las variables del sistema cardiovascular (presión, flujo sanguíneo) como uniforme en todos sus componentes (órganos y vasos sanguíneos). La desventaja de estos modelos es la imposibilidad de analizar las variaciones en la distribución del flujo sanguíneo y los efectos debidos a los cambios vasculares locales. (Peña Pérez, 2016). Esta limitación se resuelve separando el árbol sistémico en múltiples bloques para evitar considerar uno solo, permitiendo describir cada bloque como un modelo independiente con áreas de interés específicas. El modelo agrupado más estudiado es el modelo de Windkessel (WM) (Westerhof et al., 2009; Peña Pérez, 2016; Montero-Rodríguez, 2011; Francis, 2007; Catanho et al., 2012; Hlaváč & Holčík, 2004; Creigen et al., 2007; P. Xu et al., 2018), y debido al extenso número de variaciones y modificaciones del mismo, hace de este modelo uno de los enfoques más cercanos para representar el árbol arterial sistémico. Mediante el uso de elementos pasivos como resistencias, condensadores o inductores, el WM es capaz de reproducir la resistencia periférica (resistencia al flujo sanguíneo en las venas) y la resistencia al flujo sanguíneo debida a la válvula aórtica o mitral, la distensibilidad arterial (elasticidad de las arterias) y la inercia del flujo sanguíneo, respectivamente. También introduce una fuente de corriente de entrada para representar el flujo sanguíneo y una medición de voltaje como salida para describir la presión arterial media.

1.2.4. Métodos de identificación del sistema

Finalmente, los métodos de identificación de sistemas (SI) son todavía una alternativa no bien estudiada en el área del modelado de válvulas cardíacas artificiales. Para el propósito de este trabajo, empleamos diferentes métodos para estimar las variables de salida medidas en la simulación FSI. Consisten en modelos que utilizan funciones de transferencia para estimar estos resultados sin un alto costo computacional o para configurar una gran cantidad de parámetros para caracterizar el resultado deseado. Más sobre su teoría general se discutirá en *Capítulo 2* y *Capítulo 5*. Proponemos el uso de dos enfoques principales

para tratar este problema: un modelo Auto-Regresivo con entrada eXógena (ARX) y un Modelo Auto-Regresivo de Media Móvil con Entrada eXógena (ARMAX).

En cuanto a las aplicaciones del modelo ARX, podemos encontrar ejemplos en diferentes áreas como la estimación de acondicionamiento de gases para plantas de cemento. (Haddouche et al., 2019), predicción de carga térmica para edificios (Sarwar et al., 2017) y previsión del mercado de valores (Huang y Jane, 2009). Algunas otras aplicaciones mecánicas y electrónicas incluyen la estimación del comportamiento de conducción (Okuda et al., 2012; Zeng y Wang, 2017), detección de averías de cajas de cambios (Yang y Makis, 2010), análisis de vibraciones para manipuladores durante las operaciones de rectificado (Nguyen et al., 2019) , controlando la posición de una bola de acero en un sistema de levitación magnética (Qin et al., 2014) y un péndulo invertido (Tian et al., 2019) y la estimación del estado de carga de las celdas de batería de iones de litio (Tran et al., 2017) . Finalmente, este método puede manejar aplicaciones que involucran la estimación de señales biomédicas como la glucosa intersticial durante la actividad física. (Romero-Ugalde et al., 2019), presión arterial aórtica (Fetics et al., 1999), y velocidad sanguínea arterial cerebral media (Y. Liu et al., 2003).

La principal diferencia de ARMAX con el método anterior es que el término MA permite rastrear y minimizar el error de predicción durante la estimación. Varias aplicaciones que utilizan este método están disponibles en la literatura, entre ellas podemos encontrar modelos en los campos de la predicción turística. (Lim et al., 2009; Akal, 2004), temperatura, aire acondicionado y procesos de control del sistema de calefacción. (Yiu y Wang, 2007; Ferkl y Široký, 2010; Wu y Sun, 2012); Previsión a corto plazo de las condiciones del caudal del río en función de las situaciones meteorológicas. (Haltiner y Salas, 1988) o predicciones del sistema de inventario (Rachad et al., 2015). En la industria eléctrica, podemos encontrar modelos para paneles foto- voltaicos (Li et al., 2014), sistemas de refrigeración termoeléctricos (Sai fi zi et al., 2013) , o sistemas sincrofasores (Dosiek y Pierre, 2013) . Algunas otras aplicaciones electrónicas son un estimador de ángulos de articulación de codo de brazo robótico (Artemiadis y Kyriakopoulos, 2006) y un controlador de amortiguación de oscilaciones (H. Liu et al., 2015). Finalmente, en el campo biomédico tenemos un modelo para la eliminación de artefactos oculares. (Haas et al., 2003).

En conclusión y de acuerdo con el trabajo relacionado y los enfoques revisados, es crucial establecer los principales temas a discutir sobre el modelado y simulación de válvulas cardíacas protésicas. Por tanto, se propone dar respuesta a las siguientes preguntas en el presente trabajo:

- ¿Es posible obtener resultados similares de un caso experimental de un modelo de válvula cardíaca simplificado mediante el uso de un enfoque FSI?
- ¿Es posible utilizar un método alternativo que proporcione resultados similares, pero sin la complejidad computacional y de configuración requerida por las simulaciones FSI?

1.3. Objetivo de la tesis

Dadas las observaciones anteriores, la hipótesis de este trabajo se formula de la siguiente manera: *Es posible emplear un método alternativo con menor costo computacional y complejidad para proporcionar resultados similares comúnmente obtenidos por simulaciones de interacción fluido-estructura.*

Además, es primordial especificar cómo se va a demostrar esta afirmación; consecuentemente, el objetivo subyacente del trabajo reportado en esta tesis es **llevar a cabo simulaciones numéricas -utilizando un enfoque de interacción fluido-estructura- de un modelo de válvula cardíaca simplificado y con los resultados, encontrar un método alternativo capaz de representar el modelo en una forma más sencilla pero precisa.** Para lograr esto, los pasos a seguir son:

- Primero, es necesario verificar la veracidad del software seleccionado y sus capacidades de escalabilidad. Esto se hace mediante la realización de simulaciones ICFD de diferentes objetos y condiciones de fluidos.
- En segundo lugar, para comprender el comportamiento del modelo de válvula cardíaca propuesto, realizamos un estudio paramétrico de simulaciones de FSI para observar cómo las diferentes condiciones de flujo afectan el modelo.
- En tercer lugar, proponemos el uso de un método de identificación de sistemas para entrenar un nuevo modelo polinomial y luego, simular las salidas de acuerdo con las obtenidas con las simulaciones FSI.

- Finalmente, comparamos los resultados de nuestro modelo de identificación de sistemas con los resultados del enfoque FSI. Además de esto, comparamos este nuevo modelo con otros encontrados en la literatura.

1.4. Esquema de la tesis

El trabajo reportado en esta tesis está organizado en seis capítulos y tres apéndices y el contenido de cada uno se describe a continuación.

El **Capítulo 2** presenta una descripción general de los antecedentes teóricos de la dinámica de los fluidos, algunos conceptos generales de las fuerzas aerodinámicas y cómo se comportan estas fuerzas en determinadas condiciones de los fluidos. También se discute el ciclo cardíaco y sus principales características. Además de esto, presentamos una descripción general de los sistemas dinámicos invariantes en el tiempo lineal y la teoría general de identificación de sistemas para el método propuesto en el Capítulo 5.

El **Capítulo 3** introduce el procedimiento para realizar simulaciones ICFD utilizando un software de método de elementos finitos (FEM). También se muestra cómo se obtienen las configuraciones más adecuadas (tamaño de malla, tamaño de paso de tiempo y escalabilidad) para obtener la mejor concordancia posible en comparación con las curvas analíticas encontradas en la literatura.

El **Capítulo 4** presenta un conjunto de simulaciones FSI utilizando un modelo de válvula cardíaca simplificado. El objetivo principal es realizar un estudio paramétrico (variaciones en la velocidad y período característicos del fluido, así como el módulo de elasticidad de la estructura sólida) y utilizar estos resultados (velocidades y presiones) para generar un conjunto de datos. Luego, los datos se utilizan para el método de identificación del sistema presentado en el Capítulo 5.

El **Capítulo 5** contiene la implementación del método de identificación del sistema. A continuación, presentamos un modelo autorregresivo con entrada exógena para simular las salidas del modelo de válvula cardíaca. Además, mostramos otros dos métodos para gestionar una aplicación preventiva sobre el funcionamiento de una válvula cardíaca protésica. Finalmente, el **Capítulo 6** informa las conclusiones de este trabajo y subraya posibles ideas y pasos a seguir para futuras investigaciones.

2. Marco Teórico

El CVS se ha convertido en uno de los principales temas de interés en el campo de la salud por su relevancia para detectar precozmente o corregir cualquier anomalía o patología en una persona. El enfoque principal de este capítulo es presentar una descripción general del CVS como una introducción a los problemas y resultados presentados por Capítulo 3 a Capítulo 5. Primero, se señalan las principales etapas del ciclo cardíaco; luego, se explica cómo se estudia el CVS utilizando dos enfoques diferentes. Uno es a través de la teoría de la dinámica de fluidos y cómo se implementa utilizando técnicas ICFD o FSI; mientras que el segundo enfoque consiste en emplear modelos agrupados. El contenido de este capítulo resume los conceptos principales relacionados con cada uno de estos enfoques. Finalmente, también se presenta la teoría básica de los métodos de identificación de sistemas, la alternativa propuesta para manejar estos problemas.

2.1. El sistema cardiovascular

El CVS es responsable de transportar oxígeno, nutrientes, hormonas por todo el cuerpo y está compuesto por el corazón, la sangre y los vasos sanguíneos. Es necesario realizar un seguimiento de este sistema para prevenir o evaluar posibles enfermedades o verificar el estado de un paciente. Para lograr el flujo circulatorio, el corazón necesita latir aproximadamente 100.000 veces al día, lo que implica 2.500 millones de latidos para una persona que vive entre 60 y 80 años. (Peña Pérez, 2016).

Hay dos subsistemas circulatorios principales dentro del cuerpo humano, el menor y el mayor. Por un lado, la circulación menor (pulmonar) es responsable de llevar sangre del corazón a los pulmones y de regreso al corazón. La circulación principal (sistémica), por otro lado, se encarga del transporte de sangre oxigenada por el resto del cuerpo. Los ventrículos suministran sangre a un subsistema diferente durante el ciclo cardíaco. La sangre que transporta dióxido de carbono de todo el cuerpo (excepto los pulmones) llega a la aurícula derecha a través de las venas cavas superior e inferior. Una vez que la sangre ingresa a través de la válvula tricúspide al ventrículo derecho, éste se contrae y luego bombea la sangre hacia los pulmones a través de la arteria pulmonar. Cuando la sangre está dentro de los pulmones, el dióxido de carbono se intercambia con oxígeno. Después de esto, la sangre regresa y entra en la aurícula izquierda a través de las venas pulmonares,

pasa por la válvula mitral y luego pasa al ventrículo izquierdo. El ventrículo izquierdo se contrae y bombea la sangre oxigenada a través de la válvula aórtica hacia la arteria aórtica y luego hacia el resto del cuerpo (ver Figura 2.1) (Catanho et al., 2012).

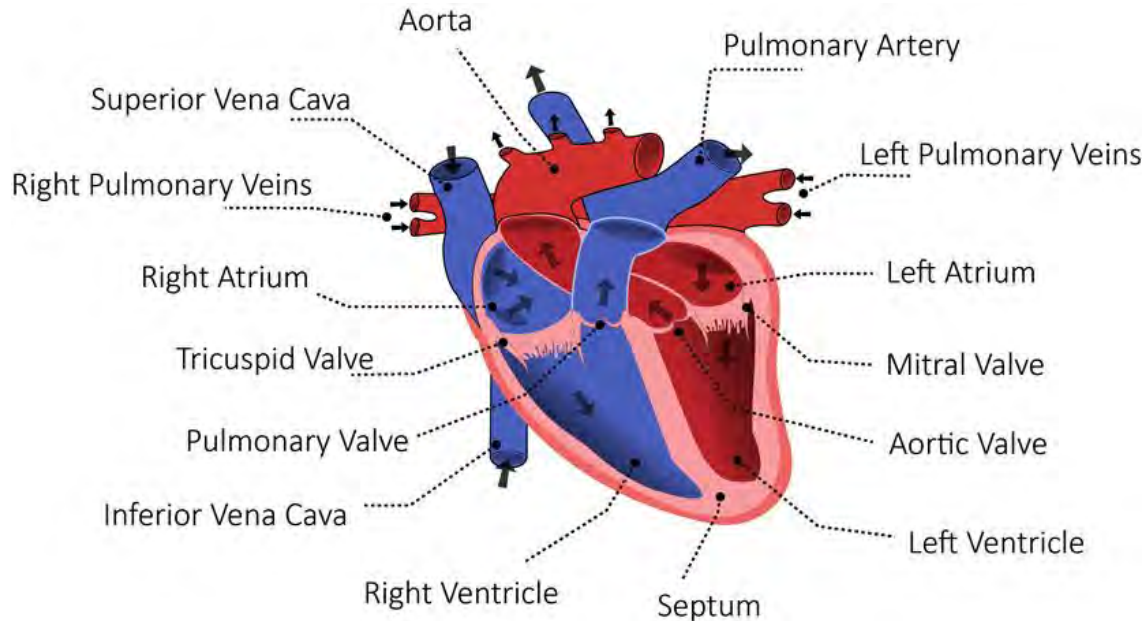


Figura 2.1 Estructura interna del corazón

El flujo sanguíneo que sale del corazón en una contracción se conoce como volumen sistólico y se puede calcular en dos etapas: Volumen tele sistólico (ESV) que representa el volumen sanguíneo ubicado en el ventrículo después de una contracción (sístole) y al comienzo de la expansión (diástole). El volumen tele diastólico (VED) es el volumen de sangre que se encuentra en el ventrículo cuando está lleno al final de la diástole y antes de la contracción de la sístole. En otras palabras, ESV y EDV son el valor mínimo y máximo de sangre durante todo el ciclo cardíaco respectivamente y el volumen sistólico es la diferencia entre ellos.

Además de los conceptos anteriores, existen otros parámetros hemodinámicos que indican el estado del corazón. Uno de ellos es la frecuencia cardíaca, que representa el número de latidos por minuto (BPM); este valor cambia según las necesidades, ya sea que una persona esté haciendo ejercicio o durmiendo, la frecuencia cardíaca aumenta o disminuye según el consumo de oxígeno del cuerpo. El gasto cardíaco es la cantidad promedio de sangre que el corazón bombea por minuto, se mide en litros por minuto [L/

min] y se puede obtener como el producto de la frecuencia cardíaca y el volumen sistólico. La presión arterial en el CVS se mide en milímetros de mercurio [*mmHg*] y durante cada etapa cardíaca puede rondar los 120 mmHg y 80 mmHg para la sístole y la diástole, respectivamente. La velocidad del flujo sanguíneo cambia según la ubicación dentro del cuerpo; por ejemplo, cuando la sangre sale del corazón, su velocidad es de aproximadamente 4 m/s, mientras que en las piernas es de unos 10 m/s. Este comportamiento es consecuencia de la disminución de la elasticidad de las arterias. (Spelde, 2008). Debido al gradiente de presión que ejerce el corazón, la sangre se mueve desde el punto donde se produce la presión máxima hasta el punto de presión mínima. Este fenómeno se conoce como difusión. (Montero-Rodríguez, 2011). En áreas con baja presión, la velocidad disminuye; por ejemplo, en los capilares la velocidad de flujo es de aproximadamente 0.3 m/s.

2.1.1. Ciclo cardíaco

El ciclo cardíaco que ocurre dentro de la estructura interna del corazón se divide en dos etapas: sístole y diástole. Considerando la sístole como paso inicial, esta etapa se caracteriza por la contracción de los ventrículos derecho e izquierdo. Hasta que la presión dentro de estos ventrículos sea lo suficientemente alta, las válvulas aórtica y pulmonar permanecen abiertas expulsando la sangre a las arterias aórtica y pulmonar, respectivamente. La etapa de diástole comienza después de que los ventrículos se relajan; luego, las válvulas tricúspide y mitral se abren debido a la presión dentro de la aurícula que llena ambos ventrículos con sangre una vez más (Peña Pérez, 2016). Refiriéndose únicamente al lado izquierdo del corazón, cuando se abre la válvula aórtica, la válvula mitral debe permanecer cerrada para evitar que el flujo entre en la aurícula y viceversa. Si una de las válvulas deja de funcionar correctamente, pueden ocurrir las patologías mencionadas en la sección 1.1. La sístole y la diástole se pueden dividir en dos sub-etapas, cada una dependiendo del estado del corazón. (Creigen et al., 2007).

- **Contracción isovolumétrica:** El inicio de la sístole está representado por la contracción del corazón, produciendo un incremento de presión en el ventrículo. Válvulas aórtica y mitral están cerrados (ver Figura 2.2 de izquierda a derecha, primer escenario).

- **Eyección de sangre:** La segunda etapa de la sístole se caracteriza por una contracción del ventrículo que produce una disminución del volumen. La presión en el ventrículo sigue aumentando. Para esta parte, la válvula aórtica se abre y se cierra tan pronto como el flujo sanguíneo (BF) va en la dirección opuesta (ver Figura 2.2 de izquierda a derecha, segundo escenario).
- **Relajación isovolumétrica:** Inicio de la diástole, esta sub-etapa ocurre con una relajación del corazón y las válvulas aórtica y mitral se cierran (ver Figura 2.2 de izquierda a derecha, tercer escenario).
- **Relleno:** La última etapa ocurre cuando la presión arterial en el ventrículo cae por debajo de la presión de la aurícula. Cuando esto sucede, la válvula mitral se abre y deja que la sangre fluya hacia el ventrículo y luego el ciclo se repite (ver Figura 2.2 de izquierda a derecha, del cuarto al sexto escenario).

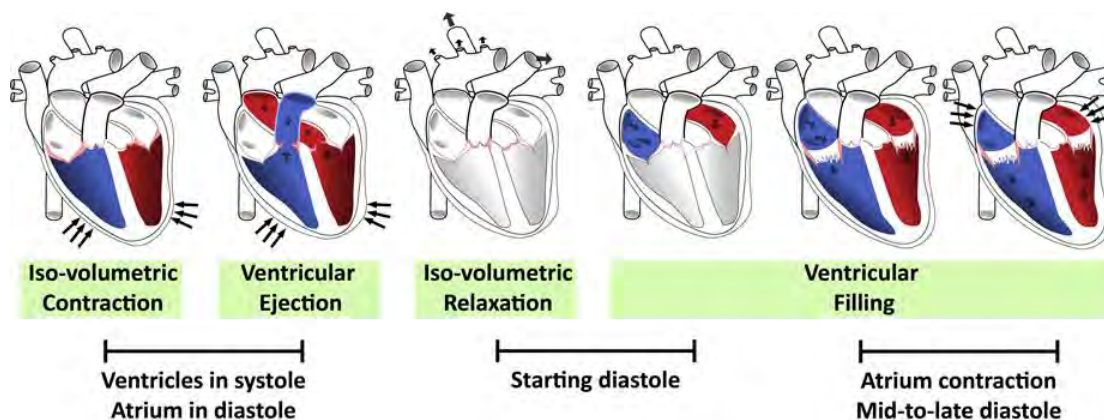


Figura 2.2: Sub-etapas del ciclo cardíaco. Las zonas coloreadas representan las partes activas durante esa sub-etapa.

2.1.2. Válvulas nativas humanas

Las válvulas nativas generalmente comienzan a presentar malos rendimientos cuando ocurren dos condiciones principales. La primera es la estenosis, que produce un estrechamiento dentro de la válvula, aumentando la resistencia al flujo sanguíneo sobre los vasos o arterias y como consecuencia, generar caídas de presión más significativas en su interior. La segunda es la regurgitación, que es una falla dentro de las válvulas que evita el cierre total durante la diástole, produciendo una fuga de flujo sanguíneo cuando la válvula debe permanecer sellada.

Una vez cerradas las válvulas, las válvulas referidas al lado derecho del corazón, es decir, la pulmonar y la tricúspide, deben resistir una presión de aproximadamente 30 mmHg. Al referirse al lado izquierdo del corazón, la válvula aórtica y mitral deben resistir una presión de 100 mmHg y 150 mmHg, respectivamente. Esta carga notable y constante produce que alguna de las válvulas esté predispuesta a fallar. Por lo tanto, durante los últimos años, las principales preocupaciones sobre el diseño de válvulas protésicas incluyen mejoras con especial interés para resolver problemas como la formación de trombosis, hemorragia relacionada con anticoagulantes, sobre-crecimiento tisular, calcificación, infecciones, falla valvular por fatiga o cambios químicos. (Yoganathan et al., 2004). La anatomía de cada una de estas válvulas es similar; las válvulas aórtica y pulmonar están formadas por tres hojas contenidas dentro del tejido conectivo, el anillo anular y una estructura sinusal. En el caso de las válvulas mitral y tricúspide, están compuestas por el anillo valvular, las aletas, los músculos papilares y las cuerdas tendinosas. La válvula mitral tiene dos hojas principales, conocidas como posterior y anterior, mientras que la tricúspide posee tres hojas llamadas posterior, anterior y septal. En cuanto al flujo sanguíneo que se mueve a través de las válvulas, el valor pico medido en personas sanas alcanza valores de 1.35 m/s en la válvula aórtica, 0.75 m/s en la válvula pulmonar.

Las válvulas mitral y tricúspide poseen un flujo sanguíneo bifásico donde el primer pico se llama onda E y se produce debido a la relajación ventricular. mientras que la segunda se llama onda A y se produce por la contracción de la aurícula izquierda. El pico de la onda E es de aproximadamente 0.6 m/s, mientras que la onda A tiene picos más bajos que la onda E. La válvula tricúspide posee velocidades más bajas debido al orificio de la válvula más grande y porque se abre antes y se cierra más tarde que la válvula mitral.

Finalmente, entre todos los aspectos de interés para el diseño de válvulas, los más críticos deben centrarse en:

- Caídas de presión: esta es una medida de las pérdidas de presión de flujo que ocurren cuando la sangre pasa a través de la válvula cardíaca. Los valores más altos indican que la válvula requiere una presión sistólica más considerable para impulsar el flujo a través de la circulación. Minimice este valor para asegurar el correcto consumo de oxígeno del miocardio.

- Área de orificio efectivo que indica qué tan bien la válvula permite pasar el flujo sanguíneo. Los valores más altos indican caídas de presión más bajas.
- La regurgitación se refiere al porcentaje de volumen sistólico debido al flujo hacia atrás durante el cierre de la válvula. Esto resulta de la suma del volumen de cierre (el flujo sanguíneo durante el flujo retrógrado durante el cierre de la válvula) y el volumen de fuga (que se refiere a cualquier acumulación de volumen una vez que la válvula está cerrada).
- Los altos niveles de esfuerzos cortantes conducen a un posible daño de las células sanguíneas (hemólisis) o activación plaquetaria.

Finalmente, el desarrollo de modelos computacionales para diseñar y mejorar válvulas artificiales se ha estudiado con particular interés en dos enfoques principales: el primero considerándolos dentro de un dominio de fluidos utilizando técnicas ICFD y FSI, y el segundo representándolos como un modelo agrupado. A continuación, se presentan los antecedentes teóricos de ambos enfoques.

2.2. Dinámica de fluidos

Cuando observamos un objeto sumergido en un canal, una cámara, un túnel de viento o incluso dentro de nuestros cuerpos, se produce un fenómeno de interacción fluido-estructura entre el objeto y el fluido circundante. Este objeto en movimiento o estático (es decir, un cilindro, una esfera, una placa, un coágulo atascado en los vasos sanguíneos) experimentará una fuerza de arrastre en la dirección del fluido debido a la presión y la fuerza de esfuerzo cortante. (Kundu & Cohen, 1990). La fuerza de arrastre producida es una consecuencia del gradiente de velocidad del fluido al objeto y depende del coeficiente de arrastre y la geometría del objeto.

Las fuerzas hidrodinámicas están relacionadas con la viscosidad y la inercia del fluido. Cerca de la superficie del objeto, el impulso se transfiere a una capa en la que la viscosidad juega un papel importante en la determinación del ancho de la capa y la forma en que cambia la velocidad dentro de ella. Esta zona viscosa se llama capa límite¹. Lejos de este límite, los efectos viscosos son menos importantes y la inercia de las partículas de líquido decide la forma del flujo. La comparación entre las fuerzas viscosas e inerciales que actúan sobre un fluido viene dada por el Número de Reynolds (Re), una cantidad

adimensional. Las fuerzas de inercia están representadas por la densidad (ρ_f) multiplicada por la velocidad característica del fluido (U_f) y una escala de longitud (L_s) según la superficie sobre la que se mueva el fluido². La parte viscosa se caracteriza por la viscosidad dinámica del fluido (μ). De este modo, Re se puede expresar usando la Ec. (2.1):

$$Re = \frac{\text{Inertial Forces}}{\text{Viscous Forces}} = \frac{\rho_f U_f^2 L_s^2}{\mu U_f L_s} = \frac{\rho_f U_f L_s}{\mu} \quad (2.1)$$

Para valores Re bajos (por debajo de 10^2), las fuerzas viscosas dominan el movimiento del fluido teniendo una trayectoria recta bien definida que indica que el fluido se mueve en capas paralelas; este comportamiento se llama flujo laminar (ver Figura 2.3a). Para valores Re altos (por encima de 10^5), el fluido sigue un comportamiento irregular a lo largo de la sección del canal o tubo donde se mueve el fluido. Este movimiento se conoce como flujo turbulento y cuando ocurre, las fuerzas viscosas son tan pequeñas que pueden despreciarse (ver Figura 2.3b). La etapa entre estos rangos se llama régimen de transición y siempre ocurre cuando $Re \sim 3000$.

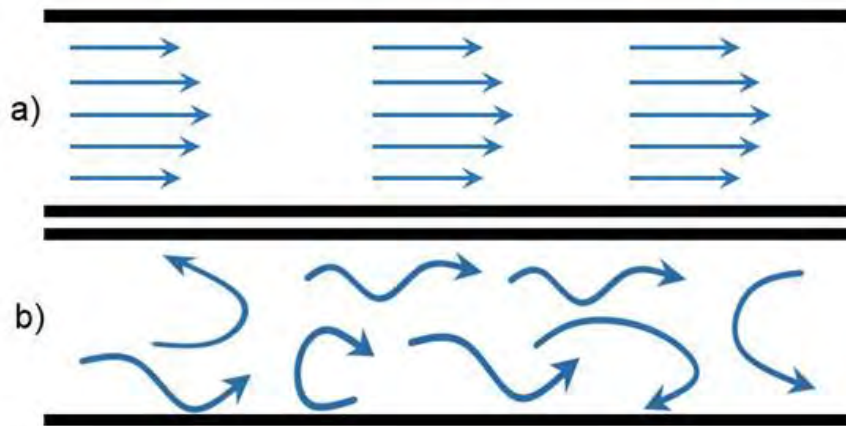


Figura 2.3: Comportamiento de a) Flujo laminar y b) Flujo turbulento

El movimiento relativo del fluido produce una fuerza hidrodinámica en una dirección paralela al flujo, también conocida como fuerza de arrastre (ver Figura 2.4). Según el análisis adimensional en Barenblatt (1996), la fuerza de arrastre está representada por un

1 <https://www.who.int/health-topics/cardiovascular-diseases/>

2 https://www.cdc.gov/heartdisease/valvular_disease.htm

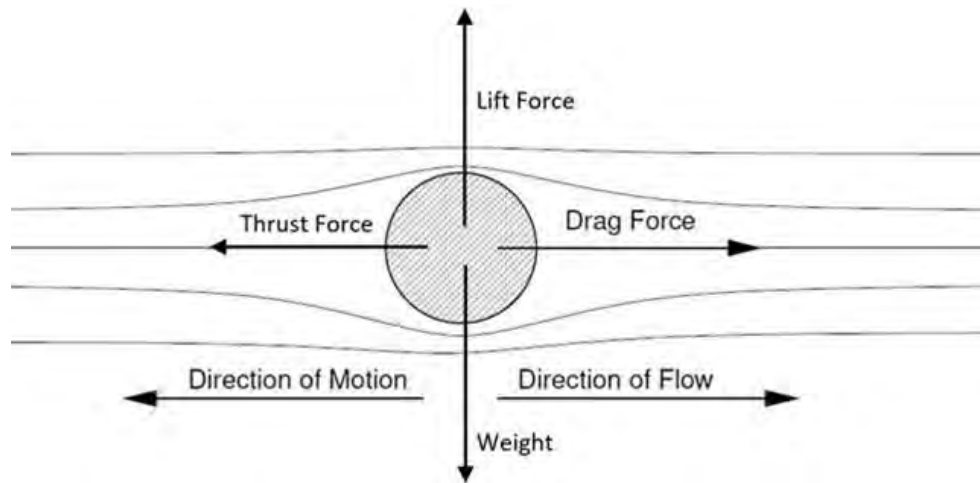


Figura 2.4: Fuerzas que actúan sobre un cuerpo. La fuerza de arrastre se representa como la fuerza opuesta a la dirección del movimiento.

coeficiente de arrastre (C_D), que es otro número adimensional que está directamente relacionado con el número de Reynolds. Dependiendo de Re observado sobre el objeto un específico C_D ocurrirá; por lo tanto, no solo la velocidad (U_f) está involucrado, sino también la fuerza de arrastre (F_D) producida por el objeto, su área frontal (A_F), y la densidad del fluido (ρ_f). Este número se utiliza para modelar todas las dependencias en forma, rotación y condiciones de flujo del objeto³ y se puede expresar usando la Ec. (2.2):

$$C_D = \frac{F_D}{0.5\rho_f U_f^2 A_F} \quad (2.2)$$

Como puede verse en la Figura 2.5, el régimen laminar sigue un comportamiento lineal y tan pronto como se acerca al régimen de transición, la región turbulenta cambia a un comportamiento no lineal. La forma de obtener estos coeficientes en una simulación es empleando un análisis ICFD, que se presenta en *Capítulo 3*. Sin embargo, estos casos solo representan objetos estacionarios que simplemente se comportan como obstáculos para el fluido. Sin embargo, cuando el objeto también tiene su propio movimiento producido por el fluido (objeto no estático), se necesita un enfoque diferente y se requiere una simulación FSI, que se presenta en *Capítulo 4*.

³ <https://www.grc.nasa.gov/www/k-12/airplane/reynolds.html>

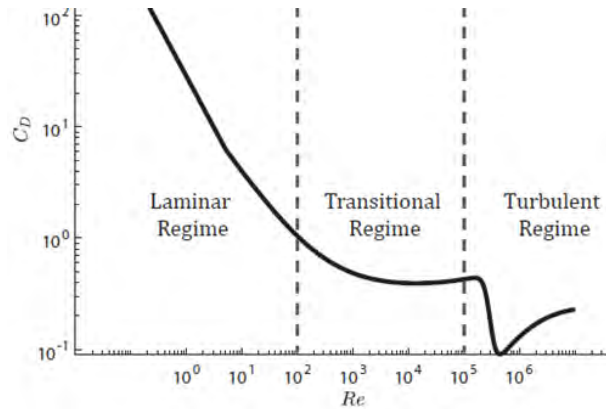


Figura 2.5: Curva característica Re vs coeficiente de arrastre C_D que actúa sobre una esfera. El régimen laminar es inferior a 10^2 y el régimen turbulento está por encima de 10^5 .

2.3. Modelos agrupados

Otra opción para comprender el comportamiento del CVS es mediante el uso de modelos agrupados. Aprovechando la estrecha relación entre el CVS y los circuitos eléctricos, pueden tomarse como puntos de partida para investigar presión arterial y flujo sanguíneo.

2.3.1. Modelo de Windkessel

Estos modelos fueron propuestos por primera vez por el fisiólogo Otto Frank en 1899. El corazón y el árbol arterial sistémico se comparan con una bomba de agua conectada a una cámara. La representación hidráulica completa está llena de agua a excepción de una pequeña parte de la cámara. Cuando se bombea agua a la cámara, esto comprime el aire y mueve el agua de regreso a la bomba (ver Figura 2.6). La representación hidráulica de la compresibilidad del aire se conoce como *distensibilidad arterial* y simula la elasticidad de la arteria principal. La resistencia que encuentra la sangre para moverse a través de las arterias está representada por la resistencia del agua para moverse a través de la cámara de aire y regresar a la bomba. Este comportamiento se conoce como *resistencia periférica*.

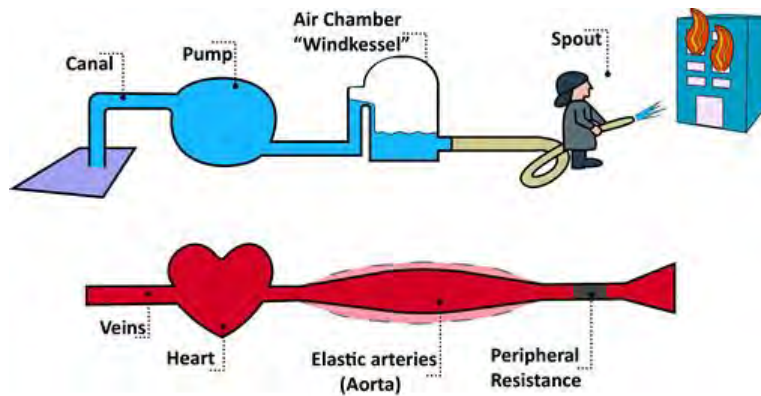


Figura 2.6: El concepto de Windkessel considerando una analogía hidráulica para representar el sistema arterial sistémico

El modelo de Windkessel (WM) puede describirse como la representación análoga de la Ley de Poiseuille para sistemas hidráulicos. En otras palabras, el flujo de sangre a través de las arterias es análogo a un flujo que se mueve a través de las tuberías y la diferencia entre la entrada y la salida es la caída de presión equivalente del sistema. De la misma manera, la equivalencia eléctrica se puede describir usando la Ley de Ohm con una diferencia de voltaje de entrada-salida (ver Figura 2.7).

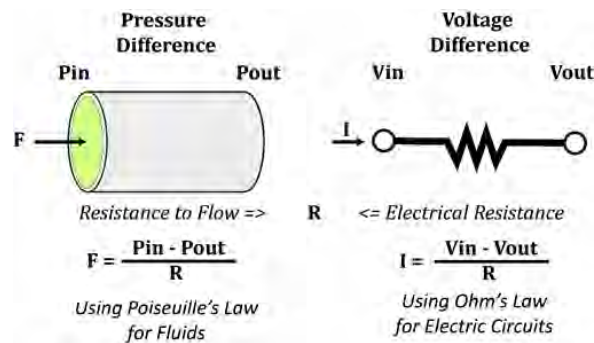


Figura 2.7: Equivalencia entre caída de presión hidráulica y caída de voltaje eléctrico.

Como se mencionó en la sección 2.1, esta relación entre la presión y el flujo sanguíneo es diferente según la zona del cuerpo; en algunos lugares el flujo sanguíneo y la presión son más altos que en otros. La ventaja de estos modelos es la posibilidad de agregar nuevos elementos para obtener una representación más precisa del sistema

arterial sistémico. Las principales equivalencias entre el sistema cardiovascular y los componentes eléctricos se muestran en la tabla 2.1.

Tabla 2.1: Equivalencia entre parámetros cardiovasculares y eléctricos

Parámetro Cardiovascular	Símbolo	Unidad	Componente Eléctrico	Unidades
Flujo de sangre	Q	ml / s	Corriente	A
Presión	P	$mmHg$	Voltaje	V
Volumen	V	ml	Carga	C
Resistencia	R	$mmHg \cdot s / ml$	Resistencia	Ω
Compliance	C	$ml / mmHg$	Capacitancia	F
Inercia de sangre	L	$mmHg / ml \cdot s$	Inductancia	L

2.3.1.1. El modelo de Windkessel de 2 elementos

Este modelo es el más simple y solo representa la resistencia periférica y el cumplimiento del CVS. Simplemente consta de dos elementos: una resistencia y un condensador. Para la distensibilidad arterial, este modelo utiliza un condensador (C) con propiedades de almacenamiento de carga eléctrica, y la resistencia periférica total se modela mediante el uso de una resistencia de disipación de energía (R_p) (Catanho et al., 2012). La representación matemática de este modelo viene dada por la Ley de Corrientes de Kirchoff (KCL), considerando el flujo sanguíneo de entrada ($Q(t)$) y la presión de salida ($P(t)$) (ver Figura 2.8). La corriente de entrada (flujo sanguíneo) $Q(t)$ es equivalente a $Q_2(t) + Q_3(t)$, donde $Q_2(t) = C \frac{dP(t)}{dt}$; mientras que el voltaje de salida (presión) $P(t)$ es equivalente al valor medido en la resistencia R_p , es decir, $P(t) = Q_3(t) \cdot R_p$. Por sustitución, la ecuación diferencial general de primer orden para la WM de 2 elementos se obtiene Ec. (2.3).

$$Q(t) = C \frac{dP(t)}{dt} + \frac{P(t)}{R_p} \quad (2.3)$$

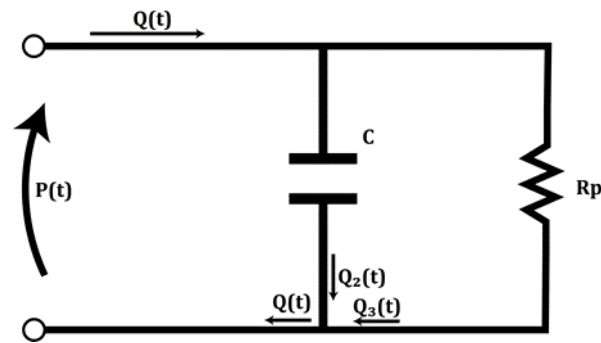


Figura 2.8: La representación más simple del sistema cardiovascular se describe mediante la ecuación diferencial de primer orden del modelo de Windkessel de 2 elementos.

2.3.1.2. El modelo de Windkessel de 3 elementos

Esta es una extensión del modelo anterior e introduce una resistencia adicional. R_c (ver Figura 2.9), que representa la impedancia característica, es decir, la resistencia encontrada por la sangre cuando entra en la válvula aórtica o pulmonar. Este elemento se suma para tener en cuenta los efectos de la inercia y el cumplimiento para altas frecuencias, algo que el diseño original no considera. Siguiendo el mismo procedimiento para calcular la solución general que en el modelo de 2 elementos, la ecuación diferencial de primer orden para el modelo de 3 elementos se da en la Ec. (2.4).

$$\left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right)Q(t) + CR_c \frac{dQ(t)}{dt} = C \frac{dP(t)}{dt} + \frac{P(t)}{R_c} \quad (2.4)$$

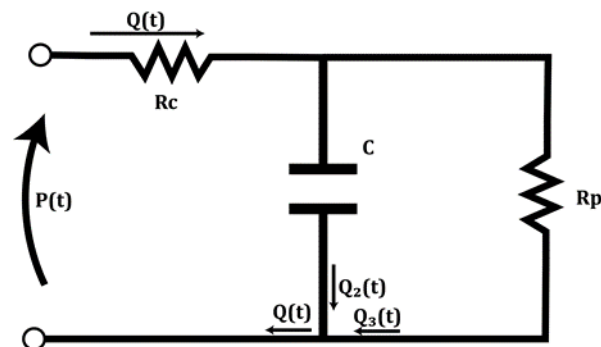


Figura 2.9: Para formar el modelo de Windkessel de 3 elementos, una nueva resistencia R_c se agrega para representar la impedancia

2.3.1.3. El modelo de Windkessel de 4 elementos

La representación más compleja del WM se realiza agregando un cuarto elemento, un inductor L (ver Figura 2.10). Este componente representa la inercia de la sangre a través del sistema, que se descuidó en modelos anteriores. La ecuación general Ec. (2.5) se puede describir de la misma manera que los dos modelos anteriores, utilizando KCL.

$$\left(1 + \frac{R_c}{R_p}\right)Q(t) + \left(CR_c + \frac{L}{R_p}\right)\frac{dQ(t)}{dt} + LC\frac{d^2Q(t)}{dt^2} = C\frac{dP(t)}{dt} + \frac{P(t)}{R_c} \quad (2.5)$$

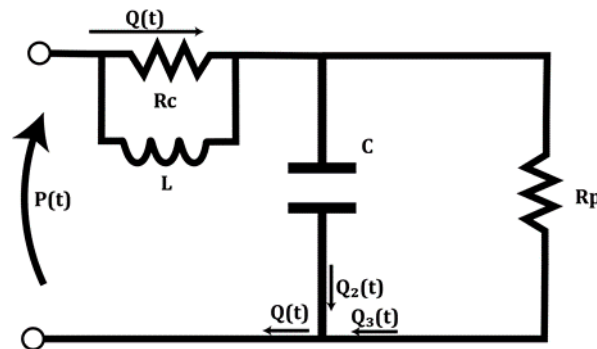


Figura 2.10: El modelo de 4 elementos agrega un inductor al sistema para representar la inercia de la sangre al flujo

2.3.1.4. Un modelo basado en diodos

Finalmente, modelos como el presentado en Ferreira et al. (2005), utiliza diodos para representar el comportamiento de las válvulas mitral y aórtica en una simplificación de la WM de cuatro elementos. De acuerdo a la Figura 2.11, el primer bloque usa C_1 , C_2 , R_2 y D_1 como los parámetros para el ventrículo izquierdo, la aurícula izquierda, la resistencia al flujo sanguíneo y la válvula mitral, respectivamente. El segundo bloque está formado por la válvula aórtica, D_2 y su resistencia al flujo sanguíneo R_3 ; la impedancia característica incluida en el WM de tres elementos está representada por R_4 y la inercia de la sangre en la aorta por L . Finalmente, en la red exterior del circuito, R_1 y C_3 representa la resistencia periférica y el cumplimiento respectivamente.

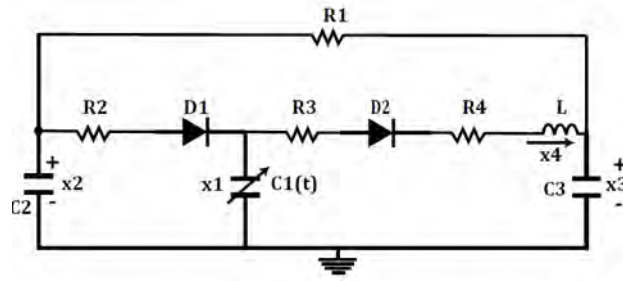


Figura 2.11: El sistema representa el ventrículo y la aurícula izquierdos, las válvulas mitral y aórtica

Este modelo es un modelo agrupado no lineal del CVS impulsado por una bomba de sangre. Este modelo representa la aurícula y el ventrículo izquierdos y el sistema circulatorio sistémico mediante el uso de un circuito RLC con dos diodos. Las variables de salida observables en este modelo son X_1 , la presión ventricular izquierda (LVP), X_2 la presión auricular izquierda (LAP), X_3 como la presión arterial (AP), todos ellos medidos en mmHg y X_4 como el flujo aórtico de entrada (A_F) en ml/s . El ventrículo izquierdo se describe como un condensador variable en el tiempo y como entrada general utilizaron el recíproco del cumplimiento, también conocido como elastancia. Este parámetro es el cambio de presión para una variación dada de volumen y se define en la Ec. (2.6) y Ec. (2.7) como:

$$E(t) = (E_{max} - E_{min}) \cdot E_n(t_n) + E_{min} \quad (2.6)$$

$$E_n(t_n) = 1.55 \left[\frac{\left(\frac{t_n}{0.7}\right)^{1.9}}{1 + \left(\frac{t_n}{0.7}\right)^{1.9}} \right] \left[\frac{1}{1 + \left(\frac{t_n}{1.17}\right)^{21.9}} \right] \quad (2.7)$$

dónde E_{max} y E_{min} son el volumen de presión tele sistólica y tele diastólica respectivamente. $E_n(t_n)$ es la elastancia normalizada variable en el tiempo, $t_n = t/T_{max}$, $T_{max} = 0,2 + 0,15 t_c$ y t_c es el ciclo cardíaco de una persona (60/frecuencia cardíaca). Este modelo se definió mediante ecuaciones en el espacio de estados para cada una de las cuatro fases diferentes del ciclo cardíaco y no se detallan aquí. Se pueden encontrar más detalles en Ferreira et al. (2005).

La principal aplicación de este modelo es la posibilidad de utilizarlo para diseñar controladores de velocidad de bombas. También permite estudiar los fenómenos de succión

debidos al exceso de bombeo y puede ser adecuado para estudiar el síndrome del corazón hipoplástico (corazones univentriculares).

