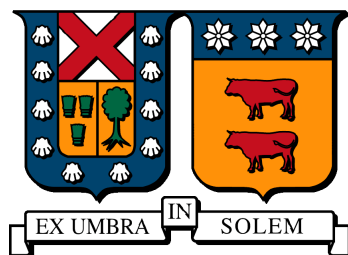


UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA
VALPARAÍSO-CHILE



**Evaluación experimental del salto de presión en
un modelo de válvula aórtica compatible con
ultrasonido: Diseño, construcción y análisis
hemodinámico.**

Paulina Francisca Carrasco Aguilera

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERA CIVIL MECÁNICA

PROFESOR GUÍA : Dr Joaquín Mura Mardones
PROFESOR CORREFERENTE : Dr. Sheila Lascano Farak
PROFESOR CORREFERENTE : Dr. Julio Sotelo Parraguez

enero 2026



CONSTANCIA DE VALIDACIÓN Y CONFIDENCIALIDAD DE MONOGRAFÍA A REPOSITORIO ACADÉMICO

1.- IDENTIFICACIÓN DEL TRABAJO ACADÉMICO

Tipo de monografía (marcar una opción): ☒ Memoria o trabajo de título ☐ Tesis de Postgrado

Título del trabajo: Evaluación experimental del salto de presión en un modelo de válvula aórtica compatible con ultrasonido: Diseño, construcción y análisis hemodinámico.

Nombre del candidato(a): Paulina Francisca Carrasco Aguilera

Carrera / Grado: Ingeniería Civil Mecánica

Campus: San Joaquín

Departamento: Ingeniería Mecánica

2.- VALIDACIÓN DEL PROFESOR GUÍA/DIRECTOR DE TESIS

Yo, Joaquín Mura, en mi calidad de profesor(a) guía/director(a) del trabajo académico mencionado anteriormente **DEJO CONSTANCIA** que:

- He revisado esta versión del documento y corresponde a la versión final aprobada del trabajo.
- El trabajo cumple con los requisitos académicos y de formato establecidos por la institución.

3.- EVALUACIÓN DE CONFIDENCIALIDAD POR PROPIEDAD INDUSTRIAL (marcar una opción)

☒ El trabajo **NO contiene** información que amerite confidencialidad y puede ser publicado de inmediato en repositorio con acceso abierto.

☐ El trabajo **CONTIENE** información con potenciales implicancias de propiedad industrial o intelectual y requiere un periodo de confidencialidad (**embargo**) por (**marcar una opción**):

☐ 6 meses ☐ 12 meses ☐ 2 años ☐ 3 años ☐ 5 años ☐ 10 años

Fundamentación de la necesidad de confidencialidad (obligatorio si se solicita embargo):

4.- FIRMAS

Profesor(a) guía o director(a) de memoria o tesis:

Fecha: 13/01/2025

Firma:

Estudiante o Candidato(a):

Fecha: 13 de enero de 2026

Firma:

Este formulario debe ser insertado como página 2 de la memoria o tesis, completado y firmado por estudiante y profesor(a) antes de la entrega en portal PRISMA de Biblioteca USM.

Agradecimientos

La finalización de este proceso no habría sido posible sin las valiosas personas que me rodean. Con un profundo sentido de gratitud, deseo reconocer la contribución fundamental de quienes han sido pilares en este camino.

A mis padres, quienes han sido el soporte necesario para cumplir mis metas y han construido durante veinticuatro años lo que hoy soy. A ellos les agradezco el amor, la paciencia, el esfuerzo y el enseñarme que los sueños se pueden alcanzar. A mi hermano, Diego, Daniela y Catalina, por ser el cariño y el apoyo familiar que siempre necesito.

Al profesor Joaquín Mura y al equipo del Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo USM. En todos ustedes encontré apoyo incondicional, consejos y la fuerza para no rendirme, por muy compleja que fuera la tarea. De manera especial, quiero destacar a Constanza, en quien encontré no solo una amiga, sino una inspiración diaria que demuestra lo lejos que podemos llegar las mujeres en la ciencia.

A mis profesores, por sus lecciones, tanto dentro como fuera del aula, y por ser un ejemplo de profesionalismo. Especialmente Joaquín, Mauricio, Miriam y Nelson, cuya gran calidad humana fue una influencia memorable en mi formación.

A mis amigos, parte fundamental de mi corazón. Diego, Geraldine y Natalia, quienes muchas veces fueron la razón para no abandonar las esperanzas. No me alcanzará la vida para devolverles lo que me han entregado. A Martín, Daniel, Cristóbal, Axel, María José, Javiera y Patricio, amigos que espero mantener por mucho tiempo más. Este paso por la universidad me permitió conocer a tantas otras personas valiosas que, si bien no puedo enumerar, dejaron una huella imborrable en mí.

Finalmente, a quienes solo supieron entregarme amor. A mi tía, Sabina, que cumplió su promesa y esperó a que terminara mi trabajo, aunque a veces el destino nos hiciera pensar que no se podría. Espero que puedas sentirte orgullosa del resultado. Y a los seres más puros de este mundo, Pelusa y Clarita, en quienes descubrí que el amor incondicional viene en cuatro patas.

Resumen

Las enfermedades valvulares aórticas constituyen una patología de alta prevalencia, cuyo diagnóstico y manejo dependen críticamente de la estimación precisa del gradiente de presión transvalvular. Si bien el cateterismo cardíaco es el estándar de referencia, su naturaleza invasiva limita su uso rutinario frente a la ecocardiografía Doppler. Sin embargo, existen discrepancias documentadas entre ambas técnicas en escenarios hemodinámicos complejos. El objetivo de este trabajo fue implementar y validar una plataforma experimental híbrida que permitiera correlacionar mediciones invasivas y no invasivas utilizando un modelo físico (fantoma) de válvula aórtica.

Se diseñó y fabricó un modelo anatómico mediante impresión 3D en silicona, optimizando el espesor de la raíz aórtica para garantizar la integridad estructural bajo flujo pulsátil. El fantoma se integró en un banco de pruebas instrumentado con transductores de presión y un sistema de ultrasonido programable, utilizando un fluido análogo a la sangre.

Los resultados demostraron la viabilidad del modelo para replicar la dinámica de apertura y cierre valvular. Las mediciones invasivas registraron un salto de presión medio de 10,6 mmHg. El análisis del flujo reveló un régimen laminar ($Re \approx 960$) donde las pérdidas viscosas predominan, limitando la aplicabilidad directa de la ecuación de Bernoulli simplificada para la estimación de magnitudes absolutas. No obstante, se estableció una alta correlación morfológica y temporal entre el gradiente de presión invasivo y el perfil de velocidad Doppler, validando la capacidad de la plataforma para rastrear fielmente la dinámica del flujo sanguíneo y sentando las bases para futuras investigaciones en regímenes turbulentos.

Abstract

Aortic valve diseases are a highly prevalent condition, whose diagnosis and management critically depend on the accurate estimation of the transvalvular pressure gradient. While cardiac catheterization is the gold standard, its invasive nature limits its routine use compared to Doppler echocardiography. However, documented discrepancies exist between both techniques in complex hemodynamic scenarios. The objective of this work was to implement and validate a hybrid experimental platform to correlate invasive and non-invasive measurements using a physical model (phantom) of the aortic valve.

An anatomical model was designed and manufactured using 3D printing in silicone, optimizing the aortic root thickness to ensure structural integrity under pulsatile flow. The phantom was integrated into a test bench instrumented with pressure transducers and a programmable ultrasound system, using a blood-mimicking fluid.

The results demonstrated the viability of the model to replicate valve opening and closing dynamics. Invasive measurements recorded a mean pressure drop of 10.6 mmHg. Flow analysis revealed a laminar regime ($Re \approx 960$) where viscous losses predominate, limiting the direct applicability of the simplified Bernoulli equation for absolute magnitude estimation. Nevertheless, a high morphological and temporal correlation was established between the invasive pressure gradient and the Doppler velocity profile, validating the platform's ability to faithfully track blood flow dynamics and laying the groundwork for future research in turbulent regimes.

Índice general

Introducción	X
Objetivos	XII
1. Marco teórico	1
1.1. El corazón	1
1.1.1. La válvula aórtica	2
1.2. Salto de presión	3
1.2.1. Relevancia clínica y criterios diagnósticos	4
1.2.2. Fundamentos hemodinámicos	6
1.2.3. Métodos de evaluación	9
1.2.4. Modelos físicos y bancos experimentales	14
1.2.5. Ultrasonido en la medición no invasiva	15
1.2.6. Necesidad de correlación entre técnicas	16
2. Metodología	18
2.1. Diseño del modelo de válvula aórtica	18
2.1.1. Antecedentes y descripción del problema	19
2.1.2. Objetivos, restricciones y funciones	20
2.1.3. Definición de alternativas de diseño	21
2.1.4. Diseño detallado del modelo	23
2.1.5. Manufactura del modelo	25
2.2. Montaje experimental	30
2.2.1. Sistema hidráulico y circuito de flujo	30
2.2.2. Sistema híbrido de medición de presión	31
2.3. Procesamiento de señales y análisis comparativo	34
2.3.1. Reconstrucción de la señal invasiva	35

2.3.2.	Filtrado de la señal Doppler	36
2.3.3.	Sincronización de velocidades	37
2.3.4.	Correlación dinámica	37
3.	Resultados	38
3.1.	Modelo físico construido	38
3.2.	Dinámica de presión transvalvular	40
3.3.	Cinética del flujo por ultrasonido	42
3.4.	Correlación morfológica presión-velocidad	44
4.	Discusión	47
4.1.	Desempeño y caracterización del modelo físico	47
4.1.1.	Integridad estructural y funcionalidad mecánica	47
4.1.2.	Idoneidad del material	48
4.1.3.	Compatibilidad acústica	48
4.1.4.	Estrategia de manufactura	48
4.2.	Análisis hemodinámico y correlación de señales	49
4.2.1.	Caracterización del régimen de flujo	49
4.2.2.	Análisis del salto de presión y clasificación funcional	49
4.2.3.	Caracterización del flujo cerca de la válvula	50
4.2.4.	Correlación morfológica	50
4.3.	Validación de la metodología experimental	51
4.4.	Limitaciones y trabajo futuro	51
4.4.1.	Régimen de flujo y condiciones hidrodinámicas	51
4.4.2.	Simplificación anatómica y propiedades del material	52
4.4.3.	Adquisición de datos asincrónica	52
5.	Conclusiones	53
	Bibliografía	58
A.	Fichas técnicas	59
B.	Modelo geométrico de la raíz aórtica	69
C.	Memoria de cálculo del espesor de pared	72

D. Protocolo de instalación y calibración del sistema de medición de presión invasiva	74
E. Parámetros de construcción de onda fisiológica para bomba pulsátil PhysioPulse100	78
F. Algoritmos de Matlab para el procesamiento de datos	80

Índice de figuras

1.1. Diagrama del corazón humano.	2
1.2. Vista superior de una válvula aórtica.	3
1.3. Etiología de la estenosis aórtica.	4
1.4. Cateterismo cardiaco.	10
2.1. Comparación de las geometrías de las iteraciones.	24
2.2. Modelo convertido a mallas.	25
2.3. Disposición del modelo en el software PreForm.	26
2.4. Distribución de soportes al interior del modelo.	27
2.5. Post-proceso del modelo.	28
2.6. Disposición de las zonas de entrada y valvar del modelo.	29
2.7. Proceso de ensamblado del modelo.	29
2.8. Vista general del banco de pruebas experimental.	30
2.9. Modelo de válvula aórtica sumergido en el contenedor.	31
2.10. Circuito de flujo.	32
2.11. Representación esquemática de los sistemas de medición.	32
2.12. Esquema de puntos de medición.	33
2.13. Transductores de presión ubicados en el monitor de paciente.	33
2.14. Dispositivos utilizados para la medición invasiva.	34
2.15. Interfaz de adquisición del sistema Verasonics Vantage 128.	35
3.1. Vista general del modelo final de válvula aórtica.	38
3.2. Vistas internas del modelo final.	39
3.3. Visualización ecográfica (Modo B) del modelo de válvula.	40
3.4. Validación de la reconstrucción de señal.	41
3.5. Dinámica de presión invasiva.	42

3.6. Extracción de la envolvente de velocidad máxima (V_{max}) sobre el espectrograma Doppler mediante filtrado digital.	43
3.7. Envolvente de velocidad máxima (V_{max}) sobre el espectrograma Doppler, para puntos cercanos a la válvula.	44
3.8. Perfiles de velocidad Doppler sincronizados.	45
3.9. Correlación dinámica final.	46
A.1. Ficha técnica impresora Form 3B formlabs.	60
A.2. Ficha técnica Shelley's Blood Mimicking Fluid.	61
A.3. Ficha técnica bomba pulsátil PhysioPulse 100 Flow System.	62
A.4. Ficha técnica silicona 40A formlabs.	63
A.5. Ficha técnica silicona 40A formlabs.(Continuación)	64
A.6. Ficha técnica resina elástica 50A formlabs.	65
A.7. Ficha técnica resina elástica 50A formlabs.(Continuación)	66
A.8. Ficha técnica resina flexible 80A formlabs.	67
A.9. Ficha técnica resina flexible 80A formlabs.(Continuación)	68
B.1. Esquema de la sección transversal de la raíz aórtica	70
B.2. Representación gráfica del modelo geométrico	71
D.1. Esquema simplificado de instalación de sistema de presión.	76
D.2. Respuesta de la señal de presión a la prueba de lavado rápido (Rapid Flush Test).	77
E.1. Interfaz del generador de funciones configurado para la onda aórtica arbitraria.	79

Índice de tablas

1.1. Criterios diagnósticos para la clasificación de la estenosis aórtica según las guías ESC/EACTS 2025 y ACC/AHA 2020.	5
2.1. Resumen de los parámetros y resultados de las iteraciones de diseño del modelo de válvula aórtica.	24
3.1. Presiones registradas en las señales de entrada y salida, incluyendo el salto de presión del sistema.	40
B.1. Parámetros geométricos de los senos de Valsalva utilizados en el diseño.	71
E.1. Relación entre parámetros eléctricos y variables hemodinámicas.	78

Introducción

Las enfermedades cardiovasculares se mantienen como la principal causa de morbilidad y mortalidad a nivel global, lo que impone desafíos constantes a los sistemas de salud. En este contexto, las valvulopatías, y en particular la estenosis aórtica calcificada, constituyen una patología de alta prevalencia que se encuentra directamente relacionada con el envejecimiento progresivo de la población [1]. El manejo clínico de esta condición, incluyendo la decisión de proceder con intervenciones quirúrgicas o transcatóter, se fundamenta en una evaluación precisa de la severidad hemodinámica de la obstrucción. Para este fin, la cuantificación exacta del gradiente de presión transvalvular es el parámetro hemodinámico más relevante y el predictor pronóstico más robusto [2, 3]. La exactitud en esta medición es crítica, ya que un error puede llevar a subestimar la gravedad de la enfermedad, retrasando un tratamiento vital, o a sobreestimarla, exponiendo al paciente a procedimientos innecesarios.

En la práctica clínica actual existen dos enfoques principales para determinar este parámetro. El cateterismo cardíaco ha sido considerado históricamente como el estándar de referencia o gold standard, dado que permite medir las presiones intraventriculares y aórticas de manera directa y física mediante el uso de transductores ubicados en el torrente sanguíneo [3]. En contraparte, la ecocardiografía Doppler se ha establecido como el método de elección para el diagnóstico inicial y el seguimiento de pacientes, valorada por ser una técnica no invasiva, segura y de menor costo operativo [2].

No obstante, es fundamental considerar que la técnica Doppler no realiza una medición directa de la presión. Se trata de una estimación indirecta que deduce el gradiente de presión a partir de la velocidad del flujo sanguíneo. Este cálculo se basa en la aplicación de la Ecuación de Bernoulli simplificada, la cual asume que las pérdidas viscosas son despreciables y que el perfil de flujo es ideal. Además, la precisión del método depende de la habilidad del operador para alinear correctamente el haz de ultrasonido con el chorro de flujo. Si bien existe una correlación clínica aceptable en pacientes con ana-

tomía típica, la literatura reporta discrepancias importantes en escenarios complejos. Estas diferencias son más frecuentes en pacientes que presentan estenosis de bajo flujo y bajo gradiente, anatomías valvulares con calcificación severa o en adultos mayores con alteraciones en la distensibilidad vascular [4].

Esta variabilidad diagnóstica evidencia la necesidad de validar la precisión de las estimaciones no invasivas frente a la presión real mediante estudios comparativos rigurosos. Sin embargo, la ejecución de estas validaciones *in vivo* presenta grandes dificultades éticas y técnicas. Por un lado, es imposible controlar las variables fisiológicas del paciente, como el gasto cardíaco o la presión arterial, para mantener condiciones estables durante las pruebas. Por otro lado, el cateterismo conlleva riesgos inherentes, como complicaciones vasculares o reacciones al medio de contraste, lo que hace inviable su uso exclusivo con fines de investigación en pacientes estables [5].

Frente a estas limitaciones, el desarrollo de bancos de prueba hidrodinámicos *in vitro* surge como una solución necesaria. Estos sistemas permiten reproducir la hemodinámica aórtica en un entorno controlado e instrumentado, donde las variables de flujo y presión pueden ser manipuladas con precisión [6,7]. La utilización de modelos físicos o fantasmas, fabricados con tecnologías de impresión 3D y materiales que simulan las propiedades mecánicas del tejido biológico, ofrece la ventaja de aislar las variables de interés. Esto facilita la medición simultánea con técnicas invasivas y no invasivas bajo condiciones de flujo conocidas, eliminando la variabilidad biológica.

El presente trabajo de memoria aborda la implementación y validación de una plataforma experimental de estas características. El propósito central es correlacionar las mediciones obtenidas mediante ecocardiografía Doppler con las mediciones de referencia invasivas del salto de presión en un modelo físico de válvula aórtica diseñado específicamente para este estudio. A través de este enfoque, se busca establecer una base metodológica para la validación de tecnologías diagnósticas, permitiendo obtener datos cuantitativos que contribuyan a refinar la interpretación de los estudios no invasivos sin exponer a los pacientes a riesgos adicionales.

Objetivos

El salto de presión es un indicador clave de patologías en la válvula aórtica. Tradicionalmente, se utilizan métodos invasivos para su medición y diagnóstico, lo que limita su aplicación en evaluaciones rutinarias. Debido a esto, el objetivo general de esta memoria es implementar y probar en laboratorio un sistema experimental que permita correlacionar mediciones no invasivas (ultrasonido) con los métodos invasivos de referencia, estableciendo así los fundamentos para diagnósticos más accesibles y seguros.

Los objetivos específicos para cumplir este propósito son:

1. Diseñar un modelo de válvula aórtica con materiales y geometría compatibles con ultrasonido, replicando parámetros hemodinámicos clave.
2. Implementar un sistema experimental híbrido que integre sensores de presión invasivos y adquisición de imágenes, disponibles en el Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo.
3. Evaluar la correlación entre las mediciones de salto de presión obtenidas en modelos impresos en silicona (Formlabs 3B) mediante ultrasonido y datos invasivos de referencia con catéter del laboratorio.

Capítulo 1

Marco teórico

1.1. El corazón

El corazón es el órgano central del sistema circulatorio, funcionando como una bomba muscular pulsátil que impulsa la sangre a través de todo el cuerpo para suministrar oxígeno y nutrientes a los tejidos. Para comprender la relevancia hemodinámica de sus componentes, es esencial describir su estructura anatómica fundamental [8].

El corazón está dividido en cuatro cavidades o cámaras principales: dos aurículas (derecha e izquierda) y dos ventrículos (derecho e izquierdo). Las aurículas actúan como cámaras de recepción para la sangre que regresa al corazón, mientras que los ventrículos son las potentes cámaras de bombeo que la expulsan [9].

- La aurícula derecha recibe sangre desoxigenada del cuerpo y la transfiere al ventrículo derecho.
- El ventrículo derecho bombea esta sangre hacia los pulmones para su oxigenación.
- La aurícula izquierda recibe la sangre ya oxigenada proveniente de los pulmones.
- El ventrículo izquierdo, la cavidad más grande y muscular, bombea la sangre oxigenada a través de la arteria aorta hacia el resto del cuerpo, completando la circulación sistémica [8,9]

El flujo unidireccional y coordinado de la sangre a través de estas cavidades es garantizado por un sistema de cuatro válvulas cardíacas que se abren y cierran en sincronía con el ciclo cardíaco. Esto se puede ver representado en la figura 1.1.

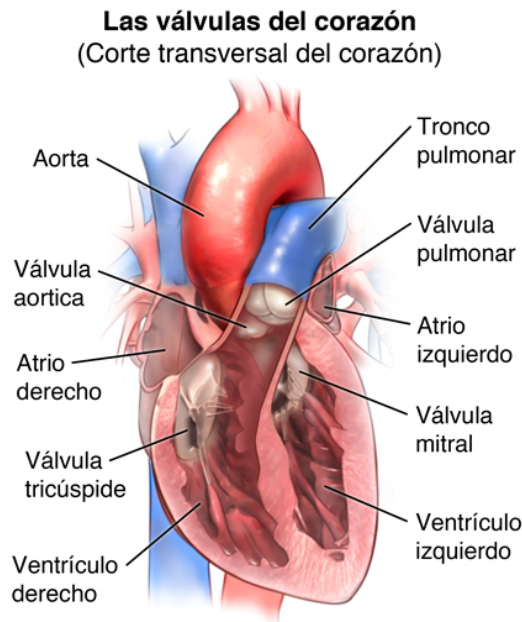


Figura 1.1: Diagrama de las cuatro cámaras y válvulas del corazón humano. [10].

1.1.1. La válvula aórtica

De las cuatro válvulas cardíacas, la válvula aórtica juega un papel crítico en la circulación sistémica. Se encuentra ubicada entre el ventrículo izquierdo y la aorta, la arteria más grande del cuerpo [2].

Anatómicamente, la válvula aórtica normal es una estructura tricúspide, compuesta por tres valvas o cúspides de tejido flexible y resistente con forma de media luna. Estas valvas están ancladas a un anillo fibroso en la base de la aorta [2, 11].

La función principal de la válvula aórtica es actuar como una compuerta de paso unidireccional. Durante la sístole ventricular (contracción del ventrículo izquierdo), la presión generada fuerza la apertura de las valvas, permitiendo que la sangre sea eyectada hacia la aorta con una mínima resistencia. Inmediatamente después, durante la diástole (relajación del ventrículo), la presión en la aorta se vuelve mayor que en el ventrículo, lo que provoca el cierre rápido y completo de las valvas. Este cierre previene el reflujo o regurgitación de sangre hacia el ventrículo, asegurando una eficiencia hemodinámica óptima [11].

Cualquier alteración en la estructura o función de estas valvas, como la estenosis (estrechamiento) o la insuficiencia (cierre inadecuado), genera patrones de flujo anóma-

los y gradientes de presión adversos, siendo este último el foco del presente estudio.

En la figura 1.2 se observan las posiciones abierta y cerrada de una válvula aórtica sana.

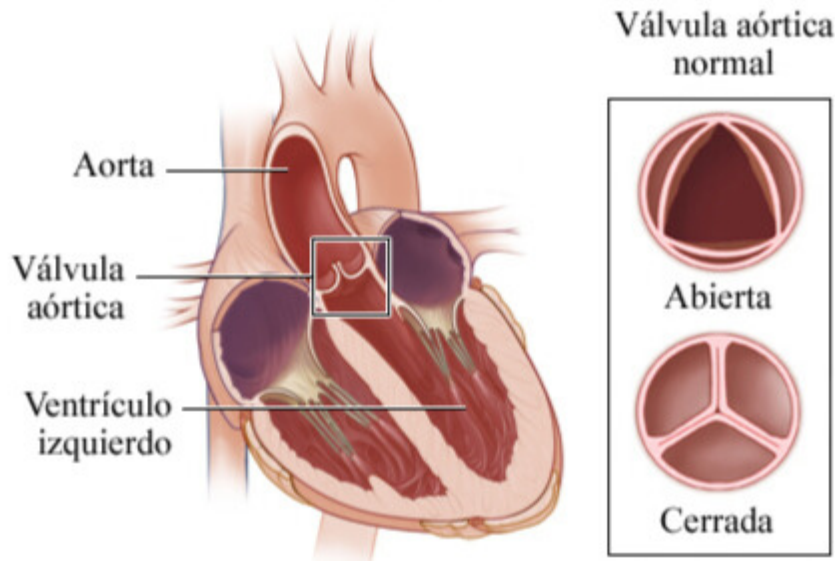


Figura 1.2: Vista superior de una válvula aórtica sana en posición abierta y cerrada. [12].