2.4. Identificación de Sistemas

De acuerdo a Ljung (1987), un sistema puede ser un objeto con variables de diferentes clases que interactúan entre sí y producen señales observables - salidas de interés especial para nosotros. Este sistema está influenciado por señales externas: entradas que puede ser alteradas por el observador. Además, tenemos otros tipos de señales: perturbaciones no producidos por el observador, pero afectando el comportamiento de las salidas. Estas perturbaciones se pueden clasificar como disturbios / ruido de medición y de proceso; el primero es producido por el sensor que mide directamente la salida, mientras que el segundo es directamente producido por la influencia de este ruido en la salida. Estos sistemas a menudo se denominan invariantes en el tiempo cuando su respuesta a una señal de entrada no depende de un tiempo t ; y si la relación entre las variables de entrada y salida permanece con la misma combinación lineal, entonces se considera que el sistema es lineal. Por lo tanto, un sistema lineal invariante en el tiempo (LTI) es el que involucra la respuesta de un lineal e invariante en el tiempo sistema a una señal de entrada aleatoria.

Una de las principales características de los sistemas dinámicos es su dependencia de información pasada para pronosticar información futura (Ljung, 2010). Realizar una predicción de un sistema específico durante un tiempo t dependerá de toda o parte de la información previa medida a partir de entradas y salidas. Los métodos SI pueden abordar de manera eficiente esta tarea particular porque pueden caracterizar sistemas dinámicos mediante el empleo de modelos basados en matemáticas utilizando los datos medidos de estos sistemas.

Los modelos de sistemas dinámicos pueden ser invariantes en el tiempo o variables en el tiempo, lineales o no lineales, continuos o discretos. Los sistemas continuos muestran la variación del comportamiento del sistema a lo largo de un tiempo t , permitiendo obtener información de sus propiedades en cualquier momento. Por el contrario, un modelo discreto describe este comportamiento en instantes de tiempo determinados y separados, es decir, solo proporciona información del sistema para estos instantes específicos⁴. Usualmente, un

⁴ <http://zone.ni.com/reference/en-XX/help/372458D-01/TOC6.htm>

sistema continuo es analógico, mientras que un sistema discreto es digital. Estos sistemas también se clasifican según el número de entradas y salidas: entrada única salida única (SISO), entrada única salida múltiple (SIMO), entrada única salida múltiple (MISO) y entrada múltiple salida múltiple (MIMO). Para el interés específico de este trabajo, implementamos sistemas SISO.

Describiremos las definiciones generales de un sistema utilizando la notación discreta. Estos modelos se describen utilizando el siguiente polinomio lineal general que considera las partes dinámicas estocásticas y deterministas del sistema.

$$y(k) = z^{-n}G(z^{-1}, \theta)u(k) + H(z^{-1}, \theta)e(k) \quad (2.8)$$

dónde $u(k)$, $y(k)$ y $e(k)$ son la entrada, salida y perturbación del sistema, respectivamente. La variable θ representa el vector que contiene los parámetros del modelo -conjunto de coeficientes- del sistema. La relación entre la señal de salida y la de entrada se establece mediante $G(z^{-1}, \theta)$ que es la función de transferencia de la parte determinista -también conocida como dinámica de sistemas- del sistema, mientras que $H(z^{-1}, \theta)$ especifica cómo afecta la perturbación a la señal de salida, y representa la función de transferencia estocástica -también conocida como dinámica estocástica- del sistema. El término (z^{-1}) se refiere al operador de desplazamiento hacia atrás que indica el número de retrasos entre la entrada y la salida, esto es:

$$[z^{-1}x(k) = x(k-1), z^{-2}x(k) = x(k-2), \dots, z^{-n}x(k) = x(k-n)]$$

La dinámica determinística y estocástica del sistema está formada por polinomios definidos de la siguiente manera:

$$G(z^{-1}, \theta) = \frac{B(z, \theta)}{A(z, \theta)F(z, \theta)} \quad (2.9)$$

$$H(z^{-1}, \theta) = \frac{C(z, \theta)}{A(z, \theta)D(z, \theta)} \quad (2.10)$$

Por tanto, si tomamos la Ec. (2.9) y la Ec. (2.10) y se sustituyen en la Ec. (2.8) obtenemos la forma general de un modelo lineal.

$$A(z, \theta)y(k) = \frac{B(z, \theta)}{F(z, \theta)}u(k-n) + \frac{C(z, \theta)}{D(z, \theta)}e(k) \quad (2.11)$$

dónde n es el retraso del sistema. $A(z, \theta)$, $B(z, \theta)$, $C(z, \theta)$, $D(z, \theta)$, $F(z, \theta)$ son polinomios con respecto a z^{-1} y se definen mediante las siguientes ecuaciones:

$$A(z, \theta) = 1 + a_1 z^{-1} + \dots + a_{ka} z^{-ka}$$

$$B(z, \theta) = b_1 z^{-1} + \dots + b_{kb} z^{-kb}$$

$$C(z, \theta) = 1 + c_1 z^{-1} + \dots + c_{kc} z^{-kc}$$

$$D(z, \theta) = 1 + d_1 z^{-1} + \dots + d_{kd} z^{-kd}$$

$$F(z, \theta) = 1 + f_1 z^{-1} + \dots + f_{kf} z^{-kf}$$

dónde ka , kb , kc , kd y kf son los órdenes de su respectivo polinomio. Los coeficientes de cada polinomio son los que forman el θ vector; por tanto, estos son los parámetros a estimar.

Estos modelos también se conocen como modelos de caja negra y tienen la propiedad de que el predictor de trayectoria se define como una regresión lineal y dependiendo de la información incluida en esta regresión, se pueden clasificar en: el modelo de error de salida y el modelo de error de ecuación estructuras. En términos generales, cuando el vector de regresión $\phi(k)$ solo incluye términos de la salida estimada $\hat{y}(k)$ y la entrada $u(k)$, se denomina *error de salida* y se dice que la estimación es "simulada" porque solo se basa en la entrada y sus mediciones. Por el contrario, cuando $\phi(k)$ también incluye términos del error de predicción $\tilde{y}(k)$, el enfoque se llama *error de ecuación* y se dice que la estimación se "predice" porque el error de predicción sigue la relación de entrada-salida medida y la corrige en cada paso. Entonces, el predictor de trayectorias futuras se puede reescribir como:

$$\hat{y}(k, \theta) = \theta^T \varphi(k) = \varphi^T(k) \theta \quad (2.12)$$

En el campo SI, dos de los métodos más comunes son los modelos ARX y ARMAX. Su confiabilidad para replicar una amplia gama de modelos y su parametrización hacen que estos modelos sean enfoques ideales para trabajar con sistemas SISO.

2.4.1. Modelo de error de salida ARX

Este modelo considera los polinomios $C(z, \theta)$, $D(z, \theta)$ y $A(z, \theta)$ iguales 1. Por lo tanto, aplicando estos cambios a la Ec. (2.11) obtenemos la forma general de un modelo ARX:

$$y(k) = \frac{B(z, \theta)}{F(z, \theta)} u(k - n) + e(k) \quad (2.13)$$

Donde introducimos una variable auxiliar $w(k)$:

$$w(k) = \frac{B(z, \theta)}{F(z, \theta)} u(k - n) \quad (2.14)$$

Por tanto, sustituyendo los polinomios B y F polinomios en la Ec. (2.14), obtenemos la siguiente forma para un modelo ARX SISO utilizando la estructura de error de salida estructura (ver Figura 2.12):

$$w(k) + f_1 w(k - 1) + \dots + f_{k_f} w(k - k_f) = b_1 u(k - n - 1) + \dots + b_{k_b} u(k - k_b) \quad (2.15)$$

$$y(k) = w(k) + e(k) \quad (2.16)$$

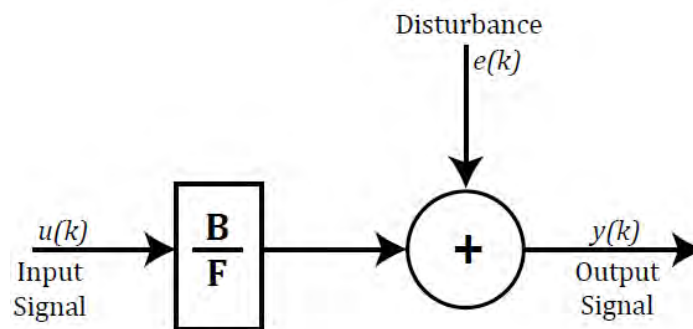


Figura 2.12: Diagrama General de un modelo ARX con estructura error de salida.

2.4.2. Modelo de error de salida ARMAX

Este modelo considera que los polinomios $D(z, \theta)$ y $A(z, \theta)$ son iguales a 1. A diferencia del modelo ARX, el modelo ARMAX considera la dinámica estocástica; por lo tanto, al aplicar estos cambios en la Ec. (2.11) obtenemos la forma general de un modelo ARMAX.

$$y(k) = \frac{B(z, \theta)}{F(z, \theta)} u(k - n) + C(z, \theta)e(k) \quad (2.17)$$

También implementamos el uso de la variable auxiliar de la Ec. (2.14); por lo tanto, sustituyendo los polinomios B, C y F en la ecuación, obtenemos la siguiente forma para un modelo ARMAX SISO con una estructura de error de salida (ver Figura 2.13):

$$w(k) + f_1 w(k - 1) + \dots + f_{kf} w(k - kf) = b_1 u(k - n - 1) + \dots + b_{kb} u(k - kb) \quad (2.18)$$

$$y(k) = w(k) + e(k) + c_1 e(k - 1) + \dots + c_{kc} e(k - kc) \quad (2.19)$$

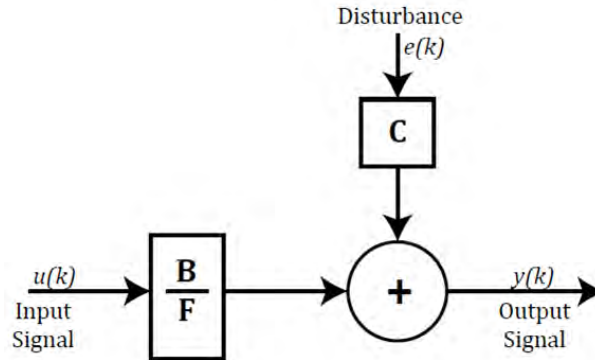


Figura 2.13: Diagrama general del modelo ARMAX usando una estructura de error de salida

Otras estructuras de modelo emplean la misma forma general de la Ec. (2.11) dependiendo de cuál polinomio es equivalente a 1, como el modelo Box-Jenkins, el ARARX, ARARMAX, ARIMAX, entre otros. Sin embargo, el interés de este trabajo se centra únicamente en el estudio de los modelos ARX y ARMAX con error de salida. Más detalles sobre el proceso y la implementación de estos dos modelos se discuten en Capítulo 5.

2.5. Resumen

En este capítulo, revisamos los principales conceptos del sistema cardiovascular. Primero, se explicó el proceso general del ciclo cardíaco. En segundo lugar, se presentaron las principales características y conceptos de dinámica de fluidos cuando existe una interacción con otros objetos. Después, se presentó una descripción general de alternativas para representar el sistema arterial sistémico a través de modelos agrupados, tales como el modelo de Windkessel que describe el flujo sanguíneo y la presión como entrada $Q(t)$ y salida $P(t)$. Finalmente, se explicaron los conceptos generales de los métodos de identificación de sistemas. Este sistema se aplica y se presenta en capítulos futuros para mostrar un modelo que utiliza el flujo volumétrico como entrada $u(t)$ del sistema y simula la diferencia de presión y el área de apertura como salidas $y_{1,2}(t)$. La principal diferencia con

los métodos descritos es que los métodos SI se utilizan para encontrar un modelo que se ajusta a una salida del sistema solo considerando la entrada del mismo y todo lo demás como una caja negra; mientras que los modelos agrupados utilizan la entrada y los parámetros internos para calcular la salida. En los siguientes capítulos, estudiaremos el comportamiento de un modelo de folleto simple mediante simulaciones ICFD y FSI. Luego, usamos los resultados de estas simulaciones para obtener un modelo de identificación del sistema para simular los resultados de este modelo de folleto.

3. Dinámica de Fluidos de Objetos Estáticos

3.1. Introducción

El objetivo principal de este capítulo es mostrar la primera aproximación para utilizar una simulación ICFD para obtener los coeficientes aerodinámicos mencionados en el capítulo anterior. En este caso, el objeto a estudiar es una esfera sumergida en un canal 3D. Por esta razón, para realizar esta simulación, es necesario verificar primero el desempeño del software seleccionado durante el proceso de cálculo. Por lo tanto, realizamos pruebas de validación utilizando un modelo de túnel de viento con un objeto sumergido en él para determinar el enfoque más rápido y eficiente para finalizar los cálculos.

3.2. Escalabilidad del software

Antes de comenzar las simulaciones con la esfera, propusimos un diseño diferente para determinar el mejor enfoque a utilizar en futuras pruebas. El software seleccionado para realizar las simulaciones fue LS-DYNA (Livermore Software Technology Corporation, Livermore, CA), que ofrece dos capacidades diferentes para hacer frente a las simulaciones FEM. La primera es utilizar un Procesamiento de Memoria Compartida (SMP) que permite distribuir y resolver el modelo mediante un proceso secuencial sobre múltiples procesadores en la misma computadora. El segundo enfoque es el procesamiento masivo paralelo (MPP), que permite ejecutar el problema en un grupo de máquinas o utilizar varios procesadores en una sola computadora. Este enfoque divide el proceso en múltiples subprocesos para cada procesador para acelerar los cálculos, lo cual es fundamental si se requiere un análisis implícito.

Para seleccionar el mejor enfoque, realizamos dos pruebas diferentes: la primera consistió en medir el tiempo invertido en finalizar el proceso de cálculo (tiempo de ejecución), mientras que el segundo compara los resultados de ambos enfoques y verifica su similitud. Todas las simulaciones se realizaron utilizando una estación de trabajo HP con un procesador Intel Xeon funcionando a 3.40 GHz y 16 GB de RAM.

3.2.1. Prueba 1: Tiempo de ejecución

La primera prueba propuesta fue una simulación ICFD considerando un canal 3D con un obstáculo en el centro y comparando el tiempo de ejecución obtenido usando ambos enfoques SMP y MPP. En la Figura 3.1, tenemos una simplificación 2D del diseño propuesto para esta prueba.

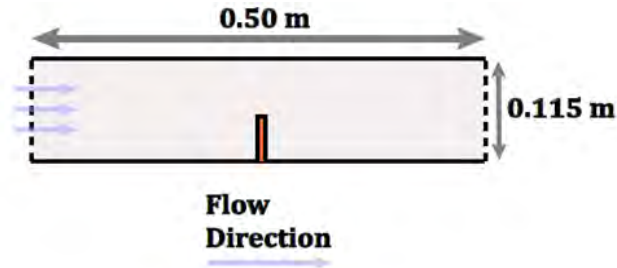


Figura 3.1: Diseño utilizado para comparar el tiempo de ejecución entre los enfoques SMP y MPP en la Prueba 1

Los enfoques SMP y MPP comparten los siguientes parámetros de entrada: aire como fluido, con una densidad de $\rho_f = 998,2 \text{ kg / m}^3$ y una viscosidad dinámica $\mu = 0,001 \text{ Pa} \cdot \text{s}$, un tiempo de simulación $T = 1 \text{ s}$, y cuatro velocidades aleatorias entre 5-20 m/s tales como $U_{mag} = [5.5, 12.5, 14.7, 19.4] \text{ m/s}$. Estos valores se tomaron simplemente como ejemplos para comparar el rendimiento del software a diferentes velocidades; por lo tanto, no representan ningún dato realista. Las principales diferencias entre estas simulaciones son los tamaños de malla utilizados y el número de procesadores asignados para calcular la simulación. Estas configuraciones de malla tienen las características enumeradas en la Tabla 3.1 y ambos se pueden distinguir en la Figura 3.2. La velocidad de entrada U_f es equivalente a $U_{mag} * U^*(t)$, donde $U^*(t)$ sigue la curva formada por la siguiente ecuación:

$$U^*(t) = \begin{cases} t; & 0 \leq t \leq 1 \\ 1; & t > 1 \end{cases} \quad (3.1)$$

Tabla 3.1: Características de las mallas utilizadas en ambos enfoques

Enfoque	Tamaño de Malla	Número de Elementos	Número de Nodos	Número de procesadores
SMP	0.008	9492	4748	4
MPP	0.0055	19078	9541	8

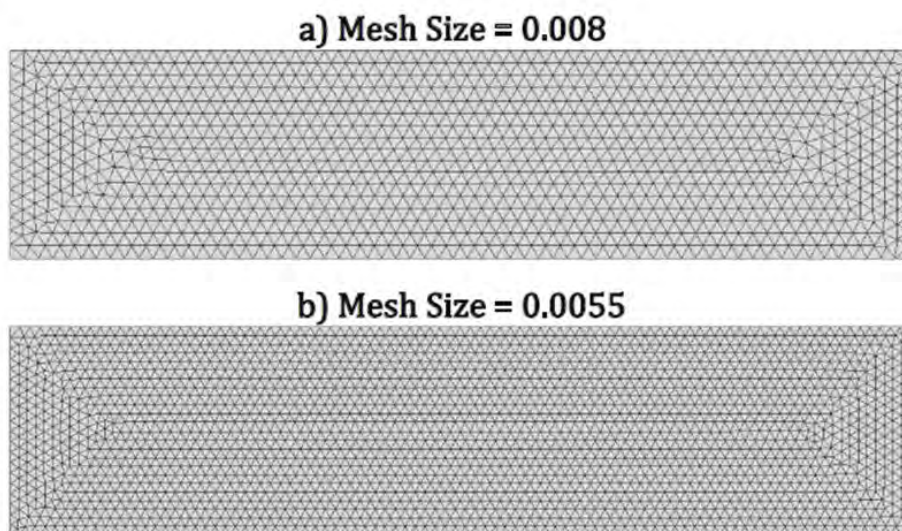


Figura 3.2: Comparación de tamaños de malla para a) prueba SMP y b) prueba MPP.

Según los resultados mostrados en la Figura 3.3, incluso cuando MPP usa una malla más robusta los cálculos terminaron en menos tiempo que el enfoque SMP. Para cada caso de velocidad, el enfoque MPP alcanzó el tiempo de simulación utilizando [65.45, 59.09, 57.69, 60.69]% del tiempo necesario para SMP. Esto significa que MPP ayuda a ahorrar un 39.27% del tiempo de cálculo requerido por un enfoque SMP regular.

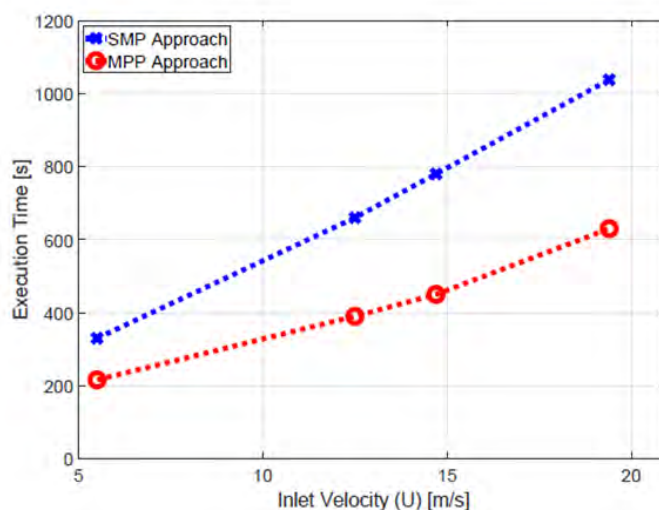


Figura 3.3: Tiempo de ejecución de los enfoques SMP y MPP.

3.2.2. Prueba 2: Similitud de resultados

La segunda prueba fue para verificar la similitud entre los resultados de MPP y SMP; Ambos casos probados con y sin obstáculo dentro del canal. Los parámetros de entrada de estas pruebas son los mismos que en Prueba 1, con la diferencia de que el único valor utilizado para la velocidad de entrada fue $U_{mag} = 19,4$ m/s, que fue el valor más alto en el rango anterior y se eligió al azar sin ninguna razón específica más que para comparar la correlación entre los resultados. Esta prueba utilizó una configuración diferente del canal que la prueba anterior, donde medimos la velocidad-x en la posición marcada con una X que se muestra en el diseño de la Figura 3.4. El tamaño de malla para esta configuración es el que se muestra en la Figura 3.2b. El número de procesadores (# CPU 's) para estos casos se estableció en 8 para SMP y 16 para MPP -para verificar el desempeño y similitud utilizando la configuración óptima que permite el software para cada enfoque-. Por lo tanto, terminamos teniendo las siguientes variaciones:

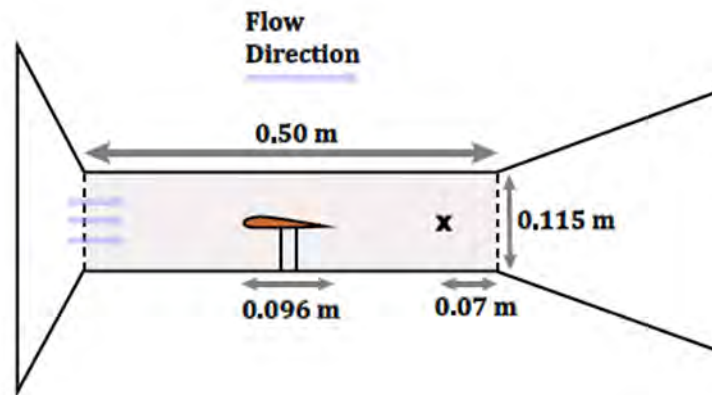


Figura 3.4: Diseño utilizado para probar la similitud de resultados entre los enfoques SMP y MPP en la Prueba 2

- Enfoque SMP, # CPU 's = 8, obstáculo interior = sí.
- Enfoque MPP, # CPU 's = 16, obstáculo interior = sí.
- Enfoque SMP, # CPU 's = 8, obstáculo interior = no.
- Enfoque MPP, # CPU 's = 16, obstáculo interior = no.

La semejanza de resultados se obtiene utilizando un coeficiente de correlación múltiple (R) definido por:

$$R = \left(1 - \frac{\sum_{\tau=1}^t (U_x^\tau - \hat{U}_x^\tau)^2}{\sum_{\tau=1}^t (U_x^\tau)^2} \right) \times 100 \quad (3.2)$$

donde $\tau = 1, \dots, t$, U_x^τ es la velocidad-x medida con el enfoque SMP y \hat{U}_x^τ es la velocidad-x medida con el enfoque MPP. En la Figura 3.5, apreciamos las diferencias entre los cuatro casos probados. Los resultados de MPP muestran una excelente concordancia con los resultados de SMP, donde $R = 99.1348\%$ y $R = 99.9006\%$ para los casos al utilizar un obstáculo y sin él. Además de esto, el costo computacional es nuevamente menor para MPP que para SMP, obteniendo un tiempo de ejecución de 15.6 y 1.5 horas usando SMP con y sin obstáculo, mientras que con MPP obtuvimos 3.4 y 0.4 horas. Con estos resultados podemos inferir que el uso de un enfoque MPP proporcionará resultados eficientes y casi idénticos que el uso de SMP. Por lo tanto, todas las simulaciones futuras se probarán utilizando un enfoque MPP con 8 o 16 procesadores.

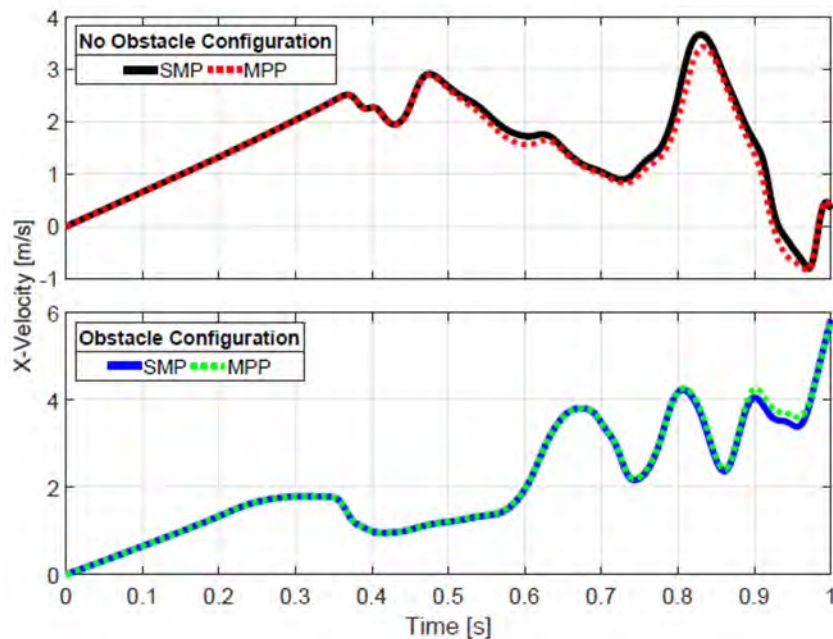


Figura 3.5: Similitud de resultados R entre los enfoques SMP y MPP. Para la configuración sin obstáculos $R = 99,1348\%$; mientras que para el que tiene un obstáculo $R = 99,9006\%$.

3.3. ICFD de una esfera

Con los resultados obtenidos en los apartados anteriores, nos propusimos probar la veracidad del software comparando los resultados de las simulaciones con los datos analíticos de un problema bien estudiado. Para ello, en el siguiente apartado se explica el trazado, la prueba de tamaño de malla, la configuración y parámetros de la simulación y los pasos necesarios a seguir para calcular los coeficientes aerodinámicos de una esfera sumergida en un dominio de fluidos.

De acuerdo a Schlichting & Gersten (2016), el principio de similitud simplifica el uso de muchas variables (velocidad, densidad, viscosidad dinámica y una dimensión del cuerpo, por ejemplo, diámetro de la esfera) a una sola variable, que es el Número de Reynolds. Para diferentes diámetros, velocidades y fluidos, se puede obtener una curva de arrastre característica usando Re como se ve en la Figura 3.6, que corresponde al coeficiente de arrastre de una esfera para un rango de Re .

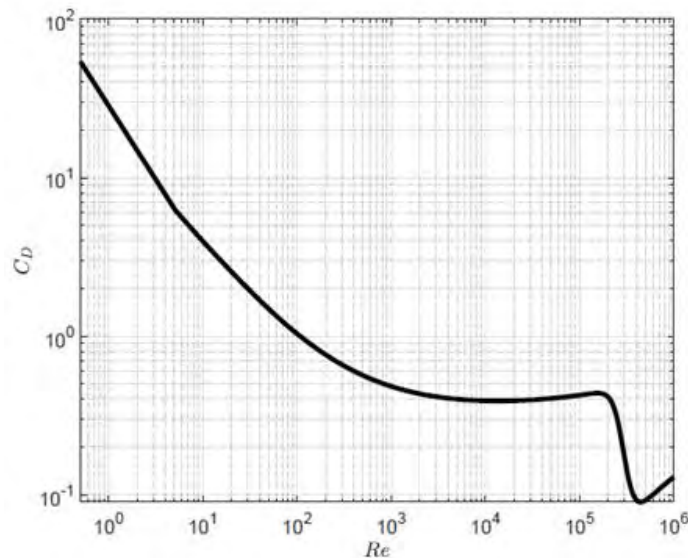


Figura 3.6: Curva característica de resistencia de la esfera para diferentes rangos de números de Reynolds. La transición del límite a la región turbulenta está representada por una caída cuando $Re > 10^6$.

Para comparar esta curva de arrastre, un análisis ICFD para una esfera inmersa en un flujo constante para medir diferentes coeficientes de arrastre y sustentación en diferentes Re se lleva a cabo rangos. Las simulaciones se configuran utilizando el software LS-DYNA y las condiciones de contorno del dominio de fluidos (consulte la Figura 3,7) se definen de la siguiente manera:

- **Pared de entrada**, que representa la entrada del fluido.
- **Pared de salida**, donde el fluido sale del canal y la presión alcanza el valor cero.
- **Paredes antideslizantes**, que representa la condición en la que el fluido tiene velocidad cero en relación con el límite.

Para una ICFD, el objeto también posee una condición antideslizante porque solo se comporta como un obstáculo para el fluido.

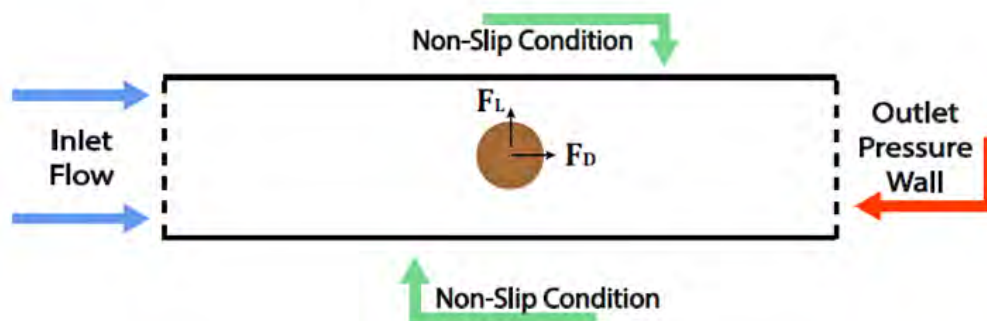


Figura 3.7: Disposición y condiciones de contorno del problema de la esfera ICFD

Los parámetros de entrada para estas simulaciones son: aire como fluido, con una densidad de $\rho_f = 1.229 \text{ kg/m}^3$, y viscosidad dinámica $\mu = 0,0000173 \text{ Pa}\cdot\text{s}$. En cuanto a la esfera, tiene un área frontal (perpendicular al flujo) de $A_F = 0.00031416 \text{ m}^2$ (donde $A_F = \frac{\pi L_s^2}{4}$). La curva de velocidad U_f es de nuevo la establecido en la Ec. (3.1), pero ahora, la magnitud de la velocidad U_{mag} se obtiene usando la Ec. (2.1) donde L_s es el diámetro de la esfera. El diseño es un canal 3D de $0,5 \times 0,115 \times 0,115\text{m}$ en largo, alto y ancho, respectivamente. Todo el proceso necesario para configurar una simulación ICFD utilizando LS-DYNA se detalla en el Apéndice A.

3.3.1. Prueba de validación del tamaño de malla

Antes de obtener los coeficientes para diferentes números de Reynolds, es necesario preparar un estudio de validación de malla para seleccionar un tamaño adecuado que tenga un equilibrio entre el costo computacional y la precisión de los resultados. Por lo tanto, se probaron diferentes configuraciones para comparar sus resultados con la curva analítica presentada en la Figura 3.6.

Por esta razón, probamos todas las mallas para un solo valor de $Re = 1000$, donde los valores esperados para los coeficientes de arrastre y sustentación son $C_D \approx 0,5$ y $C_L \approx 0$ - debido a la simetría- aproximadamente.

El tiempo de simulación se configuró para $T = 3$ s y una velocidad constante $U_{mag} = 0,704$ m/s para tratar de obtener los valores deseados para C_D y C_L . El software tiene una opción para calcular una estimación aproximada del tamaño del elemento en función de los objetos utilizados; por lo tanto, el tamaño de elemento predeterminado obtenido con esta opción proporcionó el configuración de M_{Sp6} . A partir de aquí, proponemos otras cinco configuraciones diferentes; donde los casos M_{Sp3} y M_{Sp5} emplearon una malla de tamaño variable (VSM) que permite crear elementos más pequeños en áreas de alta curvatura y elementos más grandes en superficies planas (Quanqing & Philip, 2019) . El resto de los casos utilizaron un elemento uniforme del tamaño de un triángulo.

De la Figura 3.8 podemos apreciar que las configuraciones M_{Sp1} y M_{Sp2} tienen las mallas menos robustas con el menor número de elementos, mientras que las dos configuraciones que usan VSM tienen las mallas más robustas.

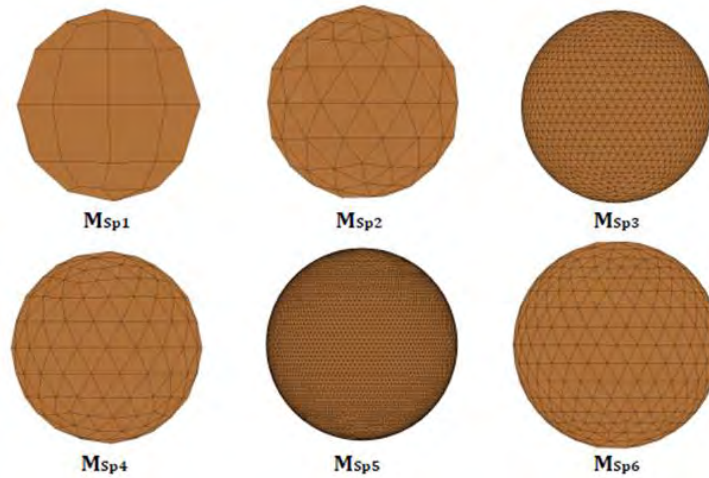


Figura 3.8: Comparación de tamaños de malla de esfera

En cuanto al costo computacional, la Tabla 3.2 muestra que M_{Sp5} y M_{Sp6} tienen el mayor tiempo de ejecución. Desde M_{Sp1} hasta M_{Sp3} , el tiempo de ejecución es considerablemente menor que M_{Sp5} y M_{Sp6} pero como se ve en la Figura 3.9 su C_D está lejos del valor esperado. La configuración M_{Sp4} posee un valor muy cercano al C_D esperado, pero un C_L mayor que las configuraciones anteriores. En el otro lado, incluso cuando M_{Sp5} tiene uno de los tiempos de ejecución más altos, esta configuración es la única con los resultados más cercanos a los valores esperados de $C_D \approx 0,5$ y $C_L \approx 0$ (ver Figura 3.10). Por estas razones, M_{Sp5} es la configuración que se utilizará para las pruebas futuras.

Tabla 3.2: Configuraciones utilizadas para la prueba de validación de la esfera

Configuración de Malla	Tamaño de Malla	Número de elementos Superficie	Tiempo de ejecución [min]
M_{Sp1}	0.0055	50	4.9
M_{Sp2}	0.004	186	13.5
M_{Sp3}	VSM	3316	28.0
M_{Sp4}	0.003	366	35.0
M_{Sp5}	VSM	13312	150.0
M_{Sp6}	0.002	852	162.0

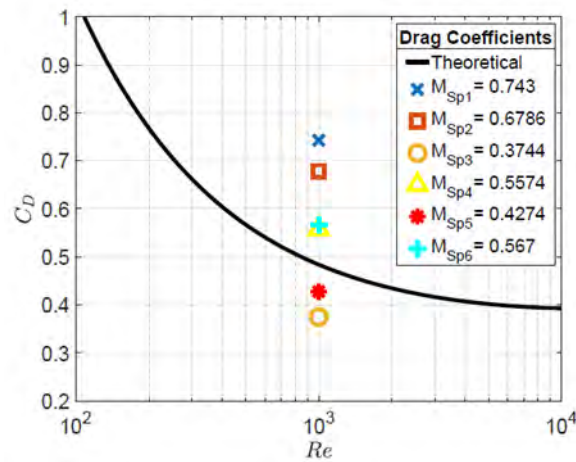


Figura 3.9: Los coeficientes de arrastre obtenidos con diferentes tamaños de malla. Se espera un $C_D \approx 0.5$; configuraciones M_{Sp4} y M_{Sp5} tienen la aproximación más cercana.

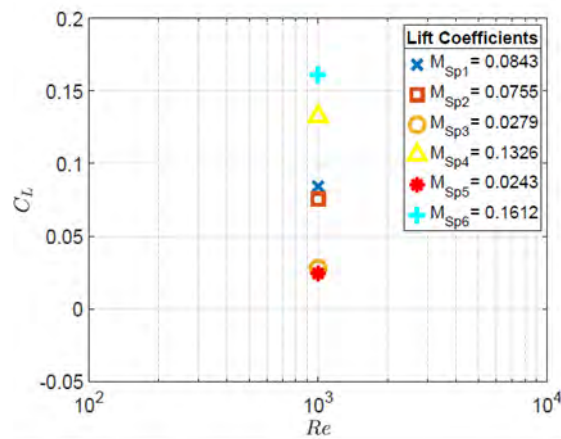


Figura 3.10: Se esperan coeficientes de sustentación aproximados a cero. Todos los resultados están entre 0 y 0,05. La configuración M_{Sp5} obtuvo la aproximación más cercana.

3.3.2. Resultados de simulaciones y discusiones

Con la malla M_{Sp5} seleccionada, el siguiente paso fue probar los mismos parámetros para los dominios de fluidos y sólidos en diferentes Re rangos. Los valores utilizados para el número de Reynolds fueron $Re \in [1, 10, 10^2, 10^3, 10^4, 10^5]$ y cada uno fue probado durante un tiempo de simulación T diferente. Sus respectivas fuerzas de arrastre y sustentación se presentan en la Figura 3.11 y Figura 3.12. Los valores medidos se tomaron en el momento

en que todas las fuerzas de cada Re alcanzaron un valor constante (marca "x" en $0,7 t / T$) y se utilizaron para calcular los coeficientes de resistencia y sustentación.

Con los datos recuperados de estas simulaciones, reconstruimos la curva de arrastre simulada para compararla con la analítica presentada en la Figura 3.6. De la Tabla 3.3 se puede ver que cuanto mayor era el número de Reynolds, menores eran los coeficientes de resistencia y sustentación. Los resultados muestran que el software puede manejar simulaciones donde las zonas laminares son dominantes (ver Figura 3.13), mientras que para las zonas donde se producen turbulencias los resultados no fueron tan precisos. Sin embargo, el interés de nuestro trabajo es solo tratar con campos de baja velocidad dentro del régimen laminar; por tanto, este problema de inexactitud en la zona turbulenta no nos impide continuar con el enfoque actual empleado por el software. Además, como se verá en el próximo capítulo, los campos de velocidad aplicados en nuestros experimentos están entre $Re = [10^2, 10^3]$; por lo tanto, la brecha que se observa para los valores más pequeños de Re entre la curva analítica y simulada también pueden despreciarse.

Tabla 3.3: Fuerzas de arrastre y sustentación y coeficientes obtenidos para las simulaciones de esfera

Número Re	Velocidad [m/s]	Tiempo de simulación [s]	Fuerza de Arrastre [N]	Coefficiente de Arrastre	Fuerza de Sustentación [N]	Coefficiente de Sustentación
1	0.0007	600	1.159E-9	12.116	314.507E-15	0.0033
10	0.007	200	16.979E-9	1.775	6.235E-12	0.0007
100	0.070	40	528.959E-9	0.553	145.451E-12	0.0002
1 000	0.704	30	41.371E-6	0.426	1.044E-6	0.0114
10 000	7.038	20	5.225E-3	0.547	392.751E-6	0.0409
100 000	70.382	10	103.128E-3	0.108	40.774E-6	0.0426E-3

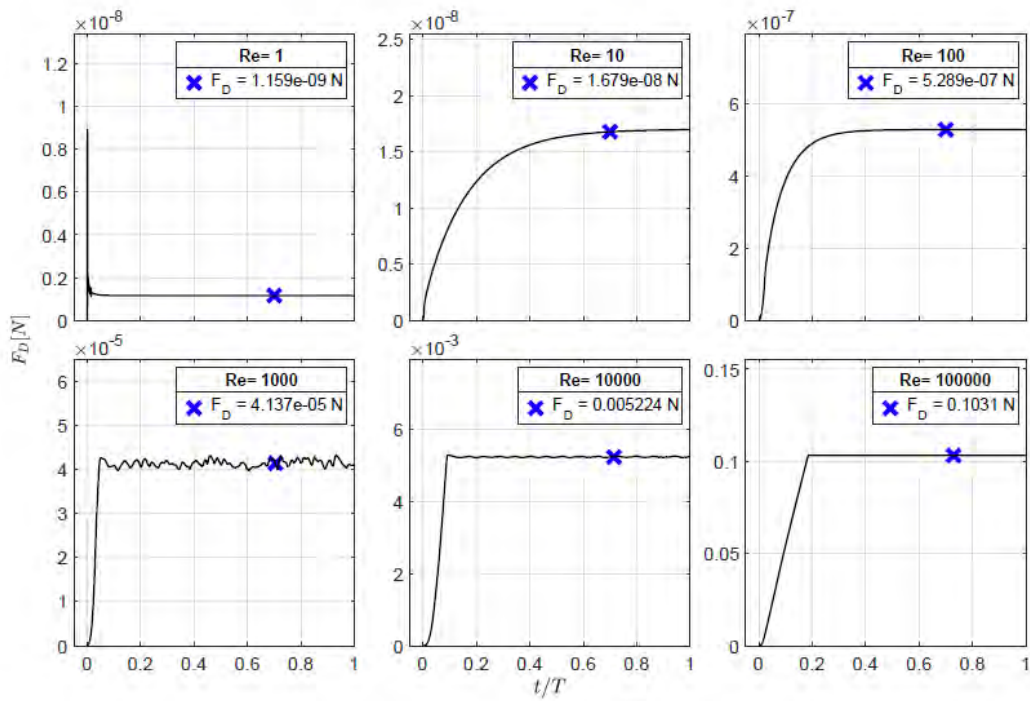


Figura 3.11: Fuerzas de arrastre obtenidas para diferentes números Re .

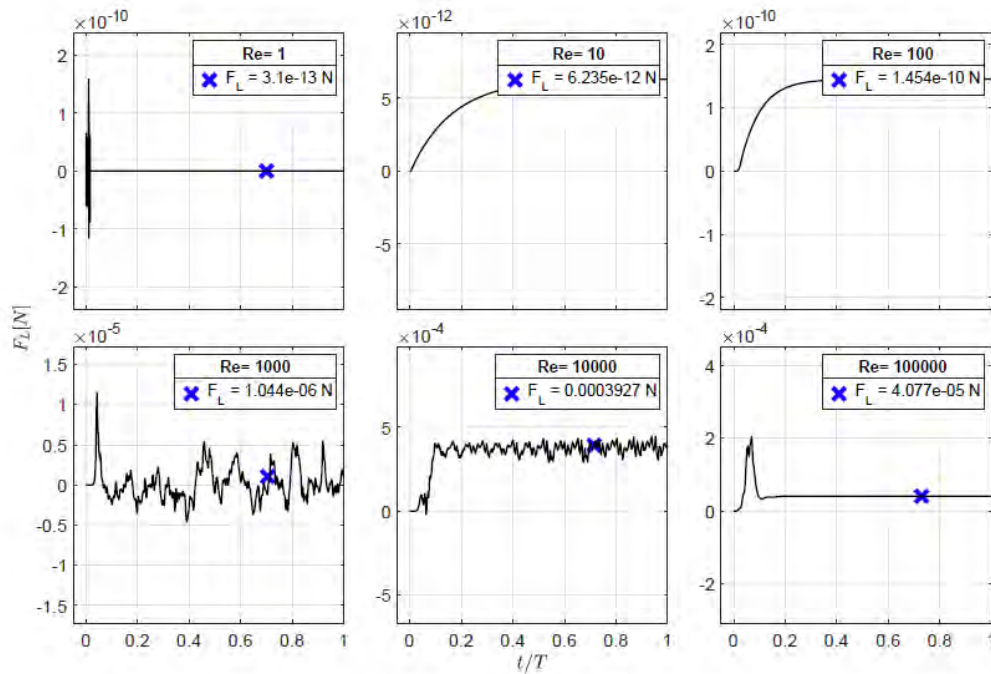
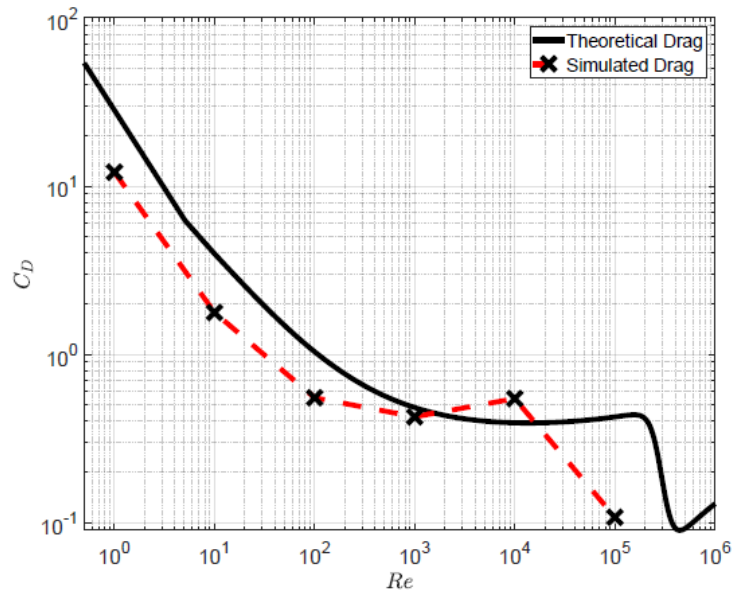
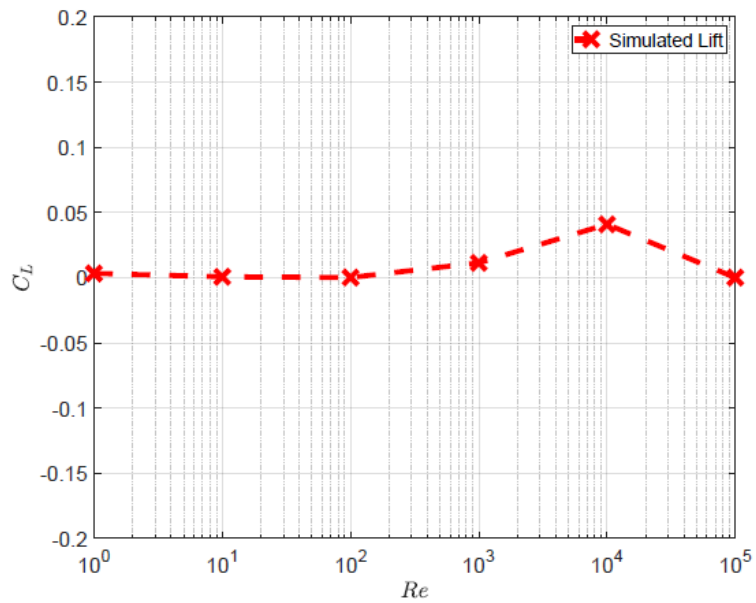


Figura 3.12: Fuerzas de sustentación obtenidas para diferentes números Re



(a)



(b)

Figura 3.13: Se puede observar una comparación entre la curva de arrastre de la esfera analítica y la simulada en a) para un conjunto de diferentes Re valores. En b), se espera

que los coeficientes de elevación de la esfera sean aproximadamente cero; todos los resultados están entre 0 y 0.05.