1.2. Salto de presión

El salto de presión, también conocido como gradiente transvalvular aórtico, se define como la diferencia entre las presiones del ventrículo izquierdo y la aorta durante la eyección sistólica. Este fenómeno se produce debido a la resistencia que genera la válvula aórtica al paso del flujo sanguíneo, provocando una aceleración del flujo y, como consecuencia, una caída de presión aguas abajo [2, 13].

Desde un punto de vista físico, el salto de presión está determinado por factores como el área efectiva de apertura de la válvula, la velocidad del flujo sanguíneo y las propiedades del fluido, pudiendo describirse mediante principios básicos de dinámica de fluidos. Tanto en entornos clínicos como experimentales, este gradiente puede medirse a través de diferentes métodos: invasivos, mediante cateterización cardiaca, o no invasivos, aplicando la ecuación de Bernoulli simplificada sobre velocidades registradas mediante Doppler [3].

En el contexto de este trabajo, el salto de presión se establece como la variable principal de análisis, ya que permite correlacionar mediciones invasivas de referencia con estimaciones obtenidas mediante ultrasonido, a partir de un modelo físico diseñado para reproducir condiciones hemodinámicas controladas.

1.2.1. Relevancia clínica y criterios diagnósticos

El salto de presión constituye un parámetro hemodinámico esencial para evaluar la severidad de las patologías valvulares, como la estenosis aórtica. Este gradiente representa de forma indirecta la obstrucción al flujo sanguíneo causada por el estrechamiento valvular, por lo que es fundamental para la estratificación clínica, la evaluación del riesgo y la determinación de estrategias terapéuticas. Su importancia aumenta en el contexto del envejecimiento de la población, donde la detección y la evaluación precisa de la severidad cumplen un rol clave.

Una de las principales patologías que afectan la válvula aórtica es la estenosis, la cual se caracteriza por una reducción del área de apertura valvular. Esta restricción puede deberse a la calcificación de las valvas, alteraciones congénitas o secuelas de la fiebre reumática. Las consecuencias principales incluyen un aumento tanto en la velocidad del flujo sanguíneo como en el gradiente de presión, lo que genera un incremento en la presión intraventricular y, con el tiempo, puede conducir a insuficiencia cardíaca. En la figura 1.3 se ilustran posibles causas de la estenosis valvular.

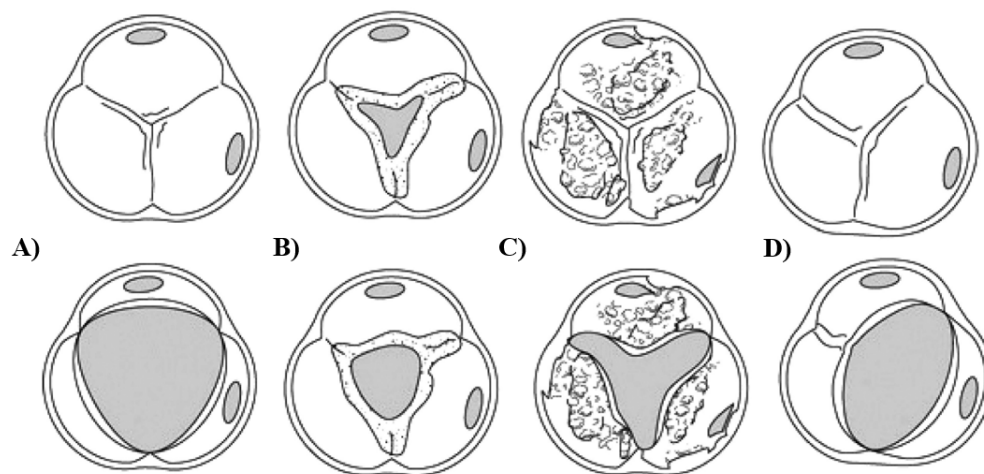


Figura 1.3: Etiología de la estenosis aórtica. A) Válvula normal; B) Válvula reumática; C) Válvula calcificada; D) Válvula bicúspide [2].

Dentro del amplio espectro de las valvulopatías, las afectaciones de la válvula aórtica representan una carga significativa de salud a nivel global, principalmente en poblaciones envejecidas. De acuerdo con estudios recientes sobre la carga mundial de enfermedades, en 2021 se estimaron 13,3 millones de casos de enfermedad valvular aórtica calcificada no reumática (CAVD) [1]. Específicamente, para las personas mayores a los setenta años, la prevalencia ajustada por edad de CAVD alcanzó valores de, aproximadamente, 1800 casos por cada 100.000 habitantes. Esto refleja el impacto creciente de estas patologías en adultos mayores y su relación directa con el envejecimiento poblacional [1].

En Chile, esta tendencia se replica. El análisis regional revela que la prevalencia de CAVD, ajustada por edad, alcanza 240 casos por cada 100.000 habitantes, mientras que la incidencia ajustada por edad durante el 2021 fue de 19 casos por cada 100.000 habitantes [1]. Estos datos indican que las patologías valvulares constituyen un área de interés en materia de salud pública, lo que fundamenta la necesidad avanzar en tecnologías de diagnóstico y evaluación.

De acuerdo con las principales guías internacionales, como las de la Sociedad Europea de Cardiología [13] y el Colegio Americano de Cardiología [3], se establecen criterios diagnósticos basados en tres parámetros fundamentales: la velocidad máxima del flujo a través de la válvula, el gradiente medio de presión y el área valvular aórtica. De estos, el más utilizado es el gradiente medio debido a su alta correlación con la severidad funcional y la posibilidad de medirlo con métodos invasivos o estimarlo con técnicas no invasivas. En la tabla 1.1 se presentan los valores de referencia utilizados comúnmente para clasificar la severidad de la estenosis aórtica.

Tabla 1.1: Criterios diagnósticos para la clasificación de la estenosis aórtica según las guías ESC/EACTS 2025 y ACC/AHA 2020.

Severidad	Gradiente medio mmHg	Velocidad peak m/s	Área valvular aórtica cm²
Normal	< 5	< 2.0	3.0 – 4.0
Leve	5 – 20	2.0 – 3.0	> 1.5
Moderada	20 – 39	3.0 – 4.0	1.0 – 1.5
Severa	≥ 40	≥ 4.0	≤ 1.0
Muy severa	≥ 60	≥ 5.0	≤ 0.6

Nota: Basado en las guías clínicas de la European Society of Cardiology/European Association for Cardio-Thoracic Surgery (ESC/EACTS 2025) [13] y el American College of Cardiology/American Heart Association (ACC/AHA 2020) [3].

Además, existen otros escenarios clínicos, más complejos, como la estenosis aórtica de bajo flujo y bajo gradiente, en los que el área valvular se encuentra reducida severamente, pero los gradientes de presión medidos son inferiores a los umbrales establecidos. Estos casos requieren abordajes diagnósticos más detallados y el uso combinado de imágenes y técnicas invasivas, con el fin de evitar subestimar la severidad de la patología [3].

1.2.2. Fundamentos hemodinámicos

Como ya se explicó anteriormente, el salto de presión se genera por la resistencia que la válvula aórtica opone al flujo sanguíneo. Para comprender a fondo esta relación, es necesario partir de los principios físicos que gobiernan el movimiento de la sangre y justificar las simplificaciones que permiten su aplicación en la práctica clínica.

El modelo más completo que describe el flujo sanguíneo en grandes vasos es la ecuación de Navier-Stokes para un fluido incompresible y newtoniano. La sangre puede ser modelada de esta forma con buena precisión en arterias de gran calibre y a las altas velocidades que se alcanzan en una estenosis. La ecuación se expresa como:

$$\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{u} + \mathbf{f} \quad (1.1)$$

Donde:

- $\rho \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + (\mathbf{u} \cdot \nabla) \mathbf{u} \right)$ representa los términos inerciales: la aceleración local y convectiva del fluido.
- $-\nabla p$ es el gradiente de presión, la fuerza que impulsa el flujo.
- $\mu \nabla^2 \mathbf{u}$ representa las fuerzas viscosas o de fricción interna del fluido.
- $\mathbf{f}$ son las fuerzas másicas externas (principalmente la gravedad).

Si bien la ecuación 1.1 describe la física completa del fenómeno, su resolución directa excede el alcance de la práctica clínica habitual y de este trabajo experimental. En esta memoria, este modelo se presenta únicamente como el fundamento teórico del cual se derivan las simplificaciones utilizadas en cardiología. Para esto, se recurre a principios fundamentales derivados de esta ecuación, como el principio de Bernoulli y la ecuación de continuidad, que juntos ofrecen una evaluación hemodinámica integral.

Relación entre presión y velocidad: La ecuación de Bernoulli simplificada

La ecuación de Bernoulli se deriva de la ecuación de Navier-Stokes bajo una serie de suposiciones clave que son válidas para el flujo a través de una válvula aórtica estenótica [14]. Al analizar el flujo a lo largo de una línea de corriente que atraviesa el centro de la válvula, desde un punto 1 (ventrículo) a un punto 2 (aorta), se asume que:

1. Los efectos viscosos son despreciables. En el núcleo del chorro de alta velocidad (jet) que se forma, las fuerzas inerciales son mucho mayores que las de fricción viscosa, por lo que el término $\mu \nabla^2 \mathbf{u}$ se considera insignificante.
2. El flujo es cuasi-estacionario. Aunque el flujo cardíaco es pulsátil, la medición se realiza en el pico de la sístole, instante en que la velocidad es máxima y la aceleración ($\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t}$) es momentáneamente nula.

Bajo estas condiciones, la ecuación de Bernoulli relaciona la presión (P), la velocidad (V) y la altura (h) entre los dos puntos:

$$P_1 + \frac{1}{2}\rho V_1^2 + \rho g h_1 = P_2 + \frac{1}{2}\rho V_2^2 + \rho g h_2 \quad (1.2)$$

Reordenando para obtener el salto de presión ($\Delta P = P_1 - P_2$), obtenemos:

$$\Delta P = \frac{1}{2}\rho(V_2^2 - V_1^2) + \rho g(h_2 - h_1) \quad (1.3)$$

Para llegar a la fórmula de uso clínico, se realizan dos simplificaciones adicionales:

- La velocidad proximal (V_1) se desprecia. En una estenosis significativa, la velocidad del jet (V_2) es mucho mayor que la del flujo en el tracto de salida del ventrículo izquierdo (V_1). Por tanto, se asume que $V_2^2 \gg V_1^2$, y el término V_1^2 puede ser ignorado.
- Los cambios de altura son nulos. La diferencia de altura a través de la válvula es mínima, por lo que el término gravitacional $\rho g(h_2 - h_1)$ se desprecia.

Con esto, la expresión se reduce a $\Delta P \approx \frac{1}{2}\rho V_2^2$. Finalmente, para llegar a la fórmula utilizada en la práctica clínica:

$$\Delta P = 4V^2 \quad (1.4)$$

Donde ΔP corresponde al gradiente transvalvular en mmHg y V a la velocidad máxima del flujo a través del orificio en m/s . La constante “4” no es adimensional; es un factor

de conversión que agrupa la densidad de la sangre ($\rho \approx 1060 \text{ kg/m}^3$) y ajusta las unidades del Sistema Internacional a las unidades de uso clínico (mmHg). Esta relación cuadrática implica que pequeños aumentos en la velocidad generan incrementos muy significativos en el salto de presión [2].

Esta ecuación es la herramienta estándar en la evaluación clínica y constituye la hipótesis de trabajo para la estimación no invasiva en este estudio. Sin embargo, su validez está condicionada a que el flujo sea turbulento e inercial. En el Capítulo 4, se evaluará la pertinencia de aplicar esta fórmula sobre los datos experimentales obtenidos, contrastándola con las mediciones invasivas para determinar si el régimen de flujo del fantoma permite su uso directo.

Relación entre área y velocidad: La ecuación de continuidad

Si el principio de Bernoulli explica la magnitud del gradiente, la ecuación de continuidad explica por qué la velocidad aumenta. Este principio se basa en la conservación de la masa: para un fluido incompresible, el flujo volumétrico (Q) debe ser constante a lo largo de un conducto.

$$Q = A_1 V_1 = A_2 V_2 \quad (1.5)$$

Donde Q es el flujo volumétrico, A el área efectiva y V la velocidad del chorro. Esta ecuación explica que cuando el área disminuye (estenosis), la velocidad debe aumentar para mantener el flujo constante, lo que eleva el gradiente de presión de forma no lineal [14].

A diferencia de las estimaciones de presión, la ecuación de Continuidad mantiene su validez independientemente de las pérdidas viscosas, siempre que se conserve la masa.

En la práctica clínica, esta ecuación es fundamental para estimar el Área Valvular Aórtica (AVA), un parámetro clave para diagnosticar la severidad de la estenosis. Reordenando la fórmula:

$$AVA = \frac{A_{LVOT} \cdot V_{LVOT}}{V_{jet}} \quad (1.6)$$

En resumen, aunque el gradiente refleja la magnitud de la obstrucción, no depende exclusivamente de la anatomía valvular, ya que factores como el volumen sistólico o la función ventricular pueden modificarlo [3]. Por ello, el uso combinado de la ecuación de Bernoulli (para estimar la severidad funcional) y la ecuación de continuidad (para

calcular la severidad anatómica) proporciona una evaluación hemodinámica completa y robusta de la patología valvular.

Finalmente, es necesario precisar el alcance de estas fórmulas en el contexto experimental de esta memoria. La ecuación de Navier-Stokes se presenta exclusivamente como el marco físico general que gobierna el fenómeno, sin fines de resolución numérica. Por su parte, la ecuación de Bernoulli simplificada constituye la base teórica para procesar los datos de ultrasonido, y su pertinencia será evaluada al contrastar dichos cálculos con la presión invasiva real. En cambio, la ecuación de continuidad se utilizará de manera directa y cuantitativa para determinar el Área Valvular Aórtica (AVA) y validar la geometría del modelo fabricado.

1.2.3. Métodos de evaluación

La evaluación del salto de presión se realiza con técnicas invasivas y no invasivas, cada una con distintos alcances, precisión y aplicabilidad. Tradicionalmente, la cateterización cardíaca ha sido el método de referencia, mientras que la ecocardiografía Doppler se ha consolidado como la técnica estándar en la práctica clínica actual.

Métodos invasivos: cateterización cardíaca

La medición invasiva mediante cateterismo cardíaco continúa siendo el “gold standard” para la evaluación directa del salto de presión [3]. Esta técnica consiste en introducir un catéter a través de la arteria femoral o radial hasta la aorta y el ventrículo izquierdo, registrando las presiones en ambos compartimientos durante la sístole. A partir de estos datos, se calculan el gradiente máximo instantáneo, el gradiente medio y el área valvular efectiva.

En la figura 1.4 se puede apreciar el procedimiento de cateterización de un paciente a través de la arteria femoral.

Este procedimiento puede llevarse a cabo con un solo catéter que se desplaza secuencialmente entre el ventrículo y la aorta, o con catéteres dobles, que registran presiones de forma simultánea. Este último enfoque es el que ofrece mayor exactitud al minimizar la influencia de variaciones dinámicas entre ciclos cardíacos.

Con los registros de presión, se calculan dos tipos principales de gradientes. El gradiente máximo instantáneo corresponde a la diferencia entre las presiones sistólicas máximas del ventrículo izquierdo y la aorta, las cuales pueden no ocurrir de forma

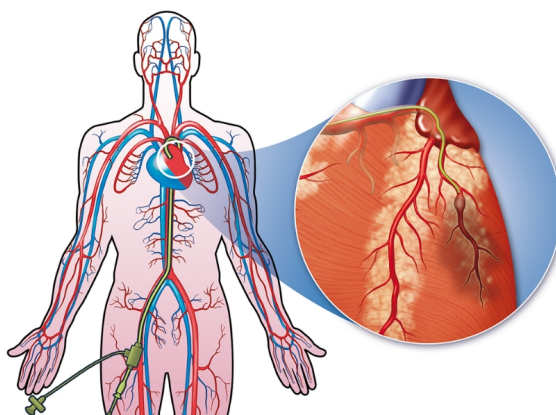


Figura 1.4: Cateterismo cardíaco ingresado por la pierna derecha del paciente, hacia el corazón [15].

simultánea. Por otro lado, el gradiente medio representa el promedio de todas las diferencias de presión registradas durante la sístole, mostrando una mejor correlación con el pronóstico clínico y la severidad funcional de la estenosis que el gradiente máximo instantáneo [2].

La selección de qué gradiente reportar depende del contexto clínico y de las recomendaciones internacionales. Las guías actuales privilegian el uso del gradiente medio por su mejor relación con la severidad funcional de la obstrucción.

Pese a ser considerado el estándar de referencia, la cateterización cardíaca presenta algunas limitaciones y riesgos importantes:

- **Riesgos clínicos:** Aunque el procedimiento es generalmente seguro, posee riesgos como sangrado, hematomas, reacciones alérgicas, arritmias, infarto, accidente cerebrovascular o daño renal [5]. Asimismo, la literatura describe otras posibles complicaciones que incluyen infecciones, coágulos sanguíneos, hipotensión, hipotermia, neumotórax, daño a los vasos sanguíneos o válvulas cardíacas y la necesidad de intervenciones quirúrgicas para reparar dichos daños [15]. Según registros de procedimientos en el Mayo Clinic, el riesgo de complicaciones mayores es inferior al 1 %, con mortalidad por debajo del 0.1 % [16].
- **Variabilidad operatoria y técnica:** La precisión de la medición puede verse afectada por la técnica de inserción, la sincronización de los catéteres y la interpretación de los datos, lo que hace que dependa en gran medida de la experiencia del operador [2].

- Alteraciones de las condiciones fisiológicas: Factores como la anestesia, la administración de medios de contraste o el estrés hemodinámico propio del procedimiento pueden alterar la presión real del paciente durante el estudio, afectando la validez de las mediciones [17].
- Accesibilidad limitada: Es un procedimiento clínico invasivo, costoso, que requiere infraestructura especializada y personal entrenado, lo que limita su uso en la evaluación rutinaria y lo posiciona como herramienta de validación o para casos complejos [2].

Métodos no invasivos: ecocardiografía Doppler

La ecocardiografía Doppler se ha consolidado como la herramienta de referencia para la evaluación no invasiva de la estenosis aórtica y la cuantificación del salto de presión transvalvular. A diferencia de la cateterización cardíaca, no requiere introducir dispositivos dentro del sistema vascular, lo que la convierte en un método seguro, reproducible y ampliamente utilizado en la práctica clínica [3].

La técnica se basa en la aplicación del efecto Doppler, que permite determinar la velocidad del flujo sanguíneo a través de la válvula aórtica, midiendo el cambio de frecuencia de los ecos generados por los glóbulos rojos en movimiento. Para obtener resultados precisos, es fundamental que el haz de ultrasonido se oriente de forma lo más paralela posible al chorro de sangre. A partir de las velocidades registradas, se estiman tanto el gradiente máximo como el gradiente medio transvalvular, que son parámetros esenciales para determinar la severidad de la estenosis [2].

La ecocardiografía Doppler ofrece ventajas clave que la posicionan como herramienta fundamental en el diagnóstico cardiológico:

- No invasiva y segura: No requiere introducir catéteres ni administrar medios de contraste, lo que reduce significativamente los riesgos clínicos. Esto permite su uso incluso en evaluaciones rutinarias y en pacientes con comorbilidades [3].
- Amplia disponibilidad: Es accesible en la mayoría de los centros hospitalarios, desde atención primaria hasta hospitales de alta complejidad, lo que la convierte en la primera opción diagnóstica [3].
- Evaluación integral: Además de medir el salto de presión, permite analizar la morfología valvular, evaluar la función ventricular y obtener parámetros hemodinámicos adicionales en un mismo examen [2].

- Correlación aceptable con métodos invasivos: En pacientes sin condiciones hemodinámicas complejas, los gradientes medidos mediante Doppler muestran buena concordancia con los obtenidos mediante cateterización, especialmente para el gradiente medio [18].

A pesar de sus ventajas, la técnica presenta limitaciones inherentes que deben considerarse para una interpretación adecuada de los resultados, incluyendo su dependencia de la pericia del operador, la calidad de la ventana acústica y las condiciones hemodinámicas del paciente:

- Dependencia del operador: La precisión depende en gran medida de la correcta alineación del haz de ultrasonido con el flujo sanguíneo. Un ángulo incorrecto puede subestimar las velocidades y, por consecuencia, los gradientes [19].
- Variabilidad en las mediciones geométricas: La estimación del área valvular efectiva mediante la ecuación de continuidad requiere medir el diámetro del tracto de salida del ventrículo izquierdo (LVOT). Errores mínimos en esta medición se amplifican en el cálculo final [2].
- Ventanas acústicas subóptimas: Pacientes con obesidad, enfisema pulmonar u otras condiciones que dificulten la transmisión de ultrasonido pueden presentar imágenes de menor calidad y mediciones menos confiables [2].
- Dependencia de condiciones hemodinámicas: Cambios en presión arterial, ritmo cardíaco o volumen sistólico afectan directamente las velocidades registradas, y por tanto, los gradientes calculados [18].
- Posibles discrepancias con métodos invasivos: En escenarios complejos, como la estenosis aórtica de bajo flujo y bajo gradiente o en adultos mayores, la correlación entre ecocardiografía y cateterización puede ser moderada o pobre ($r = 0.41 - 0.59$), lo que limita la intercambiabilidad de los resultados [4].

Técnicas emergentes: ultrasonido cuantitativo y modelos experimentales

En los últimos años, los avances en modelado computacional e imágenes cardíacas han permitido desarrollar nuevas herramientas para cuantificar el salto de presión valvular, orientadas a superar limitaciones de variabilidad y invasividad propias de las técnicas diagnósticas tradicionales.

La ecocardiografía tridimensional (3D) representa un avance significativo en la evaluación de la estenosis aórtica al superar limitaciones de las técnicas bidimensionales. Mediante reconstrucciones volumétricas de la válvula aórtica y el tracto de salida del ventrículo izquierdo, permite calcular el área valvular efectiva con mayor precisión, eliminando suposiciones geométricas y reduciendo errores de la ecuación de continuidad. Esta capacidad es particularmente valiosa en casos con anatomías complejas o ventanas acústicas deficientes, ofreciendo una caracterización más robusta de la severidad de la obstrucción [20].

La tomografía computarizada cardíaca (CT) ha evolucionado desde la evaluación anatómica hacia la estimación funcional del gradiente transvalvular de presión (TPG) mediante reconstrucciones de alta resolución. Estudios recientes demuestran una buena correlación con las mediciones invasivas, posicionándola como alternativa cuando la ecocardiografía es inconclusa [21]. Sin embargo, su uso clínico se ve limitado por la exposición a radiación, la necesidad de contraste y su menor disponibilidad en la práctica habitual.

Los avances en impresión 3D y dinámica de fluidos computacional (CFD) permiten crear modelos personalizados de válvulas aórticas que replican la anatomía y hemodinámica de pacientes específicos. Integrados en bancos de prueba pulsátiles, estos sistemas recrean condiciones fisiológicas y permiten medir con precisión gradientes de presión, flujos y velocidades mediante sensores invasivos o ultrasonido. Estas plataformas experimentales son clave para validar simulaciones computacionales y correlacionar mediciones invasivas con no invasivas, siendo especialmente relevantes en este trabajo para estudiar la relación entre los métodos de ultrasonido y las técnicas de referencia invasivas [6].

Precisamente estas limitaciones y las discrepancias reportadas entre las técnicas demuestran la necesidad de plataformas experimentales. Los modelos físicos en bancos de prueba controlados surgen como la herramienta ideal para aislar variables y estudiar sistemáticamente la correlación entre las mediciones invasivas y no invasivas.

1.2.4. Modelos físicos y bancos experimentales

La evaluación experimental de la hemodinámica valvular se ha apoyado consistentemente en el desarrollo de modelos físicos que permiten un análisis detallado en condiciones controladas. La literatura reciente evidencia una clara tendencia hacia la creación de modelos de alta fidelidad, específicos para cada paciente, utilizando técnicas de fabricación avanzadas y sistemas de medición multimodalidad, tal como se detalla a continuación.

Diseño y construcción de fantomas aórticos

La construcción de réplicas aórticas ha transitado hacia un paradigma de personalización basado en imágenes médicas. Vukicevic et al. [6] describen este flujo de trabajo, que parte de la segmentación de imágenes de Tomografía Computarizada (TC) o Resonancia Magnética (RM) para generar modelos tridimensionales que son posteriormente materializados mediante impresión 3D. Este enfoque permite no solo replicar con exactitud la anatomía, sino también utilizar diversos polímeros para simular las propiedades mecánicas de los tejidos y evaluar la interacción con dispositivos médicos.