Finalmente, en la Figura 3.14 mostramos el comportamiento del fluido que se mueve a través del canal y cómo se ve afectado por la esfera. Cuando aumenta la velocidad del fluido, también aumenta el número de Reynolds. Cuando esto sucede, podemos apreciar las siguientes situaciones:

- De $Re \in [10^0, 10^1)$, tenemos un campo de velocidad muy lento; por tanto, se puede despreciar la viscosidad. Esta región se comporta como un flujo ideal sin una capa límite generada en la superficie de la esfera.
- De $Re \in [10^1, 10^2)$, tenemos un campo de baja velocidad; luego, comienzan a formarse pequeños vórtices en la parte posterior de la esfera. El flujo comienza a separarse, pero permanece estable, produciendo una gran fuerza de arrastre.
- De $Re \in [10^2, 10^4)$, tenemos un incremento en el campo de velocidad, lo que conduce a la generación de vórtices inestables que se separan de la esfera y caen corriente abajo. Aquí, apreciamos la formación de un comportamiento periódico con remolinos oscilantes inestables (también conocida como la calle del vórtice de Karman).
- De $Re \in [10^4, 10^5)$, vemos que la velocidad sigue aumentando. La capa límite se mueve de la región laminar a la capa de transición y luego al comportamiento turbulento con vórtices de muchos tamaños producidos desde el cuerpo.

De los resultados observados en la última etapa de la figura anterior ($Re = 10^5$), la simulación no pudo calcular correctamente el comportamiento del fluido en esta situación. Para esta zona, esperaríamos tener el régimen turbulento, donde la capa límite se mueve hacia un flujo turbulento caótico con vórtices de muchas escalas diferentes.

Por lo tanto, de acuerdo con estos resultados, podemos inferir que la ecuación predeterminada de Navier-Stokes empleada por LS-DYNA no es adecuada para resolver problemas de ICFD donde se observan condiciones turbulentas ($Re > 10^5$). Por lo tanto, estas simulaciones solo son confiables cuando $1 \leq Re \leq 10^5$.

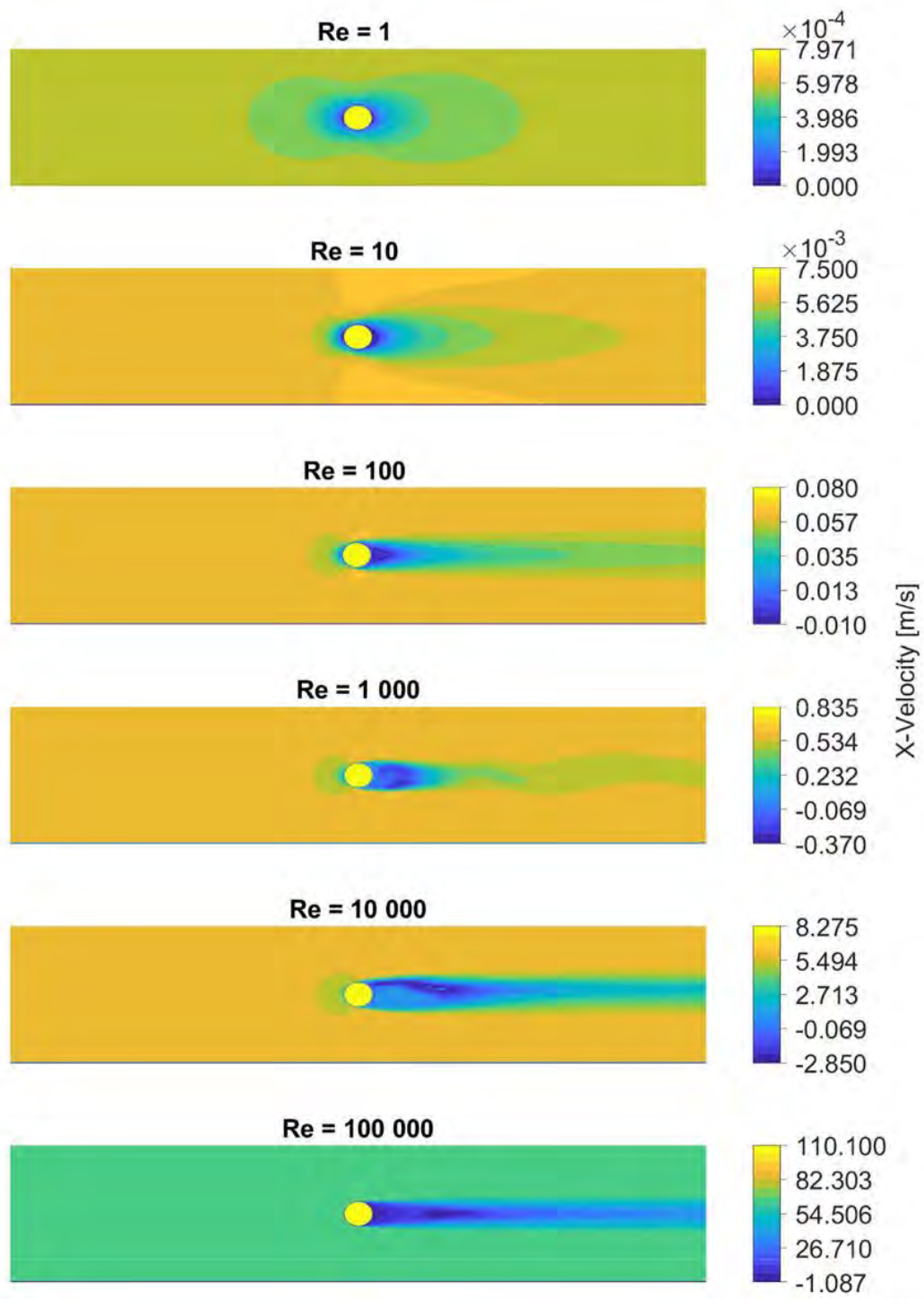


Figura 3.14: Simulación ICFD de un flujo circundante a través de una esfera durante diferentes etapas.

3.4. Resumen

En este capítulo, revisamos los conceptos básicos de los coeficientes aerodinámicos de una esfera estática. Primero, realizamos simulaciones ICFD de un canal 3D con un objeto dentro de él para saber qué capacidad proporcionada por el software era mejor para usar en casos futuros. Los resultados demostraron que el uso de un enfoque MPP produce resultados más rápidos pero precisos que el uso de un enfoque SMP.

Luego, realizamos un estudio de validación para determinar el mejor tamaño de malla para la esfera en determinadas condiciones. El objetivo fue encontrar un tamaño de malla adecuado que proporcione un coeficiente de arrastre y sustentación lo más cercano posible a los valores teóricos encontrados en la literatura. Los resultados demostraron que el uso de una malla de tamaño variable permite obtener los resultados deseados en lugar de utilizar un elemento de tamaño constante y regular.

Finalmente, con los resultados mencionados anteriormente, realizamos otras simulaciones ICFD para un conjunto diferente de condiciones numéricas de Reynolds con el fin de calcular los coeficientes de resistencia y sustentación de una esfera y luego comparar los resultados con los datos analíticos disponibles en la literatura. Estas pruebas nos permitieron verificar la veracidad y precisión del software seleccionado, dando buena concordancia con la curva de resistencia analítica pero solo para un rango determinado de número de Reynolds. Sin embargo, el enfoque principal de este trabajo es manejar velocidades dentro del régimen laminar; por tanto, el método empleado es adecuado para casos futuros en los que se necesite la interacción fluido-estructura.

4. Simulación FSI de un Modelo de Válvula Simple

4.1. Introducción

En el capítulo anterior, analizamos la dinámica de fluidos de una esfera sumergida en un canal 3D, sus fuerzas de arrastre y sustentación y coeficientes. La eficiencia del software seleccionado demostró obtener una buena concordancia entre los resultados analíticos y simulados. La característica principal de este análisis fue estudiar esta interacción utilizando un enfoque ICFD; sin embargo, cuando estamos interesados en comprender cómo se comporta un objeto específico bajo ciertas condiciones de flujo, necesitamos considerar la interacción fluido-estructura entre ellos. En los siguientes apartados analizaremos este abordaje mediante el estudio de un modelo de válvulas cardíacas 2D simplificado e idealizado formado por dos valvas rectangulares, con el principal interés en medir el área de apertura y la diferencia de presión producida como consecuencia de esta interacción. Es esencial señalar que este trabajo no representa precisamente una imitación exacta del flujo a través de una válvula cardíaca nativa, ni tampoco producir o utilizar datos clínicos reales. Además, estamos considerando la representación más simple de un modelo de válvula para revelar los conceptos básicos involucrados en las etapas de apertura y cierre de las hojas; por lo tanto, nuestro modelo no se puede comparar con ninguna de las válvulas cardíacas nativas existentes. De esta manera, nuestro modelo está destinado a servir solo como un punto de referencia para guiar la investigación futura.

4.2. Configuración experimental

El problema académico estudiado en este capítulo consiste en generar datos del flujo que se mueve a través de un canal y el FSI con un modelo simple de hoja 2D. La geometría y las condiciones de flujo corresponden al trabajo experimental presentado en Ledesma-Alonso et al. (2014). La idea es comprender los conceptos básicos sobre cómo se comporta una válvula humana nativa durante el ciclo cardíaco. El flujo cardíaco fue generado por una bomba pulsátil que cambia su frecuencia hasta 100 ciclos por minuto. El sistema presentado en la Figura 4.1 muestra el diseño de los folletos y el canal. El canal tiene una semi-altura de $h = 15$ mm, una longitud de $20h$ y las paredes superior e inferior tienen una condición

antideslizante en la simulación FSI. La configuración experimental fue una configuración 3D, donde $w = 50$ mm era el ancho del canal; sin embargo, para reducir el costo computacional, este diseño ignora este parámetro. Por lo tanto, para este experimento, el diseño de las válvulas es una disposición bidimensional de hojas rectangulares, cada una unida a paredes opuestas y ubicada en el medio del canal, en $x = 0$ mm. Finalmente, el diseño experimental consideró dos transductores de presión ubicados en $\pm 5h$ desde el centro; por lo tanto, para las simulaciones, también configuramos estos puntos para medir la presión durante todo el tiempo de simulación.

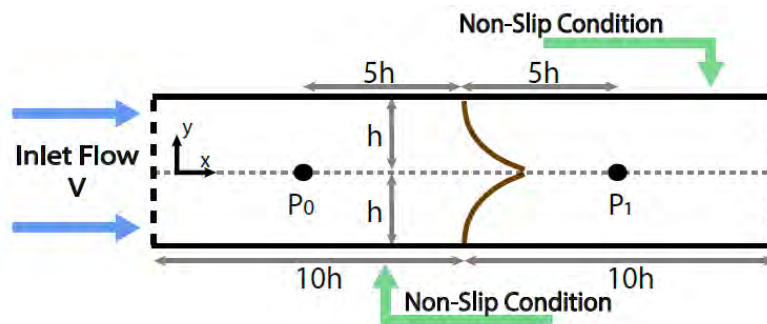


Figura 4.1: Diseño del modelo 2D: h representa la semi-altura del canal. P_0 y P_1 son las ubicaciones utilizadas para medir la presión.

En cuanto a los parámetros empleados para las simulaciones, estos consistieron en dos grupos diferentes: los dominios fluido y sólido. Para el dominio del fluido (Ω_f), los elementos son $\{U_{max}, V, f, \rho_f, \mu\}$ que representan la magnitud de la señal de entrada, el volumen sistólico, la frecuencia, la densidad, y viscosidad dinámica. Para el dominio del sólido (Ω_s) tenemos $\{d, l, \rho_s, E, \nu\}$ que son el espesor y la longitud de los folletos, la densidad del material, el módulo de elasticidad y la relación de Poisson, respectivamente. Hablando del fluido, la sangre se considera un líquido no newtoniano cuando se mueve a través de pequeños capilares donde el tamaño de las células sanguíneas es similar al tamaño del canal. Por el contrario, cuando el tamaño de la conducta es mucho mayor (es decir, vasos sanguíneos grandes) que el tamaño de las células sanguíneas, podemos decir que el fluido es newtoniano. Por lo tanto, para este estudio consideramos la sangre como un fluido newtoniano con propiedades físicas constantes; donde $\rho_f = 1050$ kg/m³ y $\mu = 0,0035$ Pa·s. Sin embargo, para realizar un análisis adimensional, como fluido se usó agua en lugar de sangre, debido a que esta posee propiedades mecánicas similares ($\rho_f = 1000$ kg/m³ y $\mu =$

0,001 Pa·s). Además, el material para el dominio sólido elegido fue el caucho de silicona, que es uno de los ejemplos mostrados en el estudio experimental (Ledesma-Alonso et al., 2014). Todas las simulaciones se realizaron utilizando el mismo software que en el capítulo anterior, que en pruebas anteriores también ha demostrado su capacidad para manejar simulaciones FSI utilizando un enfoque ALE. (Sundaram et al., 2015; Kunzelman et al., 2007). Las especificaciones del software siguen siendo las mismas que en el capítulo anterior.

4.2.1. Diseño de la Curva de Entrada

De la misma forma que en el caso experimental, las salidas seleccionadas a medir en nuestras simulaciones son el área de apertura de los folletos (S_v) y su diferencia de presión (ΔP) definido como $P_1 - P_0$ (ver Figura 4.1 para referencia). Para medir estos parámetros, el diseño de la curva de entrada para replicar la bomba pulsátil es crucial si deseamos obtener una aproximación cercana a los resultados de la prueba experimental. En el Capítulo 2, describimos las dos etapas del ciclo cardíaco: sístole y diástole. Para el objetivo de este trabajo, trabajamos sobre un modelo idealizado; por lo tanto, propusimos un ciclo idealizado para ser utilizado en la señal de entrada también. La etapa de sístole se establece como el tiempo de avance (t_F) y la etapa de diástole como el tiempo de regreso (t_B).

Entonces, la señal de entrada fue diseñada para comportarse como un flujo pulsátil que trabaja en t_F durante $0,44 T$, y t_B representa el tiempo restante del período T , que es equivalente a $T = 1/f$. Se modificó la duración de cada etapa ($44/56$) en comparación con las utilizadas en el caso experimental ($35/65$) de tal manera que los resultados producidos por nuestra señal de entrada fueran lo más cercanos posible a los de la configuración del estudio experimental en lugar de mantener la relación sistólico-diastólica original. En consecuencia, propusimos la siguiente fórmula para el volumen sistólico V :

$$V = T \cdot \dot{G} = T \cdot U_{max} \cdot S \int_0^1 U_f^*(t^*) dt^* \quad (4.1)$$

Donde $S = 2hw$ es el área de la sección transversal. El flujo volumétrico (\dot{G}) de la velocidad normalizada $U_f^*(t^*)$ consiste en la multiplicación de U_{max} por S por la integral en el tiempo.

La curva de velocidad normalizada (ver Figura 4.2) se define como una función por partes de $t^* = t/T$:

$$U_f^*(t^*) = \begin{cases} 0.515 \tanh(32.73t^* - 4.24) + 0.515 & t^* \in [0, 0.18) \\ 1 & t^* \in [0.18, 0.31) \\ 0.533 \tanh(-20.69t^* + 8.74) + 0.478 & t^* \in [0.31, 0.58) \\ -0.031 \tanh(-13.25t^* + 9.08) - 0.027 & t^* \in [0.58, 0.78) \\ 0 & t^* \in [0.78, 1) \end{cases} \quad (4.2)$$

La etapa de flujo hacia adelante ocurre durante $t^* = [0.05, 0.49]$, mientras que la fase de regreso sucede durante $t^* = (0.49, 0.8]$ que representa el volumen de cierre y, durante el tiempo restante, la condición de caudal permanece en el valor cero que representa el volumen de fuga. Además, el resultado de la integral de la velocidad normalizada en el tiempo, dado en la Ec. (4.2), de 0 a 1, como se define en la Ec. (4.1) es 0,28219, que es una constante para todas las simulaciones numéricas posteriores. Finalmente, la sub-gráfica de la Figura 4.2 muestra la Transformada Rápida de Fourier de la velocidad normalizada con las frecuencias más significativas actuando sobre esta señal. Esta representación nos permite saber que la mayor parte de la potencia de la señal en la Ec. (4.2) se transmite, aunque no a una frecuencia única, sino a más valores inferiores a 10 Hz; el resto de las frecuencias por encima de este valor son casi cero.

Controlando la amplitud del volumen de cierre -el buzamiento negativo- durante la etapa de retroceso de la curva, podemos evitar que las hojas se muevan en sentido contrario dejando pasar el flujo a un lugar no deseado; esto se conoce como comportamiento de reflujos. Por lo tanto, esta curva está diseñada de tal manera que solo proporcione una funcionalidad correcta (ver Figura 4.3).

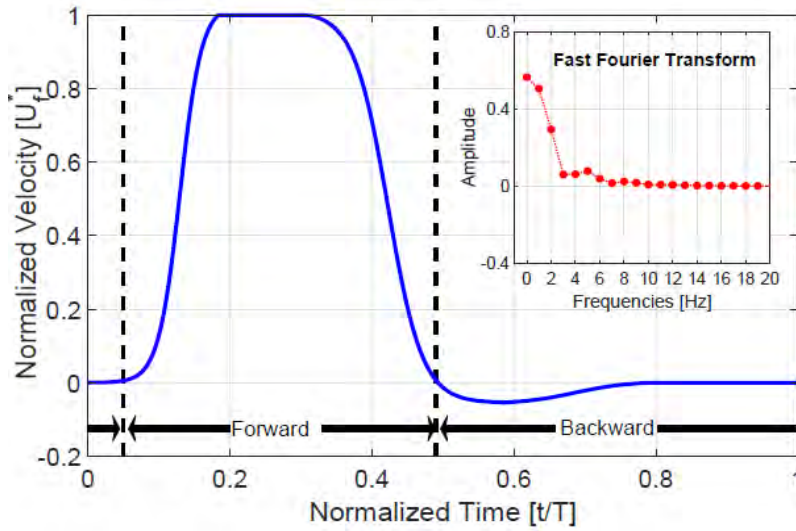


Figura 4.2: La curva de velocidad normalizada $U_f^*(t^*)$ utilizada para la simulación FSI. La sub- figura representa la Transformada Rápida de Fourier de la señal con sus frecuencias de trabajo representativas.

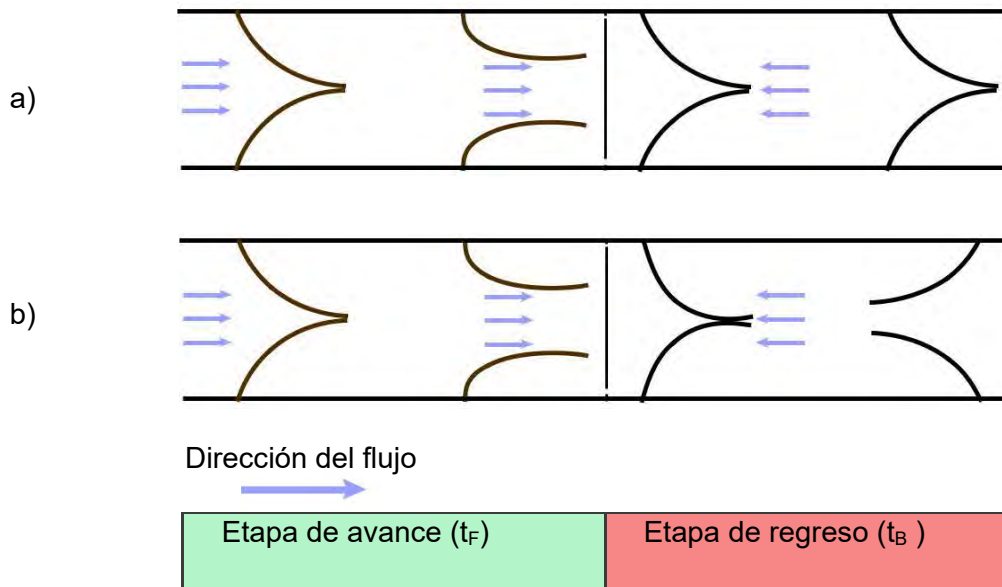


Figura 4.3: Comportamiento de las válvulas: a) Funcionalidad correcta proporcionada por la curva de entrada. b) Comportamiento de reflujo cuando se utiliza un flujo excesivo.

4.3. Prueba de validación de malla

Como medio para garantizar simulaciones eficientes, se proponen tres pruebas de validación. La primera prueba consiste en seleccionar el tamaño de malla más adecuado para la estructura de la hoja mediante la realización de un análisis estructural. El segundo involucra una simulación FSI para seleccionar el tamaño de malla del canal. Finalmente, la tercera prueba toma las mallas seleccionadas de pruebas anteriores para elegir el tamaño de paso de tiempo más adecuado para las simulaciones.

4.3.1. Malla de estructura de hojas

La selección del tamaño de malla para el dominio sólido (Ω_s) se realiza mediante la realización de un análisis estructural utilizando la hoja superior. Se ejerce una fuerza horizontal sobre la punta libre del folleto durante T segundos. De $t = [0, 1]$ s, la fuerza aumenta linealmente de cero a F_x y luego permanece constante hasta T es alcanzado. La fuerza aplicada se utiliza para medir el desplazamiento desde la pared superior hasta el extremo libre de la hoja. Este desplazamiento tiene que ser el más cercano a h para evitar colisiones de nodos cuando ambos folletos interactúan en la simulación FSI. Los parámetros de entrada para las simulaciones son los siguientes: la Fuerza aplicada $F_x = 150$ mN y un tiempo de simulación $T = 1.5015$ s, el resto de los parámetros Ω_s se enumeran en la Tabla 4.1.

Tabla 4.1: Parámetros utilizados para el material sólido -caucho de silicona- en las simulaciones FSI

Parámetros del Sólido	Valor	Unidades
E	2.15	MPa
ν	0.47	-
ρ_s	1070	kg/m ³
d	0.0004	m
L	0.026	M

Consideramos nueve tamaños de malla diferentes (ver Figura 4.4), y como parámetros de salida medimos su Von Misses Stress (VMS), el tiempo de ejecución, el desplazamiento del folleto y sus errores absolutos y relativos contra la configuración

etiquetada como Ms9, que tiene la malla más fina con el mayor número de elementos y nodos. El error absoluto (ΔX) y error relativo (η) se calculan de la siguiente manera:

$$\Delta X = |X_{current} - X_{measured}| \quad (4.3)$$

$$\eta = \frac{\Delta X}{|X_{current}|} \quad (4.4)$$

dónde X_{actual} representa el valor obtenido por la malla fina y X_{medido} el valor obtenido por la malla que estamos comparando.

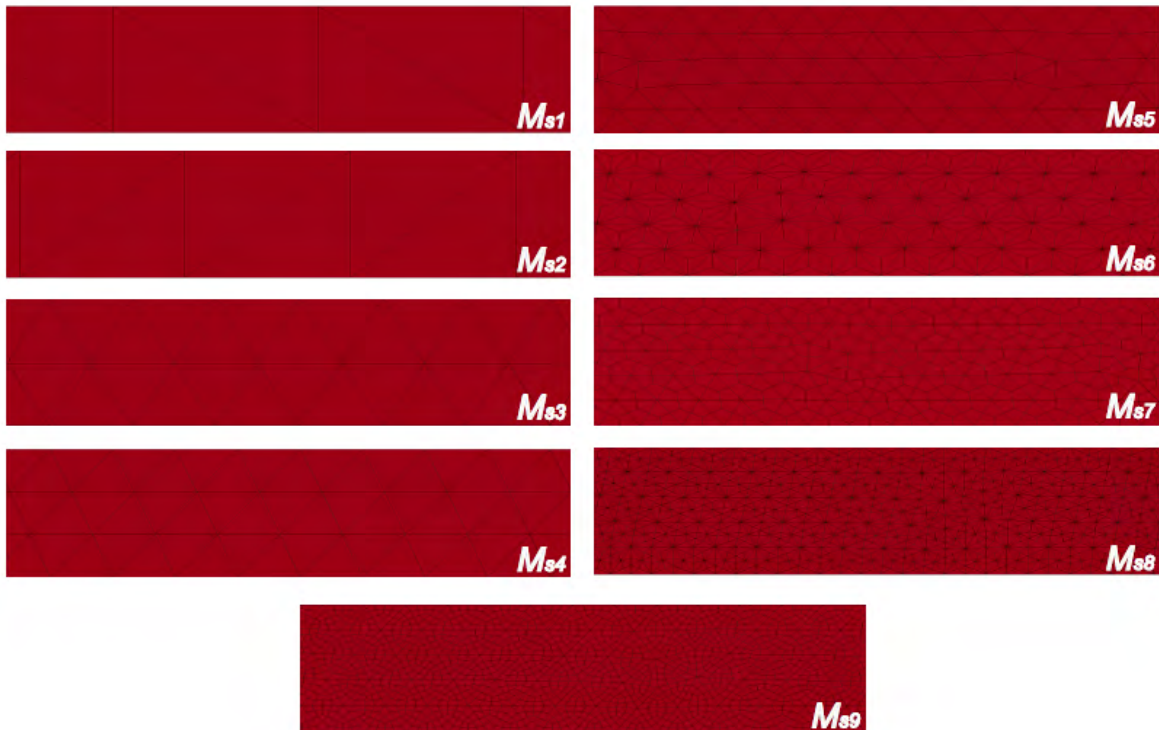


Figura 4.4: Configuraciones de malla para la prueba de validación del dominio sólido. La opción elegida fue Ms5.

Tabla 4.2: Resultados obtenidos para la prueba de tamaño de malla sólida.

Caso	Tamaño de Malla	No. Elementos Shell	No. Nodos	Max VMS [Pa]	Desplazamiento ($\times 10^{-3}$) [m]	Tiempo de ejecución [s]	ΔX	η
M_{s1}	0.0005	108	122	32.5E+3	22.96	12	47.01E+ ₃	0.591
M_{s2}	0.0004	134	148	40.5E+3	22.11	12	39.01E+ ₃	0.491
M_{s3}	0.0002	528	411	56.1E+3	15.41	23	23.40E+ ₃	0.294
M_{s4}	0.00015	1056	720	70.4E+3	13.25	28	9.10E+3	0.114
M_{s5}	0.0001	2588	1574	70.3E+3	12.05	58	9.20E+3	0.116
M_{s6}	M_{s5} + TM	7764	4154	70.6E+3	11.98	164	8.90E+3	0.112
M_{s7}	M_{s5} + HM	7764	8307	70.1E+3	12.45	290	9.40E+3	0.118
M_{s8}	M_{s5} + HM + TM	31056	16071	77.0E+3	12.38	669	2.50E+3	0.031
M_{s9}	M_{s5} + HM + HM	31056	32133	79.5E+3	12.46	1256	0.0	0.000

Cada configuración de tamaño de malla y sus resultados recuperados del análisis estructural se enumeran en la Tabla 4.2. La columna de desplazamiento se refiere a la distancia recorrida por la válvula y cuánto está separada la punta de la pared superior. La distancia a la columna central se refiere al espacio medido entre el plano y ($y = 0$ mm) hasta la punta de la válvula. Teniendo en cuenta estos resultados podemos concluir lo siguiente:

- La combinación de diferentes topologías dentro de la malla proporciona resultados más precisos que usar una forma única; sin embargo, estas combinaciones de elementos de tamaño constante con otras mallas triangulares (TM) y mallas hexagonales (HM) tienen un costo computacional elevado.
- Las mallas M_{s1} y M_{s2} se omiten porque el desplazamiento obtenido es prácticamente el doble del valor observado en M_{s9} , y el VMS es menos de la mitad de M_{s9} .
- M_{s3} muestra un valor menor en VMS, pero el desplazamiento observado es mayor que h , por eso también se rechaza.
- Por la topología de la malla y el coste computacional en comparación con el resto de configuraciones, M_{s6} , M_{s7} y M_{s8} fueron rechazadas.
- Considerando la distancia entre la punta y el plano y central, M_{s4} solo tiene 1.75 mm, mientras que usa M_{s5} medimos 3.02 mm. Si consideramos ambas válvulas, esta separación sería ≈ 3.5 y 6 mm, respectivamente. Por lo tanto, para tener una separación mucho más notable entre las puntas durante la condición inicial de la simulación, el

modelo seleccionado para futuras simulaciones fue la *configuración M_{s5}* (ver Figura 4.5, sección D).

4.3.2. Dominio fluido

La segunda prueba de validación considera una simulación FSI, donde el dominio de fluidos (Ω_f) se divide en tres secciones: sección A que contiene los nodos ubicados antes y después de los folletos; esta área contiene un número relativamente pequeño de nodos. Sección B se crea para representar un área rectangular junto a los folletos; en esta área en particular hay un número significativo de nodos para obtener las medidas más precisas de los fenómenos que ocurren en esta área. Finalmente, una sección C interna que representa los nodos ubicados dentro del área de folletos; esta sección es una malla adaptativa que cambia de acuerdo a cuánto se mueven las hojas (ver Figura 4.5).

Esta prueba considera ocho configuraciones diferentes, donde cuatro de ellas (M_{f1} a M_{f4}) tienen 10 x 50 nodos para cada una de las dos secciones A, mientras que M_{f5} contiene el doble de nodos que las cuatro configuraciones anteriores. La sección B se utiliza desde M_{f1} hasta M_{f5} , mientras que las tres configuraciones restantes solo tienen una sección A para todo el dominio con un incremento de tres o cuatro veces el número de nodos en altura y semi-longitud (ver Figura 4.6). Una vez más, los parámetros de entrada para el material sólido son los mismos que los de la Tabla 4.1 de la sección anterior, y los parámetros de entrada para el fluido se enumeran en la Tabla 4.3. Los parámetros de salida a comparar son: el máximo X - *velocidad*, la diferencia de presión ΔP , el VMS de la hoja superior (que se encuentra en el lado fijo de la misma y en la zona circundante) y el tiempo de ejecución. Según la frecuencia seleccionada, el período total es $T = 1,5015$ s; Sin embargo, estas simulaciones FSI se llevaron a cabo únicamente durante $t = 0.4$ s para comparar los resultados solo durante los momentos de apertura y cierre y no para todo el ciclo.

Tabla 4.3: Parámetros utilizados para el material fluido -agua- en las simulaciones FSI

Parámetros	Valor	Unidades
U_{max}	0.0964	m/s
V	6.127E-05	m ³
f	0.666	Hz
ρ_f	1000	kg/m ³
μ	0.001	Pa s

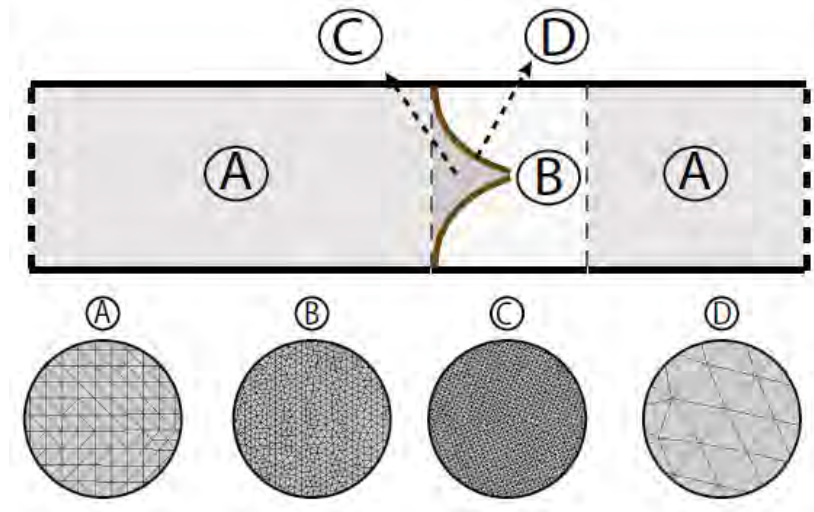


Figura 4.5: Tamaño de mallas utilizado para las diferentes secciones del canal.

Tabla 4.4: Resultados obtenidos en el test de tamaño de malla para el fluido.

Caso	Nodos Sección A Externa (2h x 10h)	Nodos Sección B Interna	No. Nodos Surface	Max Velocidad-X	Presión Antes (-5h) [Pa]	Presión Después (-5h) [Pa]	Max VMS [Pa]	Tiempo de ejecución [min]	ΔX	η
M_{f1}	10 x 50	5.00E-04	1320	0.215	34.40	7.31	82.76E+3	101	2.66E+03	0.033
M_{f2}	10 x 50	4.00E-04	1320	0.224	32.30	6.98	77.68E+3	90	2.42E+03	0.030
M_{f3}	10 x 50	2.00E-04	1320	0.222	37.40	8.02	79.33E+3	173	7.73E+02	0.010
M_{f4}	10 x 50	1.00E-04	1320	0.215	32.60	7.22	78.07E+3	474	2.03E+03	0.025
M_{f5}	20x100	5.00E-04	1500	0.218	31.70	7.24	80.67E+3	107	5.74E+02	0.007
M_{f6}	30x200	NO	1920	0.218	33.80	7.43	84.54E+3	297	4.44E+03	0.055
M_{f7}	30x300	NO	2320	0.218	35.40	7.63	78.02E+3	252	2.08E+03	0.026
M_{f8}	40x500	NO	3140	0.226	34.80	7.65	80.10E+3	552	0.00	0.00

Siguiendo los mismos criterios de la prueba anterior, se selecciona el último tamaño de malla para que sea el más preciso debido a la cantidad de elementos y nodos que contiene. Por lo tanto, de acuerdo con los resultados presentados en la Tabla 4.4 podemos concluir que:

- Debido a su importante tiempo de ejecución, las configuraciones M_{f3} , M_{f4} , M_{f6} y M_{f7} son rechazados.
- Incluso cuando M_{f1} y M_{f2} tienen menos número de nodos, pudieron obtener resultados similares a M_{f5} . Sin embargo, al comparar sus η valores en contra M_{f8} .

Sin embargo, al comparar sus valores η contra M_{f8} , podemos ver que M_{f1} tiene un error ligeramente mayor que las otras dos opciones, y debido a esto, esta opción fue rechazada.

- Finalmente, para M_{f2} y M_{f5} no hay una diferencia muy grande entre ellos a excepción del número de nodos. Por lo tanto, los principales factores a considerar para rechazar una de estas fue la presión medida en +5h y su VMS, el cual en el caso de M_{f2} , estos valores son ligeramente más distantes a M_{f8} que a M_{f5} . Como conclusión, seleccionamos la configuración M_{f5} para ser la que se utilizará en simulaciones futuras.

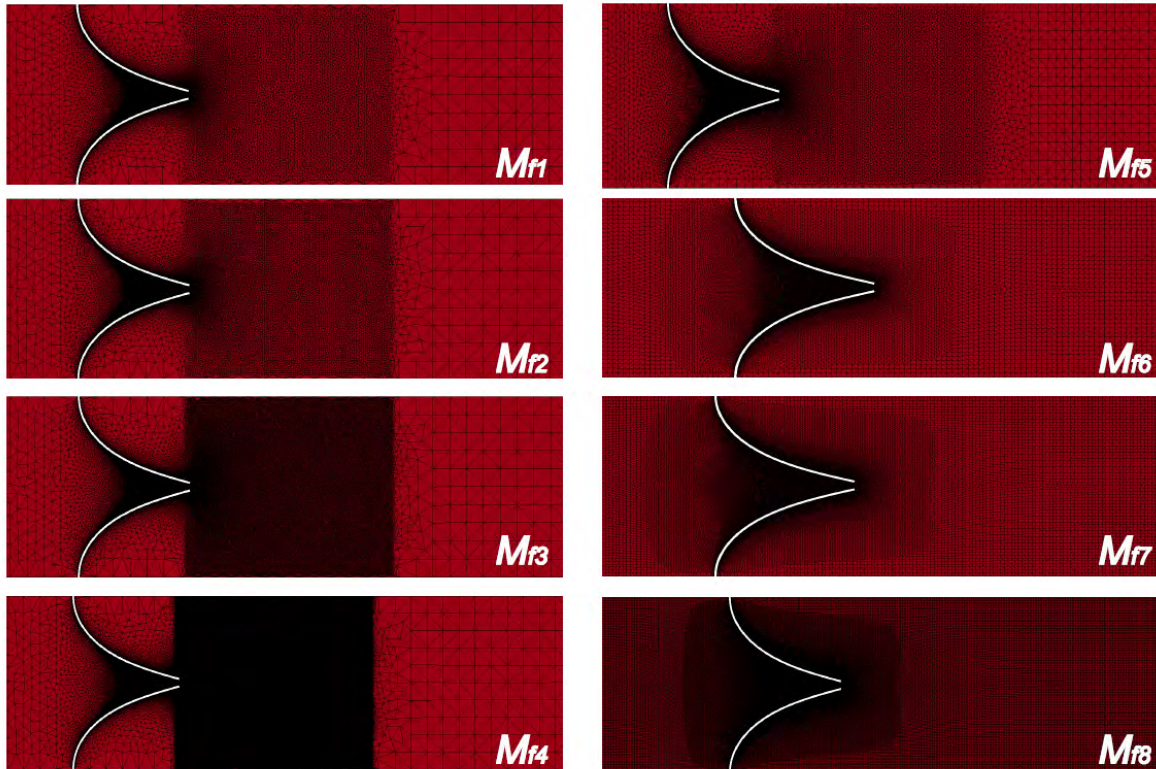


Figura 4.6: Configuración de mallas para el test de validación del dominio fluido. La configuración Mf5 fue la seleccionada.

4.3.3. Tamaño del paso de tiempo

Con las mallas seleccionadas para ambos dominios, la prueba de validación final fue elegir el rango más apropiado para el tamaño del paso de tiempo (t_{sz}). Una vez más, se realiza una simulación FSI para un periodo de $T = 1.5015$ s y los parámetros de entrada son los mismos que los utilizados en pruebas anteriores.

Inicialmente, el rango establecido fue $0.0001 \leq t_{sz} \leq 0.008$; sin embargo, después de algunos intentos de realizar simulaciones FSI, todos los casos que utilizaban un tamaño de intervalo de tiempo superior a 0.001 finalizaron abruptamente antes de pasar 3 minutos de tiempo de ejecución. Esta finalización repentina en el proceso de cálculo se debió a que el solucionador no pudo converger; por lo tanto, el rango se ajustó a $0.0001 \leq t_{sz} \leq 0.001$. Con este rango, todas las simulaciones pudieron alcanzar más del 50% del tiempo de simulación. Este porcentaje es suficiente para observar y medir el comportamiento de las válvulas cuando se abren y cierran. Para estas pruebas, las salidas medidas fueron la velocidad en X (U_x), la vorticidad en Z (ω_z), y todas las opciones se compararon en diferentes momentos contra la opción más fina, que en este caso representa el valor más pequeño: $t_{sz} = 0.0001$.

Los resultados de cada tamaño de paso de tiempo se enumeran en la Tabla 4.5 donde los espacios con una marca "-" indican que el tamaño del paso de tiempo actual no pudo alcanzar ese tiempo de simulación. Además, se encontró que para este caso particular donde $T = 1.5015$ s, el tamaño de paso de tiempo más adecuado estaba Δt_2 ; sin embargo, esto no garantiza que Δt_2 se comportará igual y finalizará el tiempo de simulación con otros periodos -frecuencias-. Por estas razones, esta prueba simplemente proporciona un conjunto de valores factibles donde todas las simulaciones pueden alcanzar al menos el 50% requerido para observar las salidas seleccionadas S_v y ΔP . En conclusión, el rango de tamaño de intervalo de tiempo propuesto para usar en simulaciones futuras es $0.0003 \leq t_{sz} \leq 0.0009$.

Tabla 4.5: Resultados del test de validación de paso de tiempo. El tiempo de simulación está fijado a $T = 1.5015s$.

Δt	Tamaño de paso de Tiempo [s]	Tiempo de Simulación Alcanzado [%]	t= 0.2s		t= 0.278s		t= 0.825s		Tiempo de Ejecución [min]
			$\omega_z[s^{-1}]$	$U_x[m/s]$	$\omega_z[s^{-1}]$	$U_x[m/s]$	$\omega_z[s^{-1}]$	$U_x[m/s]$	
Δt_1	1.00E-03	15.7	8.07E+03	0.098	-	-	-	-	157
Δt_2	8.00E-04	100.0	6.19E+03	0.102	2.32E+03	0.233	1.15E+03	0.349	946
Δt_3	6.00E-04	55.3	2.33E+03	0.096	4.56E+03	0.220	1.28E+03	0.356	744
Δt_4	5.00E-04	13.7	1.75E+03	0.097	-	-	-	-	388
Δt_5	4.00E-04	55.0	1.74E+03	0.100	2.70E+03	0.231	6.17E+03	0.352	941
Δt_6	3.00E-04	65.9	1.45E+03	0.095	1.45E+03	0.220	1.81E+03	0.372	1656
Δt_7	2.00E-04	13.2	1.17E+03	0.101	-	-	-	-	1020
Δt_8	1.00E-04	18.5	5.38E+03	0.231	1.46E+03	0.221	-	-	2343

4.4. Estudio paramétrico

Para comprender el comportamiento de los folletos en diferentes condiciones de fluidos, tomando los rangos del montaje experimental y no de los fisiológicos, nos propusimos realizar un estudio paramétrico. Esta prueba consistió en cambiar dos parámetros, uno para cada dominio: el módulo de elasticidad (E) del material sólido y el período (T) de la señal de entrada para el fluido. La idea es generar datos para diferentes combinaciones recopiladas de cinco E y nueve variaciones de T . Todas estas combinaciones comparten las mismas propiedades: ρ_f , μ , ν , ρ_s , d y l , y todos tienen casi el mismo volumen sistólico V . Las frecuencias y períodos seleccionados para este estudio, así como las curvas de velocidad, se muestran en la Tabla 4.6 y Figura 4.7. Se eligieron valores para incluir diferentes escenarios tales como un corazón adulto en estado de reposo ($T = 1s \rightarrow 60$ lpm) y comportamientos cardíacos lentos anormales que podrían ser producidos por una condición de bradicardia ($T = 3.003s \rightarrow 19$ lpm).