Un ejemplo concreto de esta metodología es el trabajo de Hussein et al. [22], quienes diseñaron una válvula semilunar funcional en CAD, la imprimieron en 3D con un fotopolímero flexible y la integraron en un modelo de raíz aórtica. La viabilidad de su diseño fue evaluada mediante resonancia magnética de flujo 4D (4D flow MRI), demostrando la capacidad de estos modelos para reproducir patrones de flujo complejos y validar diseños valvulares de forma no invasiva.

En cuanto a la selección de materiales, la compatibilidad con las técnicas de imagen es fundamental. Urbina et al. [7] desarrollaron un fantoma realista de la aorta torácica utilizando una mezcla de silicona y agarosa, un material diseñado específicamente para ser compatible tanto con resonancia magnética como con cateterismo invasivo. Por su parte, McNally et al. [23] fabricaron modelos de aorta ascendente y válvula aórtica bicúspide a partir de silicona transparente, lo que permitió la visualización óptica directa para técnicas como la velocimetría por imágenes de partículas (PIV). La elección de estos materiales es crucial para permitir la posterior validación hemodinámica con diferentes modalidades.

Aplicación en bancos de pruebas y análisis hemodinámico

La integración de estos fantasmas en bancos de prueba hidrodinámicos es el paso final para el análisis funcional. Estos sistemas permiten imponer condiciones de flujo pulsátil fisiológico y medir las variables hemodinámicas resultantes.

El trabajo de Urbina et al. [7] es un claro ejemplo de la validación cruzada entre modalidades. Al someter su fantoma aórtico a condiciones de flujo normales y de coartación, realizaron mediciones de gradiente de presión simultáneamente con catéteres y con RM, encontrando una excelente correlación entre el método invasivo y el no invasivo.

Por otro lado, los modelos físicos son herramientas poderosas para investigar la relación entre anatomía y hemodinámica. McNally et al. [23] utilizaron sus modelos de silicona para caracterizar los patrones de flujo resultantes de diferentes morfologías de fusión en válvulas aórticas bicúspides. Mediante PIV, demostraron que cada morfotipo genera un chorro de flujo (flow jet) con una direccionalidad, asimetría y helicidad específicas, lo que tiene implicaciones directas en el estrés parietal de la pared aórtica.

Finalmente, estos bancos de prueba son plataformas ideales para la validación de nuevas tecnologías de diagnóstico. Dockerill et al. [24] construyeron un fantoma de flujo aórtico con el propósito específico de comparar la estimación del salto de presión transvalvular obtenida mediante ultrasonido Doppler convencional frente a una técnica novedosa, el Blood Speckle Imaging (BSI). Su montaje experimental les permitió evaluar la precisión y las limitaciones de ambas técnicas ecocardiográficas bajo condiciones de flujo rigurosamente controladas.

En conjunto, estos trabajos demuestran que los estudios actuales se orientan a la creación de modelos anatómicamente precisos y la instrumentación de bancos de prueba para investigar la fisiopatología, validar tecnologías de imagen y analizar cuantitativamente fenómenos hemodinámicos como el salto de presión transvalvular.

1.2.5. Ultrasonido en la medición no invasiva

Como se introdujo en la sección 1.2.3, la ecocardiografía Doppler es la herramienta no invasiva por excelencia para la evaluación hemodinámica de la válvula aórtica. El enfoque cuantitativo de esta técnica se basa en la aplicación de principios físicos para traducir las mediciones de velocidad del flujo sanguíneo en estimaciones del salto de presión.

El principio fundamental es el efecto Doppler, que mide el cambio de frecuencia de las ondas de ultrasonido al reflejarse en los glóbulos rojos en movimiento. Para medir las altas velocidades que se producen en una estenosis aórtica, se utiliza el Doppler de onda continua (CW), capaz de registrar todo el rango de velocidades a lo largo del haz de ultrasonido.

Una vez que se obtiene la velocidad máxima (V) del chorro de sangre, se aplica la ecuación de Bernoulli simplificada, presentada anteriormente en la ecuación (1.4), para estimar el gradiente de presión (ΔP) [2]. Dicha relación asume que las pérdidas por viscosidad son despreciables y que la velocidad proximal a la estenosis es lo suficientemente baja como para ser ignorada.

La precisión de este método depende críticamente de la alineación del haz de ultrasonido con la dirección del flujo sanguíneo. Un ángulo de incidencia superior a 20° puede provocar una subestimación significativa de la velocidad y, por consiguiente, del gradiente de presión, lo que constituye una de las principales fuentes de variabilidad y error dependiente del operador [19]. Para superar estas limitaciones, se investigan nuevas técnicas de ultrasonido cuantitativo, como el Blood Speckle Imaging (BSI), que permiten estimar velocidades de forma independiente del ángulo, aunque aún se encuentran en fase de validación experimental [24].

1.2.6. Necesidad de correlación entre técnicas

El análisis presentado en este capítulo evidencia un desafío central en el diagnóstico de las valvulopatías aórticas: la elección entre un método de referencia preciso pero riesgoso y una alternativa segura pero indirecta.

La estenosis aórtica es una patología de alta prevalencia, especialmente en poblaciones envejecidas, y su correcto manejo clínico depende de una cuantificación precisa de su severidad, para la cual el salto de presión es un indicador fundamental. El cateterismo cardíaco ofrece una medición directa y es considerado el gold standard, pero su naturaleza invasiva conlleva riesgos para el paciente y limita su uso a casos complejos o de validación [5]. Por otro lado, la ecocardiografía Doppler es la herramienta de primera línea por ser segura, accesible y costo-efectiva [3].

Sin embargo, como se ha detallado, el método Doppler es una estimación sujeta a suposiciones físicas y a una importante dependencia de la pericia del operador. Se ha reportado que, en escenarios clínicos complejos como en adultos mayores, la correlación entre las mediciones invasivas y no invasivas puede ser subóptima, generando

incertidumbre diagnóstica [4]. Esta discrepancia subraya una necesidad clínica y de ingeniería: para poder confiar plenamente en los métodos no invasivos, es imperativo comprender, cuantificar y validar su correlación con el estándar de referencia.

Abordar esta brecha en un entorno clínico es extremadamente difícil debido a la gran cantidad de variables fisiológicas de cada paciente. Por ello, los modelos físicos y los bancos de prueba experimentales, descritos en la sección 1.2.4, emergen como la solución idónea. Estos sistemas permiten replicar condiciones hemodinámicas en un entorno controlado y reproducible, aislando las variables de interés [6].

Por lo tanto, el diseño, la construcción y la validación de un modelo físico de válvula aórtica es un paso fundamental para establecer una correlación fiable entre el método de referencia invasivo y las estimaciones no invasivas por ultrasonido, llenando un vacío clave en la validación de tecnologías diagnósticas y sentando las bases para evaluaciones más seguras y precisas.

Capítulo 2

Metodología

La metodología adoptada en este trabajo se basa en un enfoque experimental, orientado a la construcción y validación de un modelo físico de válvula aórtica que permita comparar mediciones de salto de presión mediante métodos invasivos y no invasivos. Este enfoque se fundamenta en la necesidad de contar con un sistema controlado y reproducible que permita aislar variables específicas y simular condiciones hemodinámicas representativas de la circulación sistémica humana.

El procedimiento se estructuró en tres etapas principales, directamente asociadas a los objetivos específicos planteados anteriormente. Este diseño metodológico permite abordar de manera progresiva los objetivos de la memoria, asegurando trazabilidad entre el planteamiento teórico, la construcción del modelo físico y la validación experimental.

2.1. Diseño del modelo de válvula aórtica

El diseño en ingeniería puede entenderse como un proceso sistemático orientado a transformar una necesidad en una solución práctica. En términos generales, este proceso sigue una estructura definida, que incluye la identificación del problema, la búsqueda de información, la generación y evaluación de conceptos, y finalmente el diseño detallado del producto o sistema. Como señalan Dieter y Schmidt, el diseño no es una secuencia rígida de pasos, sino una metodología flexible que debe adaptarse a la naturaleza del problema y a los recursos disponibles [25].

Para desarrollar un modelo de válvula aórtica que permita comparar mediciones invasivas y no invasivas del salto de presión, se aplicó un proceso de diseño sistemático.

Este incluyó la definición de requerimientos técnicos, la evaluación de alternativas de materiales y un diseño geométrico iterativo. Dicho enfoque permitió optimizar el prototipo a partir de pruebas funcionales, integrando así criterios de ingeniería biomédica y restricciones experimentales para garantizar un modelo final representativo y viable.

2.1.1. Antecedentes y descripción del problema

En el contexto del Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo de la Universidad Técnica Federico Santa María, se identifica la necesidad de disponer de modelos físicos (fantomas) que permitan correlacionar mediciones invasivas de presión con estimaciones no invasivas obtenidas mediante ultrasonido. Estos modelos deben cumplir requisitos prácticos esenciales: replicar parámetros hemodinámicos, ser fabricables con los recursos disponibles y presentar facilidad tanto en el montaje, como en el uso en experimentación.

El laboratorio cuenta con la infraestructura necesaria para el desarrollo de estos modelos, entre la cual se incluyen: una bomba pulsátil Physio Pulse, que permite reproducir condiciones hemodinámicas fisiológicas; un fluido de prueba con propiedades equivalentes a la sangre; un sistema de ultrasonido Verasonics Vantage 128 para adquisición de imágenes; y una impresora 3D form 3B formlabs para la fabricación de modelos. Adicionalmente, se dispone de materiales poliméricos con propiedades mecánicas diversas, como resinas de dureza 50A y 80A, y silicona 40A, cuya selección es crítica para garantizar compatibilidad acústica y similitud mecánica con el tejido biológico. En el anexo A se encuentran las fichas técnicas de cada uno de estos recursos.

Para las mediciones invasivas, el laboratorio cuenta con un monitor de paciente, transductores de presión y catéteres que permiten registrar presiones en tiempo real dentro del circuito pulsátil. Estos equipos ofrecen la posibilidad de generar una base de datos de referencia confiable contra la cual validar los resultados obtenidos por ultrasonido.

En este escenario, el problema de diseño se centra en desarrollar un modelo de válvula aórtica que no solo reproduzca parámetros hemodinámicos relevantes, operando en un rango de presiones de hasta 300 mmHg y flujos pulsátiles fisiológicos, sino que además pueda ser fabricado de manera eficiente, utilizado de forma práctica en múltiples ensayos e integrado al sistema experimental híbrido disponible en el laboratorio.

2.1.2. Objetivos, restricciones y funciones

En todo proceso de diseño es fundamental establecer explícitamente los objetivos que orientan el desarrollo, junto con las restricciones y funciones que delimitan y definen el producto. Estos elementos permiten estructurar el problema de manera sistemática, asegurando una trazabilidad clara entre la necesidad identificada y la solución implementada. En el caso de este trabajo, los objetivos, restricciones y funciones del modelo de válvula aórtica se resumen a continuación.

Objetivos

- Objetivo principal: Reproducir condiciones hemodinámicas fisiológicas y ser compatible con ultrasonido.
- Objetivos secundarios:
 - Permitir la manufactura e implementación con los recursos disponibles en el laboratorio.
 - Resistir ensayos repetidos sin degradación mecánica o funcional significativa.
 - Minimizar las pérdidas de fluido en el sistema para garantizar la estabilidad de las mediciones.

Restricciones

- Técnicas:
 - Uso limitado a manufactura aditiva (SLA) con materiales disponibles en el laboratorio (resinas 50A, 80A y silicona 40A).
 - Mantener dimensiones anatómicamente representativas, con un diámetro interno del anillo aórtico de $21,1 \pm 1,0$ mm, basado en valores fisiológicos reportados [26].
 - Resolución de fabricación determinada por el equipo utilizado, con un límite mínimo de detalle de 25 μ m (resolución XY de la impresora 3D Formlabs 3B).

- Experimentales:

- Presión máxima de operación en el circuito: 300 mmHg.
- Compatibilidad química y acústica con el fluido hemimimético utilizado.

Funciones

- Funciones principales:

- Reproducir la apertura y el cierre de las valvas bajo condiciones de flujo pulsátil.
- Permitir la introducción y el paso de un catéter de presión a través de la válvula.
- Permitir la visualización clara de las valvas y del orificio de flujo mediante ultrasonido.
- Permitir un montaje rápido y sencillo en el banco de pruebas.
- Asegurar un sellado hermético para evitar filtraciones durante la operación.
- Facilitar la instalación segura de catéteres y transductores de presión.

2.1.3. Definición de alternativas de diseño

A partir de los objetivos, restricciones y funciones previamente definidos, se identifican y evalúan diversas alternativas de diseño para el modelo de válvula aórtica. Este proceso abarca tanto la selección de materiales de manufactura como la definición del enfoque geométrico del modelo. La evaluación de alternativas permite fundamentar las decisiones adoptadas en función de las capacidades del laboratorio y los objetivos del estudio.

Selección de materiales

El Laboratorio de Ultrasonido Cuantitativo dispone de tres materiales principales para la fabricación de modelos, mediante manufactura SLA: resina 50A, resina 80A y silicona 40A. Cada uno de ellos presenta ventajas y limitaciones que se analizan en función de criterios como la compatibilidad con ultrasonido, la facilidad de manufactura, el comportamiento mecánico bajo flujo pulsátil y la transparencia para la inspección visual.

Bajo estos criterios, las resinas 50A y 80A presentan dificultades asociadas a su rigidez y limitada flexibilidad para reproducir el movimiento fisiológico de la válvula. En contraste, la silicona 40A, con una dureza Shore de 40A y un alargamiento de rotura del 230 % (ver Anexo A), ofrece una mejor representación del comportamiento mecánico de los tejidos blandos, además de ser fácilmente moldeable. Por estas razones, se selecciona la silicona 40A como material principal para la fabricación de los modelos. Cabe destacar que, si bien la silicona 40A es el material más adecuado de los disponibles, representa una aproximación isotrópica al tejido aórtico, el cual posee propiedades mecánicas anisotrópicas complejas. Sin embargo, para el objetivo de este estudio, esta aproximación se considera suficiente y controlada.

Enfoque de diseño geométrico

En cuanto a la definición de la geometría de la válvula, se consideran tres enfoques principales. El primero corresponde a modelos basados en parámetros promedio de pacientes sanos. El segundo consiste en modelos derivados de imágenes médicas reales, como tomografía computarizada o resonancia magnética. Finalmente, se incluyen modelos patológicos, orientados a replicar condiciones específicas como estenosis o válvula bicúspide.

Dado que el propósito principal es establecer la factibilidad de correlacionar mediciones, se opta por un diseño basado en parámetros promedio de pacientes sanos. Este enfoque proporciona un modelo fisiológicamente representativo y de menor complejidad, que sirve como base para futuros desarrollos.

Adicionalmente, y en línea con el objetivo de crear un modelo funcional para la validación de mediciones, se establecieron dos simplificaciones geométricas clave. Primero, se omitieron las salidas de las arterias coronarias, ya que su inclusión no afecta directamente la medición del gradiente de presión transvalvular y añade una complejidad de fabricación innecesaria. Segundo, se simplificaron las geometrías de entrada y salida a secciones tubulares rectas para facilitar una conexión sencilla y hermética con el circuito experimental, además de estandarizar los puntos de inserción para los catéteres.

La elección de este modelo idealizado de "paciente sano promedio" permite establecer una línea base robusta para la validación metodológica. Queda como trabajo futuro la aplicación de este mismo proceso de validación a modelos derivados de anatomías patológicas específicas, una vez que la correlación fundamental haya sido establecida.

2.1.4. Diseño detallado del modelo

El diseño detallado del modelo se realizó en el software de CAD Autodesk Fusion 360. La geometría se construyó a partir del modelo matemático paramétrico, cuyas ecuaciones y parámetros de referencia se detallan en el Anexo B. A partir de esta geometría base, se planteó un proceso de diseño iterativo para asegurar la funcionalidad del modelo con el material seleccionado (silicona 40A), centrado en optimizar el espesor de la raíz aórtica y de las valvas.

La primera iteración se diseñó con un espesor de raíz de 2 mm, cercano a valores anatómicos reportados en la literatura [27], y dos configuraciones de valvas de 0,6 mm y 0,8 mm. Sin embargo, tras su fabricación y montaje en el banco de pruebas, se observó que este modelo presentaba una falla funcional clave: las valvas no lograban una coaptación (cierre) completa durante la fase diastólica del ciclo de flujo, permitiendo un reflujo significativo que invalidaba las condiciones del ensayo.

Para corregir esta deficiencia, se diseñó una segunda iteración. En esta, se aumentó el espesor de la raíz a 4 mm, valor determinado para proporcionar mayor rigidez estructural al anclaje de las valvas y evitar deformaciones en los puntos de conexión (ver memoria de cálculo en Anexo C). Adicionalmente, se aumentó el espesor de las valvas a 1 mm para modificar su comportamiento dinámico y favorecer un cierre completo y hermético.

Adicionalmente, el diseño final, con una longitud total de 129,7 mm, incorporó características específicas para su correcta integración con el banco de pruebas. Se diseñaron secciones tubulares extendidas en la entrada (52 mm de longitud) y en la salida (58 mm de longitud). Internamente, ambas conexiones presentan una transición suave desde el diámetro anatómico (20,1 mm en la unión sinotubular) hasta un diámetro de acople de 15,8 mm, dimensionado para ajustarse al diámetro exterior de las mangueras del sistema hidráulico. Para garantizar una sujeción mecánica robusta y un sellado hermético, en la superficie externa de estas conexiones (de 28,45 mm de diámetro) se incluyeron canales perimetrales de 3,5 mm de ancho y 1,16 mm de profundidad. Estos canales, ubicados a 7 mm de cada extremo, sirven como asiento para las abrazaderas, previniendo el deslizamiento y las fugas durante los ensayos.

Este segundo diseño demostró un mejor comportamiento funcional, adecuado en las pruebas preliminares, con ciclos de apertura y cierre consistentes. Por esta razón, fue seleccionado como el modelo final para los ensayos de correlación descritos en este trabajo. La figura 2.1 muestra una comparación de las geometrías de ambas iteraciones

de diseño, mientras que la Tabla 2.1 resume los principales parámetros definidos.

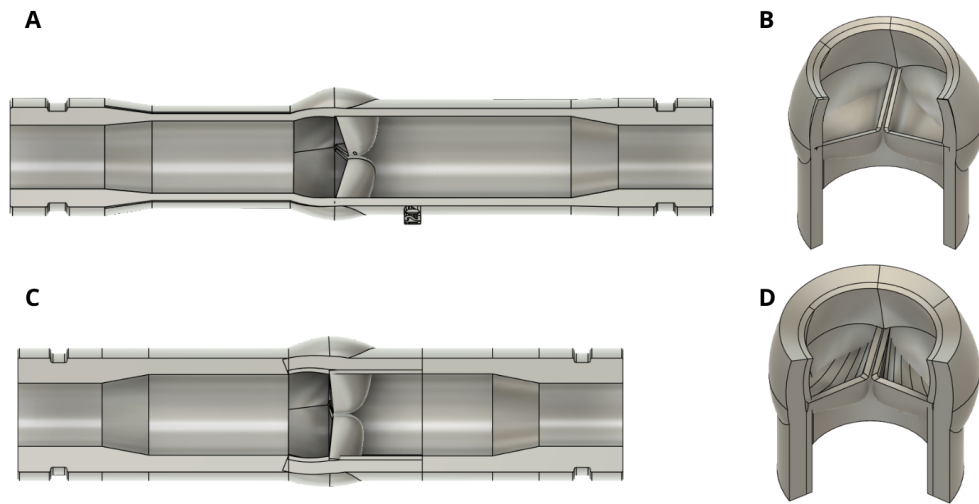


Figura 2.1: Comparación de las geometrías de las iteraciones. A) Modelo completo iteración 1, B) Zona valvar iteración 1, C) Modelo completo iteración 2, D) Zona valvar iteración 2. Fuente: Creación propia.

Tabla 2.1: Resumen de los parámetros y resultados de las iteraciones de diseño del modelo de válvula aórtica.

Parámetro	Iteración 1 (Diseño de prueba)	Iteración 2 (Diseño final)
Geometría base	Basada en el modelo paramétrico del Anexo B	
Espesor de la raíz aórtica	2 mm (Valor anatómico)	4 mm (Ajustado por rigidez)
Espesor de valvas	0,6 mm y 0,8 mm	1 mm
Conexiones para el circuito	Secciones tubulares con $\varnothing_{int}$ de 15,8 mm y canales para abrazaderas	

Fuente: Creación propia.

2.1.5. Manufactura del modelo

La fabricación de los modelos de válvula aórtica se realizó mediante impresión 3D directa en Silicona 40A, utilizando la impresora Formlabs 3B. El proceso de manufactura y los parámetros utilizados evolucionaron entre las dos iteraciones de diseño, como se detalla a continuación.

Preparación para la impresión

Previo al inicio del proceso, los cuerpos sólidos deben convertirse a cuerpos de malla dentro de Fusion 360, como se muestra en la figura 2.2, con el fin de compatibilizar de mejor manera con el entorno de Preform.

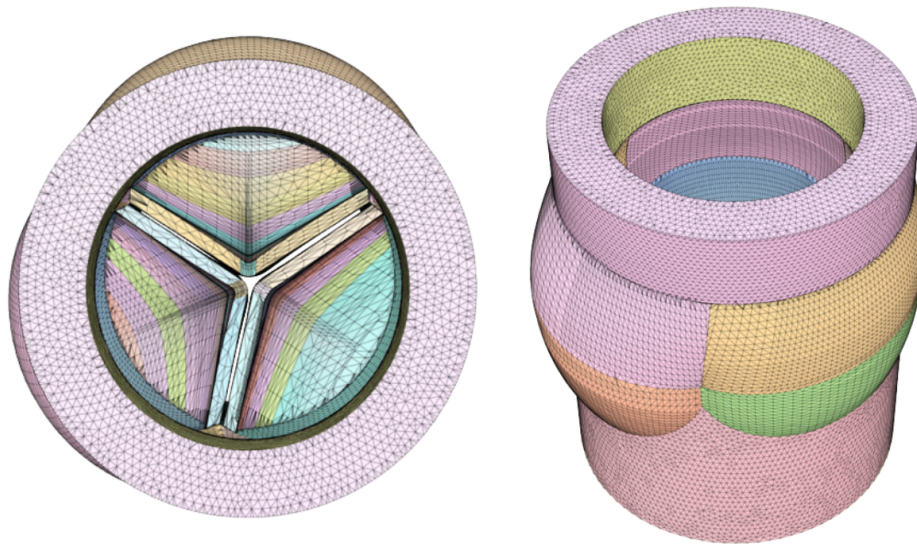


Figura 2.2: Modelo de la zona valvar convertido a mallas en Fusion 360. Fuente: Creación propia.

El proceso de manufactura comenzó con la preparación de los modelos CAD en el software PreForm (Formlabs). En la figura 2.3 se puede observar la interfaz del software, con la planificación del trabajo de impresión para la primera iteración. Para ambas iteraciones, el modelo se orientó verticalmente en la plataforma de impresión, con la conexión de salida hacia abajo. Esta orientación fue seleccionada estratégicamente para evitar la formación de “cups” o secciones cerradas que pueden generar fallas de impresión por presión de la silicona líquida. La fabricación del modelo completo de la primera iteración estaba planificado para 22 horas y 32 minutos. Sin embargo, se

requirió un tiempo de impresión de aproximadamente 30 horas.