Tabla 4.6: Velocidades usadas para el estudio paramétrico.

f [Hz]	1.000	0.900	0.800	0.700	0.666	0.600	0.500	0.400	0.333
T [s]	1.000	1.111	1.250	1.429	1.502	1.667	2.000	2.500	3.003
U_{max} [m/s]	0.1448	0.1303	1158	0.1013	0.0964	0.0869	0.0724	0.0579	0.0482
V [m ³]	6.129E-05	6.128E-05	6.127E-05	6.126E-05	6.127E-05	6.132E-05	6.129E-05	6.127E-05	6.124E-05

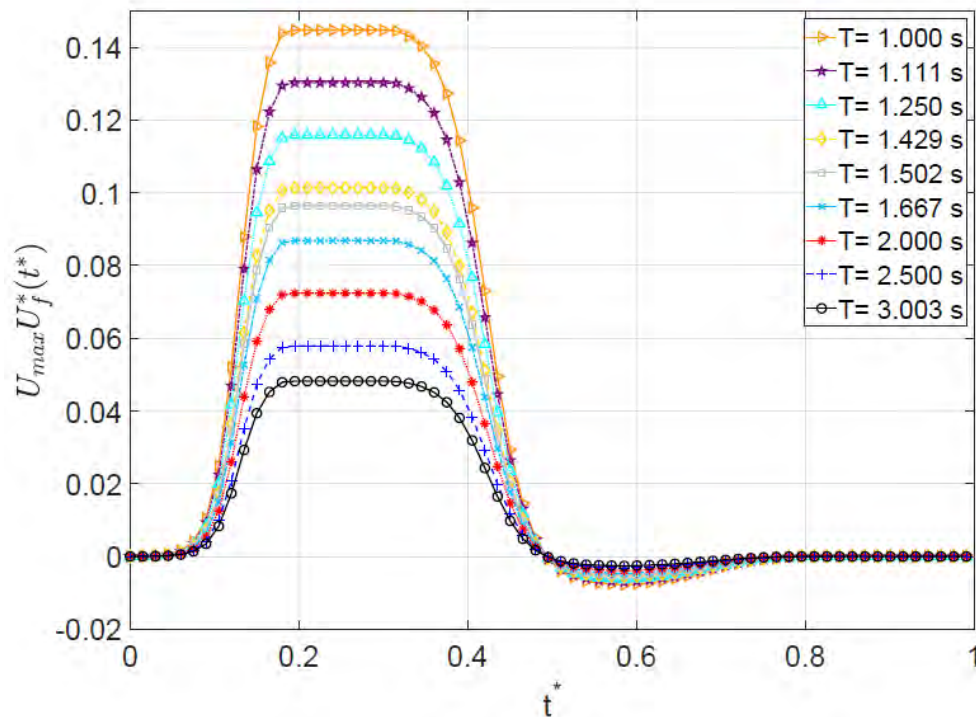


Figura 4.7: Curva de velocidad de entrada usada para el estudio paramétrico con 9 variaciones diferentes en magnitud. $t^* = t/T$

Los rangos propuestos para el módulo elástico (E) asumen tres condiciones de rigidez diferentes. El primero es para situaciones en las que el material de las hojas es particularmente duro (produciendo un $S_v < 0.5$). El segundo considera lo contrario, cuando el material de las hojuelas es muy blando que permite pasar más flujo del requerido ($S_v > 0.7$). La última condición considera un comportamiento de rigidez intermedia ($0.5 \leq S_v \leq 0.7$) (Amindari et al., 2017). Como resultado de esto, los rangos de E son [0.1, 1, 2.15, 3.16, 10] MPa. Ejemplos de estos materiales pueden ser aluminio y silicona para materiales blandos; látex, neopreno para rigidez intermedia y caucho de silicona con una amplia gama

desde rigidez intermedia hasta material duro. Con estos, generamos datos de 45 combinaciones como se ve en la Figura 4.8, cada uno con sus respectivos datos de salida para S_v y ΔP .

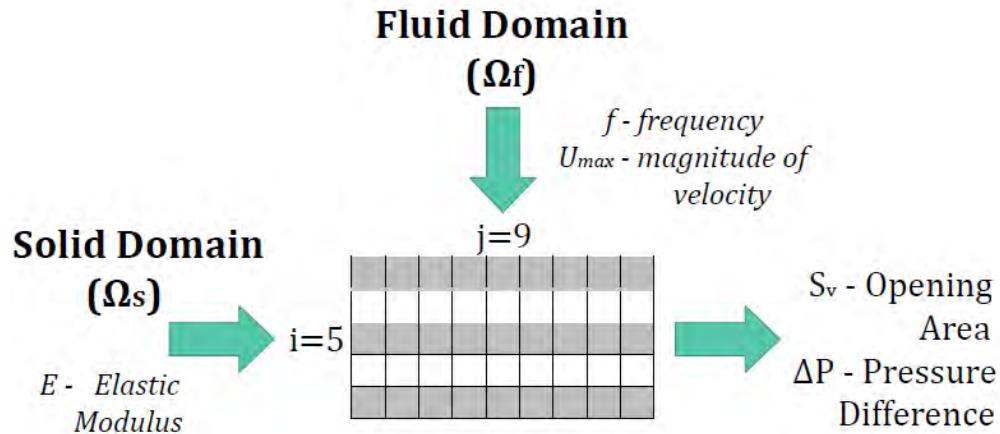


Figura 4.8: Combinaciones formadas para generar datos a partir de diferentes condiciones de flujo que actúan sobre el modelo de folletos

De la misma manera que la sección 4.3.1, es necesario realizar un análisis estructural para las válvulas y que podamos determinar la fuerza necesaria a aplicar bajo las diferentes variaciones del módulo elástico. Así, en el siguiente apartado se muestra el proceso realizado para obtener el modelo sólido para cada simulación FSI en función del valor del módulo elástico.

4.4.1. Análisis estructural

El objetivo es obtener la configuración inicial de las valvas en las simulaciones FSI. Esta configuración requiere un estado pretensado, ya que las hojas deben presionarse entre sí en para permanecer cerrado una vez que se detiene el flujo. El objetivo es encontrar la fuerza necesaria para desplazar la punta libre de la hoja lo más cercano a $y = 0$, es decir, ligeramente por encima del plano-X. Esto se hace mediante un análisis estructural donde los parámetros de entrada son exactamente los mismos que los de la prueba de validación de malla sólida, con la única diferencia de que la fuerza aplicada en la punta dura $T = 3s$ en vez de $T = 1.5015 s$. Este cambio es para verificar la posición final de la hoja durante más

tiempo una vez que la fuerza se vuelve constante (después de $t = 1$ s), y observar si su movimiento alcanza un comportamiento no oscilante.

La prueba se realizó para el módulo de elasticidad antes mencionado. Por ejemplo, Figura 4.9 muestra los resultados de $E = 2.15$ MPa a través de diferentes momentos de tiempo dentro del tiempo de simulación. De $t = [0, 1]$ s, donde ocurre el estado transitorio, la fuerza creciente hace que la hoja se mueva hacia arriba hasta que comienza el tiempo de asentamiento. A partir de aquí, la hoja comienza a oscilar alrededor de la misma posición hasta que llega el momento de la simulación. T es alcanzado. Este estado final se toma como la condición de pretensado inicial de la hoja para usar en las futuras simulaciones de FSI. Se observó el mismo comportamiento para el resto de E 's elegidos.

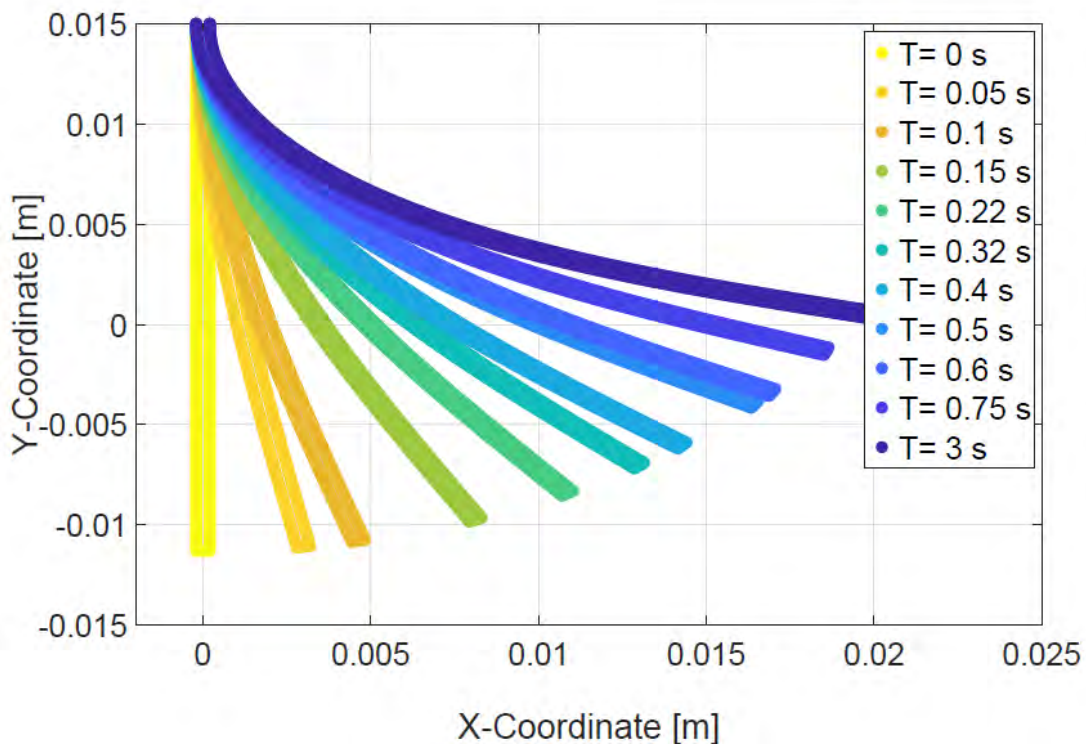


Figura 4.9: Desplazamiento observado en el análisis estructural de la hoja superior durante diferentes momentos de tiempo.

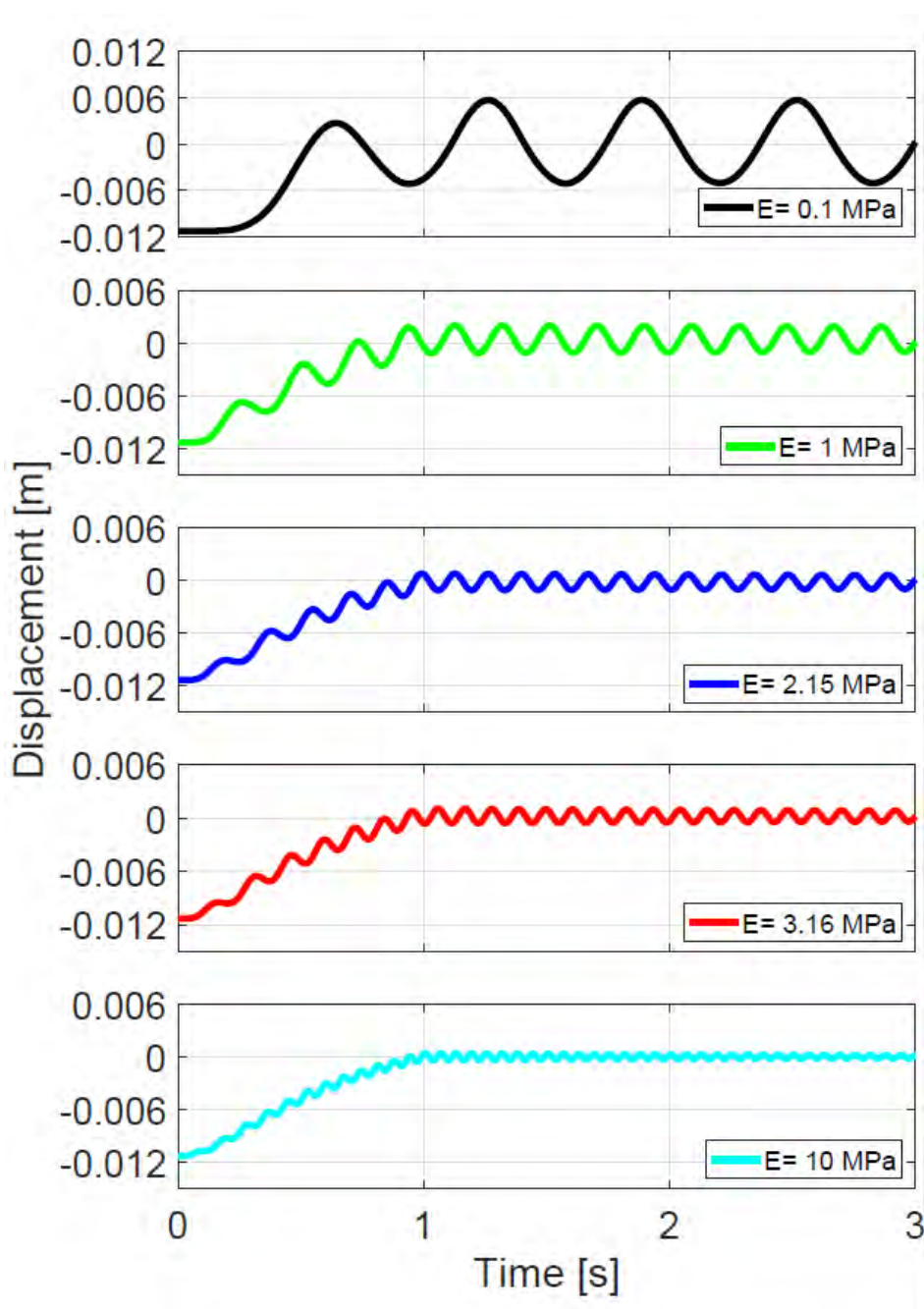


Figura 4.10: El comportamiento de las aletas indica que tan pronto como aumentó el módulo elástico, también aumentó la ocurrencia de oscilación; mientras que la magnitud de estos se reduce a mayor valor de E. La parte transitoria y estacionaria se puede observar desde $t = [0,1]$ s y $t = (1, T)$ s, respectivamente.

Después de los primeros intentos de simulación de FSI, se encontró que una vez que ambas hojas interactúan juntas, la distancia medida desde Punta a punta tiene que ser mayor que 0.3 mm para evitar que los nodos se superpongan cuando comienzan a moverse. Por lo tanto, la distancia deseada desde $y = 0$ en la punta de cada hoja tiene que ser mayor que 0.15 mm. La Tabla 4.7 muestra el desplazamiento medido de cada caso, así como la fuerza aplicada para lograr estos desplazamientos. La Figura 4.10 muestra los desplazamientos resultantes de los cinco modelos a lo largo del tiempo de simulación T . Los resultados indican que tan pronto como E aumenta, también lo hace la fuerza aplicada y el número de oscilaciones en la válvula. Todo el proceso necesario para configurar una simulación FSI utilizando LS-DYNA se detalla en el Apéndice A.

Tabla 4.7: Desplazamiento de cada mi bajo diferentes fuerzas aplicadas.

Módulo Elástico [MPa]	Fuerza Aplicada [mN]	Distancia Medida [mm]
0.1	4.9	0.290
1	53.0	0.163
2.15	104.2	0.162
3.16	163.0	0.220
10	496.0	0.156

4.5. Resultados del Estudio Paramétrico

Con la curva de entrada formada, las mallas seleccionadas para el modelo de hoja y canal, y los parámetros antes mencionados enumerados en la Tabla 4.8, se realizó la primera simulación FSI. Para estas simulaciones, el caucho de silicona y el agua se consideran para el material sólido y fluido, respectivamente. La Figura 4.11 y Figura 4.12 muestran la comparación de resultados con los datos experimentales obtenidos directamente de Ledesma-Alonso et al. (2014).

Tabla 4.8: Lista de parámetros usados para la simulación FSI

Fluid	Value	Units	Solid	Value	Units
U_{max}	0.0964	m/s	E	2.15	MPa
V	6.127E-05	m ³	V	0.47	-
F	0.666	Hz	ρ_s	1070	kg/m ³
ρ_f	1000	kg/m ³	d	0.0004	m
μ	0.001	Pa * s	l	0.026	m

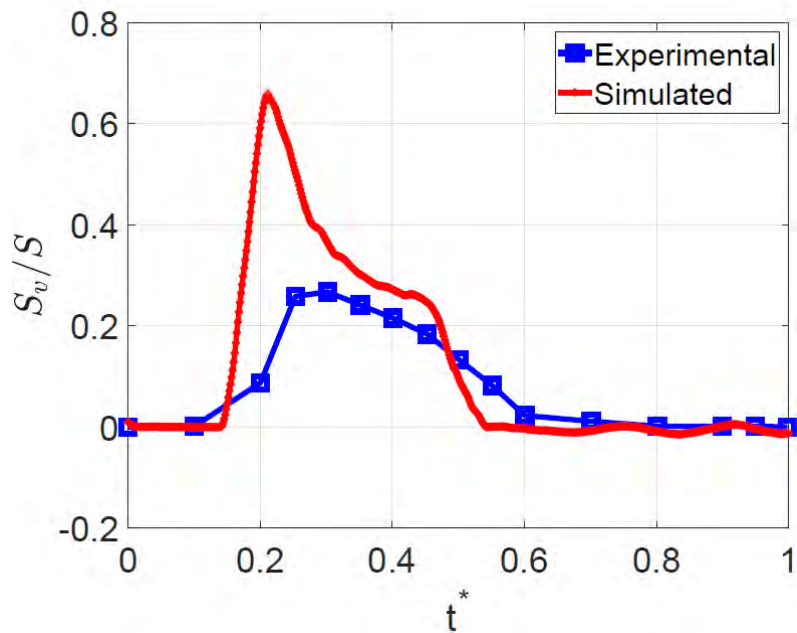


Figura 4:11: Área de apertura de un modelo de válvula simulado contra un caso experimental.

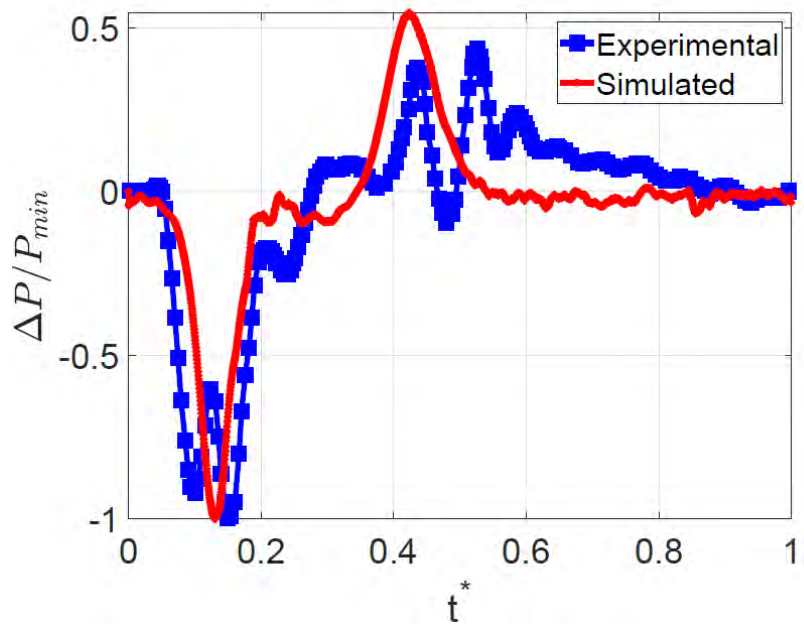


Figura 4.12: Curva de diferencia de presiones de una simulación FSI contra un caso experimental.

Para el caso de S_v , en la Figura 4.11, el área de apertura máxima se produce entre $0.14 T - 0.54 T$ que aproximadamente representa la etapa de avance (t_F). En la Figura 4.12 vemos que el pico negativo observado en ambas curvas durante la primera etapa es casi idéntico. La caída parte vista durante el tiempo de regreso (t_B) después de $0.54 T$ en la curva simulada es más limpio debido a la falta de perturbaciones externas incontrolables que estaban presentes en la prueba experimental. Las Figura 4.13 y Figura 4.14 muestran nueve etapas del tiempo de simulación completo de $E = 2.15 \text{ MPa}$ describiendo las siguientes situaciones:

- Etapas 1-2. Una vez que el flujo volumétrico \dot{G} comienza a aumentar de las etapas 1 a 2, las válvulas se ven obligadas a abrirse como consecuencia de una diferencia de presión negativa ($P_1 - P_0 < 0$).
- Etapas 3-4. El flujo volumétrico y S_v alcanzan sus valores máximos. En este punto, la diferencia de presión es relativamente cero y esta condición permite que las válvulas permanezcan abiertas.
- Etapa 5-6. El flujo volumétrico comienza a disminuir, produciendo un incremento en la diferencia de presión ($P_1 - P_0 > 0$) que provoca una reducción en S_v .
- Etapa 7. El cierre de las válvulas solo ocurre cuando no hay un caudal significativo aguas abajo, lo que produce una diferencia de presión que es ligeramente positiva.
- Etapas 8-9. Las últimas etapas mostraron que una vez que no hay condiciones de flujo debido a que el volumen de fuga es igual a cero, los valores de la diferencia de presión y el área de apertura se vuelven cero. Esta condición no significa necesariamente que las hojas se mantengan estáticas. Una vez que están completamente cerca, comienzan a oscilar hasta que comienza de nuevo la etapa de avance.

A pesar de las ligeras diferencias producidas por la simplificación 2D, los resultados anteriores de la simulación FSI de válvulas (Duran-Hernandez et al., 2019) mostró una similitud cualitativa con el caso experimental antes mencionado (Ledezma-Alonso et al., 2014).

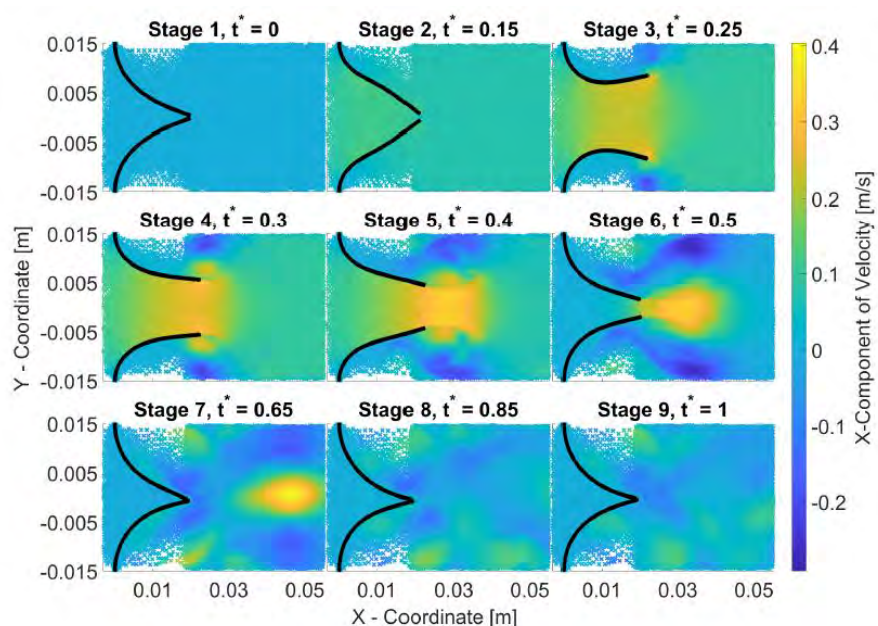


Figura 4.13: Resultado de nueve etapas de la simulación FSI usando $U_{\max} = 0.0964$ m/s, $T = 1.5015$ s y $E = 2.15$ MPa.

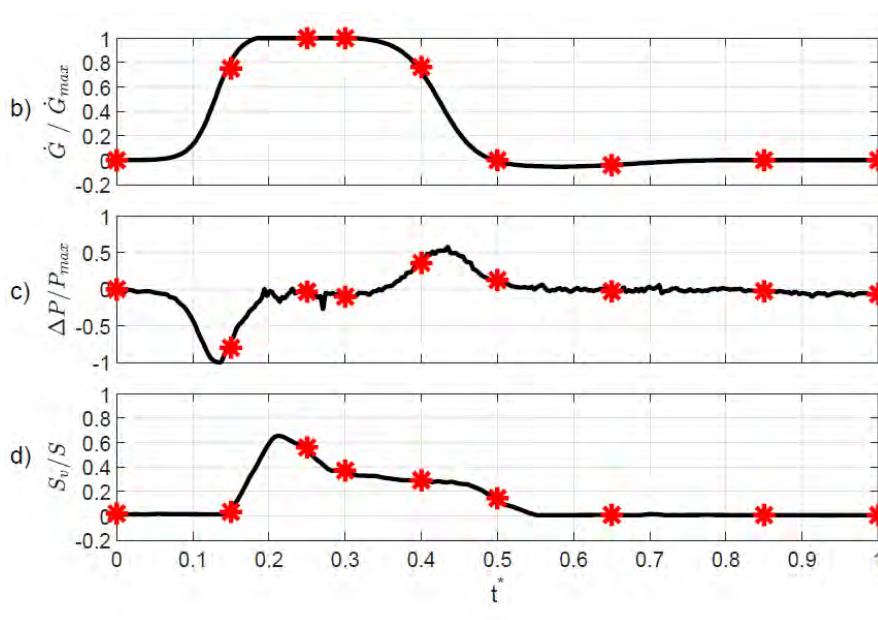


Figura 4.14: Las marcas rojas muestran los valores de las nueve etapas anteriores para \dot{G} , ΔP y S_v como una función de t^* . Los valores máximos obtenidos son $\dot{G}_{\max} = 0.1446 \times 10^{-3}$ m³/s, $|P_{\min}| = 163.697$ Pa y $S = 0.03$ m.

Finalmente, los resultados obtenidos para todas las combinaciones propuestas en el estudio paramétrico se resumen en las siguientes tablas. Muestran la siguiente información relativa a cada variación: el período T y frecuencia F del campo de velocidad de entrada, el tamaño del paso de tiempo utilizado para ese caso, el tiempo y porcentaje de simulación alcanzado, el tiempo de ejecución y los valores obtenidos para el área máxima de apertura y los valores mínimo y máximo de la presión. Algunos casos dentro del estudio paramétrico como se ve en la Tabla 4.9 -desde T = 1.429 hasta 3.003 s- requirió el uso de dos o tres tamaños de paso de tiempo para lograr el tiempo de simulación. El mismo comportamiento presentado en la Figura 4.13 se observó en todas las combinaciones de este estudio.

Tabla 4.9: Resultados FSI para E= 0.1 MPa

Tiempo de simulación [s]	Freq [Hz]	Tamaño de Paso de Tiempo [s]	Tiempo Alcanzado [s]	Porcentaje Alcanzado [%]	Tiempo de ejecución [hr]	Sv Max [-]	Presión Min-Max [Pa]	
1.000	1.0	1E-03	1.000	100,0	8.0	0,028	- 329.156	215.350
1,111	0,9	7E-04	1,111	100,0	12,0	0,029	- 265.137	175.681
1.250	0,8	9E-04	1.250	100,0	14.0	0,029	- 209.929	138.687
1.429	0,7	[9, 2, 8] E-04	1.007	70,5	13,5	0,029	- 161.118	107.276
1,502	0,666	[9, 1, 6] E-04	1,502	100,0	25,0	0,029	- 146,936	97.110
1.667	0,6	[8, 1, 8] E-04	1.667	100,0	27,0	0,028	- 120.158	80.073
2.000	0,5	[8, 1, 8] E-04	2.000	100,0	28,0	0,026	- 84.190	83.212
2.500	0.4	[8, 1, 6] E-04	2.500	100,0	75,0	0.021	- 54.478	35.615
3.003	0.333	[10, 8, 2] E-04	2.003	66,7	27,0	0,026	- 38.244	23.838

Tabla 4.10: Resultados FSI para E= 1 MPa

Tiempo de simulación [s]	Freq [Hz]	Tamaño de Paso de Tiempo [s]	Tiempo Alcanzado [s]	Porcentaje Alcanzado [%]	Tiempo de ejecución [hr]	Sv Max [-]	Presión Min-Max [Pa]	
1.000	1.0	[7, 6]E-04	0.821	82.1	12.0	0.024	-337.840	213.321
1,111	0.9	4E-04	0.778	70.0	20.0	0.025	-276.620	176.556
1.250	0.8	8E-04	1.109	88.7	12.5	0.023	-220.415	131.347
1.429	0.7	7E-04	1.194	83.6	12.0	0.023	-169.833	102.551
1,502	0.666	9E-04	1.042	69.4	9.5	0.021	-154.714	91.361
1.667	0.6	9E-04	1.667	100.0	10.0	0.021	-128.049	74.028
2.000	0.5	7E-04	2.000	100.0	19.5	0.020	-85.668	49.136
2.500	0.4	5E-04	2.500	100.0	33.5	0.018	-49.938	31.866
3.003	0.333	[9, 3]E-04	3.003	100.0	32.5	0.015	-40.220	22.152

Simulación FSI de un Modelo de Válvula Simple

Tabla 4.11: Resultados FSI para E= 2.15 MPa

Tiempo de simulación [s]	Freq [Hz]	Tamaño de Paso de Tiempo [s]	Tiempo Alcanzado [s]	Porcentaje Alcanzado [%]	Tiempo de ejecución [hr]	Sv Max [-]	Presión Min-Max [Pa]
1.000	1.0	6E-04	1.000	100.0	14.0	0.022	-343.480 200.554
1.111	0.9	7E-04	1.111	100.0	16.0	0.023	-282.527 163.615
1.250	0.8	7E-04	1.250	100.0	11.5	0.021	-224.148 128.242
1.429	0.7	9E-04	1.016	71.1	9.0	0.019	-173.793 97.371
1.502	0.666	8E-04	1.502	100.0	12.0	0.019	-159.372 86.881
1.667	0.6	4E-04	1.667	100.0	24.5	0.017	-130.954 80.280
2.000	0.5	7E-04	2.000	100.0	18.0	0.017	-93.337 50.568
2.500	0.4	8E-04	2.500	100.0	22.0	0.015	-61.772 30.533
3.003	0.333	8.00E-04	3.003	100.0	22.0	0.012	-45.976 19.979

Tabla 4.12: Resultados FSI para E= 3.16 MPa

Tiempo de simulación [s]	Freq [Hz]	Tamaño de Paso de Tiempo [s]	Tiempo Alcanzado [s]	Porcentaje Alcanzado [%]	Tiempo de ejecución [hr]	Sv Max [-]	Presión Min-Max [Pa]
1.000	1.0	6E-04	1.000	100.0	10.5	0.022	-348.948 194.281
1.111	0.9	1E-03	1.111	100.0	7.5	0.020	-284.446 159.066
1.250	0.8	[6, 3]E-04	1.250	100.0	18.0	0.020	-232.309 124.679
1.429	0.7	4E-04	1.291	90.4	22.0	0.018	-173.850 102.562
1.502	0.666	[7, 4]E-04	1.502	100.0	18.0	0.018	-164.603 90.850
1.667	0.6	7E-04	1.667	100.0	14.5	0.017	-134.997 68.434
2.000	0.5	[10, 4]E-04	2.000	100.0	18.0	0.014	-95.758 46.784
2.500	0.4	[7, 4]E-04	2.500	100.0	24.5	0.012	-67.271 26.845
3.003	0.333	[7, 3]E-04	3.003	100.0	41.0	0.010	-52.794 16.523

Tabla 4.13: Resultados FSI para E= 10 MPa

Tiempo de simulación [s]	Freq [Hz]	Tamaño de Paso de Tiempo [s]	Tiempo Alcanzado [s]	Porcentaje Alcanzado [%]	Tiempo de ejecución [hr]	Sv Max [-]	Presión Min-Max [Pa]
1.000	1.0	5E-04	1.000	100.0	13.0	0.016	-377.155 191.334
1.111	0.9	8E-04	1.111	100.0	8.5	0.015	-324.957 159.232
1.250	0.8	3E-04	1.250	100.0	26.5	0.013	-258.641 117.382
1.429	0.7	6E-04	1.429	100.0	17.0	0.014	-214.559 83.114
1.502	0.666	9E-04	1.241	82.7	9.0	0.014	-194.568 71.134
1.667	0.6	3E-04	1.667	100.0	31.0	0.011	-162.680 59.250
2.000	0.5	6E-04	2.000	100.0	18.0	0.017	-91.262 49.687
2.500	0.4	9E-04	2.500	100.0	15.5	0.007	-105.486 -11.787
3.003	0.333	6E-04	3.003	100.0	25.5	0.010	-94.543 -19.620

4.6. Resumen

En este capítulo, analizamos el comportamiento de un objeto no estacionario y su interacción con un fluido que se mueve a través de un canal 2D. En primer lugar, se realizó una prueba de validación para obtener la configuración más adecuada para las mallas de los materiales sólidos y fluidos, así como el tamaño de paso de tiempo asignado. Luego, utilizando un enfoque FSI, estudiamos una simulación de modelo válvulas simple, donde medimos y comparamos los resultados simulados con un caso experimental encontrado en la literatura. Finalmente, para comprender el comportamiento del mismo modelo de folletos, proporcionamos un estudio paramétrico con cambios en ambos dominios. Este estudio se realizó para generar los datos de este sistema en diferentes circunstancias. En el próximo capítulo, proponemos un método alternativo para complementar el enfoque FSI y estimar las mismas salidas usando menos parámetros obteniendo una reducción significativa en costo computacional

5. Método de Identificación de Sistemas

5.1. Introducción

La principal contribución de este capítulo es presentar un método SI complementario que ayuda a los investigadores a obtener resultados lo más precisos posible como si estuvieran haciendo una simulación FSI. Debe tenerse en cuenta que se requieren simulaciones previas para obtener los coeficientes necesarios para estimar una salida específica. Una vez que se ha identificado el modelo, las ventajas de este método radican en saltarse muchos pasos para configurar la simulación como la geometría, las condiciones de contorno, la calidad de la malla y la topología, y principalmente, para superar el alto costo computacional requerido para realizar tiempos de simulación cortos.

En general, estos sistemas permiten generar un modelo a partir de la información de entrada y salida del sistema. El modelo seleccionado para estos casos es un ARX que utiliza una estructura de Error de Salida (OE por sus siglas en inglés), que funciona como una caja negra para construir funciones polinomiales basadas en un conjunto de coeficientes, y según el orden del sistema norte, este polinomio tiene b_n y f_n elementos que son los coeficientes del numerador y del denominador, respectivamente. Además de esto, también probamos el desempeño del modelo ARMAX-OE en una aplicación preventiva que podría ayudar como Gestión de Salud Pronóstica (PHM), y al clasificar los coeficientes de innovación fundados por este modelo, podemos establecer un rango para condiciones saludables o no saludables. Finalmente, comparamos el desempeño del modelo ARMAX con otro método conocido; el método de identificación por sub-espacios propuesto por Van Overschee & De Moor (2012).

5.1.1. Modelo Auto-Regresivo con Salida Exógena

En el Capítulo 2, definimos la forma general de un sistema LTI dinámico en la Ec. (2.11), en el que los polinomios A, B, C, D y F contienen los coeficientes que deseamos optimizar y minimizar para realizar una predicción o simulación más precisa de la señal de salida. El uso de un modelo ARX-OE establece la implementación de un modelo donde los elementos C, D y A son iguales a 1. Por lo tanto, los únicos parámetros que necesitamos

para hacer una estimación son los polinomios F y B. La ecuación del modelo ARX-OE (Ec. 2.13) también se puede presentar en forma continua de la siguiente manera:

$$y(t) = \frac{B(q)}{F(q)} u(t) + e(t) \quad (5.1)$$

dónde $u(t)$, $y(t)$ y $e(t)$ son la entrada, la salida simulada y las señales de perturbación del sistema, respectivamente, y q es el operador de cambio hacia adelante o hacia atrás. El uso de este método produce una salida simulada. \hat{y}_{sim} porque no emplea el proceso de innovación que minimiza el error entre la predicción y la salida original. Por conveniencia, usar $\hat{y} = \hat{y}_{sim}$; por tanto, los parámetros a obtener son los coeficientes encontrados en el vector θ_t definido como:

$$\theta_t = [f_1, \dots, f_{nf}, b_1, \dots, b_{nb}]^T \quad (5.2)$$

dónde nf y nb son el orden de los polinomios F y B, respectivamente. Para calcular estos parámetros, este modelo aplica el principio de identificación hereditaria utilizando la expectativa experimental (Monin & Salut, 1996) en lugar de la matemática (Ljung, 1987). Este principio mantiene cuadrática la tarea de minimización de criterios; como resultado, evita el uso de técnicas de optimización no lineales como las técnicas basadas en gradientes o Gauss-Newton. Para este caso, la distancia (diferencia) entre las trayectorias estimadas (comportamiento de la señal después de cada iteración) se minimiza. Por tanto, podríamos presentar:

$$E^t[\theta_t | y_t] = \frac{1}{t} \sum_{\tau=1}^t \theta_\tau^T y_\tau \quad (5.3)$$

como forma general para obtener los coeficientes θ_τ , y_τ como nuestra principal señal de entrada / salida utilizando la expectativa experimental sobre $[1, t]$ y $\theta = \{ \theta_\tau, \tau = 1, \dots, t \}$. Ahora, en el caso de modelo ARX, consideramos y_τ como salida, u_τ como la entrada exógena y, \hat{y}_τ^t como el óptimo estimador del comportamiento en el instante t para datos superiores a $[1, t]$, y se calcula de la siguiente manera:

$$\hat{y}_{\tau|t-1}^t = \sum_{i=1}^n f_{i,t} \hat{y}_{\tau-i|t-i-1}^{t-i} + \sum_{i=1}^n b_{i,t} u_{t-i} \quad (5.4)$$

Entonces, el vector de regresión que contiene los coeficientes que describen el comportamiento del sistema está definido por:

$$\varphi_{\tau}^{t-1} = \left[y, \dots, y_{\tau-n+1}, \hat{y}_{\tau-1|\tau-2}^{t-1}, \dots, \hat{y}_{\tau-n|\tau-n-1}^{t-n}, u, \dots, u_{\tau-n+1} \right] \quad (5.5)$$

La estimación de los parámetros se realiza mediante cómputo hereditario; por lo tanto, se requiere conocer la autocorrelación experimental de φ_{τ}^{t-1} , y la inter-correlación de φ_{τ}^{t-1} por y_{τ} . Por lo tanto, para calcular los parámetros del sistema θ_t al instante t , es necesario mantener en memoria todas las trayectorias pasadas $\hat{y}_{\tau|\tau-1}^{t-1}, \dots, \hat{y}_{\tau|\tau-1}^{t-n}$. Por tanto, si nuestro modelo tiene $n = 3$, solo necesitamos mantener en la memoria tres trayectorias pasadas. El algoritmo general utilizado para estimar el vector θ_t sigue el proceso de un método de mínimos cuadrados medios (LMS):

1. Inicialización. Los datos antes de $t=1$ son desconocidos, por lo que la proyección sobre estos es cero (división por una covarianza a priori infinito). Entonces es posible pensar en él como cero:

$$\hat{y}_{\tau|\tau-1}^{1-i}, \forall \tau < 1, \forall i = 1, \dots, n \quad (5.6)$$

2. Al instante $t-1$ tenemos datos de las trayectorias ya optimizadas.

$$\hat{y}_{\tau|\tau-1}^{t-i}, \forall \tau = 1, \dots, t-1, \forall i = 1, \dots, n$$

3. Al instante t , nuevos datos y_t, u_t están disponibles para actualizar la matriz de autocorrelación experimental y el vector de inter-correlación:

$$E^t [\varphi^{t-1} (\varphi^{t-1})^T] = \frac{1}{t} \sum_{\tau=1}^t \varphi^{t-1} (\varphi^{t-1})^T \quad (5.7)$$

$$E^t [y \cdot \varphi^{t-1}] = \frac{1}{t} \sum_{\tau=1}^t y \cdot \varphi^{t-1} \quad (5.8)$$

4. El vector de parámetros de coeficientes se obtiene invirtiendo:

$$\theta_t = E^t [\varphi^{t-1} (\varphi^{t-1})^T]^{-1} \times E^t [y \cdot \varphi^{t-1}] \quad (5.9)$$

5. Parte hereditaria: Con los parámetros obtenidos, usando la Ec. (5.4) es entonces posible calcular el nuevo estimador de trayectorias $\hat{y}_{\tau|\tau-1}^{t-1}$ basado en la trayectoria \hat{y}_{τ}^{t-i} calculada en la iteración anterior utilizando el modelo $\forall \tau = 1, \dots, t$;

$$\hat{y}_{\tau|\tau-1}^t = \sum_{i=1}^n f_{i,t} \hat{y}_{\tau-i|\tau-i-1}^{t-i} + \sum_{i=1}^n b_{i,t} u_{t-i}$$

6. Regresar al paso 2.

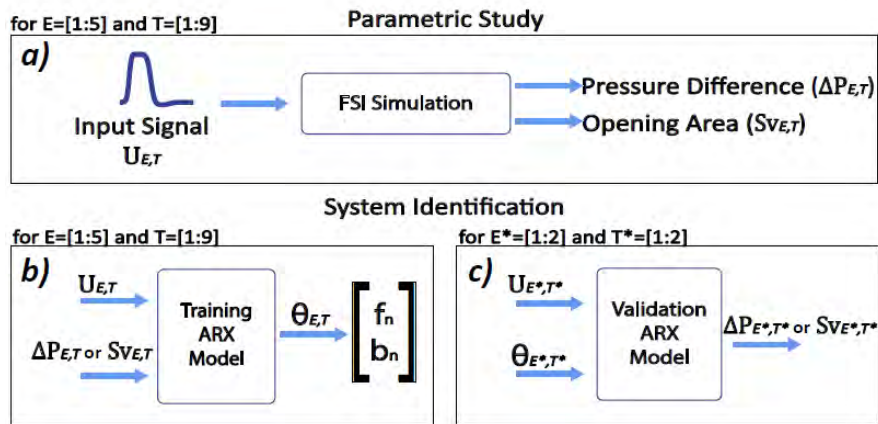


Figura 5.1: a) El estudio paramétrico se resume como un bucle “for” de cinco variaciones en E y nueve en T. b) El proceso de identificación del sistema utiliza las señales de entrada/salida para obtener cuarenta y cinco vectores θ . c) El proceso de validación simula la salida de nuevas señales de entrada para E* y T* representando el módulo elástico y los períodos que no se consideraron inicialmente en el estudio paramétrico.

El algoritmo describe el proceso para entrenar solo una señal y simular solo una salida. Por lo tanto, para obtener cada conjunto de coeficientes para las cuarenta y cinco combinaciones, la Figura 5.1 describe el proceso general. En este caso, la señal de entrada $U_{E,T}$ en la Figura 5.1a es equivalente a la entrada utilizada para el módulo elástico E y tiempo T de los rangos antes mencionados de la sección anterior. Con esto, obtuvimos dos salidas diferentes (Sv o ΔP) por entrada en las simulaciones. El modelo ARX-OE propuesto es un sistema de entrada única y salida única; por tanto, cada una de las cuarenta y cinco combinaciones tiene dos modelos ARX, uno por salida. En segundo lugar, la Figura 5.1b muestra la parte de identificación (entrenamiento), que utiliza los datos obtenidos en el paso

(a) para calcular el vector $\theta_{E,T}$ para todas las combinaciones. Durante la estimación, el vector de parámetros es actualizado después de cada iteración y usa la información de los estimadores anteriores para reducir el error entre la salida original con la estimada. Entonces, para la combinación E, T , la entrada $U_{E,T}$ es equivalente a la entrada exógena u_T y $Sv_{E,T}$ o $\Delta P_{E,T}$ son equivalentes a y_T de la Ec. (5.4), respectivamente. Finalmente, en la Figura 5.1c, se muestra la parte de validación que simula ambas salidas para un nuevo conjunto de condiciones – diferentes de las 45 propuestas-. Esto se hace al emplear estas nuevas entradas y un nuevo conjunto de coeficientes, los cuales son calculados utilizando interpolación bilineal con los vectores $\theta_{E,T}$ anteriores.

5.2. Resultados Simulados por el Modelo ARX-OE

Usamos un coeficiente de correlación múltiple R para evaluar la calidad del algoritmo mencionado en este trabajo. Este porcentaje indica que tan bien explica \hat{y}_T^t a y_T :

$$R = \left(1 - \frac{\sum_{\tau=1}^t (y_{\tau} - \hat{y}_{\tau}^t)^2}{\sum_{\tau=1}^t y_{\tau}^2} \right) \times 100 \quad (5.10)$$

Después de la etapa de entrenamiento, se terminó con 45 vectores $\theta_{E,T}$ por salida, que contienen la información de los coeficientes f 's y b 's. Con la finalidad de construir las funciones de transferencia, estos coeficientes siguen la siguiente forma de Laplace definida en Ljun (1987).

$$ARX(s) = \frac{B(s)}{1 - F(s)} \quad (5.11)$$

dónde $ARX(s)$ es la representación salida / entrada $Y(s)/U(s)$. El orden del sistema para nf y nb fue probado con $n = [1,2,3,4]$, y encontramos el mejor porcentaje de ajuste en Sv cuándo $nf = 3$ y $nb = 2$; mientras que para ΔP , obtuvimos los mejores resultados cuando $nf=2$ y $nb = 1$. Por lo tanto, de acuerdo con la Ec. (5.11), tenemos las siguientes formas para las funciones de transferencia de cada salida:

$$a) ARX(s)_{\Delta P} = \frac{b_1 s + b_0}{s^2 - f_1 s - f_0} \quad b) ARX(s)_{Sv} = \frac{b_2 s^2 + b_1 s + b_0}{s^3 - f_2 s^2 - f_1 s - f_0} \quad (5.12)$$

5.2 Resultados Simulados por el Modelo ARX-OE

De la Tabla 5.1 a la Tabla 5.5 vemos la lista de coeficientes obtenidos desde el modelo ARX-OE durante la parte de entrenamiento para reconstruir las señales de salida simuladas.