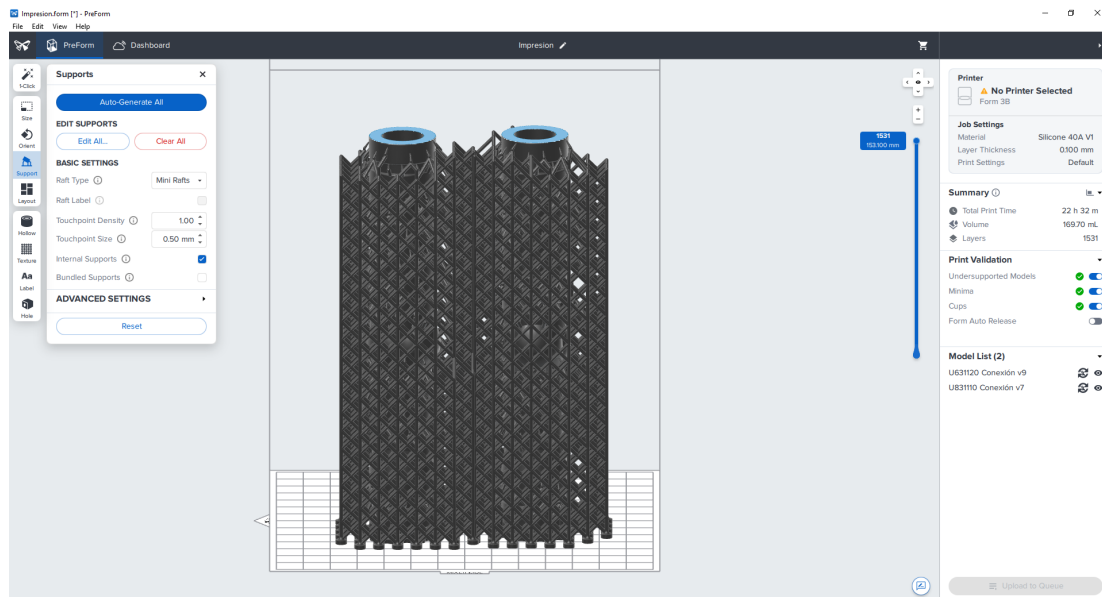


Figura 2.3: Disposición del modelo en el software PreForm, mostrando la orientación vertical y las estructuras de soporte. Fuente: Creación propia.

Se utilizaron soportes auto-generados por el software con un raft de tipo "mini". Para la primera iteración, los puntos de contacto de los soportes se definieron en 0,50 mm. En la segunda iteración, este parámetro se redujo a 0,35 mm para facilitar su remoción y mejorar el acabado superficial. Adicionalmente, para las valvas, los soportes se ubicaron en su cara interna, alejados de los bordes de coaptación para no comprometer su funcionalidad. En la figura 2.4 se observa la distribución de soportes en la cara interna de las valvas.

Post-Proceso

El post-procesado de las piezas impresas se realizó siguiendo el protocolo recomendado por el fabricante, utilizando una estación de lavado Form Wash y una cámara de curado Form Cure (Formlabs). La secuencia de este flujo de trabajo se ilustra en la figura 2.5. El procedimiento consistió en los siguientes pasos:

1. Lavado: Las piezas fueron lavadas en una solución de 80 % alcohol isopropílico y 20 % acetato de butilo durante 20 minutos para remover los restos de resina no curada.

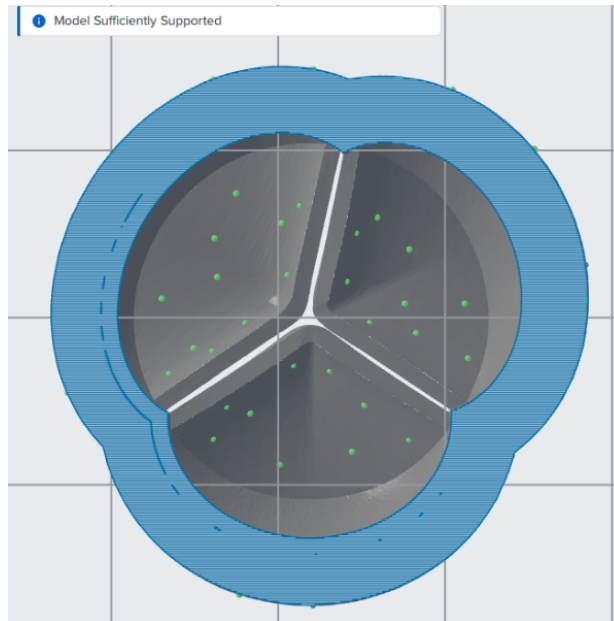


Figura 2.4: Distribución de soportes al interior del modelo de válvula en el software Preform. Fuente: Creación propia.

2. Retiro de Soportes: Este procedimiento presentó diferencias significativas entre ambas iteraciones. Para la primera iteración, al ser una pieza única y cerrada, la remoción de los soportes internos fue un procedimiento complejo que requirió el uso de una cámara endoscópica y pinzas quirúrgicas de precisión. Adicionalmente, se observó que las valvas quedaban unidas tras el curado, por lo que fue necesario separarlas mediante un delicado corte con bisturí. En la segunda iteración, al estar el modelo en secciones, el retiro de los soportes fue considerablemente más sencillo. El corte de separación de las valvas con bisturí siguió siendo un paso necesario.
3. Curado Final: Finalmente, las piezas se sometieron a un curado térmico y UV a 60°C durante 45 minutos. Para realizar este proceso se debe sumergir las piezas en un recipiente de vidrio con agua.

Cabe destacar una diferencia crítica en el proceso para la primera iteración: los soportes del interior de la válvula no fueron retirados antes del curado, lo que dificultó el acceso de la luz UV a la superficie interna y resultó en un curado incompleto en esa zona.

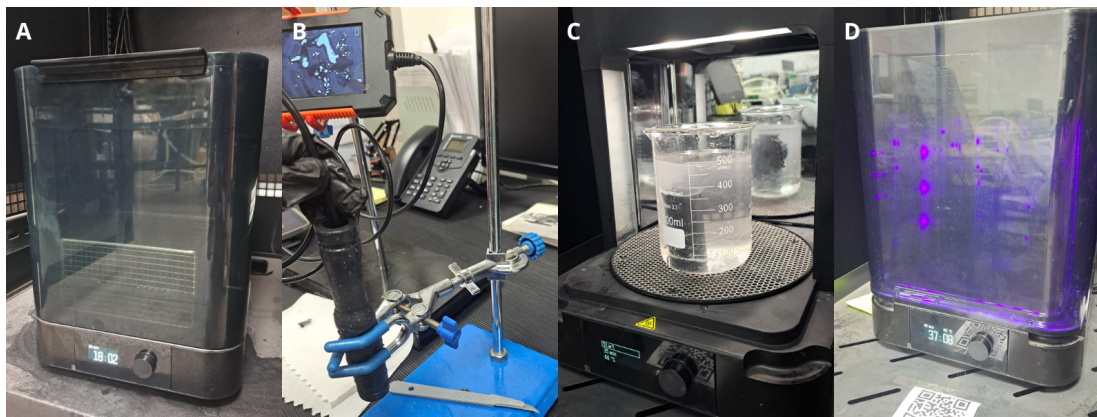


Figura 2.5: Post-proceso del modelo de válvula. A) Lavado en Form Wash, B) Retiro de soportes internos con ayuda de cámara endoscópica, C) Ingreso al curado sumergido en agua, D) Curado en Form Cure. Fuente: Creación propia.

Ensamblaje del modelo final (Iteración 2)

Para la segunda iteración, se planificó inicialmente una impresión monolítica con un tiempo estimado de 18 horas y 46 minutos. Sin embargo, los intentos de fabricar el modelo de esta forma resultaron en fallas recurrentes, donde capas de silicona quedaban adheridas a la base del tanque de resina, consumiendo en total más de 20 horas de impresión por cada intento, sin lograr obtener una pieza exitosa.

Para solucionar este problema, se optó por un enfoque de manufactura segmentada. Se seccionó el modelo original en tres segmentos: las zonas valvar, de entrada y de salida. Con el fin de evitar el desecho de algunos intentos fallidos, se seleccionó una zona de salida de un modelo incompleto y se imprimieron las secciones de entrada y valvar, como lo muestra la figura 2.6.

Aunque esta decisión implicaba un tiempo de ensamblaje considerable (superior a 24 horas), el tiempo de impresión se redujo drásticamente a aproximadamente 8 horas para el conjunto de las tres partes. Esta estrategia fue la única que permitió obtener un modelo funcional. El proceso de ensamblaje se realizó en dos etapas:

1. Unión con Adhesivo Estructural: Se prepararon las superficies de unión limpiando el área y generando canales de adherencia mecánicos con un bisturí. Se aplicó una capa de imprimante XL-2013 y luego el adhesivo de silicona XL-988H. Las secciones se unieron, se retiró el exceso de adhesivo y el conjunto se sujetó con una prensa manual, curando a temperatura ambiente por 24 horas. Esta etapa se

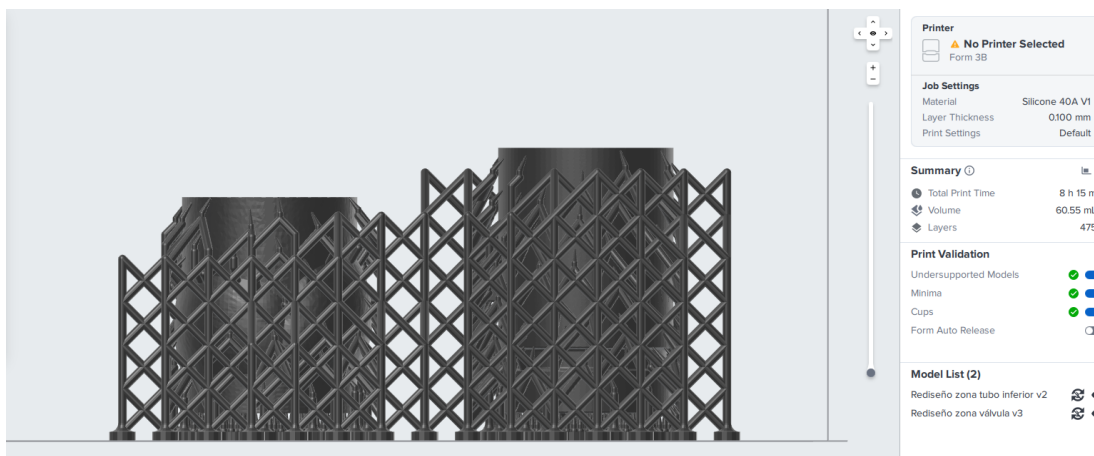


Figura 2.6: Disposición de las zonas de entrada y valvar del modelo en el software Preform. Fuente: Creación propia.

muestra en el flujo de la figura 2.7.

2. Sellado y Refuerzo de las Uniones: Tras el curado inicial, las juntas se recubrieron (interna y externamente) con Silicona 40A líquida. Finalmente, el modelo se curó sumergido en agua a 60°C durante 30 minutos para polimerizar el sellado.



Figura 2.7: Proceso de ensamblado del modelo de válvula. A) Ensamble zona valvar-entrada, B) Aplicación de imprimante XL-2013, C) aplicación de adhesivo XL-998h, D) Ensamble modelo completo. Fuente: Creación propia.

Este procedimiento de dos etapas resultó en un modelo monolítico y funcional, sin fugas en las zonas de unión durante las pruebas.

2.2. Montaje experimental

Para evaluar el modelo de válvula aórtica, se implementó un banco de pruebas de circuito cerrado, tal como se muestra en la figura 2.8. El objetivo principal fue replicar condiciones de flujo y presión de forma controlada, permitiendo tomar mediciones simultáneas con dos métodos: sensores de presión (invasivo) y ultrasonido (no invasivo).

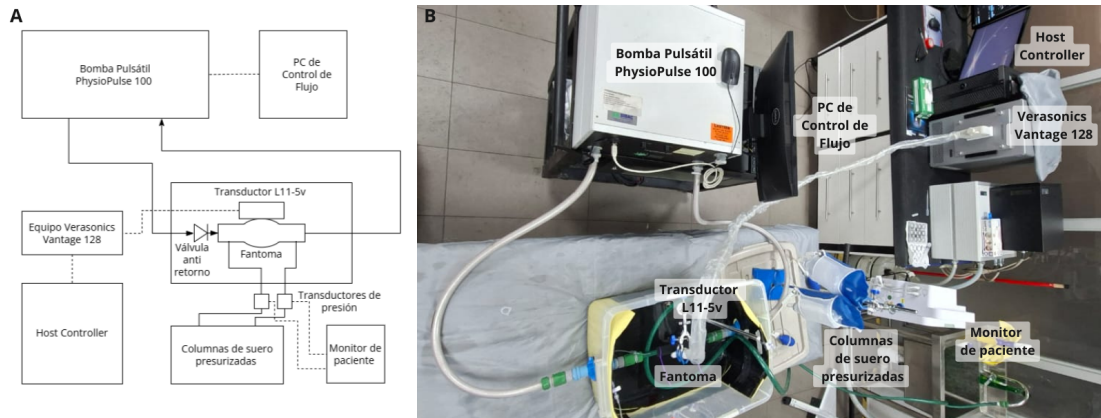


Figura 2.8: Vista general del banco de pruebas experimental. A) Representación esquemática del flujo. B) Vista real del banco de pruebas instrumentado. Fuente: Creación propia.