Tabla 5.1: Coeficientes obtenidos para a) Sv y b) ΔP correspondientes a E= 0.1 MPa

a)									
Sv	Coeficientes para E= 0.1 MPa								
T [s]	1.000	1.111	1.250	1.429	1.502	1.667	2.000	2.500	3.003
b₂	2.04E+03	2.45E+03	2.14E+03	4.27E+03	3.24E+03	3.92E+03	5.35E+03	4.54E+03	9.09E+03
b₁	-4.07E+03	-4.90E+03	-4.28E+03	-8.55E+03	-6.46E+03	-7.83E+03	-1.07E+04	-9.08E+03	-1.84E+04
b₀	2.03E+03	2.45E+03	2.13E+03	4.27E+03	3.23E+03	3.91E+03	5.34E+03	4.54E+03	9.27E+03
f₃	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
f₂	0.924	0.902	0.883	1.146	0.973	1.074	1.071	1.033	0.760
f₁	0.101	0.107	0.046	-0.084	-0.030	-0.098	-0.102	0.022	0.188
f₀	-0.026	-0.009	0.071	-0.062	0.056	0.025	0.030	-0.056	0.042

b)									
ΔP	Coeficientes para E= 0.1 MPa								
T [s]	1.000	1.111	1.250	1.429	1.502	1.667	2.000	2.500	3.003
b₁	-1.30E+08	-1.11E+08	-7.29E+07	-8.03E+07	-6.52E+07	-6.91E+07	-5.17E+07	-2.24E+07	-5.67E+07
b₀	1.30E+08	1.11E+08	7.29E+07	8.03E+07	6.52E+07	6.91E+07	5.17E+07	2.23E+07	5.67E+07
f₂	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
f₁	0.031	-0.094	-0.128	-0.081	-0.087	0.105	0.260	1.579	0.255
f₀	0.264	0.418	0.631	0.643	0.557	0.273	0.192	-0.908	0.128

Tabla 5.2: Coeficientes obtenidos para a) Sv y b) ΔP correspondientes a E= 1 MPa

a)									
Sv	Coeficientes para E= 1 MPa								
T [s]	1.000	1.111	1.250	1.429	1.502	1.667	2.000	2.500	3.003
b₂	2.15E+03	3.41E+03	5.78E+03	9.03E+03	7.22E+03	5.36E+03	1.14E+04	1.12E+04	2.90E+03
b₁	-4.34E+03	-6.88E+03	-1.16E+04	-1.82E+04	-1.45E+04	-1.08E+04	-2.30E+04	-2.27E+04	-5.91E+03
b₀	2.19E+03	3.46E+03	5.84E+03	9.13E+03	7.29E+03	5.43E+03	1.16E+04	1.15E+04	3.02E+03
f₃	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
f₂	1.234	1.119	1.236	1.353	1.188	1.156	1.190	2.268	1.616
f₁	-0.147	-0.084	-0.427	-0.565	-0.457	-0.402	-0.337	-1.794	-0.305
f₀	-0.098	-0.047	0.173	0.192	0.254	0.220	0.110	0.493	-0.325

b)

ΔP	Coeficientes para E= 1 MPa								
T [s]	1.000	1.111	1.250	1.429	1.502	1.667	2.000	2.500	3.003
b_1	-1.18E+08	-1.24E+08	-1.03E+08	-1.08E+08	-7.44E+07	-5.24E+07	-6.26E+07	-4.15E+07	-2.71E+07
b_0	1.18E+08	1.24E+08	1.03E+08	1.08E+08	7.44E+07	5.24E+07	6.25E+07	4.14E+07	2.70E+07
f_2	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
f_1	0.032	0.019	-0.070	-0.016	-0.095	-0.031	0.049	1.368	0.211
f_0	0.330	0.289	0.449	0.320	0.678	0.560	0.275	-0.958	0.364

Tabla 5.3: Coeficientes obtenidos para a) Sv y b) ΔP correspondientes a E= 2.15 MPa

a)

Sv	Coeficientes para E= 2.15 MPa								
T [s]	1.000	1.111	1.250	1.429	1.502	1.667	2.000	2.500	3.003
b_2	5.14E+03	6.90E+03	7.94E+03	6.81E+03	6.80E+03	7.14E+03	7.71E+03	9.71E+02	-1.07E+03
b_1	-1.03E+04	-1.39E+04	-1.60E+04	-1.37E+04	-1.38E+04	-1.45E+04	-1.58E+04	-2.50E+03	1.66E+03
b_0	5.20E+03	6.99E+03	8.05E+03	6.91E+03	6.96E+03	7.33E+03	8.10E+03	1.54E+03	-5.77E+02
f_3	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
f_2	1.250	1.188	1.161	1.135	1.084	1.222	1.105	1.483	1.170
f_1	-0.426	-0.373	-0.279	-0.341	-0.227	-0.374	-0.197	-0.927	-0.683
f_0	0.151	0.152	0.080	0.183	0.101	0.110	0.027	0.345	0.406

b)

ΔP	Coeficientes para E= 2.15 MPa								
T [s]	1.000	1.111	1.250	1.429	1.502	1.667	2.000	2.500	3.003
b_1	-1.19E+08	-1.20E+08	-1.01E+08	-7.45E+07	-6.61E+07	-5.93E+07	-5.09E+07	-3.93E+07	-3.40E+07
b_0	1.19E+08	1.20E+08	1.01E+08	7.44E+07	6.61E+07	5.93E+07	5.09E+07	3.92E+07	3.39E+07
f_2	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
f_1	-0.023	-0.012	-0.010	-0.080	-0.066	0.142	0.254	0.363	0.579
f_0	0.378	0.286	0.329	0.674	0.541	0.341	0.224	0.136	-0.092

Tabla 5.4: Coeficientes obtenidos para a) S_v y b) ΔP correspondientes a $E= 3.16$ MPa

S_v		Coeficientes para $E= 3.16$ MPa							
T [s]	1.000	1.111	1.250	1.429	1.502	1.667	2.000	2.500	3.003
b_2	5.30E+03	6.28E+03	6.95E+03	7.51E+03	7.44E+03	6.79E+03	7.96E+03	-1.08E+03	-3.75E+03
b_1	-1.07E+04	-1.27E+04	-1.40E+04	-1.52E+04	-1.51E+04	-1.38E+04	-1.64E+04	1.80E+03	7.39E+03
b_0	5.37E+03	6.38E+03	7.08E+03	7.70E+03	7.66E+03	7.06E+03	8.41E+03	-7.10E+02	-3.63E+03
f_3	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
f_2	1.227	1.481	1.116	1.165	1.152	1.188	1.659	1.066	0.924
f_1	-0.415	-0.461	-0.240	-0.281	-0.216	-0.270	-0.628	-0.143	0.085
f_0	0.153	-0.051	0.080	0.070	0.012	0.022	-0.121	-0.016	-0.060

ΔP		Coeficientes para $E= 3.16$ MPa							
T [s]	1.000	1.111	1.250	1.429	1.502	1.667	2.000	2.500	3.003
b_1	-1.17E+08	-1.07E+08	-8.38E+07	-8.79E+07	-7.04E+07	-5.72E+07	-3.68E+07	-3.35E+07	-2.77E+07
b_0	1.17E+08	1.07E+08	8.37E+07	8.78E+07	7.03E+07	5.71E+07	3.68E+07	3.35E+07	2.77E+07
f_2	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
f_1	0.017	0.314	0.028	0.175	0.179	0.481	1.584	1.118	1.310
f_0	0.345	0.047	0.413	0.230	0.274	0.025	-0.960	-0.538	-0.731

Tabla 5.5: Coeficientes obtenidos para a) S_v y b) ΔP correspondientes a $E= 10$ MPa

S_v		Coeficientes para $E= 10$ MPa							
T [s]	1.000	1.111	1.250	1.429	1.502	1.667	2.000	2.500	3.003
b_2	4.14E+03	1.03E+03	4.13E+02	1.35E+02	-4.27E+02	-2.62E+03	7.71E+03	-1.77E+03	-3.36E+03
b_1	-8.47E+03	-2.28E+03	-1.00E+03	-4.99E+02	6.04E+02	5.23E+03	-1.58E+04	3.63E+03	6.75E+03
b_0	4.33E+03	1.25E+03	5.94E+02	3.68E+02	-1.72E+02	-2.61E+03	8.10E+03	-1.85E+03	-3.39E+03
f_3	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
f_2	1.347	1.304	1.546	1.611	1.941	0.970	1.105	0.976	0.896
f_1	-0.517	-0.490	-0.594	-1.070	-1.735	0.046	-0.197	-0.162	-0.047
f_0	0.103	0.099	-0.023	0.371	0.717	-0.043	0.027	0.184	0.127

b)

ΔP	Coeficientes para E= 10 MPa								
T [s]	1.000	1.111	1.250	1.429	1.502	1.667	2.000	2.500	3.003
b_1	-9.01E+07	-7.96E+07	-7.46E+07	-5.82E+07	-4.99E+07	-4.72E+07	-5.12E+07	-9.01E+06	-2.88E+06
b_0	9.00E+07	7.95E+07	7.45E+07	5.81E+07	4.99E+07	4.71E+07	5.11E+07	8.93E+06	2.83E+06
f_2	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
f_1	0.671	0.537	0.990	1.003	0.787	1.451	0.237	1.842	1.901
f_0	-0.131	0.015	-0.460	-0.410	-0.089	-0.848	0.236	-0.994	-0.982

Cada conjunto de coeficientes se utiliza para crear los campos de coeficientes presentados en la Figura 5.2 y Figura 5.3 por ΔP y S_v , respectivamente. En ambas salidas, observamos que la zona alrededor $E = 1\text{MPa}$ y $T = 2.5\text{s}$ presenta los valores más altos o más bajos, dependiendo del comportamiento de cada coeficiente. Por un lado, en ΔP vemos un cambio cercano a un extremo local ($E = 10\text{MPa}$ y $T = 2,50\text{ s}$) para los coeficientes f 's, mientras que para los b 's apreciamos esto cambio en el área de $E = 1\text{MPa}$ y $T = 1\text{ s}$. Por otro lado, los coeficientes para S_v parecen tener un comportamiento constante en todos los coeficientes f 's y b 's que rodean la zona de $E = 1\text{MPa}$ y $T = 2,5\text{ s}$. De la Figura 5.4 a la Figura 5.8 mostramos las señales reconstruidas de ARX-OE contra los resultados de FSI. La salida del área de apertura en todas las sub-figuras (a) demuestra que la estimación de S_v es menos precisa, ya que solo se recuperan los momentos de apertura y cierre. En cuanto a las señales de diferencia de presión en las sub-figuras (b), el comportamiento del ARX-OE Las salidas simuladas siguieron la misma tendencia que los datos FSI.

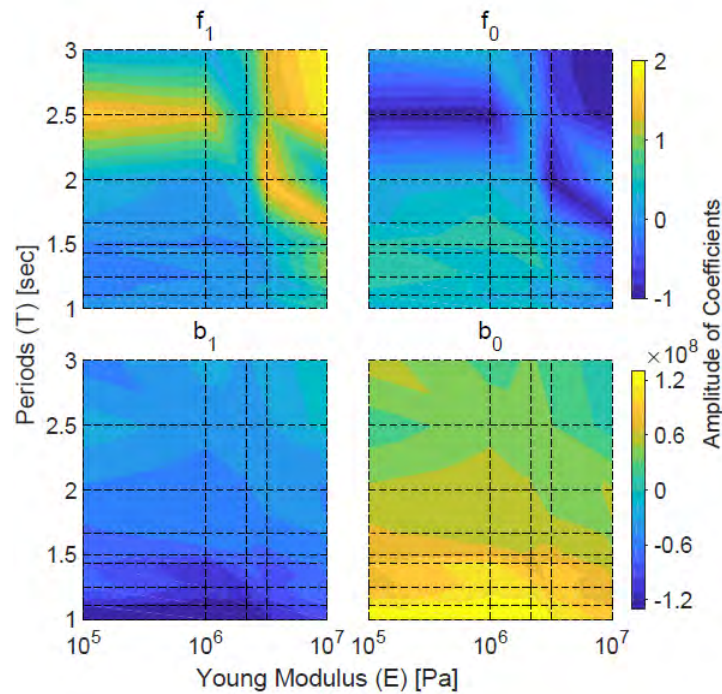


Figura 5.2: Campos de coeficientes obtenidos desde los modelos entrenados para ΔP . Las líneas punteadas indican los nueve periodos (T) y los cinco módulos elásticos (E). De acuerdo a la Ec. (5.12a), los valores para f_2 son siempre iguales a 1.

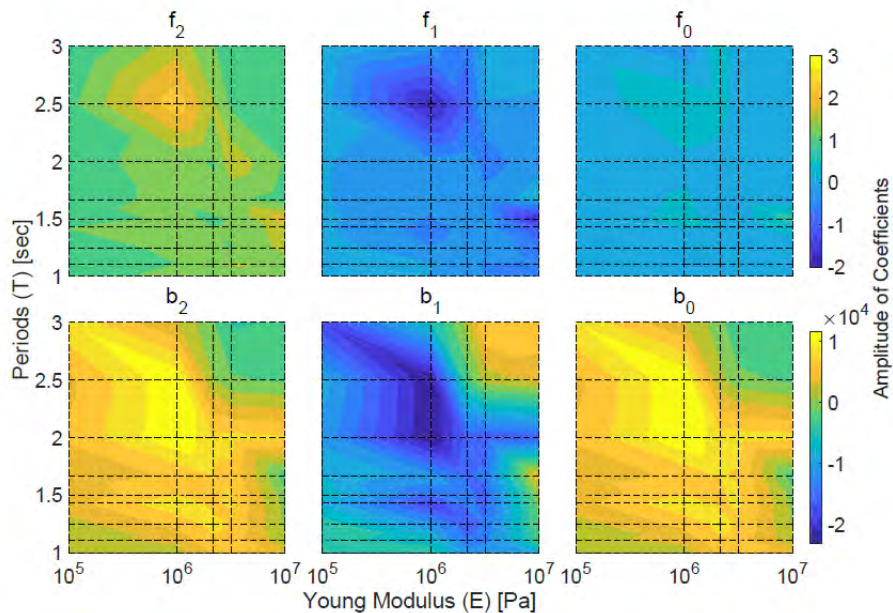
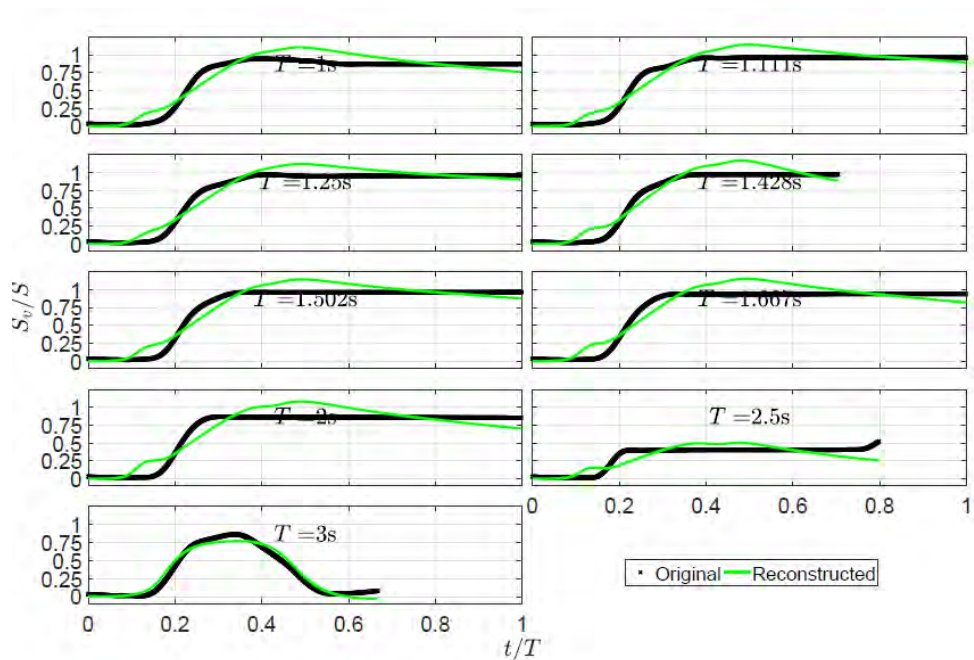
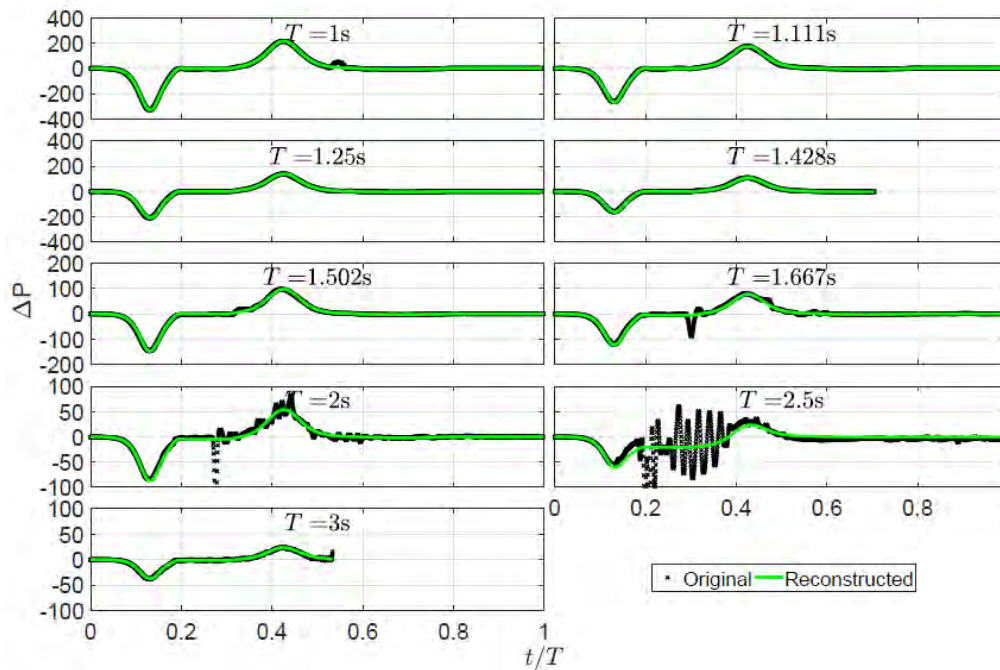


Figura 5.3: Campos de coeficientes obtenidos desde los modelos entrenados para Sv. De acuerdo a la Ec. (5.12b), los valores para f_3 son siempre iguales a 1.

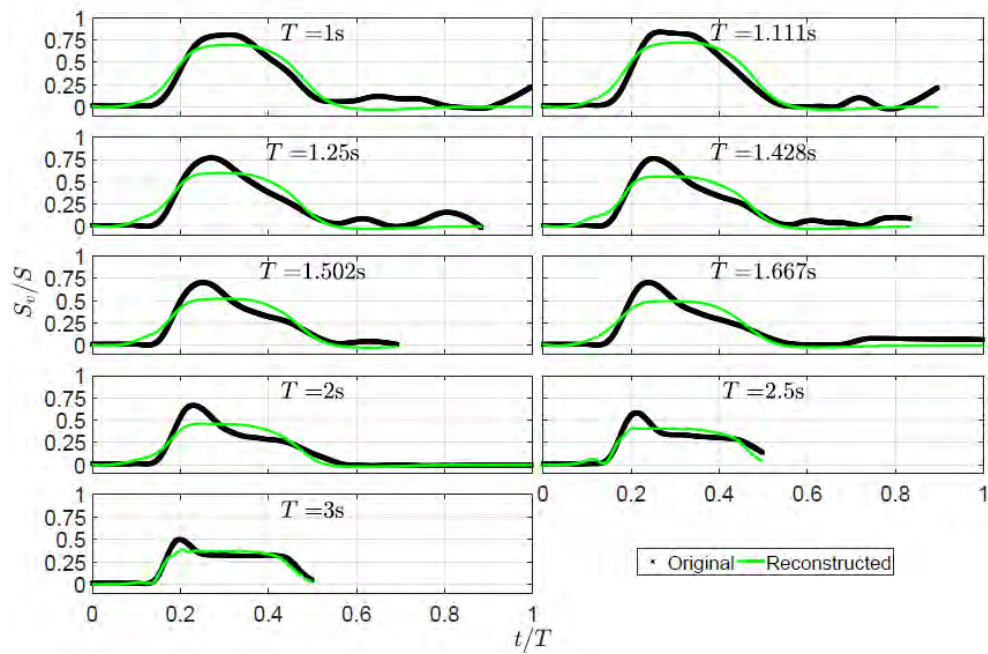


a)

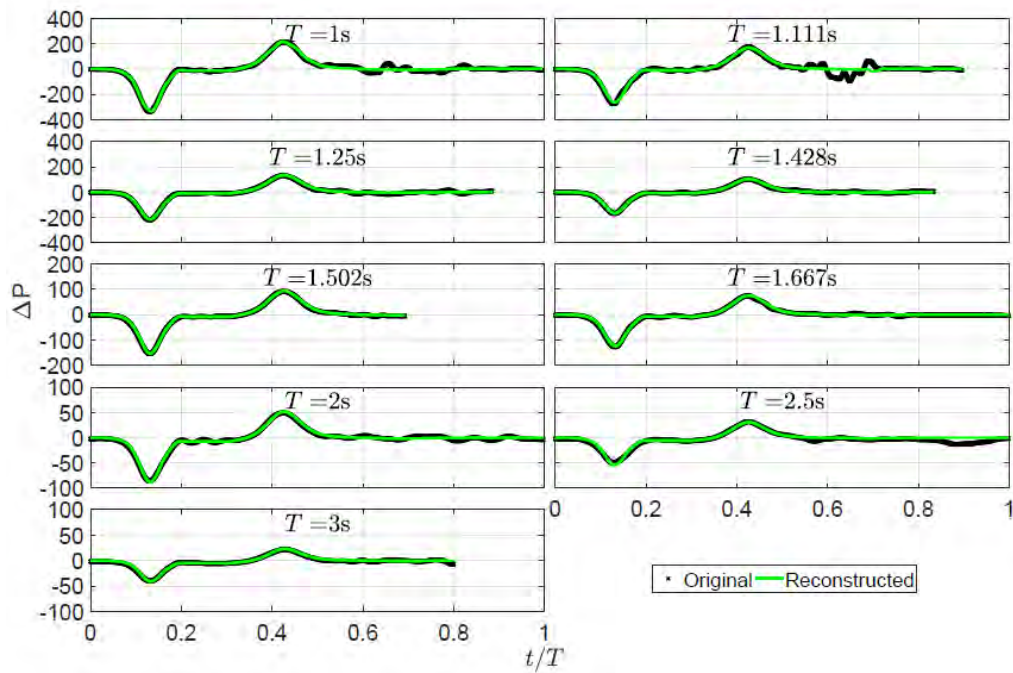


b)

Figura 5.4: Reconstrucción de señales usando el modelo ARX-OE para $E=0.1\text{MPa}$. a) Corresponde a S_v y b) corresponde a ΔP .

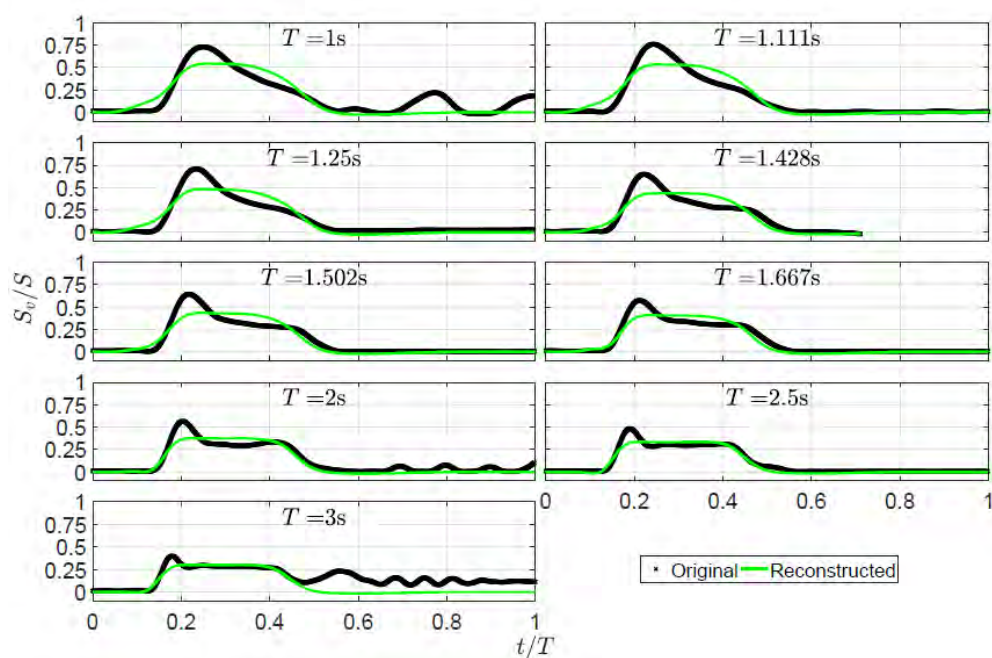


a)

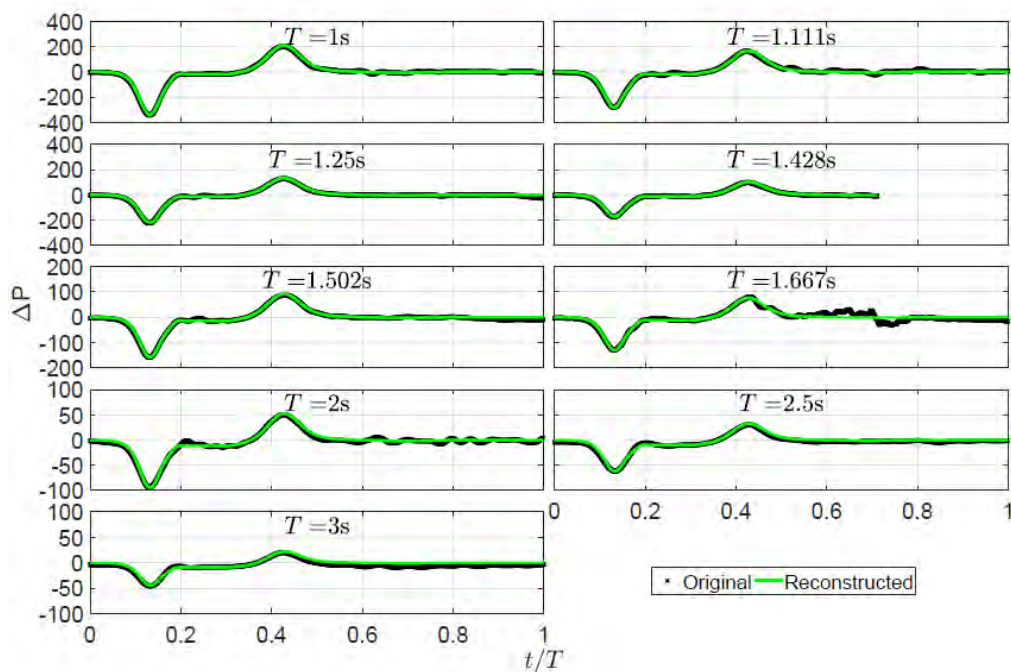


b)

Figura 5.5: Reconstrucción de señales usando el modelo ARX-OE para $E=1\text{MPa}$. a) Corresponde a S_v y b) corresponde a ΔP .

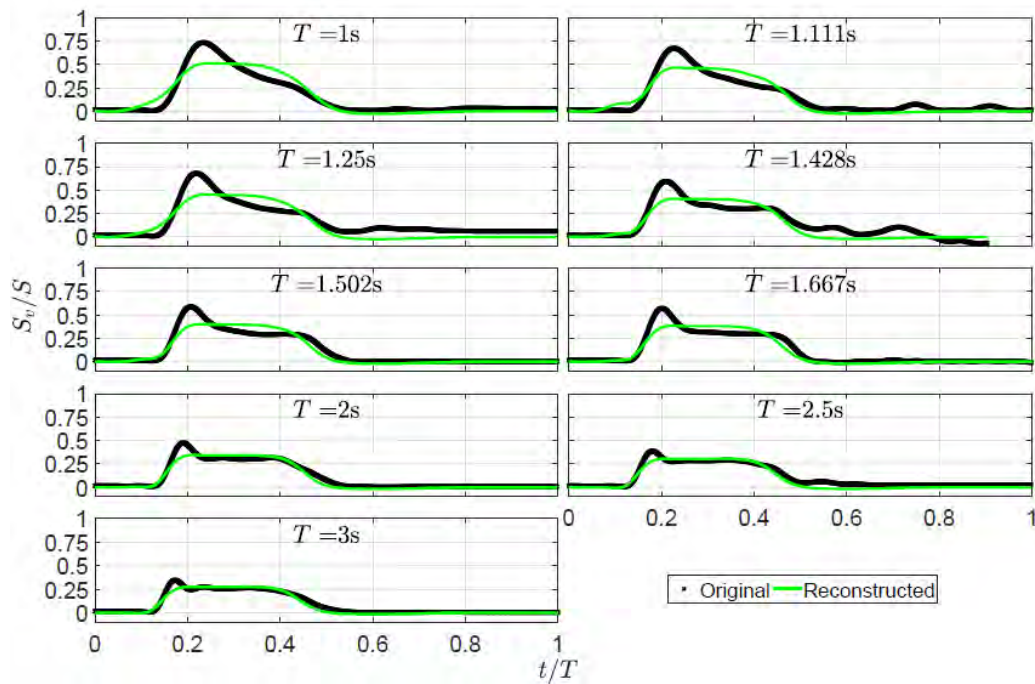


a)

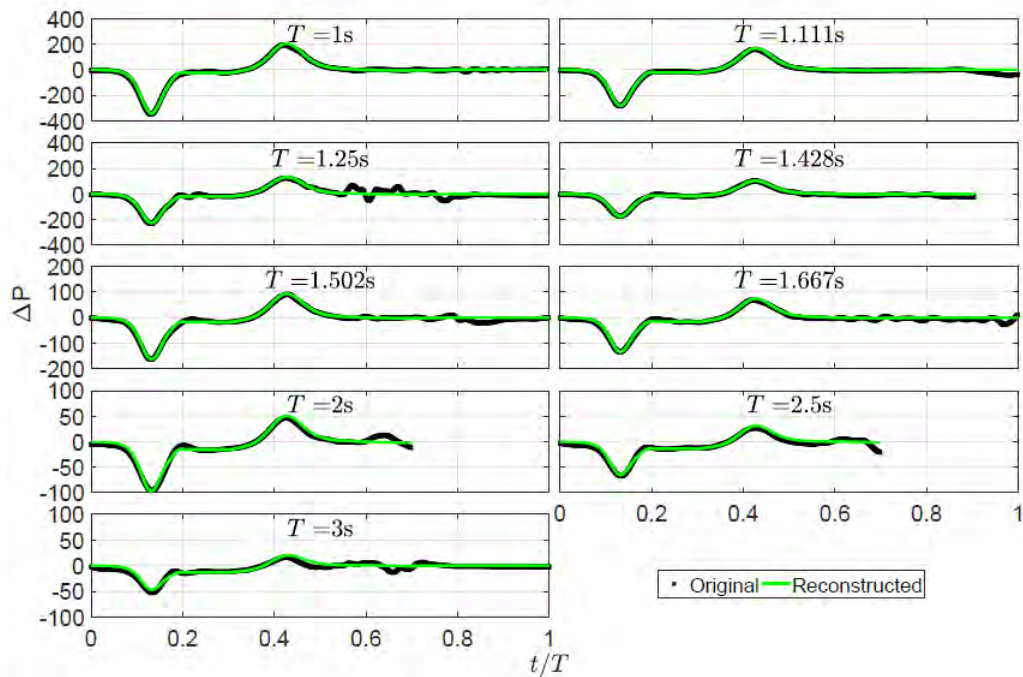


b)

Figura 5.6: Reconstrucción de señales usando el modelo ARX-OE para $E=2.15\text{MPa}$. a) Corresponde a S_v y b) corresponde a ΔP .

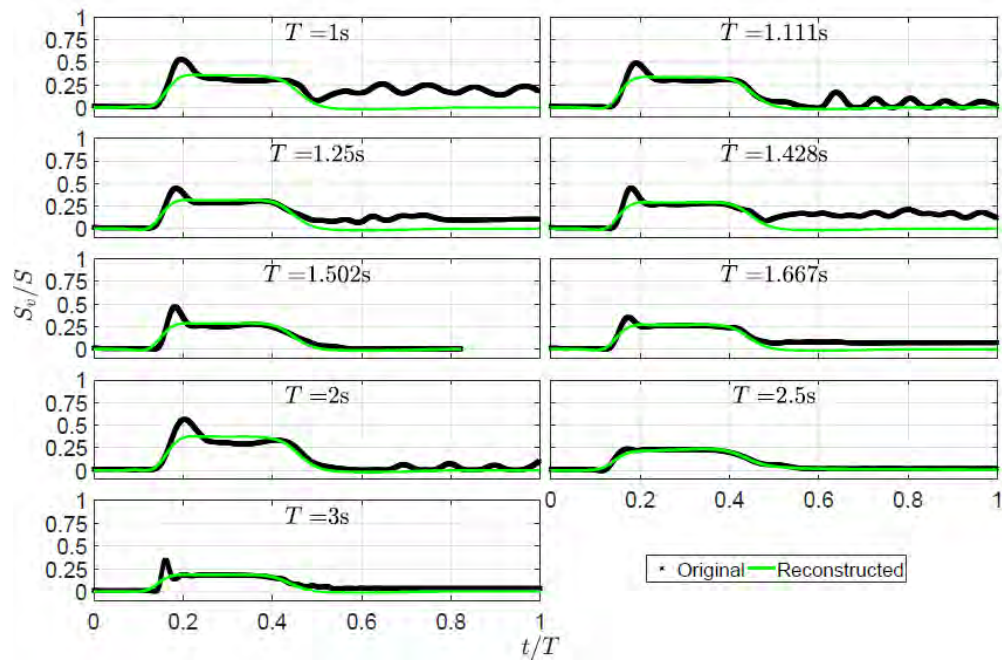


a)

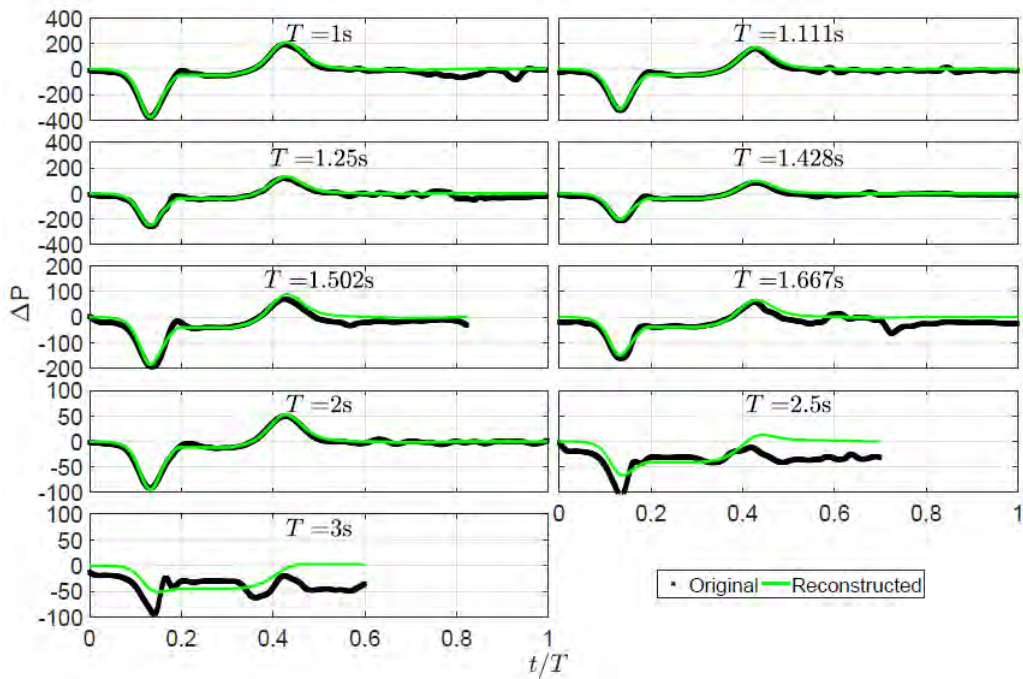


b)

Figura 5.7: Reconstrucción de señales usando el modelo ARX-OE para $E=3.16$ MPa. a) Corresponde a S_v y b) corresponde a ΔP .



a)



b)

Figura 5.8: Reconstrucción de señales usando el modelo ARX-OE para $E=10\text{MPa}$. a) Corresponde a S_v y b) corresponde a ΔP .

En cuanto al tiempo computacional, el proceso de entrenamiento para cada período tomó 13 segundos aproximadamente; por lo tanto, la obtención de los resultados de nueve períodos para ambas salidas y para un módulo elástico tomó menos de 4 minutos para finalizar el proceso. Teniendo en cuenta esta vez, nuestro modelo ARX-OE calcula los 45 vectores $\theta_{E,T}$ para la parte de entrenamiento de ambos productos en aproximadamente 20 minutos. Por lo tanto, el tiempo de ejecución utilizado por el modelo ARX-OE representa solo 0.0465% del tiempo total (716.5 hrs) consumido haciendo las 45 simulaciones FSI del estudio paramétrico.

Finalmente, la Tabla 5.6 y la Tabla 5.7 muestran el porcentaje de ajuste y la desviación estándar obtenidas respectivamente para cada módulo de elasticidad durante la etapa de entrenamiento. En cuanto a la desviación estándar, podemos apreciar que los rangos más problemáticos de E se encuentran en los extremos y en el centro de la matriz. Por ejemplo, en la Figura 5.4b por $T = [2, 2.5]$ s, nuestro modelo ARX-OE no sigue las perturbaciones observadas en las curvas negras que provienen directamente de los resultados del FSI, debido a la falta de un proceso de innovación; a la inversa, solo sigue la tendencia de los fenómenos medidos. Este comportamiento también se observa en las Figuras 5.6a y 5.8, lo que incide directamente en que el valor de la desviación estándar suba porque la bondad del ajuste es menor en estos escenarios. Esto indica que es necesario trabajar en estas áreas para futuros experimentos, con el fin de mejorar la precisión del modelo.

Tabla 5.6: Porcentaje de ajuste promedio para la parte de entrenamiento

Salida (%)	Módulo Elástico (E) [MPa]				
	0.1	1	2.15	3.16	10
ΔP	89.84	97.03	96.14	95.42	82.94
S_v	92.76	93.21	89.35	92.57	82.81

Tabla 5.7: Desviación estándar para el porcentaje de ajuste en la parte de entrenamiento

Salida (%)	Módulo Elástico (E) [MPa]				
	0.1	1	2.15	3.16	10
ΔP	20.14	3.20	4.93	3.38	18.23
S_v	5.43	2.24	8.27	3.26	13.96

5.2.1. Validación del modelo ARX-OE

Uno de los principales objetivos de utilizar un modelo ARX es tener la posibilidad de utilizar los vectores de parámetros que se encuentran en la parte de entrenamiento para estimar / simular condiciones externas a las empleadas en el estudio paramétrico y verificar la calidad de nuestro modelo sin perder más tiempo con simulaciones FSI. Los parámetros de simulación considerados para estos cambios son los mismos que los del estudio paramétrico excepto por E y T. Estos parámetros ahora consideran las siguientes opciones: $E = [1.5, 15]$ MPa y $T = [0.90, 1.20]$ s. Los rangos seleccionados están alrededor de las condiciones elásticas propuestas en la subsección 4.4 y nos permitió verificar el comportamiento de nuestro modelo en cuatro situaciones diferentes:

- 1) $E = 1.5$ MPa, $T = 0.9$ s: el módulo elástico se encuentra dentro y el período está fuera del conjunto de datos de entrenamiento.
- 2) $E = 1.5$ MPa, $T = 1.2$ s: ambas condiciones se encuentran dentro del conjunto de datos de entrenamiento.
- 3) $E = 15$ MPa, $T = 0.9$ s: ambas condiciones quedan fuera del conjunto de datos de entrenamiento.
- 4) $E = 15$ MPa, $T = 1.2$ s: el módulo elástico está fuera del conjunto de datos de entrenamiento, mientras que el período se encuentra dentro de él.

El proceso de validación recupera los coeficientes para las funciones de transferencia de los valores deseados mediante el uso de una interpolación bilineal con los coeficientes que se encuentran en la Figura 5.2 y Figura 5.3. La Tabla 5.8 presenta los valores interpolados para estos nuevos casos.

Tabla 5.8: Coeficientes calculados para el proceso de validación.

Coef.	ΔP				Sv			
	E= 1.5 MPa		E= 15 MPa		E= 1.5 MPa		E= 15 MPa	
	T=0.9s	T=1.2s	T=0.9s	T=1.2s	T=0.9s	T=1.2s	T=0.9s	T=1.2s
b_2	-	-	-	-	2.15E+03	5.78E+03	4.14E+03	4.13E+02
b_1	-1.18E+08	-1.03E+08	-9.01E+07	-7.46E+07	-4.34E+03	-1.16E+04	-8.47E+03	-1.00E+03
b_0	1.18E+08	1.03E+08	9.00E+07	7.45E+07	2.19E+03	5.84E+03	4.33E+03	5.94E+02
f_3	-	-	-	-	1.000	1.000	1.000	1.000
f_2	1.000	1.000	1.000	1.000	1.234	1.236	1.347	1.546
f_1	0.032	-0.070	0.671	0.990	-0.147	-0.427	-0.517	-0.594
f_0	0.330	0.449	-0.131	-0.460	-0.098	0.173	0.103	-0.023

Fue necesario realizar sus respectivas simulaciones FSI para comparar estas nuevas condiciones con los resultados de validación del modelo ARX-OE. Las curvas en las Figura 5.9 y Figura 5.10 mostraron que algunas simulaciones no fueron capaces de completar el tiempo de simulación completo; esto fue porque no fueron capaces de encontrar equilibrio o converger durante el tiempo de cálculo. Por estas razones, las salidas simuladas fueron únicamente estimadas hasta el momento antes de que las simulaciones se detuvieran. Las precisiones de los resultados de validación son mostradas en la Tabla 5.9 usando un promedio de porcentaje de ajuste.

Tabla 5.9: Porcentaje de ajuste promedio obtenido durante el proceso de validación

Output	Módulo Elástico (E) [MPa]	
	1.5	15
ΔP	97.77	68.39
Sv	92.48	94.13

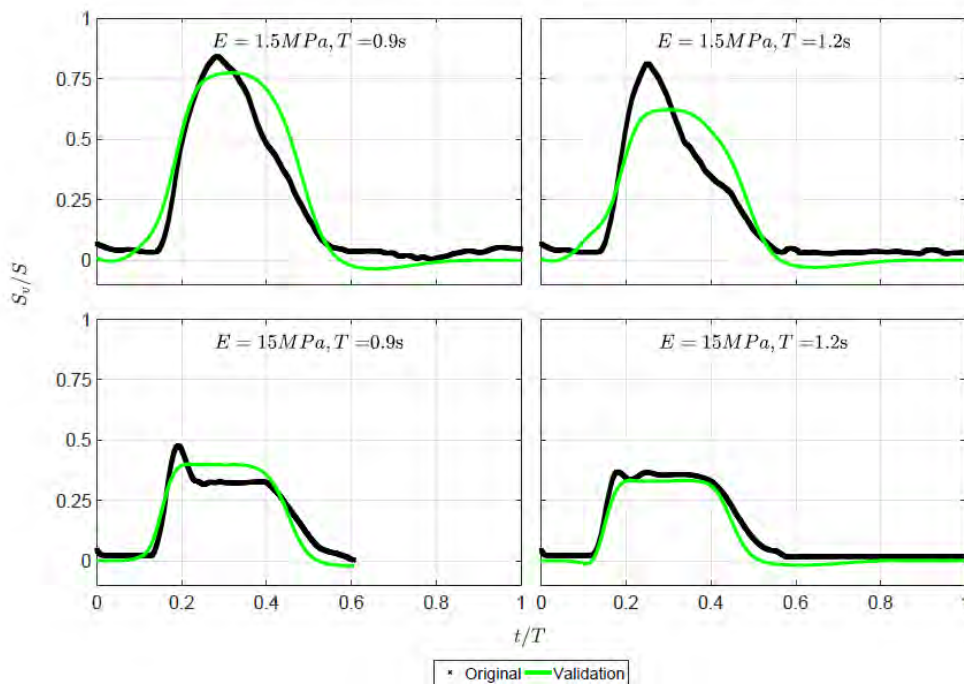


Figura 5.9: Resultados de validación para la salida S_v

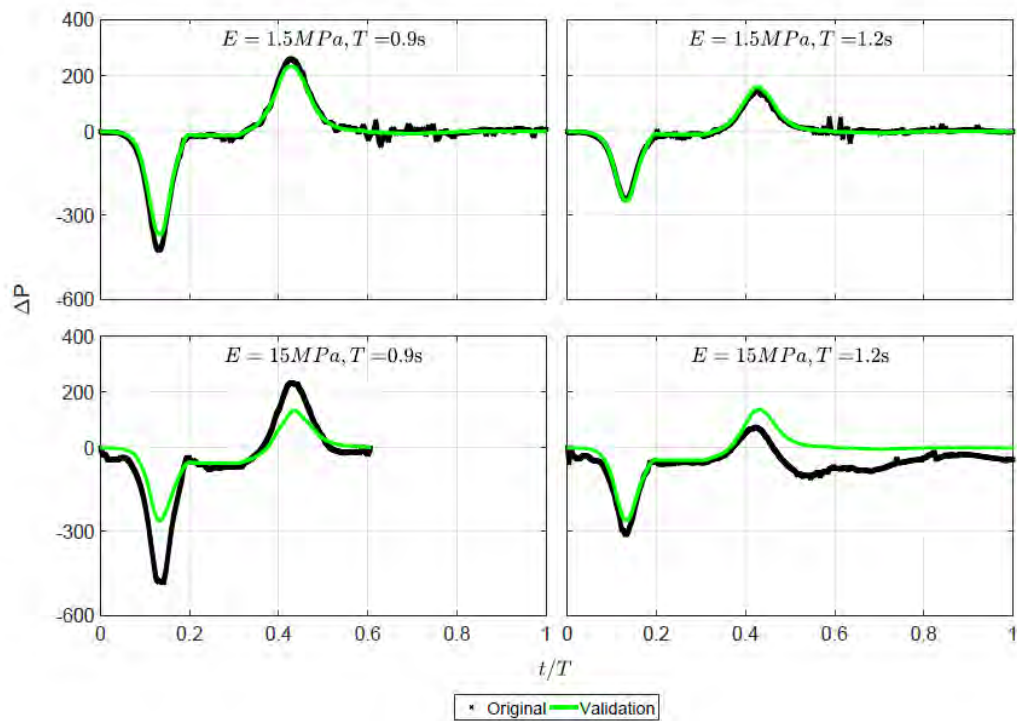


Figura 5.10: Resultados de validación para la salida ΔP

Una limitación de este método es que solo funciona para señales estacionarias; por lo tanto, cuando se trata de conductas transitorias, no es capaz de seguir la tendencia esperada de manera eficiente. Por ejemplo, en el área de apertura, podemos ver en la Figura 5.9 que al inicio de la etapa de avance (t_f) cómo las válvulas comienzan a abrirse hasta la posición más alta debido a un momento de inercia antes de volver al valor en el que se estabilizan por el flujo. Por el contrario, la salida de diferencia de presión que se ve en la Figura 5.10 es mejor estimada por nuestro modelo porque no contiene un comportamiento transitorio. Como resultado, nuestro modelo tiene un mejor rendimiento para seguir la tendencia cuando se trata de diferencia de presión que con el área de apertura.

Este proceso de validación demostró que nuestro modelo puede ser un apoyo prometedor para las simulaciones FSI cuando se trata de diferentes situaciones de una manera más rápida pero precisa. Además, puede eliminar la necesidad de realizar varias simulaciones antes de que podamos obtener una gran cantidad de información haciendo pequeños cambios en la señal de entrada y esperando largos períodos para ver cómo se comportan estas nuevas condiciones. El algoritmo hereditario empleado para entrenar y validar el modelo ARX-OE se detalla en el Apéndice B.

5.2.2. Prueba de Gauss y linealidad

De acuerdo con los resultados, nuestro modelo demostró tener un mejor desempeño al lidiar con la diferencia de presión que con el área de apertura. Por tanto, como paso final, analizamos el vector de error de predicción $\tilde{y}_t = y_t - \hat{y}_t$ obtenido en Sv para verificar su distribución (gaussiana o no gaussiana) y su posible comportamiento no lineal. La prueba propuesta por Hinich (1982) asume dos distintas hipótesis: la primera es verificar si el proceso tiene distribución gaussiana o no; luego, si se acepta la primera hipótesis, la segunda consiste en verificar si el proceso es lineal o no. Por lo tanto, para Gaussianidad, tenemos un parámetro de probabilidad de falsa alarma (PFA) que indica la probabilidad de que nuestros datos tengan un bi-espectro distinto de cero. Por eso:

- H_1 : Si $PFA \leq 0,05$; el proceso es no gaussiano, es decir, bi-espectro distinto de cero.
- H_0 : Si $PFA > 0,05$; el proceso es Gaussiano, es decir, bi-espectro cero.

Entonces sí H_1 es cierto, podemos probar \tilde{y}_t para verificar si contiene un comportamiento lineal o no lineal. Dado que esta prueba asume un bi-espectro distinto de cero, solo debe considerarse si y solo si \tilde{y}_t obtuvo un $PFA \leq 0.05$. Por lo tanto, R_{est} es el estimado y R_{th} es el rango intercuartílico teórico de una distribución chi-cuadrado:

- H_1' : Si $R_{est} \gg R_{th}$ o $R_{est} \ll R_{th}$, el proceso no es lineal.
- H_0' : Si $R_{est} \approx R_{th}$; el proceso es lineal.

Bajo estos supuestos, usamos la herramienta de Análisis espectral de alto orden (HOSA) de Matlab® para realizar la prueba. Los resultados en la Tabla 5.10 mostraron que todos nuestros vectores \tilde{y}_t son distribuciones no gaussianas y contienen procesos no lineales dentro de ellas. En conclusión, para proporcionar un análisis más preciso, los experimentos futuros deben incluir un modelo que considere también la estimación de estos procesos no lineales. Para obtener más detalles, consulte (Hinich, 1982; Swami et al., 1995).

Tabla 5.10: Resultados de la prueba de Gaussianidad y linealidad para la salida Sv

Módulo Elástico [MPa]	Gaussianidad	Linealidad	
	PFA	Rest	Rth
0.1	0	26.593	18.882
1	0	2.660	12.509
2.15	0.0087	2.223	12.144
3.16	0	5.152	14.015
10	0	21.180	15.131

5.3. Otros métodos de identificación del sistema

En esta sección, analizamos el desempeño de dos métodos más de identificación de sistemas en la literatura. El primero es un modelo ARX-OE con la adición de un término de promedio móvil (MA) para compensar la falta de minimización de errores, mientras que el segundo enfoque es el método de identificación de subespacio (SubID). Analizamos el comportamiento de estos dos enfoques realizando las etapas de entrenamiento y validación

con la información proporcionada por el estudio paramétrico. Por tanto, este análisis no incluye las señales de las condiciones externas presentadas en la sección 5.2.1. Esta vez, los datos se dividen utilizando señales concatenados con cinco períodos de entrenamiento y cuatro períodos de validación. Finalmente, presentamos una comparación de los resultados proporcionados por el modelo hereditario ARMAX-OE y el método SubID con sus respectivas ventajas y desventajas de ambos métodos.

5.3.1. Modelo ARMAX-OE

Un modelo ARX fue una forma eficaz de manejar el modelo de válvulas propuesto; sin embargo, algunas limitaciones evitaron que el modelo rastree con precisión todas las trayectorias de la salida del área de apertura. Por lo tanto, en esta sección, propusimos implementar un término de media móvil para el modelo ARX-OE para preparar el proceso de innovación que contiene la reducción del error de predicción \tilde{y}_t . Siguiendo el mismo cálculo hereditario, tenemos el siguiente estimador para el modelo ARMAX-OE:

$$\hat{y}_{\tau|\tau-1}^t = \sum_{i=1}^n f_{i,t} \hat{y}_{\tau-i|\tau-i-1}^{t-i} + \sum_{i=1}^n c_{i,t} \tilde{y}_{\tau-i|\tau-i-1}^{t-i} + \sum_{i=1}^n b_{i,t} u_{t-i} \quad (5.13)$$

donde $\tilde{y}_t = y_t - \hat{y}_t$. Entonces, la trayectoria del vector de regresión es definida por:

$$\varphi_{\tau}^{t-1} = \left[y, \dots, y_{\tau-n+1}, \hat{y}_{\tau-1|\tau-2}^{t-1}, \dots, \hat{y}_{\tau-n|\tau-n-1}^{t-n}, \tilde{y}_{\tau-1|\tau-2}^{t-1}, \dots, \tilde{y}_{\tau-n|\tau-n-1}^{t-n}, u, \dots, u_{\tau-n+1} \right] \quad (5.14)$$

Finalmente, procedemos a seguir el siguiente algoritmo para encontrar θ_t , el cual es el mismo que el usado para la sección ARX-OE, con la adición del error de predicción \tilde{y}_t :

1. Inicialización. Los datos antes de $t=1$ son desconocidos, por lo que la proyección sobre estos es cero (división por una covarianza a priori infinito). Entonces es posible pensar en él como cero:

$$\hat{y}_{\tau|\tau-1}^{1-i}, \forall \tau < 1, \forall i = 1, \dots, n \quad (5.15)$$

2. Al instante $t-1$ tenemos datos de las trayectorias ya optimizadas.

$$\hat{y}_{\tau|\tau-1}^{t-i}, \forall \tau = 1, \dots, t-1, \forall i = 1, \dots, n$$

3. Al instante t , nuevos datos y_t, u_t están disponibles para actualizar la matriz de auto-correlación experimental y el vector de inter-correlación:

$$E^t[\varphi^{t-1}(\varphi^{t-1})^T] = \frac{1}{t} \sum_{\tau=1}^t \varphi^{t-1}(\varphi^{t-1})^T \quad (5.16)$$

$$E^t[y \cdot \varphi^{t-1}] = \frac{1}{t} \sum_{\tau=1}^t y \cdot \varphi^{t-1} \quad (5.17)$$

4. El vector de parámetros de coeficientes se obtiene invirtiendo:

$$\theta_t = E^t[\varphi^{t-1}(\varphi^{t-1})^T]^{-1} \times E^t[y \cdot \varphi^{t-1}] \quad (5.18)$$

5. Parte hereditaria: Con los parámetros obtenidos, usando la Ec. (5.13) es entonces posible calcular el nuevo estimador de trayectorias $\hat{y}_{\tau|\tau-1}^{t-1}$ basado en la trayectoria calculada \hat{y}_{τ}^{t-i} en la iteración anterior utilizando el modelo $\forall \tau = 1, \dots, t$;

$$\hat{y}_{\tau|\tau-1}^t = \sum_{i=1}^n f_{i,t} \hat{y}_{\tau-i|\tau-i-1}^{t-i} + \sum_{i=1}^n c_{i,t} (y_{t-i} - \hat{y}_{\tau-i|\tau-i-1}^{t-i}) + \sum_{i=1}^n b_{i,t} u_{t-i}$$

6. Regresar al paso 2.

La principal diferencia con el modelo anterior es que el modelo ARX-OE proporciona una salida simulada considerando solo la señal de entrada para determinar los coeficientes; mientras que, en el caso del modelo ARMAX-OE, éste también considera la salida original para la reducción del error de predicción y el ajuste del vector de parámetros. Por lo tanto, este modelo no se puede utilizar para la misma aplicación que propusimos en las secciones anteriores. Para este caso, podemos proponer una especie de PHM, en el que conocemos los datos de entrada y salida de una persona -si estuviéramos considerando entornos realistas- y luego con el término proceso de innovación, proporcionar una clasificación según el estado de las válvulas. Este proceso proporcionaría un conjunto de términos de innovación - la C 's- varía en función de la condición de la persona, sin necesidad de hacer una predicción sino solo una clasificación.

5.3.1.1. Resultados ARMAX-OE

La precisión de este modelo proporciona resultados cercanos al 100% de porcentaje de ajuste utilizando solo un orden del sistema $n_f = n_c = 2$ y $n_b = 1$ para ambas salidas. Este acuerdo se logra mediante los coeficientes -c's- que rastrean el error y lo minimizan. De la Figura 5.11 a la Figura 5.15 vemos las señales reconstruidas contra los resultados de FSI, mientras que la Tabla 5.11 muestra los ajustes obtenidos para la parte de validación y el valor medio R val. La forma de la función de transferencia del modelo ARMAX-OE se define como:

$$ARMAX(s) = \frac{B(s)}{1 - [F(s) - C(s)]} + \frac{K(s)}{1 - [F(s) - C(s)]} \quad (5.19)$$

$$ARMAX(s) = \frac{b_1s + b_0}{s^2 - (f_1 - c_1)s - (f_0 - c_0)} + \frac{c_1s + c_0}{s^2 - (f_1 - c_1)s - (f_0 - c_0)} \quad (5.20)$$

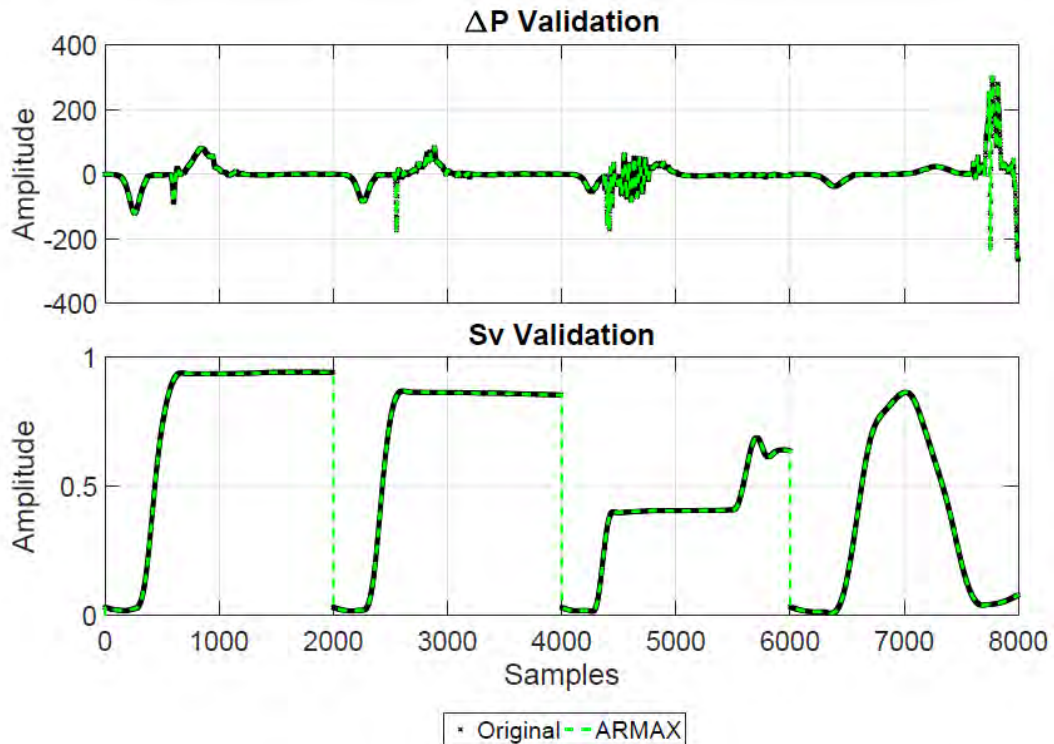


Figura 5.11: Reconstrucción de las señales usando un modelo ARMAX-OE para $E = 0.1\text{MPa}$

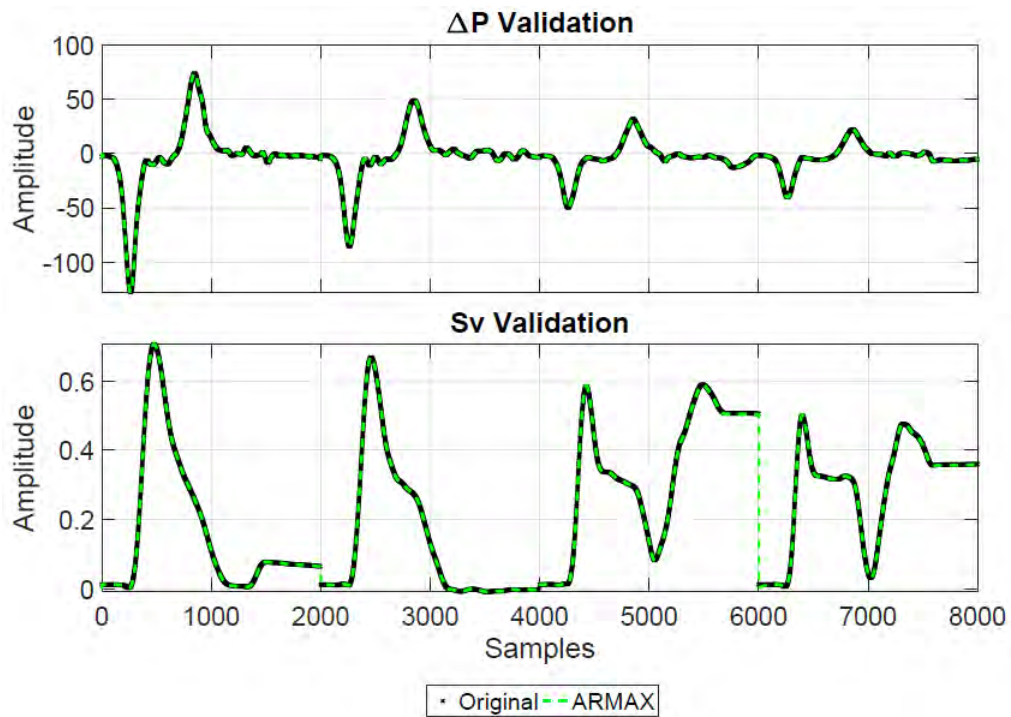


Figura 5.12: Reconstrucción de las señales usando un modelo ARMAX-OE para $E= 1\text{MPa}$

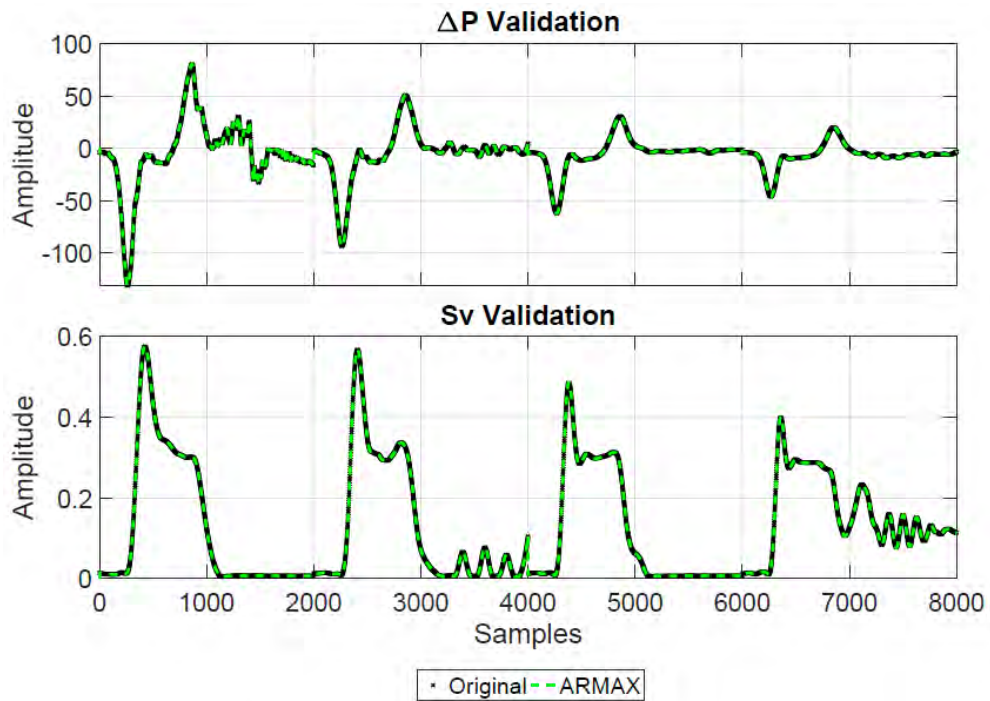


Figura 5.13: Reconstrucción de las señales usando modelo ARMAX-OE para $E= 2.15\text{MPa}$

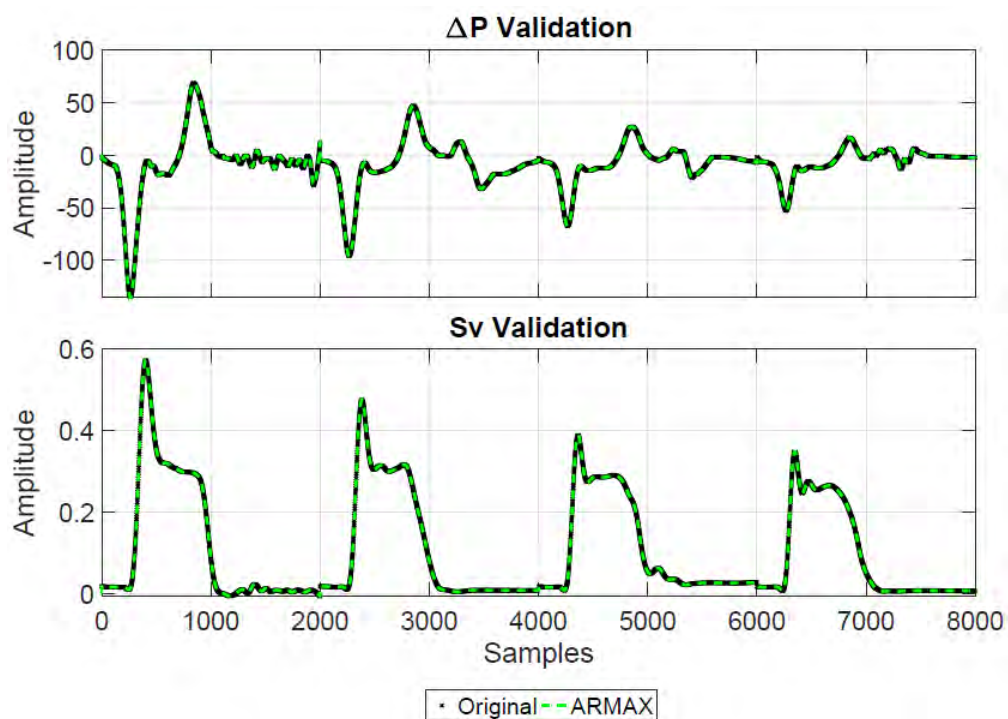


Figura 5.14: Reconstrucción de las señales usando modelo ARMAX-OE para E= 3.16MPa

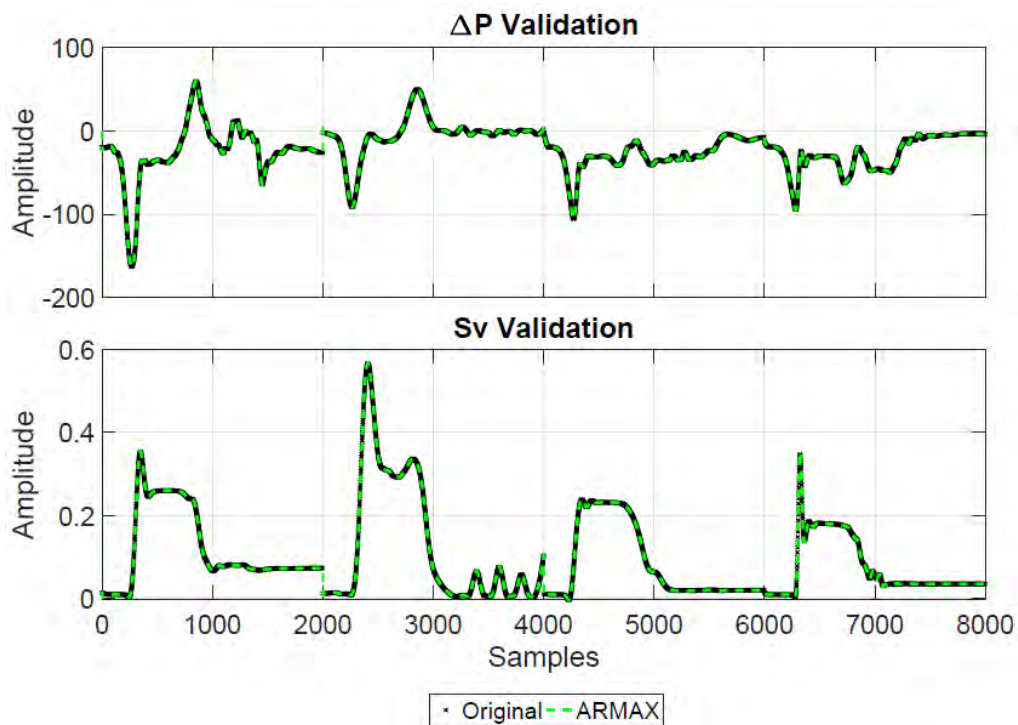


Figura 5.15: Reconstrucción de las señales usando modelo ARMAX-OE para E= 10MPa

Tabla 5.11: Ajustes de validación obtenidos con el modelo ARMAX-OE

Output	Módulo Elástico (E) [MPa]				
	0.1	1	2.15	3.16	10
Sv	99.943	99.966	99.996	99.999	99.991
ΔP	99.960	99.999	99.989	99.991	99.988

5.3.1.2. Clasificación de coeficientes

Con los coeficientes encontrados con el modelo ARMAX-OE, podemos establecer una clasificación que propone un rango de posibles condiciones saludables y no saludables en función de los valores de la C - coeficientes. Para ello utilizamos los mismos supuestos establecidos en el paramétrico estudio donde dependiendo de la zona de apertura ofrecemos tres gamas: $Sv < 0.5$ para no saludables, $Sv > 0.7$ cuando los folletos permiten pasar más flujo del requerido y $0.5 \leq Sv \leq 0.7$ para una condición intermedia elástica y saludable (ver Figura 5.16). Podemos apreciar como de acuerdo a la relación del área de apertura, los coeficientes c's pueden separarse en grupos de acuerdo con el estado de la válvula, lo que hace de este modelo una buena forma de clasificar datos realistas recopilados de cualquier persona. El costo computacional sigue siendo extremadamente bajo con casi el mismo tiempo de ejecución que el modelo ARX-OE (≈ 10 min) para obtener todos los coeficientes de los 45 casos por salida.

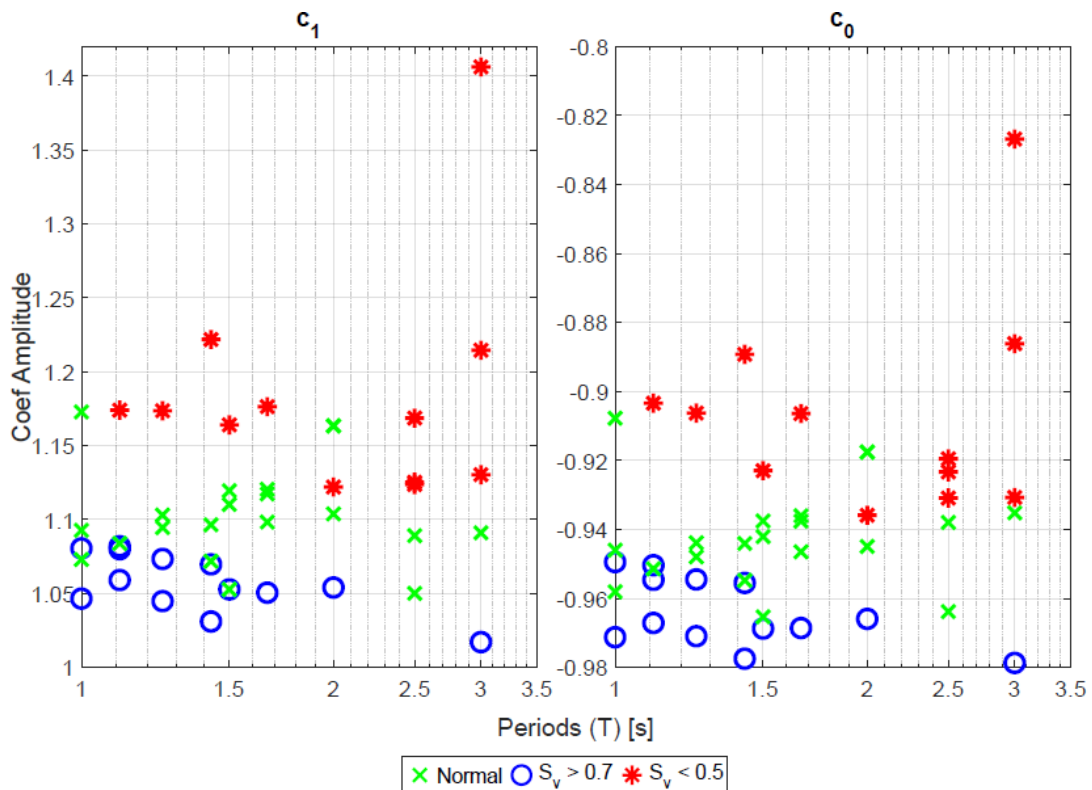


Figura 5.16: Clasificación de los coeficientes C's del modelo ARMAX-OE de acuerdo a S_v

5.3.2. Método de identificación de Sub-espacios

El algoritmo de identificación de sub-espacios fue propuesto originalmente por Van Overschee & De Moor (2012), que no identifica modelos entrada-salida, sino que identifica modelos entrada-estado-salida. En este caso, los parámetros a especificar son el número de filas de bloques para las matrices de Hankel y el orden del sistema. norte, que se puede determinar mediante la inspección de ciertos valores mediante un proceso de descomposición de valores singulares (SVD). El núcleo de estos algoritmos es el uso de manipulaciones geométricas de los espacios de filas de ciertas matrices como las proyecciones ortogonales y oblicuas para obtener algunas características del sistema.

Entonces, estos modelos se pueden describir matemáticamente mediante el siguiente conjunto de ecuaciones en diferencias:

$$x(t + 1) = Ax(t) + Bu(t) + w(t) \quad (5.21)$$

$$y(t) = Cx(t) + Du(t) + v(t) \quad (5.22)$$

dónde $u(t)$, $y(t)$, $x(t)$, $w(t)$, $v(t)$ son el vector de entrada, salida, estado del proceso con los valores numéricos de los estados, el proceso y el ruido de medición, respectivamente. A , B , C , y D son la matriz del sistema dinámico, la matriz de entrada con la parte determinista, la matriz de salida y el término de paso directo.

El método propuesto por los autores sigue el siguiente proceso cuando el sistema a estudiar tiene una parte determinista y estocástica.

1. Calcular las proyecciones oblicuas y ortogonales de las matrices de Hankel del bloque de entrada y salida (información pasada y futura).
2. Calcule el SVD de la proyección oblicua.
3. Determine el orden nro inspeccionando los valores singulares en S .
4. Determine la matriz de observabilidad de i y $i - 1$, donde i denota el número de filas.
5. Resuelva dos conjuntos de ecuaciones lineales para A y C , y B y D ; luego vuelva a calcular las matrices de similitud. Estas ecuaciones contienen las matrices de observabilidad, las proyecciones oblicuas y las matrices de bloques de Hankel calculadas en los pasos anteriores.
6. Determine las matrices de covarianza. Q , S , y R .

Este proceso se presenta en la SubID algoritmo proporcionado por los autores en la página web de Mathworks¹. Para obtener una explicación más detallada de cada paso y proceso, consulte el Capítulo 4 en Van Overschee & De Moor (2012). El objetivo es únicamente comparar el rendimiento de este método existente con el modelo ARMAX-OE propuesto en la sección anterior.

¹ <https://es.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/2290-subspace-identification-for-linear-systems>

5.3.3. Características principales de los algoritmos ARMAX-OE y SubID

Cada uno de los algoritmos presentados en los apartados anteriores tiene sus propias ventajas y desventajas para procesar y estimar la dinámica de un sistema. (Ferkl & Široký, 2010). En el caso del modelo ARMAX-OE podemos enumerar algunos de ellos.

- **Ventajas**

- + Gestiona el manejo de sistemas con bucles cerrados sin ningún proceso externo.
- + Su propiedad recursiva permite proporcionar identificación en línea.
- + Usando computación hereditaria, solo se guarda en la memoria norte trayectorias en lugar de guardar toda la información anterior.
- + Es aplicable a una amplia gama de aplicaciones cuando se requiere la parametrización de un modelo.
- + Requiere menos número de muestras para realizar una estimación.
- + El proceso en sí contiene una etapa de optimización para minimizar el error; por tanto, el error no se propaga en cada paso.
- + Mantener cuadrática la tarea de minimización de criterios, evitando la necesidad de derivación para reducir el orden de los coeficientes.
- + Puede estimar una salida simulada utilizando solo la información de entrada.

- **Desventajas**

- El modelo requiere información previa recopilada de un caso experimental o simulado para realizar la etapa de entrenamiento.
- El cálculo de los parámetros para obtener el mejor ajuste puede consumir más tiempo que el algoritmo SubID.
- Estos algoritmos están mejor adaptados para trabajar con sistemas SISO; por lo tanto, el uso de un sistema MIMO puede llevar a tener modelos sobre parametrizados.

Por el contrario, el modelo de espacio de estado SUBID también tiene diferentes características en comparación con el modelo ARMAX-OE. Algunos de ellos se enumeran a continuación.

- **Ventajas**

- + El único parámetro necesario son las filas del bloque numérico en las matrices de Hankel.
- + El orden del sistema norte se puede seleccionar inspeccionando los valores singulares.
- + Este modelo no necesita una parametrización compleja incluso para sistemas MIMO; lo que lo convierte en un algoritmo ideal para tratar con tales sistemas.
- + El algoritmo en sí mismo posee una reducción implícita del orden del modelo.
- + Realiza la estimación más rápido que el modelo ARMAX debido al uso de proyecciones geométricas.

- **Desventajas**

- A diferencia de los modelos ARMAX, este modelo requiere una gran cantidad de muestras de datos de entrada y salida para realizar buenas proyecciones geométricas.
- No puede realizar una salida simulada utilizando solo los datos de entrada.
- El algoritmo fue diseñado para realizar identificaciones fuera de línea; por lo tanto, hacer una identificación en línea no es fácil de implementar.

5.3.4. Resultados de ARMAX-OE frente a SUBID

Esta sección muestra la comparación de resultados con el modelo ARMAX-OE y el algoritmo SubID. Cada figura presenta el conjunto de validación (4 períodos) para cada módulo elástico. A continuación, en la Tabla 5.12 mostramos el porcentaje del ajuste obtenido con ambos métodos.

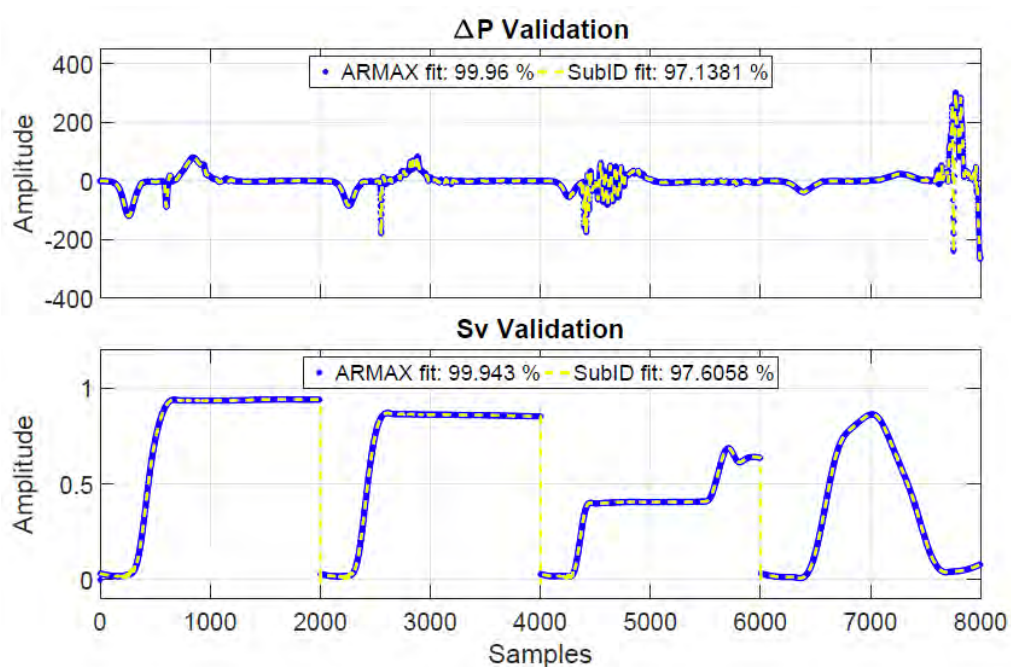


Figura 5.17: Comparación entre el modelo ARMAX-OE y el de Identificación de Sub-espacios para E=0.1MPa

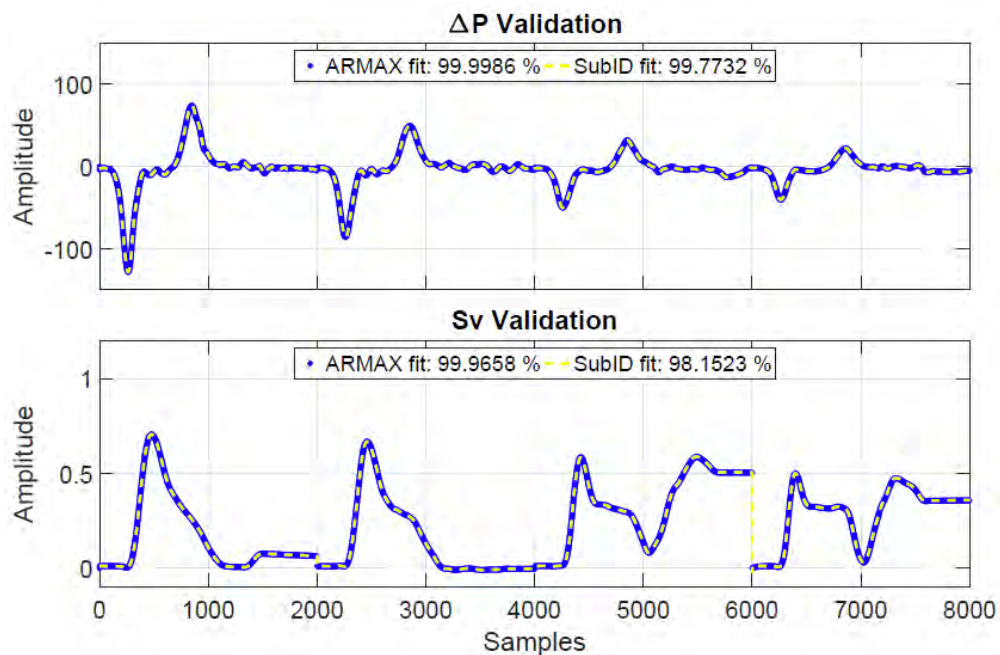


Figura 5.18: Comparación entre el modelo ARMAX-OE y el de Identificación de Sub-espacios para E=1MPa

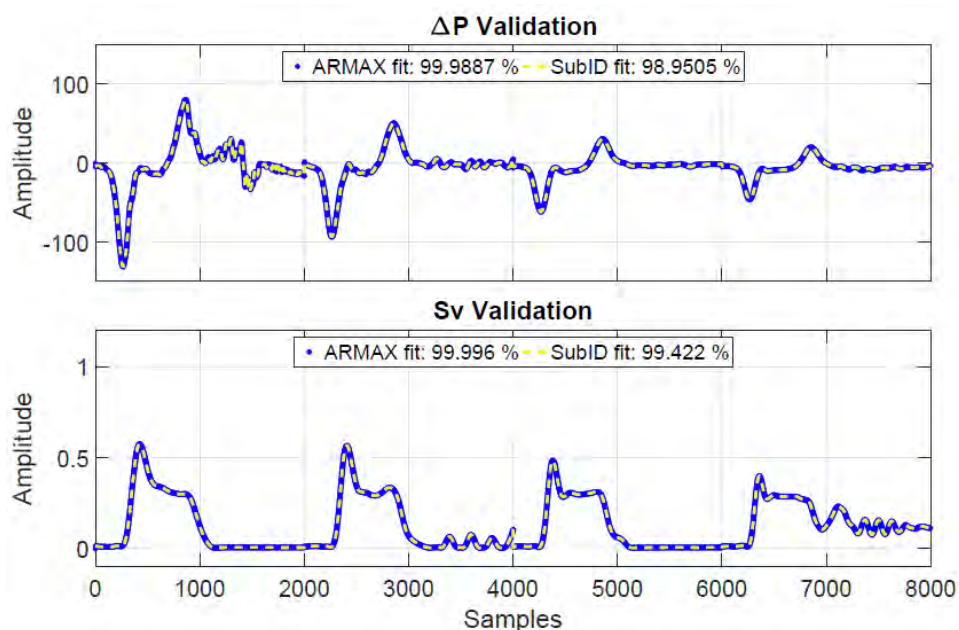


Figura 5.19: Comparación entre el modelo ARMAX-OE y el de Identificación de Sub-espacios para E=2.15MPa

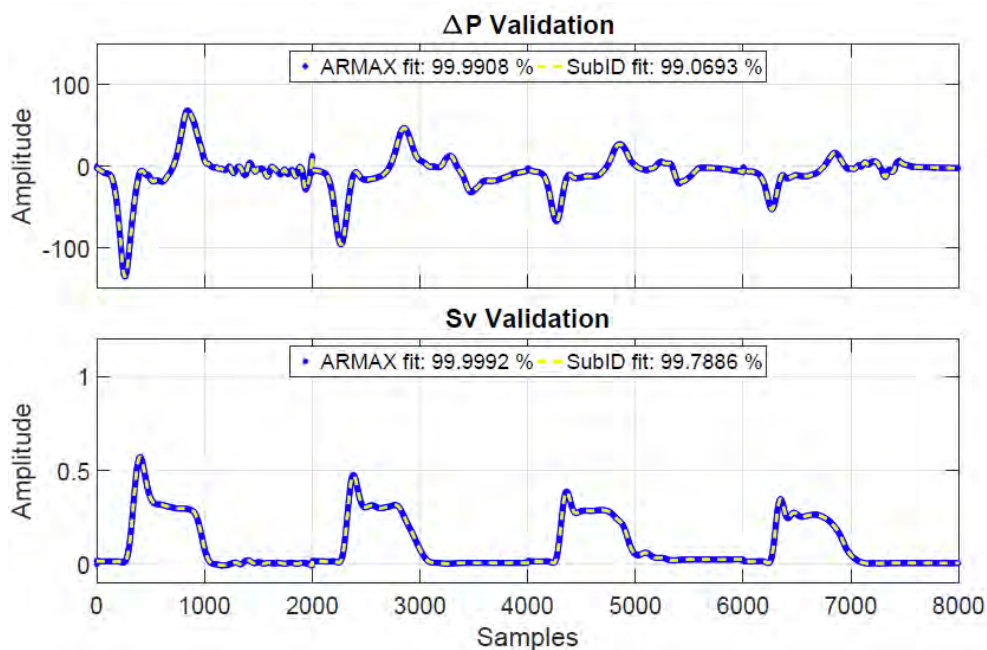


Figura 5.20: Comparación entre el modelo ARMAX-OE y el de Identificación de Sub-espacios para E=3.16MPa

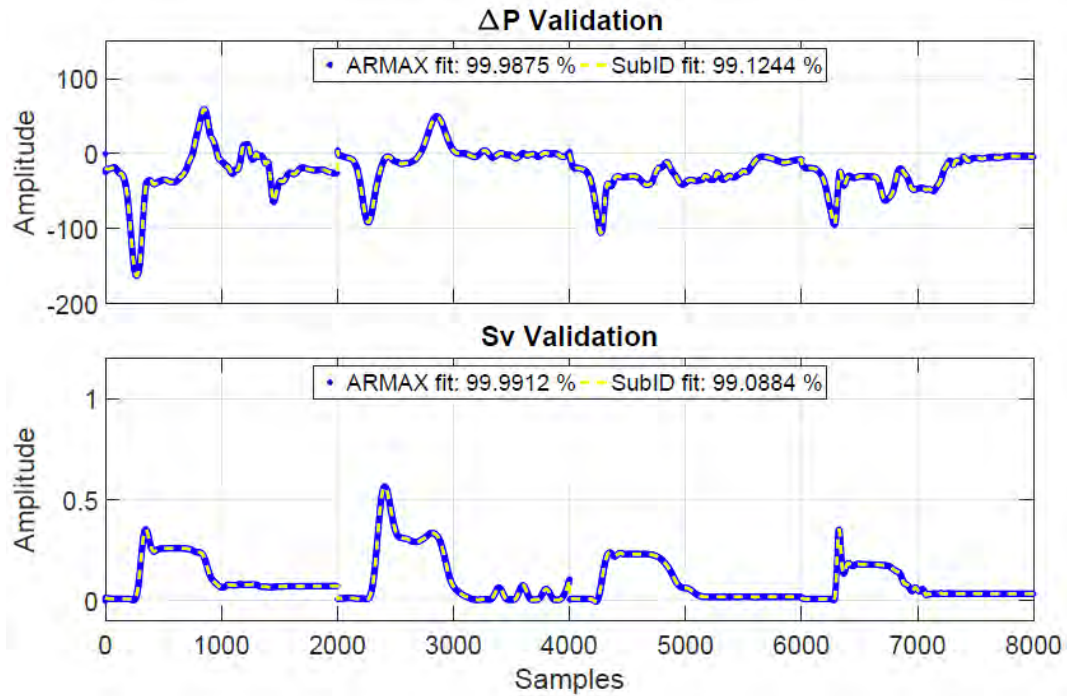


Figura 5.21: Comparación entre el modelo ARMAX-OE y el de Identificación de Sub-espacios para E=10MPa

Tabla 5.12: Porcentaje de ajuste obtenido para los métodos ARMAX-OE y SUBID

Método	Salida	Módulo Elástico (E) [MPa]				
		0.1	1	2.15	3.16	10
Sv	ARMAX-OE	99.943	99.966	99.996	99.999	99.991
	SUBID	97.606	98.152	99.422	99.789	99.088
ΔP	ARMAX-OE	99.960	99.999	99.989	99.991	99.988
	SUBID	97.138	99.773	98.951	99.069	99.124

Como puede verse en los resultados anteriores, el modelo ARMAX es capaz de estimar con la misma precisión que el método de identificación del subespacio bien estudiado. En algunos casos, nuestro modelo proporcionó una ligera mejora con respecto al modelo de espacio de estados. La principal diferencia radica en el tiempo computacional;

donde nuestro modelo finaliza el proceso de cálculo en 20 minutos, mientras que el SubID finaliza en menos de 10 minutos.

5.4. Resumen

En este capítulo, propusimos el uso de un método de identificación de sistemas para entrenar un modelo capaz de replicar los resultados obtenidos por las simulaciones FSI del capítulo anterior. Los resultados del estudio paramétrico se utilizaron para entrenar y construir diferentes sub-modelos, cada uno con sus vectores coeficientes para crear funciones de transferencia que representan la relación entrada-salida de la diferencia de presión y el área de apertura de las valvas. El enfoque fue manejado por un modelo ARX-OE, produciendo una salida simulada que sigue efectivamente la tendencia de la señal de diferencia de presión. Concluimos que la falta de un término de innovación produjo resultados menos precisos en la salida del área de apertura debido a la etapa transitoria al comienzo del tiempo de avance. Además, propusimos el uso de un modelo ARMAX-OE para tener una aplicación que clasifique los términos de innovación según condiciones elásticas específicas como un enfoque preventivo para condiciones realistas. Finalmente, comparamos el desempeño del modelo ARMAX-OE con el campo de identificación del sistema por sub-espacios; Los resultados indican que nuestro modelo proporciona en la mayoría de los casos una ligera mejora en comparación con los resultados obtenidos por el método SubID.

6. Conclusiones y Trabajo Futuro

El objetivo subyacente del trabajo reportado en esta tesis fue realizar simulaciones numéricas FSI de un modelo de válvula cardíaca simplificada y, con los resultados, encontrar un método alternativo capaz de representar el mismo modelo de una manera más simple pero aún precisa. Para lograr este objetivo, hemos investigado los fundamentos de la mecánica de fluidos de un modelo de folletos mediante simulaciones ICFD y FSI. Además, hemos propuesto un método de identificación del sistema para replicar el comportamiento de los resultados del FSI. Los aportes realizados en esta investigación se pueden resumir de la siguiente manera:

6.1. Contribuciones y hallazgos

6.1.1. Capítulo 3: Dinámica de fluidos de objetos estáticos

En este capítulo, hemos explorado el estudio sobre los conceptos básicos de la dinámica de fluidos de un objeto estático sumergido en un canal 3D. El propósito principal fue:

- Encontrar el enfoque más apropiado para realizar simulaciones probando las capacidades de escalabilidad del software.
- Verificar la veracidad y precisión del software seleccionado comparando los resultados simulados con los analíticos encontrados en la literatura.

Respecto al primer punto, observamos que la escalabilidad juega un papel fundamental en este tipo de simulaciones. El costo computacional es una de las principales desventajas de realizar simulaciones numéricas; por lo tanto, reducir el consumo de tiempo puede representar una mejora notable cuando se requiere una gran cantidad de simulaciones. Al seleccionar el procesamiento masivamente paralelo que proporciona LS-DYNA, pudimos reducir sustancialmente el tiempo invertido después de cada iteración hasta que se obtuvieron los resultados deseados. Además, la precisión de los resultados con ambos enfoques no representa ningún problema, porque según nuestros hallazgos, tienen casi un 100% de similitud.

Para el segundo punto, probamos la veracidad del software realizando una simulación ICFD de una esfera. Calculamos los coeficientes aerodinámicos -arrastre y sustentación- y los comparamos con los teóricos. El principal hallazgo de estos análisis fue que el software seleccionado puede manejar sin complicaciones condiciones donde el régimen laminar es dominante. Por el contrario, sin ninguna implementación adicional en la configuración de la simulación, el régimen turbulento es menos preciso y los resultados no concuerdan estrechamente con la curva analítica.

6.1.2. Capítulo 4: Interacción fluido-estructura de un modelo de hoja simple

En este capítulo, estudiamos la interacción fluido-estructura de un modelo de válvula cardíaca simplificado formado por una matriz de dos hojas rectangulares sumergidas en un canal 2D. Los principales objetivos de estas simulaciones fueron:

- Conocer por primera vez el comportamiento del área de apertura y las salidas de diferencia de presión de nuestro modelo simplificado de folletos.
- Realizar un estudio paramétrico con múltiples variaciones en ambos dominios, generando datos del flujo a través del modelo de folletos.

La primera afirmación nos permitió comprender cómo una prueba de validación para la selección del tamaño de malla es crucial cuando se trata de obtener la concordancia más cercana con un caso experimental. El diseño de la curva de entrada representó un proceso desafiante debido a la simplificación de la dimensionalidad; sin embargo, el uso de una función por partes proporciona una buena concordancia con las dos salidas mencionadas anteriormente. Para realizar estas simulaciones FSI, se requirió un análisis estructural previo para implementar un modelo pretensado con la posición inicial de las válvulas.

En cuanto a la segunda afirmación, el estudio paramétrico nos proporcionó una gran cantidad de información sobre diferentes condiciones elásticas y de frecuencia del mismo modelo de hoja. Todos los resultados mostraron que el comportamiento de las válvulas permanece constante en la descripción de los fenómenos, solo cambiando en magnitud.

6.1.3. Capítulo 5: Método de identificación del sistema

En este capítulo, pudimos crear un modelo ARX-OE para simular las salidas medidas en el estudio paramétrico. El propósito central de este proceso fue:

- Construir un método de identificación del sistema que siga la tendencia del área de apertura y las señales de diferencia de presión en un tiempo computacional menor, pero aun obteniendo resultados precisos como si se empleara el enfoque FSI.
- Validar el nuevo modelo utilizando propiedades mecánicas de fluidos y sólidos que originalmente no fueron consideradas en el estudio paramétrico.
- Implementar el uso de un modelo de media móvil para brindar una aplicación preventiva que clasifique el estado de una válvula según el área de apertura.

Al utilizar el procesamiento paralelo, pudimos acortar el tiempo de simulación FSI de todos los casos en más del 80% del tiempo requerido para el procesamiento regular. Adicionalmente, con el modelo ARX-OE esta reducción de tiempo aumentó exponencialmente, tardando aproximadamente 20 minutos en terminar toda la parte de entrenamiento, lo que representa solo el 0.0465% del tiempo invertido por las simulaciones FSI. Además de este tiempo, los datos generados por las simulaciones FSI necesitan un pos-procesamiento (otros 5 minutos aproximadamente), para que podamos usar las señales en el modelo ARX-OE; dando un tiempo total de menos de 25 minutos para finalizar el proceso de formación y validación de todos los datos. El proceso de validación se realizó mediante un paso de interpolación para obtener las funciones de transferencia que representan las condiciones que inicialmente no fueron consideradas para el estudio paramétrico.

El método propuesto fue capaz de seguir la tendencia con 90.14% y 92.27% de precisión para S_v y ΔP , respectivamente para la parte de identificación que consideró 45 combinaciones por salida; mientras que para la parte de validación obtuvimos una precisión en la tendencia de 93.31% y 83.08% para S_v y ΔP con 4 variaciones por salida. Los resultados de este proceso mostraron que nuestro modelo es capaz de seguir el comportamiento de ambas salidas de una mejor manera cuando las condiciones están dentro o cerca de los límites de nuestro conjunto de datos de entrenamiento.

Finalmente, el modelo ARMAX-OE muestra evidencia de que incluso cuando los datos utilizados para entrenar el modelo no son de modelos realistas, los coeficientes de innovación se pueden clasificar diferentes condiciones según sea necesario. Los resultados también se compararon con un método bien estudiado y demostraron ser un poco más precisos que el modelo de espacio de estados presentado.

6.2. Trabajo futuro

El trabajo presentado en esta tesis proporciona un enfoque prometedor para ser un método complementario cuando se trata de la estimación del comportamiento de un modelo de hoja simple; sin embargo, hay mucho trabajo por hacer en esta área de válvulas protésicas, como:

6.2.1. Capítulo 3: Dinámica de fluidos de objetos estáticos

- El estudio ICFD se realizó utilizando únicamente los parámetros predeterminados de un enfoque dinámico de fluidos; por lo tanto, el régimen turbulento no se replicó con éxito. Por lo tanto, implementar una configuración más compleja de los parámetros de simulación garantizará resultados más realistas cuando el dominio de los fluidos participe en condiciones en las que los regímenes turbulentos y laminares cambian continuamente.
- Estas simulaciones se realizaron en una configuración 3D; sin embargo, implementar el uso de un modelo 2D más simplista podría llevarnos a tener procesos de cálculo más rápidos y luego, la posibilidad de probar un número más significativo de rangos para el número de Reynolds, proporcionando las curvas aerodinámicas más precisas posible.
- El uso de una esfera como objeto estático en la simulación proporciona un valor constante en el coeficiente de elevación debido a la simetría del mismo. Por lo tanto, proporcionar un objeto asimétrico nos permitirá comprender la fuerza de sustentación y cómo el ángulo de ataque afecta a este coeficiente.

6.2.2. Capítulo 4: Interacción fluido-estructura de un modelo de hoja simple

- Los análisis realizados en el estudio paramétrico solo se realizaron para una representación 2D del experimental. Con el fin de mejorar la precisión de los resultados, proponemos la simulación de una representación 3D del mismo caso experimental para comparar y luego obtener una salida más correlacionada con las condiciones experimentales que inicialmente se descuidaron para la reducción de costos computacionales.
- El modelo de válvulas que se presenta es solo una válvula cardíaca idealizada; por tanto, no representa ninguna condición real de una persona. La propuesta es realizar una simulación FSI corta en 2D y 3D, pero considerando un diseño más realista con sus respectivas propiedades de flujo sanguíneo, material de válvulas y ciclo cardíaco.
- El uso del enfoque MPP nos permitió reducir el costo computacional; sin embargo, la combinación con procesamiento paralelo y GPU podría ser un enfoque prometedor para el estudio. Por lo tanto, una tarea futura interesante será encontrar un software que brinde estas dos capacidades y luego comparar el costo computacional y los resultados numéricos con los obtenidos en LS-DYNA.

6.2.3. Capítulo 5: Método de identificación del sistema

- El modelo ARX-OE propuesto no pudo estimar con éxito la parte transitoria de la salida del área de apertura, es decir, los picos iniciales antes de la zona estabilizada. Por tanto, proponemos la implementación de un modelo que considere ambas partes, el comportamiento transitorio y estacionario de esta salida específica, lo que permitirá tener una mejor simulación y estimación de esta señal.
- La aplicación preventiva que utiliza el modelo ARMAX-OE, sería una excelente herramienta cuando se conozcan las señales reales de entrada-salida de una persona. Por lo tanto, realizar esta clasificación con datos reales proporcionará

información sobre cómo los términos de innovación de la media móvil se separan según las condiciones elásticas o el área de apertura de las válvulas humanas nativas y luego establecer una mejor clasificación de coeficientes.

7. Configuración de simulaciones en LS-Dyna

Este apéndice corresponde al proceso para configurar una simulación ICFD y FSI utilizando LS-DYNA. El caso que se muestra es el que empleamos para realizar el estudio paramétrico utilizando el modelo de folletos simplificados. Por conveniencia, decidimos separar nuestros archivos para tener una mejor organización y dividir el proceso de la siguiente manera:

- **Análisis estructural:**
 - Archivos Dynain: La palabra clave inicial para configurar el modelo de hoja pretensado que se utilizará en la simulación FSI.
- **Análisis ICFD:**
 - Mesh_fluid: Las palabras clave que contienen los elementos para la malla del fluido.
 - Fluido_principal: Las propiedades mecánicas del fluido y sus parámetros para un caso ICFD.
 - Leaflets_mesh: Este archivo contiene las vigas de contorno de las hojas que se utilizaron para crear su malla.
- **Análisis FSI:**
 - Mesh_structure: Los elementos que contienen la malla para el sólido.
 - Estructura_principal: Las propiedades mecánicas del sólido utilizado para la simulación FSI.
 - Controles implícitos: los elementos para controlar la simulación.
 - Main_FSI: Los elementos que indican los parámetros de FSI.

Toda la información sobre los comandos y sus funciones se puede encontrar en el manual de usuario de LS-DYNA y en Quanqing y Philip (2019b). Si se requiere información más detallada, verifique estas referencias. Una palabra clave contiene un conjunto de opciones para parámetros específicos. Un “keyword” contiene un conjunto de opciones para parámetros específicos o acciones a realizar durante una simulación en el software. Además, LS-DYNA posee un administrador para la sesión, también conocido como el *Administrador de keywords*, y muestra los keywords actualmente activos para el archivo

dentro de la opción *Modelo*, y otro conjunto de palabras clave dentro de la opción *Todas*. Este administrador se puede encontrar en la barra de herramientas superior del software en FEM - Modelo y Pieza - Administrador de palabras clave, y desde este punto nos referiremos a él como **KWM**.

7.1. Análisis Estructural

En esta sección, proporcionamos el proceso para realizar un análisis estructural de un objeto específico, para este caso, el modelo utilizado es el presentado en la prueba de validación para el estudio paramétrico de sección 4.4 (el modelo de válvulas). Por lo tanto, a partir de una nueva sesión:

- Importar la geometría requerida, en este caso corresponde a una pieza vertical que simulará la válvula.
 - Archivo - Importar - IGES [Ctrl + G]
 - Unidades seleccionadas (usamos metro) y deje todas las opciones por defecto, haga clic en Aceptar.
- Cree la malla para la hoja.
 - Ir a FEM - Elemento y Malla – Automesher
 - Seleccione Tamaño para el modo de malla, asigne Tipo de malla a Triángulo, asignar Tamaño de elemento a 0,001 (para utilizar el mismo tamaño de malla que la prueba de validación).
 - Comprobar el Conectar nodos de límite opción, desmarcar Malla de GPart para crear partes independientes.
 - Haga clic en la superficie a malla, haga clic en la Malla, luego haga clic en Aceptar y Listo (vea la Figura 7.1).
- Crear la sección y los elementos de material y asignarlos a la pieza correspondiente.
 - Ir a KWM - Todo - Sección - Cáscara

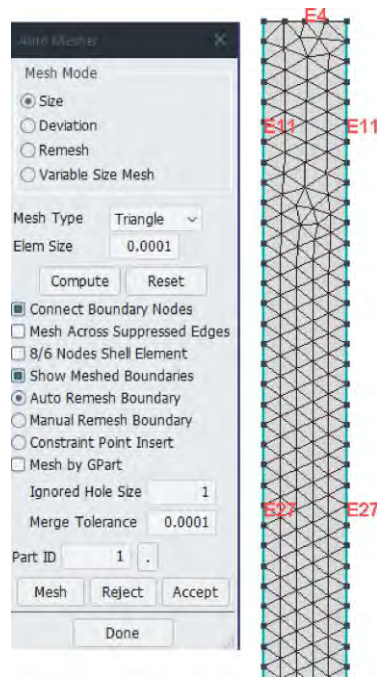


Figura 7.1: Creación de la malla para el objeto.

- Haga clic en NewID en la esquina superior izquierda, cambie ELFORM a 12 (estrés plano), Aceptar y Listo.
 - Ir a KWM - Todo - Tapete - 001 elástico
 - Escriba el nombre del material que desee, para nuestra carcasa de goma, haga clic en el botón NewID.
 - Asignar $R_o = 1070$ (en kg / m^3), $E = 2,15\text{e}6$ (en Pa), $PR = 0.47$, Aceptar y Listo.
 - Vaya a KWM - Parte – Parte
 - Cambie el título si lo desea, por ejemplo: Hoja superior, ajuste $SECID = 1$ y $MID = 1$, Aceptar y Listo.
- Establezca los keyword de control para la simulación.
 - Ir a KWM - Todos – Control
 - Keyword de Dinámica implícita y cambiar IMASS a 1, Aceptar y Listo.
 - Keyword Implícito General, establecer IMFLAG a 1 para activar el análisis implícito, y establecer un paso de tiempo para el análisis implícito en DT0, por ejemplo $8.000\text{e-}4$.

- Keyword Solución implícita, simplemente haga clic en Aceptar y Listo para activar la palabra clave.
- Keyword Terminación, establezca el tiempo de simulación en ENDTIM, para este caso usamos $T = 3$ (en segundos), Aceptar y Listo.
- Vaya a KWM - Todos - Base de datos - D3Plot binario
 - Esto genera salidas visuales en el posprocesamiento de LS-DYNA; cambiar el intervalo de tiempo DT a 0.002 para tener salidas cada DT segundos, aceptar y Listo.
- Cree la curva de carga a aplicar y asígnela a la punta de la válvula.
 - Vaya a KWM - Todo - Definir – Curva
 - Asignar un título para la curva, usamos Curva de entrada, haga clic en el botón NewID.
 - Proporcione las coordenadas de la curva, por ejemplo:
 - $A1 = [0; 1; 30]$ y $O1 = [0; 1; 1]$ para las coordenadas x,y.
 - Por cada par de coordenadas ingresadas, haga clic en Insertar; una vez que haya escrito todas las coordenadas, haga clic en Aceptar y listo; puede verificar el gráfico haciendo clic en el botón Plot.

Keyword Input Form

NewID Draw RefBy Add Accept Delete Default Done 1 Inlet curve

Use *Parameter Comment (Subsys: 2 Top.k) Setting

*DEFINE_CURVE_(TITLE) (1)

TITLE
Inlet curve

LCID	SIDR	SFA	SFO	OFFA	OFFO	DATTYP	LCINT
1	0	1.0000000	1.0000000	0.0	0.0	0	0

Repeated Data by Button and List

A1	O1
0.0	0.0

Data Pt. 1 Load XYData

Replace Insert Plot Raise

1	0.0	0.0
2	1.0	1.0
3	30.0	1.0

Figura 7.2: Definición de la curva para la simulación

- Antes de asignar la curva, verifique el número del nodo donde se aplicará la fuerza, vaya a KWM - FEM - Elemento y Herramientas – Medir.

- Verifique que el elemento seleccionado en el primer cuadro sea Dist N2N y haga clic en el nodo donde desea aplicar la fuerza.
- El ID del nodo aparecerá (NID #) junto al nodo. Para este caso es el # 40. Después de esto, haga clic en Listo para cerrar la ventana de medir.
- Ir a KWM - Todo - Cargar - Punto de nodo
 - Asignar a NID el número correspondiente a la punta de la hoja, es decir, 40; DOF = 1 para aplicar solo una fuerza horizontal y LCID = 1 para asignar a este nodo de la curva anterior.
 - Cambiar la magnitud de la fuerza (en Newtons) en la opción de factor de escala SF, usamos 0.15.
- Establezca los nodos fijos que se unirán a la pared superior del canal.
 - Vaya a FEM - Modelo y pieza - Crear entidad
 - En la nueva ventana, vaya al panel de la izquierda y haga clic en el "+" en la opción Establecer datos, y haga clic en *SET_NODE. Luego, seleccione la opción de crear en la parte superior panel Cre) y en el cuadro de título, escriba Top Fixed o similar.
 - En la ventana Sel. Nodo que aparece, verifique que seleccionar, agregar, por borde y opciones Prop están activados. Ve a los nodos superiores de la malla y selecciona un nodo dentro del borde; esto producirá que se resalten todos los nodos ubicados en el borde (ver Figura 7.3).
 - Volver a la ventana de Creación de entidad y luego haga clic en el botón Aplicar; esto crea un conjunto de nodos con todos los nodos fijos seleccionados. Luego, ve al panel de la izquierda y haga clic en *SET_PART, luego haga clic en el botón crear (Cre) y, en el cuadro de título, escriba SetPart TopLeaflet o similar. Finalmente, haga clic en cualquier parte de la superficie del folleto para resaltar la parte completa, luego Aceptar y Listo (ver figura 7.4). Esto se utilizará más adelante para crear la instrucción de guardar la última posición de la pieza.

Configuración de simulaciones en LS-Dyna

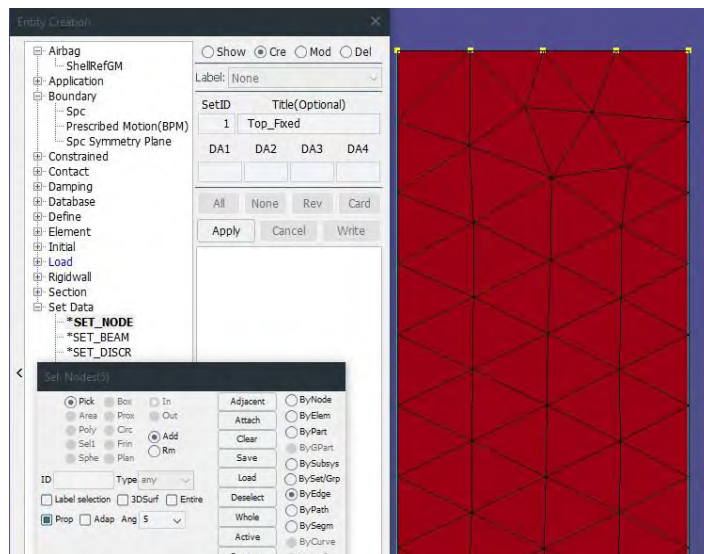


Figura 7.3: Nodos seleccionados para ser fijados en la simulación

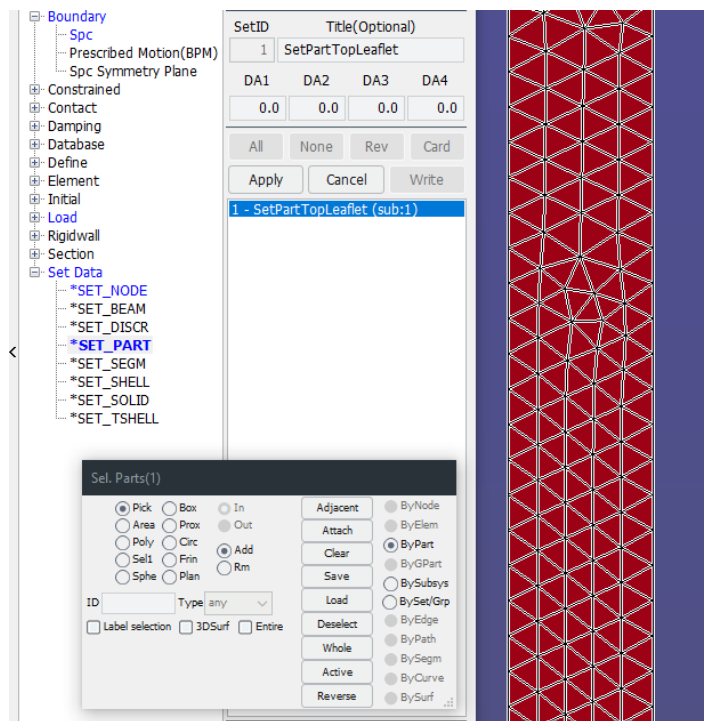


Figura 7.4: Definición de la pieza requerida para la palabra clave Springback

- Ir a KWM - Todo - Límite - Conjunto SPC

- En el cuadro de título, escriba Top Nodes Fixed o similar, asigne a NSID el conjunto nodal que se creó en el paso anterior NSID = 1. Aquí le indicaremos los grados y las rotaciones permitidas al modelo. Como no queremos ningún desplazamiento ni rotación, establezca las seis opciones en 1, excepto que CID (no cambie esta opción), luego Aceptar y Listo.
- Active la palabra clave para guardar la posición final del folleto y sus resultados en un archivo Dynain. Este estado se utilizará más adelante como estado inicial para la simulación FSI.
 - Vaya a KWM - Todos - Interfaz - Springback LSDYNA
 - Asignar PSID hacia SetPart que creamos previamente, PSID = 1, aceptar y listo. Esto crea un archivo que se puede renombrar a "Top.dynain" para la parte superior de la válvula y luego ser importada en keywords futuros (se explica en la siguiente sección). Este análisis estructural está configurado para la hoja inferior. Todos los pasos deben repetirse.
- Por último, guarde el archivo en Archivo - Guardar - Guardar como y escriba un nombre. Con esto finalizamos la configuración para el análisis estructural de una hoja rectangular. Los resultados de este análisis se muestran en la sección 4.3.

7.2. Análisis ICFD

La sección muestra el proceso para configurar una simulación donde el objeto permanece estacionario. Para este caso, utilizamos la información del estado final obtenida en el análisis estructural de la sección anterior para crear el contorno de las hojas, requerido para el objeto ICFD; y un canal 2D diseñado previamente para crear los haces de contorno del dominio de fluidos.

- Importe la geometría del canal haciendo clic en Archivo - Importar - Archivo IGES [Ctrl + G].
 - Seleccione el archivo y haga clic en el botón Abrir.
 - En el Opciones de lectura de IGES, seleccione las Unidades deseadas (para este caso metro) y el resto de los parámetros están configurados por defecto, Ok.

7.2.1. Creación del archivo de fluido de malla

Cuando la geometría requerida es una configuración 2D, podemos crear manualmente la malla usando las opciones del software. Luego, luego de importar la geometría, procedemos a convertir cada línea en un Elemento de viga.

- Vaya a FEM - Elemento y malla - Generación de elementos.
 - Con la opción *Beam* marcada, seleccione *Curva* en el *Beam* por cuadro y haga clic en cada borde del "cuadro" para crear cada uno de los muros de condiciones de contorno. Después de hacer clic en el borde deseado, seleccione el *Num* opción y establecer *Valor* a 20 para crear este número de elementos a lo largo de la curva, Crear y Aceptar.
 - Esto cambiará automáticamente el *PartID*, luego proceda a continuar con las otras paredes. Las partes del canal son: *PartID*: 1 corresponde a la pared de entrada, *PartID*: 2 a la pared de salida, *PartID*: 3 a las paredes superior e inferior con condiciones antideslizantes y *PartID*: 4 para la estructura, es decir, las aletas. En las paredes superior e inferior, la opción *Valor* se establece en 200, luego, después de crear todos los elementos de haz, haga clic en Hecho. Esto produce el diseño de la Figura 7.5.

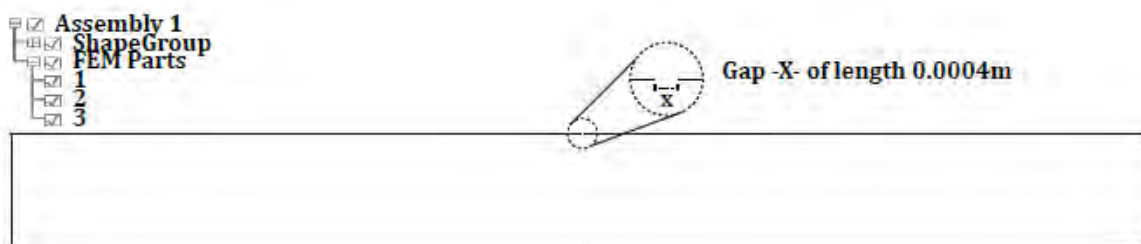


Figura 7.5: Geometría creada en LS-DYNA

Los pequeños huecos de $x = 0.0004$ m en el centro de las vigas superior e inferior corresponden a la ubicación de las aletas.

- Luego, proceda a importar la palabra clave que contiene el contorno de los folletos.
 - Ir a KWM - Todo - Incluir – *Incluir*

- Esta opción nos permite importar otro archivo (que se creará más adelante) al actual. En la caja *Nombre del archivo*, escribir *leaflet_mesh.k*, luego haga clic en Insertar - Aceptar - Hecho.

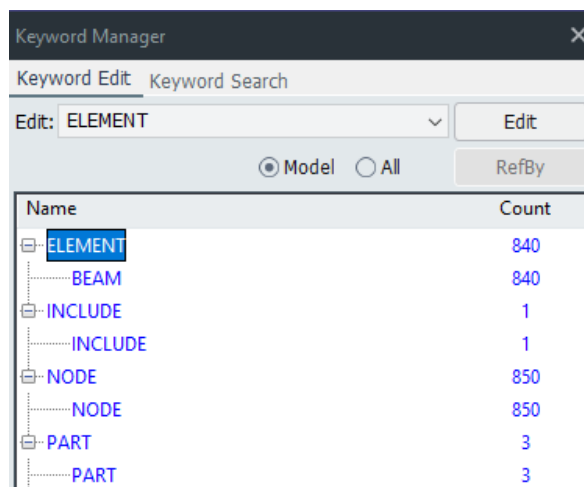


Figura 7.6: Administrador de palabras clave con los keyword activos para el archivo *mesh_fluid.k*

Hasta este momento deberíamos tener cuatro keywords activas: Parte, Incluir, Elemento Viga y Nodos como se ve en la Figura 7.6. Finalmente, guarde la sesión como un archivo de palabras clave con el nombre: *mesh_fluid.k*.

7.2.1.1. Configuración del archivo de estructura de malla

Con el archivo anterior guardado, hacemos clic en Archivo-Nuevo-Sí para iniciar un nuevo archivo de palabras clave. Esta sección explica cómo configurar el archivo que contiene los archivos pretensados de ambos folletos obtenidos en el análisis estructural con el keyword *Springback*.

- Proceda a importar los archivos del keyword *Springback*.
 - Ir a KWM - Todo - Incluir - Incluir.
 - En la caja *Nombre del archivo*, escribir *Top.dynain* luego Insertar y aceptar. Repita el proceso haciendo clic en el botón Agregar y escriba *Bottom.dynain* luego Insertar, Aceptar y listo.
 - Guarde el archivo con el nombre: *mesh_structure.k* y luego ir a Archivo, Nuevo, Sí y luego abra el archivo guardado una vez más. Esto cargará

automáticamente ambas válvulas en su posición inicial, y también agrega algunos keywords adicionales (Límite, Inicial, Nodo, Parte y Elemento) generadas por el análisis anterior (ver Figura 7.7). Este archivo será usado después en la configuración FSI.

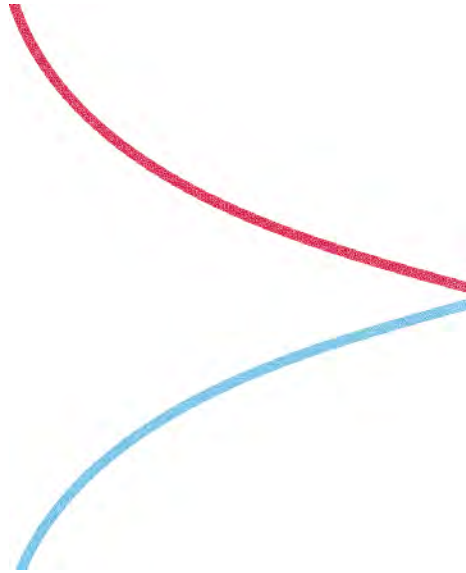


Figura 7.7: Archivos Dynain cargados en el archivo *mesh_structure.k*. Las opciones de visualización se cambiaron al modo de elemento oculto para tener una mejor apreciación de la malla.

7.2.1.2. Generación del archivo de malla de válvulas

- En el archivo *mesh_structure.k*, proceda a crear los elementos vigas de las válvulas.
 - Vaya a FEM - Elemento y malla - Generación de elementos - *Viga*.
 - Haga clic en *Viga* por: *Borde*, cambiar el PID a 4. En la ventana *Sel. Segmentos*, busque el botón *Prop*, elegir opción *Por Eje* y haga clic en los bordes de ambas válvulas hasta tener el contorno de ambas seleccionado con excepción de los bordes que se unen a las paredes superior e inferior del canal. Esta operación produce que los bordes se resalten en blanco como se muestra en la Figura 7.8.

- Los bordes que no están seleccionados corresponden al espacio ubicado en el dominio de fluidos creado anteriormente. Haga clic en Crear, Aceptar y listo para terminar la viga.

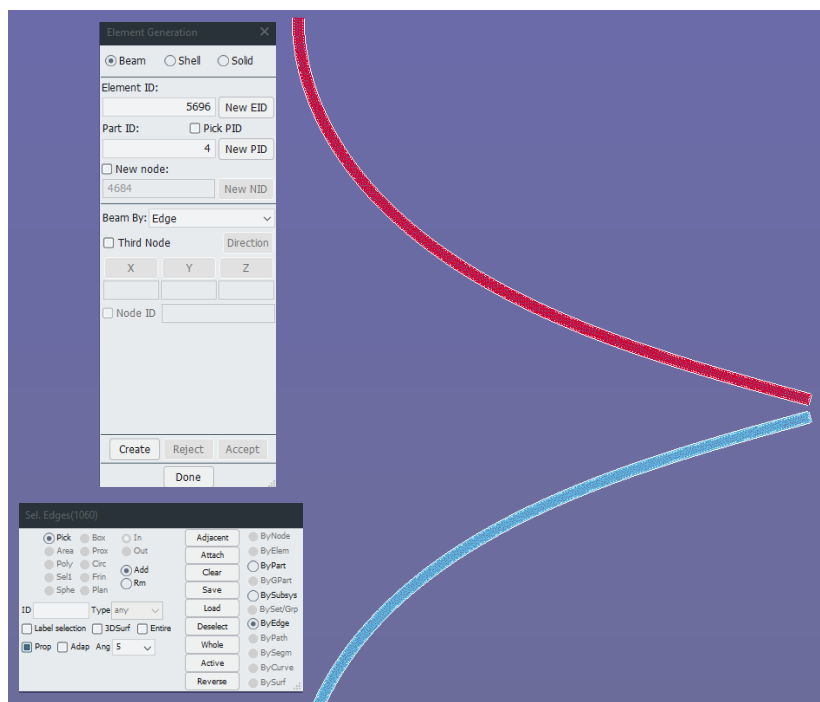


Figura 7.8: Contorno de la malla resaltada en la estructura de válvulas existente. Las opciones de visualización se cambiaron al modo de elemento oculto para tener una mejor apreciación de la zona resaltada y la malla.

- Con estos cambios, proceda a guardar solo las vigas y no la malla de la estructura.
 - Vaya a la lista de árbol ubicada en la esquina superior izquierda del software y haga clic en los elementos *shell* ubicados en la sección Piezas FEM para ocultarlos. Guarde el archivo usando Archivo - Guardar como - Guardar keyword activo como [Ctrl + Shift + S] con el nombre *leaflet_mesh.k* o similar.
 - Inicie una nueva sesión y abra el mismo archivo. El uso de las opciones de keyword activo permite guardar sólo el contorno de los folletos y algunos keyword necesarios para futuras simulaciones. Para el propósito de este

archivo, vaya a KWM y elimine el keyword “Boundary” haciendo clic derecho sobre él, haga clic en Eliminar todas los keywords y Aplicar.

- Antes de guardar, vuelva a numerar todos los elementos de este archivo para evitar cualquier problema con los nodos creados en el anterior archivo *mesh_fluid.k*.
 - Vaya a FEM - Elemento y pieza – Re-numerar.
 - Desmarque la opción *Parte*, y luego en la caja StartID escriba 10000, luego Re-numerar y Cerrar. Ver Figura 7.9 para ver los resultados.

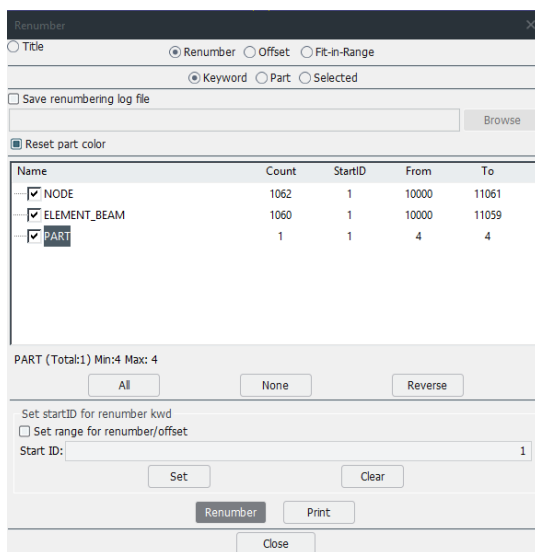


Figura 7.9: Ventana de opción Re-numerar

- Después de esto, vuelva a abrir el archivo *mesh_fluid.k* para verificar que tanto la viga como el canal de las válvulas están colocadas en un solo archivo (ver Figura 7.10).
- Siguiendo, verificar por nodos duplicados haciendo clic en FEM- Elementos y Nodos, *Nodos Duplicados*. Click en **Mostrar Nodos Duplicados**, entonces dar click en *Juntar Nodos Duplicados* y seleccionar Aceptar, Listo. Si este proceso se evita y hay múltiples nodos duplicados, la simulación fallará.

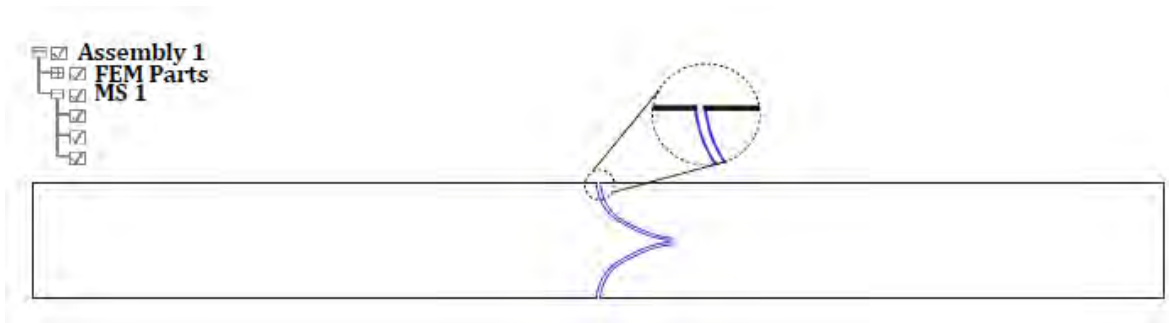


Figura 7.10: Diseño final de la configuración de la malla de fluidos

- Luego de este paso, proceda a convertir todos los elementos y nodos de la malla al formato necesario para un análisis ICFD.
 - Utilizar el **solucionador de Malla múltiple** (MS Mesh) que se encuentra en FEM - Elemento y Malla.
 - En la siguiente ventana, elija la opción *MeshtoMSmesh*. En la ventana secundaria haga clic en la opción *Entero* para seleccionar todos los elementos del dominio de fluido (canal y válvulas). Volver a la ventana *MSMesh* y verifique que todas las opciones (PID inicial, EID, NID) están configurados en 1 y luego haga clic en Aplicar, aceptar, listo.
- Guarde el keyword haciendo clic en Archivo - Guardar - Guardar como, la siguiente ventana le preguntará si desea sobrescribir la información en las dos palabras clave activas, deje las opciones por defecto. Esto produce que se transfiera toda la información contenida en el archivo *leaflets_Mesh.k* al actual archivo *mesh_fluid.k*.

7.2.2. Configuración del archivo de fluido principal

Una vez que los archivos *mesh_fluid.k* y *mesh_structure.k* están configurados, se procede a crear el archivo que contiene los parámetros como los controles implícitos, el tiempo de simulación, la curva de entrada, los materiales utilizados, entre otros parámetros.

- Proceda a crear un nuevo keyword (Archivo, Nuevo) y vaya a KWM - Incluir - Incluir en la opción TODOS.
 - En la ventana de Entrada de Keyword, escriba el nombre de archivo "mesh_fluid.k" y haga clic en Insertar, luego Aceptar y Listo. Guarde el archivo

con el nombre *main_fluid.k*; después de esto, haga clic en Archivo - Nuevo - Sí para volver a abrir el archivo *main_fluid.k* con las mallas anteriores cargadas.

- Defina las propiedades del material fluido.
 - Ir a KWM - Todos - ICFD - *Sección*, haga clic en el NewID, Aceptar y Listo.
 - Ir a KWM - Todos - ICFD - *Mat* en el cuadro de título escriba agua, en MID (ID de material) =1, RO (Densidad)=1000, VIS (Viscosidad dinámica) = 0,001, Aceptar y Listo.
 - Vaya a KWM - ICFD – Keyword *Parte*.
 - Asignar SECID y MID a la sección anterior y el material IDS creado para las cuatro partes. Acepte en cada uno y luego Listo. Si lo desea, puede asignar un nombre a cada parte de acuerdo con las paredes de entrada, salida, No deslizamiento y Parte sólida.
 - Asocie las propiedades del fluido con el volumen del fluido con KWM - All – ICFD - *Part_Vol*.
 - Cambiar el subsistema activo en la esquina superior derecha en el botón *Configuración*. Seleccione *1 main_fluid.k*, Aplicar y listo.
 - Haga clic en el botón NewID y configurar SECID = 1 y MID = 1. Asignar SPID1 = 1, SPID2 = 2, SPID3 = 3, y SPID4 = 4, insertar, aceptar y listo. Si el modelo posee más partes, llenar los espacios requeridos para el número de partes.
- Definir las condiciones de contorno del sistema.
 - Vaya a KWM - Todos – Definir - *Curva* para cargar la curva de entrada para la simulación.
 - Cambie el subsistema activo en la esquina superior derecha en el botón de configuración en caso de que no esté etiquetado como "*Subsys: 1 main_fluid.k*". Haga clic en el botón NewID y escriba un nombre para la curva.
 - Si tiene una curva predefinida, haga clic en *Cargar XYData* y seleccione un archivo CSV, abrir, Aceptar y Listo. Si tiene una curva muy simple, puede escribir los puntos manualmente en A1 para los puntos x y en O1 para los puntos y. Después de escribir ambas coordenadas, haga clic en insertar y repita esto para todos los puntos necesarios.

- Puede visualizar su curva en el botón *Plot*. Después de terminar, haga clic en Aceptar y listo. Si se requieren más curvas, haga clic en el botón Agregar.
- Para este caso también se requiere una curva de presión de salida definida como LCID = 2, A1 = [0; 0] y O1 = [100; 0]. Esto crea una línea constante en el valor cero, indicando la presión deseada para cada punto. Todos los parámetros restantes permanecen como predeterminados, Aceptar y Listo (ver Figura 7.11).

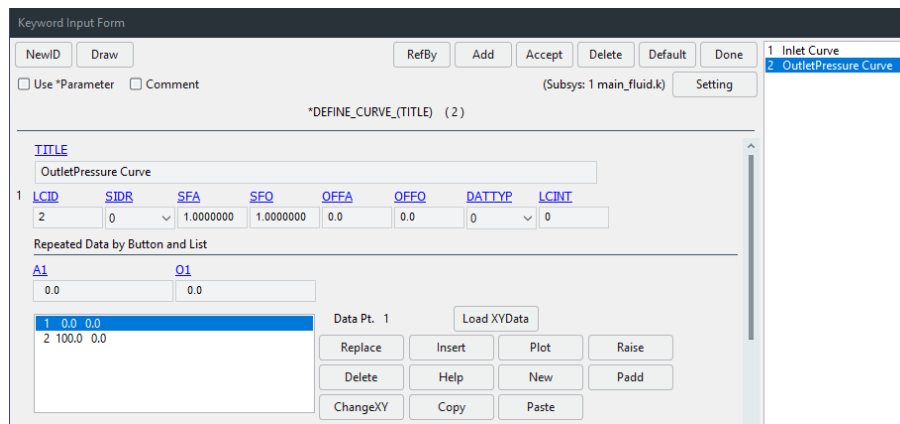


Figura 7.11: Curva de presión de salida para la pared de salida

- Ir a KWM - Todos - ICFD - *Boundary_Prescribed_Vel* para configurar la pared de entrada.
 - Escoger PID = 1 para seleccionar la parte correspondiente a la entrada del fluido. Solo se requiere velocidad x; por lo tanto, modificar DOF = 1. En LCID, selecciona la curva 1 que corresponde a la curva de velocidad de entrada. SF es el factor de escala aplicado a la curva. En este caso, como nuestra curva de entrada es una curva normalizada, establezca SF a un cierto valor para obtener la magnitud de velocidad deseada, luego haga clic en Insertar, Aceptar y Listo,
- Ir a KWM - Todos - ICFD - *Boundary_Prescribed_Pre* para configurar la pared de salida.

- Asignar PID = 2 para seleccionar la pared de salida por donde sale el fluido del canal. Asignar LCID = 2, esta es la curva de salida anterior creada. Insertar, aceptar y Listo.
- Ir a KWM - Todos - ICFD - Boundary_NonSlip para seleccionar las paredes con la condición antideslizante.
 - Seleccione PID = 3, insertar. Seleccione PID = 4, Insertar, Aceptar y Listo. Al realizar una simulación FSI, se requiere otra palabra clave para indicar qué parte va a estar interactuando con el fluido (definido más adelante en la siguiente sección).

Definir las opciones de control, malla y salida.

- Ir a KWM - TODOS - ICFD- Tiempo de control.
 - TTM representa el tiempo total de simulación. Si se requiere un ICFD, escriba el TTM y DT, que es el paso de tiempo para el problema del fluido. Cuando se requiere un FSI, estos parámetros se pueden dejar como predeterminados, porque otras palabras clave activan estas opciones. Para este caso TTM = 10 (en segundos). Cuando se requiera un análisis explícito, asigne DT = 1 para representar que el solucionador realizará un cálculo cada segundo, luego Aceptar y Listo.
- Ir a KWM - Todos - ICFD- Salida de control.
 - Este keyword controla la información de salida. Si se necesita una etapa de pos-procesamiento para analizar la información calculada mediante el uso de otro software, es esencial asignar OUTL = 7. Esto crea archivos cada DTOUT pasos que pueden ser después analizados. Necesita crear una nueva carpeta en el directorio actual con el nombre " vtk " para permitir que LS-DYNA guarde estos nuevos archivos en esa carpeta. DTOUT es el intervalo de tiempo (en segundos) seleccionado para imprimir la información en los archivos vtk de salida. Definido DTOUT = 0.005.
- Si es necesario calcular arrastre, vaya a KWM - Todas las opciones - ICFD - *Database_drag*.
 - Seleccione PID = 4 para elegir el objeto donde se medirá el arrastre, luego haga clic en Insertar, Aceptar y Listo.

- Vaya a KWM - Todo - Control - Implícito_general
 - Asigne IMFLAG = 1 para cambiar el análisis de explícito a implícito; esto cambiará el DT asignado previamente en el keyword Control_time. Con este cambio, DT0 = 8.000e-4 representa el nuevo tamaño de intervalo de tiempo para el análisis, Aceptar y Terminado.
- Vaya a KWM - Todos - Base de datos - D3Plot binario
 - Esta palabra clave define los intervalos de tiempo entre las salidas a graficar para el procesamiento posterior. Es más efectivo dejar este parámetro igual al seleccionado para los archivos VTK en el Salida de control palabra clave; por lo tanto, defina DT = 0,005.
- Ir a KWM - Todo - Malla – BL
 - Esta opción crea la capa límite sobre el objeto sólido. Asignar PID = 4, y NELTH = 1, aceptar y listo.
- Ir a KWM - Todos – keyword *Volumen* para crear la malla para el volumen del fluido
 - Asignar cada uno PID a cada Parte, Insertar, aceptar y listo (ver figura 7.12).
- Ir a KWM - Todo - Malla - Forma de tamaño
 - Esta palabra clave crea la Sección B en el dominio de fluidos para tener una malla fina en la zona de los folletos. Asignar *Sname* = BOX para crear una malla rectangular. Colocar Fuerza = 1 para forzar la creación de esta malla interna. Las coordenadas utilizadas para esta malla interna son MSize = 4e-4, PminX = 0.019, PminY = - 0,015, PmaxX = 0.056 y PmaxY = 0.015, luego Aceptar y Listo.

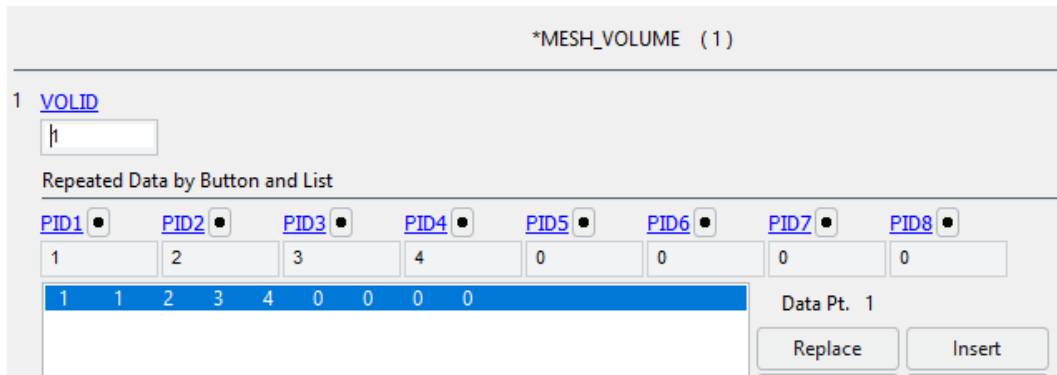


Figura 7.12: Creación de la malla para el volumen del fluido

Con estas configuraciones podemos ejecutar un análisis ICFD. Guarde el archivo [Ctrl + S] y ejecute el solucionador para iniciar el proceso de cálculo.

7.3. Simulación FSI

Para realizar una simulación FSI, se requieren dos keyword adicionales además de las ya existentes.

7.3.1. Creación del archivo de estructura principal

- En una nueva sesión, vaya a KWM - Todo - Incluido - Incluir.
 - Importe el archivo que contiene la malla para el objeto sólido creado anteriormente.
 - Escriba "mesh_structure.k" en la caja de *NOMBRE DEL ARCHIVO*, Insertar, Aceptar Hecho. Guarde el archivo como *main_structure.k* y luego Archivo - Nuevo - Sí y vuelva a abrir el mismo archivo.

Con la malla existente y sus respectivas palabras clave cargadas, defina la palabra clave de contacto, los controles implícitos y las propiedades materiales de la estructura.

- Definir las propiedades del material para la estructura.
 - Ir a KWM - Todo - Tapete - 001 – Elástico
 - Ingrese el nombre del material, para este caso es Hule Silicón. Colocar MID = 1, RO = 1070 para la densidad en (kg / m3), E = 2,15e6 en (Pa), PR = 0.47, aceptar y Hecho.

- Ir a KWM - Todo - Sección – Cáscara
 - Cambiar SECID = 1, ELFORM = 12 para seleccionar una tensión plana (plano xy), Aceptar y Listo.
- Ir a KWM - Todas las opciones – Parte
 - Tendrás los parámetros que se ven en la Figura 7.13. En el primer elemento "1 creado automáticamente", especifica Título = Válvula Superior, SECID = 1 y MID = 1, Aceptar. Haz lo mismo con el "2 creado automáticamente" elemento, Título = Válvula Inferior, SECID = 1 y MID = 1, aceptar y listo.

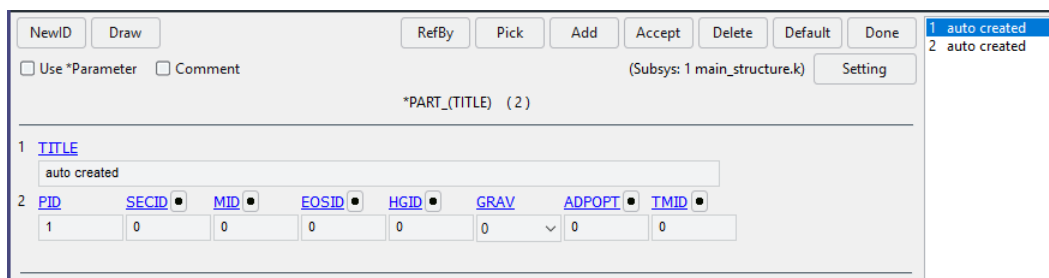


Figura 7.13: Keyword de la pieza con la sección de válvulas e ID del material

- Especifique qué superficies estarán en contacto y cree la palabra clave de contacto.
 - Vaya a FEM - Modelo y pieza - Crear entidad. Luego, vaya a Establecer datos - *Set_Part.
 - Haga clic en la opción de crear (Cre). Verifique eso en la Sel. En la ventana Part (1), se activan las opciones Pick, Add, By Part. Haga clic en la hoja superior para resaltar todos los nodos de esta superficie. En el Creación de entidad ventana, escriba el título "Top" y haga clic en Aplicar. Haga lo mismo con el folleto inferior con el nombre " Bottom", luego Aplicar y Listo (ver Figura 7.14).

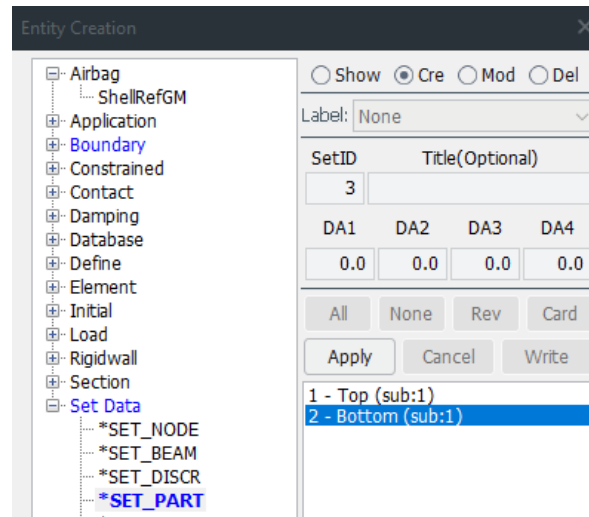


Figura A.14: Diseño final de la configuración de la malla de fluidos

- Ir a KWM - Todos - Contacto - 2D Automático superficie a superficie
 - Escriba el título " Superficie de contacto". Colocar CID = 1, asignar SMSL = 2 para seleccionar la superficie "Bottom" como la superficie esclava. Asignar SIDM = 1 para seleccionar la superficie "Top" como la maestra, aceptar y listo.
- Definir los controles implícitos y el tiempo de finalización de la simulación.
 - Vaya a KWM - Todo - Control - Dinámica implícita
 - Colocar IMASS = 1 para indicar al software que ejecute un análisis dinámico utilizando la integración de tiempo de Newark, Aceptar y Listo.
 - Vaya a KWM - Todo - Control - Solución implícita
 - Solo haga clic en Aceptar y Listo para activar el keyword.
 - Vaya a KWM - Todo - Control – Terminación
 - Este keyword indica el tiempo de simulación para el enfoque FSI. Cambiar ENDTIM = 1.502 (en segundos), Aceptar y Listo.

Finalmente, guarde el archivo usando Archivo - Guardar - Guardar keyword o usando el atajo [Ctrl + S].

7.4. Creación del archivo FSI principal

El último archivo es el que carga todos los archivos anteriores y establece la interacción fluido-estructura entre los dos dominios.

- En una nueva sesión, abra el KWM - Todo - Incluir – Incluir
 - Escribir *main_fluid.k*, luego haga clic en Insertar, Aceptar y Listo.
 - Guarde el keyword como *Main_FSI.k*, luego haga clic en Archivo, Nuevo, sí y luego vuelva a abrir el mismo archivo para observar todos los keywords cargados anteriormente.
- De nuevo, vaya al keyword Incluir.
 - Haga clic en el botón Agregar y escriba *main_structure.k*, Insertar, aceptar y listo.
 - Si todo está bien hasta este punto, debería aparecer una ventana de advertencia en la sesión. El diseño final es como el que se muestra en la Figura 7.10 con la principal diferencia que observamos la malla de la estructura superpuesta al contorno de la hoja (ver Figura 7.15 , el contorno está marcado en amarillo). Si el Piezas FEM de la lista de árbol etiquetada como Top Leaflet and Bottom están desmarcadas, solo observamos el contorno de las hojas creadas para el análisis ICFD.
- Verifique que cuando se agreguen los archivos *main_fluid* y *main_structure*, el subsistema seleccionado para estos dos archivos en la esquina superior derecha es “1 Main_FSI.k”, de otro modo cambiar este valor y dejar el resto de los keywords por default.

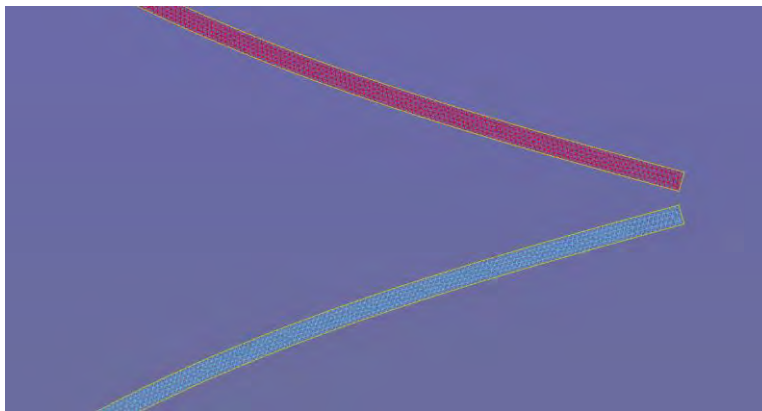


Figura 7.15: Diseño final de la simulación FSI

El paso restante es establecer los keyword FSI, los cuales son:

- Vaya a KWM - Todos - ICFD - Límite FSI
 - Asignar PID = 4, inserte Aceptar y Listo.
- Vaya a KWM - Todos - ICFD - Control FSI
 - Simplemente haga clic en Aceptar y listo.
- Vaya a KWM - Todos - ICFD - Puntero de base de datos
 - Esta opción permite medir información de puntos específicos dentro de la malla.
 - Para este caso, nos interesaron dos puntos a las -5h y a las 5h; luego, asigne PSID = 1, escriba PID = 1, X = - 0,075, Y = 0.015 y Z = 0, insertar. En segundo lugar, tipo PID = 2, X = 0,075, Y = 0.015 y Z = 0, Insertar, Aceptar y Listo. Esto crea un archivo con la información de esos puntos específicos que luego se pueden analizar usando un software de pos-procesamiento. Guarde el archivo usando Ctrl + S.

Con este último paso, los elementos que contienen las simulaciones ICFD y FSI deben ser los siguientes keywords:

- Boundary
 - Nodo SPC
- Contacto
 - 2D automático de superficie a superficie
- Control
 - Dinámica implícita, implícita general, solución implícita y terminación
- Base de datos
 - D3Plot binario
- Definir
 - Curva
- Elemento
 - Grosor de la cáscara
- ICFD

- Límite FSI, Límite antideslizante, Límite prescrito Pre, Límite prescrito Vel, Control FSI, Control de salida, Control de tiempo, Arrastre de base de datos, Punto de base de datos, Tapete, Pieza, Volumen de pieza y Sección
- Incluir
 - Incluir
- Inicial
 - Colar Shell y Stress Shell.
- Mat
 - 001 – Elástico
- Malla
 - BL, forma de tamaño, elemento de superficie, nodo de superficie y volumen
- Nodo
 - Nodo
- Parte
 - Parte
- Sección
 - Cáscara
- Asignar
 - Lista de partes

8. Algoritmos ARX – ARMAX

Esta sección contiene el algoritmo para conducir la parte de entrenamiento de ARX-ARMAX a través del método hereditario con la estructura de error de salida del Capítulo 5.

```
1 clc;clear all;close all;
2 warning off
3
4 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
5 % Input variables
6 method='armax'; %'arx','armax'
7 selection='oa'; % oa for opening area and dp por pressure difference
8
9 EE=[1 5]; %Elastic Modulus(E) [Initial, Final]
10 jj=[1 9]; %Period (T) [Initial, Final]
11
12 sep=0; % Signals: separated=1, Concatenated=0
13
14 saveworksp=1; % 1- Save, 0- Don't save
15 n=2; %System order
16 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
17 % Load the info. (Input and Output signals)
18 % These signals were previously filtered to reduce noise
19 % The file yDynaSmoothXX contains the input, output and time signals
20
21 if sep==1
22 % The next definition of sizes, establish the number of samples to be
23 % analyzed for the Si method. This is because some of them were unable
24 % to finish the simulation time.
25     if strcmp(selection,'oa')
26         load('yDynaSmoothOA.mat')
27         % Oa      1      2      3      4      5      6      7      8      9
28         sizes=[2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,1600,2000;
29               2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,1000,1000;
30               2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000;
31               2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000;
32               2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000];
33     else
34         load('yDynaSmoothDP.mat')
35         % dp      1      2      3      4      5      6      7      8      9
36         sizes=[2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,1600;
37               2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,1600;
38               2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000;
39               2000,2000,2000,2000,2000,2000,1400,1400,2000;
40               2000,2000,2000,2000,2000,2000,2000,1400,1200];
41     end
42 else
43 %If the signals are required to be concatenated, construct the vector
44 %To validate 10k samples
45     tamanio=10000;
```

```

46     final=18000;
47     sizes=[1, tamanio, tamanio+1, final];
48
49     for E=EE(1):EE(2)
50         ytemp{E}=[];
51         utemp{E}=[];
52         for i=1:9
53             ytemp{E}=[ytemp{E}, yDynaSmooth{E}{i}'];
54             utemp{E}=[utemp{E}, FR_Matrix{E}{:, i}'];
55         end
56     end
57     %As the signals are concatenated, all the periods are analyzed
58     % in one unique value; hence jj = [1 1] instead of jj = [1 9]
59     jj(2)=1;
60 end
61
62 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
63 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
64 %
65 %             BEGIN THE TRAINING PROCESS OF THE
66 %             SYSTEM IDENTIFICATION METHOD
67 %
68 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
69 %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
70
71 for E=EE(1):EE(2)
72     for j=jj(1):jj(2)
73         if sep==1
74             % Select the output signal (LS-DYNA) previously filtered.
75             y_or=yDynaSmooth{E}{j}';
76             % Select the input signal
77             u=FR_Matrix{E}{:, j}';
78             % Number of samples to analyze taken from "sizes"
79             smpl=sizes(E, j);
80
81         else
82             % Use the concatenated signals
83             y_or=ytemp{E}(sizes(1):sizes(2));
84             u=utemp{E}(sizes(1):sizes(2));
85             smpl=tamanio;
86         end
87
88         tStart = tic; % Time counter
89         ti=1; %Initial sample
90
91         %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
92         % Define the method and the number of terms used.
93         if strcmp(method, 'armax')
94             % Requires three coefficients = [A's, K's, B's]
95             RMX=3;
96         else
97             % Requires two coefficients = [A's, B's]
98             RMX=2; %ARX
99         end
100        %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
101
102        %Create initial vectors with n rows and smpl columns.

```

```

103     y_hat=zeros(n,smpl); % The estimated output
104     %y_tilde = y_original - y_hat
105     y_tilde=zeros(n,smpl); %The error to be minimized
106
107     % Create the autocorrelation matrix and
108     % the intercorrelation vector
109     AutCorrMatrx=zeros(RMX*n);
110     IntCorrVect=zeros(RMX*n,1);
111
112     % Create the vectors used to save the trajectories of the
113     % hereditary part
114     y_hatT=zeros(1,smpl);
115     y_tildeT=zeros(1,smpl);
116
117     for t=ti:smpl %This represents the superindex <^ (t)>
118
119         %Display the current step
120         if t==500|t==1000|t==1500
121             disp(t)
122         end
123
124         for tao=ti:t %This represents the subindex <_(\tao)>
125
126             %Create the linear Regression Vectors (RV)
127             % that will be updating
128             RV_yhat=zeros(1,n);
129             RV_ytilde=zeros(1,n);
130             RV_u=zeros(1,n);
131
132             %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
133             %Update the RV of y_hat, y_tilde and u
134             % The process will be repeated n times
135             for sel=1:n
136                 % When the position is before t=1
137                 if tao-sel<0
138                     RV_yhat(sel)=0;
139                     RV_ytilde(sel)=0;
140                     RV_u(sel)=0;
141                 else % When the position t>1
142                     RV_yhat(sel)=y_hat(sel,tao-sel);
143                     RV_ytilde(sel)=y_tilde(sel,tao-sel);
144                     RV_u(sel)=u(tao-sel);
145                 end
146             end
147             %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
148             % Create the final regression vector (\phi)
149             % Create the parameters vector (\theta)
150             if strcmp(method,'armax')
151                 phiVect=[RV_yhat RV_ytilde RV_u]; %OE+AR+X
152             else
153                 phiVect=[RV_yhat RV_u]; %OE+X
154             end
155             % Create temporal autocorrelation matrix and
156             % intercorrelation vector to update after each
157             % step
158             autocor_matrix_tao=phiVect'*phiVect;
159             intcor_Vector_tao=y_or(tao)*phiVect';

```

```

160
161     %Sume the temporals to the final Auto. Matrix
162     % and the Inter. Vector.
163     AutCorrMatrx=AutCorrMatrx+autcor_matrix_tao;
164     IntCorrVect=IntCorrVect+intcor_Vector_tao;
165
166     end
167
168     %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
169     % Wait certain number of steps to allow the matrix
170     % to stop having zero values, so when dividing by zero
171     % there is no conflict.
172     if t_s(RMX*n+l+ti) %3*2+1 + 1 = 8
173         % Calculate the pseudo-inverse to obtain the
174         % parameters vector (\theta)
175         ThetaVect=pinv(AutCorrMatrx)*IntCorrVect;
176     else
177         % When the matrix is full without zeros, calculate
178         % a normal inverse.
179         ThetaVect=AutCorrMatrx\IntCorrVect;
180     end
181     %%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
182     %Save the coefficients obtained after every step.
183     ThetaAKB(:,j)=ThetaVect;
184     cont=0;
185     %% Start the Hereditary computation
186     %This process repeats the calculation of the Regression
187     %Vectors, the phi vector and the final y_hat and y_tilde
188     for tao2=ti:t
189         cont=cont+1;
190         RV_yhat=zeros(1,n);
191         RV_ytilde=zeros(1,n);
192         RV_u=zeros(1,n);
193
194         for sel=1:n
195             if tao2-sel<0
196                 RV_yhat(sel)=0;
197                 RV_ytilde(sel)=0;
198                 RV_u(sel)=0;
199             else
200                 RV_yhat(sel)=y_hat(sel,tao2-sel);
201                 RV_ytilde(sel)=y_tilde(sel,tao2-sel);
202                 RV_u(sel)=u(tao2-sel);
203             end
204         end
205         %Create the second final RV.
206         if strcmp(method,'armax')
207             phiVect2=[RV_yhat RV_ytilde RV_u]; %OE+AR+X A,K,B
208         else
209             phiVect2=[RV_yhat RV_u]; %OE+X A,B
210         end
211
212         %Update the temporals used for updating the
213         % finals y_hat and y_tilde
214
215         y_hatT(cont)=ThetaVect'*phiVect2';
216         y_tildeT(cont)=y_or(tao2)-y_hatT(cont);

```

```

217         end
218
219         % =====
220         % Update the trajectories
221         % Make an interchange between rows, the oldest is
222         % eliminated, the actual becomes the old one and a new
223         % trajectory becomes the actual trajectory.
224
225         % Update second row with the information of the
226         % previous row
227         y_hat(2:n,1:t)=y_hat(1:n-1,1:t);
228         y_tilde(2:n,1:t)=y_tilde(1:n-1,1:t);
229
230         % Update the current trajectory with the information
231         % obtained in the temporal variables.
232         y_hat(1,ti:t)=y_hatT(1:cont);
233         y_tilde(1,ti:t)=y_tildeT(1:cont);
234
235         % =====
236
237     end
238
239     tEndsec = toc(tStart); %End time counter
240
241     %Save all the variables to export them in a .mat file
242     executiontime(j,1)=tEndsec;
243     Cluster_y_hat(j)=y_hat(1,1:t);
244     Cluster_y_or(:,j)=y_or;
245     Cluster_y_tilde(j)=y_tilde;
246
247     % =====
248     %%Compare training y_hat with y original
249     figure
250     plot(y_or(1:t),'k','LineWidth',3), hold on;
251     plot(y_hat(1,1:t),'g--','LineWidth',2), grid on
252     title('Output "black", Estimated "Green"')
253     xlabel('Samples'), ylabel('Value')
254     % =====
255
256     %Calculate the percentage of error
257     J=sum(abs(y_or(1:t)-y_hat(1,1:t)).^2);
258     fit(j)=(1-(J/sum(y_or(1:t).^2)))*100;
259
260 end
261
262 fit=fit';
263
264 end

```

A continuación, para validar nuestro modelo, usamos solamente el vector Theta, calculado en la parte de entrenamiento para reconstruir la señal deseada.

```

1
2 %% Validating the model
3
4 for E=EE(1):EE(2) %Choose the desired elastic modulus
5     for j=jj(1):jj(2)
6
7         % Load the information of the Theta vector
8         if strcmp(method,'armax')
9             nombre=['Train_ARMAX'];
10        else
11            nombre=['Train_ARX'];
12        end
13
14        if strcmp(selection,'oa')
15            if sep==1
16                load([nombre '_Separado_OA' num2str(E) '.mat'])
17            else
18                load([nombre '_Concat_OA' num2str(E) '.mat'])
19            end
20        else
21            if sep==1
22                load([nombre '_Separado_DP' num2str(E) '.mat'])
23            else
24                load([nombre '_Concat_DP' num2str(E) '.mat'])
25            end
26        end
27
28        % Select the original output to compare with, the input to be
29        % used and the number of samples to be analyzed when the
30        % outputs are analyzed individually.
31        if sep==1
32            y_val=Cluster_y_or(:,j)';
33            u=FR_Matrix{E}(:,j)';
34            smpl=sizes(E,j);
35        else % The same but the variables are concatenated.
36            y_val=ytemp{E}(sizes(3):sizes(4));
37            u=utemp{E}(sizes(3):sizes(4));
38            smpl=sizes(4)-tamano;
39
40        end
41
42        t=smpl; %Total amount of samples to be analyzed
43
44        %Initialize the estimateed and prediction error vectors
45        y_hat_val=zeros(1,t);
46        y_tilde_val=zeros(1,t);
47
48
49        %% Begin the reconstruction process
50
51        for tao2=1:t
52            %Create the RV to be updated
53            RV_uu=zeros(1,n);

```



```

54     RV_yy=zeros(1,n);
55     RV_yyeR=zeros(1,n);
56     for sel=1:n
57         if tao2-sel<0 % When position is before t=1
58             RV_u(sel)=0;
59             RV_yy(sel)=0;
60             if strcmp(method,'armax')
61                 RV_yyeR(sel)=0; %Prediction error vector
62             end
63         else
64             RV_u(sel)=u(tao2-sel);
65             RV_yy(sel)=y_hat_val(tao2-sel);
66             if strcmp(method,'armax')
67                 RV_yyeR(sel)=y_tilde_val(tao2-sel);
68             end
69         end
70     end
71
72     %Create the final Regression vector according to the
73     % method used. ARMAX has 3 components, ARX only 2.
74     if strcmp(method,'armax')
75         phiVect2=[RV_yy RV_yyeR RV_u]; %OE+AR+X ===ARMAX===
76         y_hat_val(tao2)=ThetaAKB(:,j)'*phiVect2';
77         y_tilde_val(tao2)=y_val(tao2)-y_hat_val(tao2);
78     else
79         phiVect2=[RV_yy RV_u]; %OE+X ===ARX===
80         y_hat_val(tao2)=ThetaAKB(:,j)'*phiVect2';
81     end
82 end
83
84 % Calculate the percentage of error
85 J=sum(abs(y_val(1:t)-y_hat_val(1:t)).^2);
86 fit_val=(1-(J/sum(y_val(1:t).^2)))*100;
87
88 % Plot the reconstructed signal vs the original signal
89 figure
90 plot(y_val,'xb','LineWidth',2)
91 hold on;grid on;
92 plot(y_hat_val,'-g','LineWidth',3)
93
94 end
95
96 end

```

9. Publicaciones

Aquí está la lista actual de publicaciones relacionados con el trabajo realizado por el autor (Carlos Durán) durante el programa de doctorado en la Universidad de las Américas Puebla.

- **Durán, J.C.**, Escareno, J., Etcheverry, G., & Rakotondrabe, M. (2016, June). "Getting started with PEAs-based flapping-wing mechanisms for micro aerial systems". In *Actuators Journal* (Vol. 5, No. 2, p. 14). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI).
- **Duran-Hernandez, C.**, Ledesma-Alonso, R., Etcheverry, G., & Perez-Santiago, R. (2018, November). "Aerodynamic Coefficients Calculation of a Sphere Using an Incompressible Computational Fluid Dynamics Method". In book: *Technology, Science, and Culture: A Global Vision*, Chapter 11, (pp. 105 - 112), IntechOpen.
- **Duran-Hernandez, C.**, Perez-Santiago, R., Etcheverry, G., & Ledesma-Alonso, R. (2019, June). "Modeling of a Simplified 2D Cardiac Valve by Means of System Identification". In *Mexican Conference on Pattern Recognition (MCP)* (pp. 371-380). Springer, Cham.
- **Duran-Hernandez, C.**, Ledesma-Alonso, R., & Etcheverry, G. (2020, November). "Using Autoregressive with Exogenous Input Models to Study Pulsatile Flows". In *Applied Sciences Journal* (Vol 10, No 22, 8228). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI).

Bibliografía

Akal, M. (2004). Forecasting turkey's tourism revenues by armax model. *Tourism Management*, 25(5), 565–580.

Amindari, A., Saltik, L., Kirkkopru, K., Yacoub, M., & Yalcin, H. C. (2017). Assessment of calcified aortic valve leaflet deformations and blood flow dynamics using fluid-structure interaction modeling. *Informatics in Medicine Unlocked*, 9, 191–199.

Artemiadis, P. K., & Kyriakopoulos, K. J. (2006). Emg-based teleoperation of a robot arm in planar catching movements using armax model and trajectory monitoring techniques. In *Proceedings 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2006. ICR 2006*. (pp. 3244–3249).

Baccani, B., Domenichini, F., & Pedrizzetti, G. (2003). Model and influence of mitral valve opening during the left ventricular filling. *Journal of Biomechanics*, 36(3), 355–361.

Barenblatt, G. I. (1996). *Scaling, self-similarity, and intermediate asymptotics: dimensional analysis and intermediate asymptotics (Vol. 14)*. Cambridge University Press.

Bavo, A. M., Rocatello, G., Iannaccone, F., Degroote, J., Vierendeels, J., & Segers, P. (2016). Fluid-structure interaction simulation of prosthetic aortic valves: comparison between immersed boundary and arbitrary lagrangian-eulerian techniques for the mesh representation. *PloS one*, 11(4), e0154517.

Bluestein, D., Li, Y., & Krukenkamp, I. (2002). Free emboli formation in the wake of bi-leaflet mechanical heart valves and the effects of implantation techniques. *Journal of biomechanics*, 35(12), 1533–1540.

Catanho, M., Sinha, M., & Vijayan, V. (2012). *Model of aortic blood flow using the windkessel effect*. University of California of San Diego, San Diego.

Chandra, S., Rajamannan, N. M., & Sucusky, P. (2012). Computational assessment of bicuspid aortic valve wall-shear stress: implications for calcific aortic valve disease. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 11(7), 1085–1096.

- Claiborne, T. E., Slepian, M. J., Hossainy, S., & Bluestein, D. (2012). Polymeric trileaflet prosthetic heart valves: evolution and path to clinical reality. *Expert review of medical devices*, 9(6), 577–594.
- Creigen, V., Ferracina, L., Hlod, A., van Mourik, S., Sjauw, K., Rottschäfer, V., . . . Zegeling, P. (2007). Modeling a heart pump. *European Study Group Mathematics with Industry*, 7.
- De Hart, J., Peters, G., Schreurs, P., & Baaijens, F. (2003). A three-dimensional computational analysis of fluid–structure interaction in the aortic valve. *Journal of biomechanics*, 36(1), 103–112.
- De Hart, J., Peters, G. W., Schreurs, P. J., & Baaijens, F. P. (2000). A two-dimensional fluid–structure interaction model of the aortic valve. *Journal of biomechanics*, 33(9), 1079–1088.
- Dosiek, L., & Pierre, J. W. (2013). Estimating electromechanical modes and mode shapes using the multichannel armax model. *IEEE transactions on power systems*, 28(2), 1950–1959.
- Duran-Hernandez, C., Perez-Santiago, R., Etcheverry, G., & Ledesma-Alonso, R. (2019). Modeling of a simplified 2d cardiac valve by means of system identification. In *Mexican conference on pattern recognition* (pp. 371–380).
- Ferkl, L., & Širok`y, J. (2010). Ceiling radiant cooling: Comparison of armax and subspace identification modelling methods. *Building and Environment*, 45(1), 205–212.
- Ferreira, A., Chen, S., Simaan, M. A., Boston, J. R., & Antaki, J. F. (2005). A nonlinear state-space model of a combined cardiovascular system and a rotary pump. In *Decision and control, 2005 and 2005 european control conference. cdc-ecc'05. 44th ieee conference on* (pp. 897–902).
- Fetics, B., Nevo, E., Chen, C.-H., & Kass, D. A. (1999). Parametric model derivation of transfer function for noninvasive estimation of aortic pressure by radial tonometry. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46(6), 698–706.
- Francis, S. E. (2007). Continuous estimation of cardiac output and arterial resistance from arterial blood pressure using a third-order windkessel model (Unpublished doctoral dissertation). Massachusetts Institute of Technology.

- Gao, H., Feng, L., Qi, N., Berry, C., Griffith, B. E., & Luo, X. (2017). A coupled mitral valve–left ventricle model with fluid–structure interaction. *Medical engineering & physics*, 47, 128–136.
- Haas, S. M., Frei, M. G., Osorio, I., Pasik-Duncan, B., & Radel, J. (2003). Eeg ocular artifact removal through armax model system identification using extended least squares. *Communications in information and systems*, 3(1), 19–40.
- Haddouche, R., Chetate, B., & Boumedine, M. S. (2019). Neural network arx model for gas conditioning tower. *International Journal of Modelling and Simulation*, 39(3), 166–177.
- Haltiner, J., & Salas, J. (1988). Short-term forecasting of snowmelt runoff using armax models 1. *JAWRA Journal of the American Water Resources Association*, 24(5), 1083–1089.
- Hellmeier, F., Nordmeyer, S., Yevtushenko, P., Bruening, J., Berger, F., Kuehne, T., Kelm, M. (2018). Hemodynamic evaluation of a biological and mechanical aortic valve prosthesis using patient-specific mri-based cfd. *Artificial organs*, 42(1), 49–57.
- Hinich, M. J. (1982). Testing for gaussianity and linearity of a stationary time series. *Journal of time series analysis*, 3(3), 169–176.
- Hlaváč, M., & Holčík, J. (2004). Windkessel model analysis in matlab. In *Proceedings of 10th conference student eeict* (Vol. 3, pp. 5–10).
- Horsten, J. B. A. M. (1990). On the analysis of moving heart valves: a numerical fluid–structure interaction model (Unpublished doctoral dissertation). Technische Universiteit Eindhoven.
- Huang, K. Y., & Jane, C.-J. (2009). A hybrid model for stock market forecasting and portfolio selection based on arx, grey system and rs theories. *Expert systems with applications*, 36(3), 5387–5392.
- Kamensky, D., Hsu, M.-C., Schillinger, D., Evans, J. A., Aggarwal, A., Bazilevs, Y., Hughes, J. (2015). An immersogeometric variational framework for fluid–structure interaction: Application to bioprosthetic heart valves. *Computer methods in applied mechanics and engineering*, 284, 1005–1053.

- Khalili, F., Gamage, P. T., & Mansy, H. (2018). Prediction of turbulent shear stresses through dysfunctional bileaflet mechanical heart valves using computational fluid dynamics. arXiv preprint arXiv:1803.03361.
- Kilner, P. J., Yang, G.-Z., Wilkes, A. J., Mohiaddin, R. H., Firmin, D. N., & Yacoub, M. H. (2000). Asymmetric redirection of flow through the heart. *Nature*, 404(6779), 759.
- King, M., Corden, J., David, T., & Fisher, J. (1996). A three-dimensional, time-dependent analysis of flow through a bileaflet mechanical heart valve: comparison of experimental and numerical results. *Journal of biomechanics*, 29(5), 609–618.
- Krafczyk, M., Cerrolaza, M., Schulz, M., & Rank, E. (1998). Analysis of 3d transient blood flow passing through an artificial aortic valve by lattice–boltzmann methods. *Journal of Biomechanics*, 31(5), 453–462.
- Kundu, P., & Cohen, L. (1990). *Fluid mechanics* (3rd ed.). Academic, Calif.
- Kunzelman, K., Einstein, D. R., & Cochran, R. (2007). Fluid–structure interaction models of the mitral valve: function in normal and pathological states. *Philosophical Transactions of the Royal Society B: Biological Sciences*, 362(1484), 1393–1406.
- Ledesma-Alonso, R., Guzmán, J., & Zenit, R. (2014). Experimental study of a model valve with flexible leaflets in a pulsatile flow. *Journal of Fluid Mechanics*, 739, 338–362.
- Lee, J. H., Rygg, A. D., Kolahdouz, E. M., Rossi, S., Retta, S. M., Duraiswamy, N., Griffith, B. E. (2019). Fluid-structure interaction models of bioprosthetic heart valves: Initial in vitro experimental validation.
- Lemmon, J. D., & Yoganathan, A. P. (2000). Three-dimensional computational model of left heart diastolic function with fluid–structure interaction. *Journal of biomechanical engineering*, 122(2), 109–117.
- Li, Y., Su, Y., & Shu, L. (2014). An armax model for forecasting the power output of a grid connected photovoltaic system. *Renewable Energy*, 66, 78–89.
- Lim, C., McAleer, M., & Min, J. C. (2009). Armax modelling of international tourism demand. *Mathematics and Computers in Simulation*, 79(9), 2879–2888.

Liu, H., Zhu, L., Pan, Z., Bai, F., Liu, Y., Liu, Y., . . . Bhatt, N. (2015). Armax-based transfer function model identification using wide-area measurement for adaptive and coordinated damping control. *IEEE Transactions on Smart Grid*, 8(3), 1105–1115.

Liu, Y., Birch, A., & Allen, R. (2003). Dynamic cerebral autoregulation assessment using an arx model: comparative study using step response and phase shift analysis. *Medical engineering & physics*, 25(8), 647–653.

Ljung, L. (1987). *System identification: theory for the user*. Prentice-hall.

Ljung, L. (2010). Perspectives on system identification. *Annual Reviews in Control*, 34(1), 1–12.

López-Zazueta, A., Ledesma-Alonso, R., Guzman, J., & Zenit, R. (2011). Study of the velocity and strain fields in the flow through prosthetic heart valves. *Journal of biomechanical engineering*, 133(12), 121003.

Luraghi, G., Wu, W., De Gaetano, F., Matas, J. F. R., Moggridge, G. D., Serrani, M., Migliavacca, F. (2017). Evaluation of an aortic valve prosthesis: Fluid-structure interaction or structural simulation? *Journal of biomechanics*, 58, 45–51.

Mao, W., Caballero, A., McKay, R., Primiano, C., & Sun, W. (2017). Fully-coupled fluid-structure interaction simulation of the aortic and mitral valves in a realistic 3d left ventricle model. *PloS one*, 12(9), e0184729.

Mao, W., Li, K., & Sun, W. (2016). Fluid–structure interaction study of transcatheter aortic valve dynamics using smoothed particle hydrodynamics. *Cardiovascular engineering and technology*, 7(4), 374–388.

Monin, A., & Salut, G. (1996). Arma lattice identification: a new hereditary algorithm. *IEEE Transactions on Signal Processing*, 44(2), 360–370.

Montero-Rodríguez, J. J. (2011). *Simulación numérica del sistema circulatorio* (B.S. thesis). Instituto Tecnológico de Costa Rica. Escuela de Ingeniería en Electrónica.

Nguyen, Q.-C., Vu, V.-H., & Thomas, M. (2019). Arx model for experimental vibration analysis of grinding process by flexible manipulator.

- Okuda, H., Ikami, N., Suzuki, T., Tazaki, Y., & Takeda, K. (2012). Modeling and analysis of driving behavior based on a probability-weighted arx model. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, 14(1), 98–112.
- Palacios, C., Guzman, J. E. V., Beltran, A., Ruiz-Huerta, L., Caballero-Ruiz, A., & Zenit, R. (2018). On the maximum operating frequency of prosthetic heart valves. *Biomedical Physics & Engineering Express*.
- Peña Pérez, N. (2016). Windkessel modeling of the human arterial system (B.S. thesis). Universidad Carlos III de Madrid.
- Peskin, C. S. (1972). Flow patterns around heart valves: a numerical method. *Journal of computational physics*, 10(2), 252–271.
- Peskin, C. S., & McQueen, D. M. (1995). A general method for the computer simulation of biological systems interacting with fluids. *Symposia of the society for Experimental Biology*, 49, 265–276.
- Pop, G., Sutherland, G., Roelandt, J., Vletter, W., & Bos, E. (1989). What is the ideal orientation of a mitral disc prosthesis? an in vivo haemodynamic study based on colour flow imaging and continuous wave doppler. *European heart journal*, 10(4), 346–353.
- Qin, Y., Peng, H., Ruan, W., Wu, J., & Gao, J. (2014). A modeling and control approach to magnetic levitation system based on state-dependent arx model. *Journal of Process Control*, 24(1), 93–112.
- Quanqing, Y., & Philip, H. (2019a). Introduction to LS-PrePost. Livermore Software Technology Corporation.
- Quanqing, Y., & Philip, H. (2019b). Introduction to LS-Prepost. ([Online]. ftp://ftp.lstc.com/outgoing/qyan/Class/LS-PrePost_Intro_2019.pdf [Accessed 04/09/19])
- Rachad, S., Nsiri, B., & Bensassi, B. (2015). System identification of inventory system using arx and armax models.
- Romero-Ugalde, H. M., Garnotel, M., Doron, M., Jallon, P., Charpentier, G., Franc, S., Bonnet, S. (2019). Arx model for interstitial glucose prediction during and after physical activities. *Control Engineering Practice*, 90, 321–330.

Saifizi, M., Ab Muin, M., Yaacob, S., & Mohamad, M. (2013). Comparison of arx and armax models for thermoelectric refrigerator. In *Iop conference series: Materials science and engineering* (Vol. 50, p. 012032).

Sarwar, R., Cho, H., Cox, S. J., Mago, P. J., & Luck, R. (2017). Field validation study of a time and temperature indexed autoregressive with exogenous (arx) model for building thermal load prediction. *Energy*, 119, 483–496.

Schlichting, H., & Gersten, K. (2016). *Boundary-layer theory*. Springer.

Sigüenza, J., Pott, D., Mendez, S., Sonntag, S. J., Kaufmann, T. A., Steinseifer, U., & Nicoud, F. (2018). Fluid-structure interaction of a pulsatile flow with an aortic valve model: A combined experimental and numerical study. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 34(4), e2945.

Singh-Gryzbon, S., Sadri, V., Toma, M., Pierce, E. L., Wei, Z. A., & Yoganathan, A. P. (2019). Development of a computational method for simulating tricuspid valve dynamics. *Annals of biomedical engineering*, 1–13.

Spelde, P. (2008). *Minimal haemodynamic modelling of the circulation* (Unpublished master's thesis). Master's thesis in applied mathematics, University of Groningen.

Stijnen, J., De Hart, J., Bovendeerd, P., & Van de Vosse, F. (2004). Evaluation of a fictitious domain method for predicting dynamic response of mechanical heart valves. *Journal of Fluids and Structures*, 19(6), 835–850.

Sundaram, G. B. K., Balakrishnan, K. R., & Kumar, R. K. (2015). Aortic valve dynamics using a fluid structure interaction model—the physiology of opening and closing. *Journal of biomechanics*, 48(10), 1737–1744.

Swami, A., Mendel, J. M., & Nikias, C. L. (1995). *Higher-order spectral analysis toolbox*. The Mathworks Inc.

Tian, X., Peng, H., Zeng, X., Zhou, F., Xu, W., & Peng, X. (2019). A modelling and predictive control approach to linear two-stage inverted pendulum based on rbf-arx model. *International Journal of Control*, 1–19.

- Tran, N.-T., Khan, A., & Choi, W. (2017). State of charge and state of health estimation of agm vrla batteries by employing a dual extended kalman filter and an arx model for online parameter estimation. *Energies*, 10(1), 137.
- Van Overschee, P., & De Moor, B. (2012). *Subspace identification for linear systems: Theory&”implementation&”applications*. Springer Science & Business Media.
- Wang, Z., Yuan, Q., Shen, B., Tang, D., & Zhang, X. (2016). Mathematic abstraction for fluid-structure interaction analysis of bioprosthetic heart valves with immersed boundary method. *DEStech Transactions on Engineering and Technology Research(mcemic)*.
- Westerhof, N., Lankhaar, J.-W., & Westerhof, B. E. (2009). The arterial windkessel. *Medical & biological engineering & computing*, 47(2), 131–141.
- Wu, S., & Sun, J.-Q. (2012). A physics-based linear parametric model of room temperature in office buildings. *Building and Environment*, 50, 1–9.
- Xu, F., Morganti, S., Zakerzadeh, R., Kamensky, D., Auricchio, F., Reali, A., . . . Hsu, M.-C. (2018). A framework for designing patient-specific bioprosthetic heart valves using immersogeometric fluid–structure interaction analysis. *International journal for numerical methods in biomedical engineering*, 34(4), e2938.
- Xu, P., Liu, X., Zhang, H., Ghista, D., Zhang, D., Shi, C., & Huang, W. (2018). Assessment of boundary conditions for cfd simulation in human carotid artery. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, 1–17.
- Yang, M., & Makis, V. (2010). Arx model-based gearbox fault detection and localization under varying load conditions. *Journal of Sound and Vibration*, 329(24), 5209–5221.
- Yiu, J. C.-M., & Wang, S. (2007). Multiple armax modeling scheme for forecasting air conditioning system performance. *Energy Conversion and Management*, 48(8), 2276–2285.
- Yoganathan, A. P., He, Z., & Casey Jones, S. (2004). Fluid mechanics of heart valves. *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 6, 331–362.
- Zeng, X., & Wang, J. (2017). A stochastic driver pedal behavior model incorporating road information. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 47(5), 614–624.