2.2.1. Sistema hidráulico y circuito de flujo

El componente principal del circuito es la bomba de flujo pulsátil (PhysioPulse 100 Flow System, Shelley Medical). Esta bomba actúa como el corazón del sistema y se programó para generar ondas de flujo que imitan el comportamiento fisiológico, operando en un rango volumétrico de 1,0 a 100 ml/s. Específicamente, para este estudio se sintetizó una onda de flujo aórtico fisiológica cuyos parámetros de generación y perfil temporal se detallan en el Anexo E.

El fluido utilizado fue el Shelley's blood mimicking fluid. Se seleccionó este fluido específicamente porque posee una densidad ($1037 \pm 2 \text{ kg/m}^3$) y viscosidad ($4,1 \pm 0,1 \text{ mPa} \cdot \text{s}$) muy similares a las de la sangre humana. Además, contiene partículas en suspensión que permiten que el ultrasonido rebote correctamente, generando la señal necesaria para obtener imágenes de calidad.

El modelo de válvula (fantoma) se instaló dentro de un contenedor plástico transparente, como lo muestra la figura 2.9. La integración al circuito se realizó mediante

acoplamientos tipo GHT (Garden house thread) y tramos de manguera reforzada de diametro 1/2 in. Para amortiguar el ruido y las vibraciones, se revistieron las paredes laterales del contenedor con espuma de poliuretano y se fijó el modelo a la base utilizando precintos plásticos. Finalmente, el contenedor se llenó con agua hasta cubrir completamente el modelo, asegurando el medio de acoplamiento necesario para la transmisión del ultrasonido.

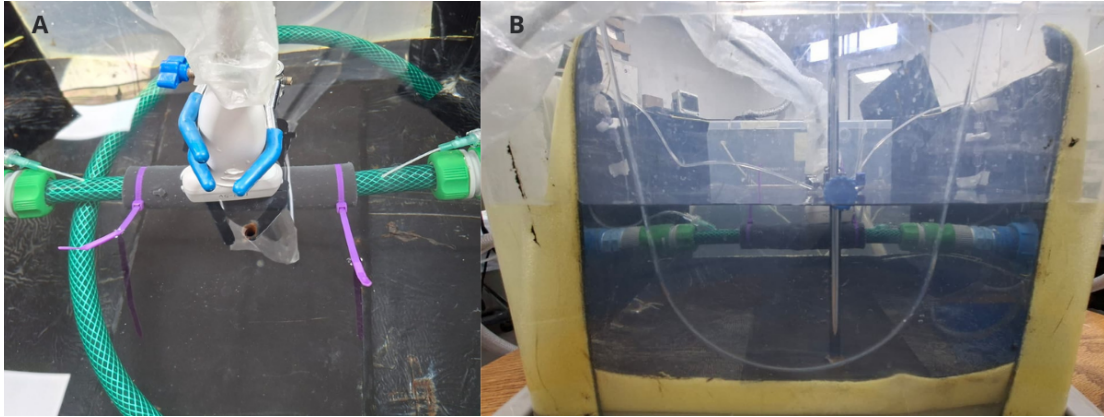


Figura 2.9: Modelo de válvula aórtica sumergido en el contenedor. Se observa el revestimiento de espuma amarilla para amortiguación y las conexiones hidráulicas. A) Vista superior. B) Vista lateral. Fuente: Creación propia.

En la figura 2.10 se presenta una esquematización del circuito de flujo implementado en conjunto de una imagen del montaje real del mismo.

2.2.2. Sistema híbrido de medición de presión

Para medir la caída de presión a través de la válvula (ΔP), se instrumentó el banco de pruebas con dos sistemas de medición simultáneos. En la figura 2.11 se representan esquemáticamente cada uno de los sistemas.

Se definieron seis puntos de medición, los cuales se muestran en la figura 2.12. Los puntos A y B corresponden a la entrada y salida del sistema, respectivamente. Estos puntos son en los cuales se mide o calcula la presión, por lo que se usan ambos métodos. Por otra parte, los puntos C y D corresponden a la entrada y salida de la válvula; mientras que los puntos E y F se encuentran en la zona superior e inferior de la válvula, tras las valvas. Estos cuatro puntos sirven para caracterizar el flujo a través de la válvula y se miden de manera no invasiva.

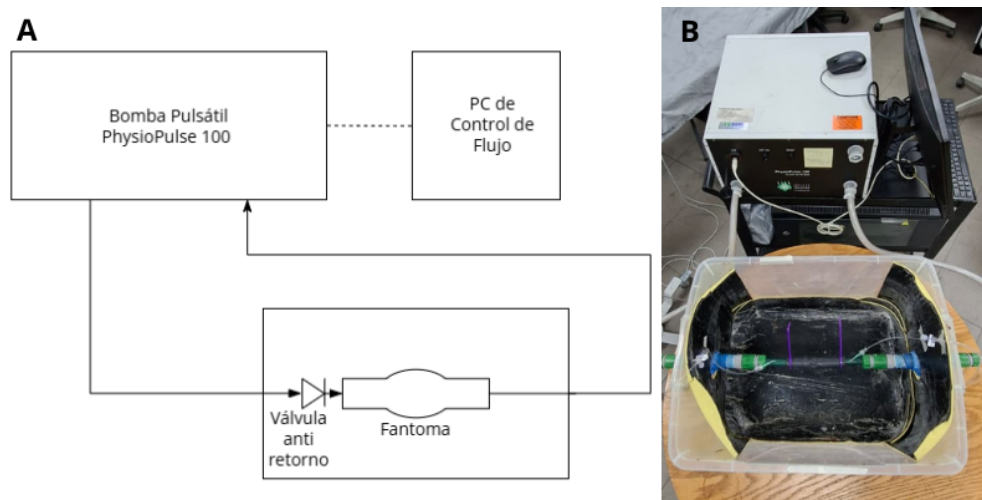


Figura 2.10: Circuito de flujo del montaje experimental. A) Representación esquemática del circuito de flujo. B) Vista real del circuito. Fuente: Creación propia.

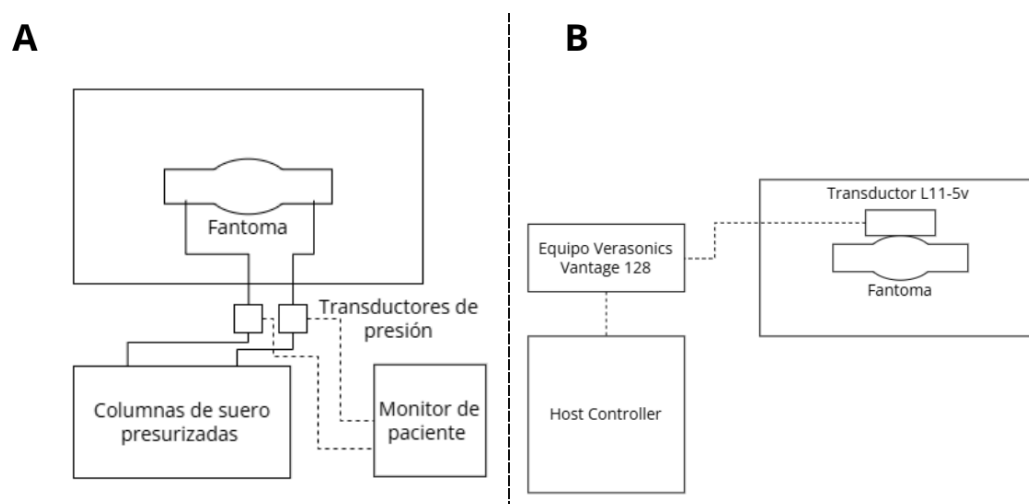


Figura 2.11: Representación esquemática de los sistemas de medición. A) Sistema invasivo. B) Sistema no invasivo. Fuente: Creación propia.

Medición invasiva

Se utilizó un sistema de monitoreo de presión estándar. El acceso al flujo se realizó mediante dos catéteres (calibre 18G) insertados en las mangueras a través de puertos laterales: uno ubicado a la entrada del modelo (Punto A en fla figura 2.12) y otro a la salida (Punto B).

Los transductores de presión se montaron externamente en el pilar del monitor, co-

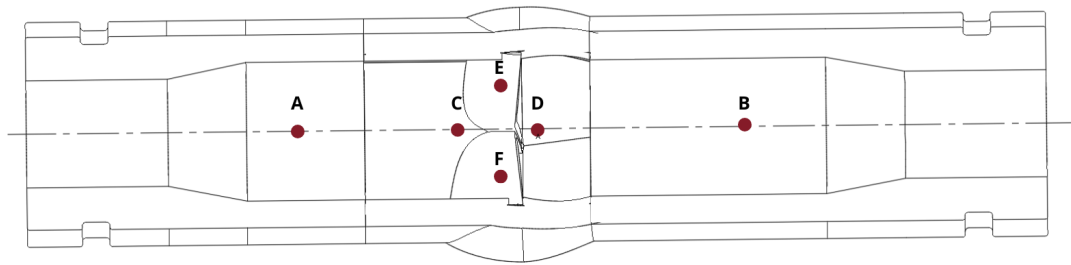


Figura 2.12: Esquema de puntos de medición. A) Entrada del sistema. B) Salida del sistema. C) Entrada a la válvula. D) Salida de la Válvula. E) Punto superior de la válvula. F) Punto inferior de la válvula. Fuente: Creación propia.

mo se observa en la figura 2.13, ajustados a la altura media del modelo. Se decidió ubicarlos en esta posición fija, fuera del contenedor, para desacoplarlos de las vibraciones generadas por la bomba y el movimiento del agua, garantizando una señal limpia.



Figura 2.13: Transductores de presión ubicados en el monitor de paciente. Fuente: Creación propia.

Los datos se visualizaron en un monitor multiparamétrico (Modelo K12, Lepu Medical). Para mantener las líneas de medición libres de burbujas y evitar la amortiguación de la señal, se utilizó un sistema de lavado continuo con suero fisiológico, presurizado a 300 mmHg mediante bolsas de presión colgadas en un soporte independiente. Ambos dispositivos se muestran en la figura 2.14.

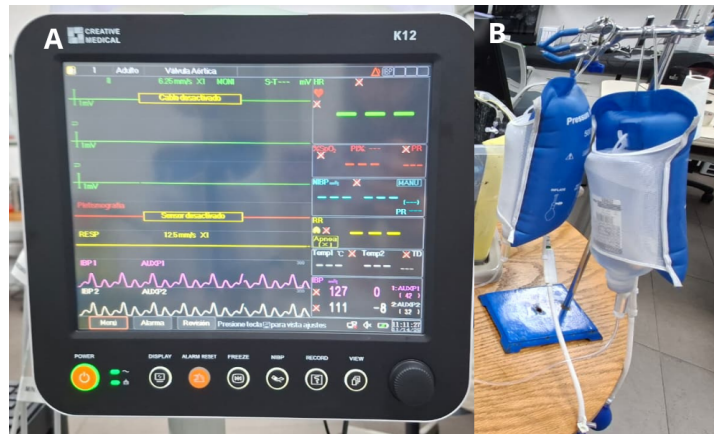


Figura 2.14: Dispositivos utilizados para la medición invasiva. A) Monitor de paciente (Modelo K12, Lepu Medical), datos mostrados no corresponden a mediciones efectivas del sistema. B) Bolsa infusora de presión. Fuente: Creación propia.

Medición no invasiva (Ultrasonido)

Se utilizó un equipo de ultrasonido programable (Verasonics Vantage 128) equipado con un transductor lineal (L11-5v, 7.6 MHz). El transductor se posicionó externamente, alineado longitudinalmente con el eje del flujo.

La gestión de la adquisición se realizó mediante una interfaz gráfica de usuario personalizada (figura 2.15), la cual permitió el control en tiempo real de los parámetros de transmisión y la visualización de los datos.

La adquisición de datos tuvo dos propósitos:

1. Visualización del flujo: Se obtuvieron registros espectrales en distintos puntos para caracterizar el comportamiento del chorro.
2. Cálculo de presión: Se registraron los espectros de velocidad para identificar la velocidad máxima (V_{max}) del chorro. Este valor es el insumo principal para la posterior estimación del gradiente de presión.

2.3. Procesamiento de señales y análisis comparativo

Debido a que las adquisiciones de presión y velocidad se realizaron en instancias separadas y con equipos independientes (monitor multiparamétrico y ecógrafo de investigación), se desarrolló un flujo de trabajo en MATLAB compuesto por cuatro etapas

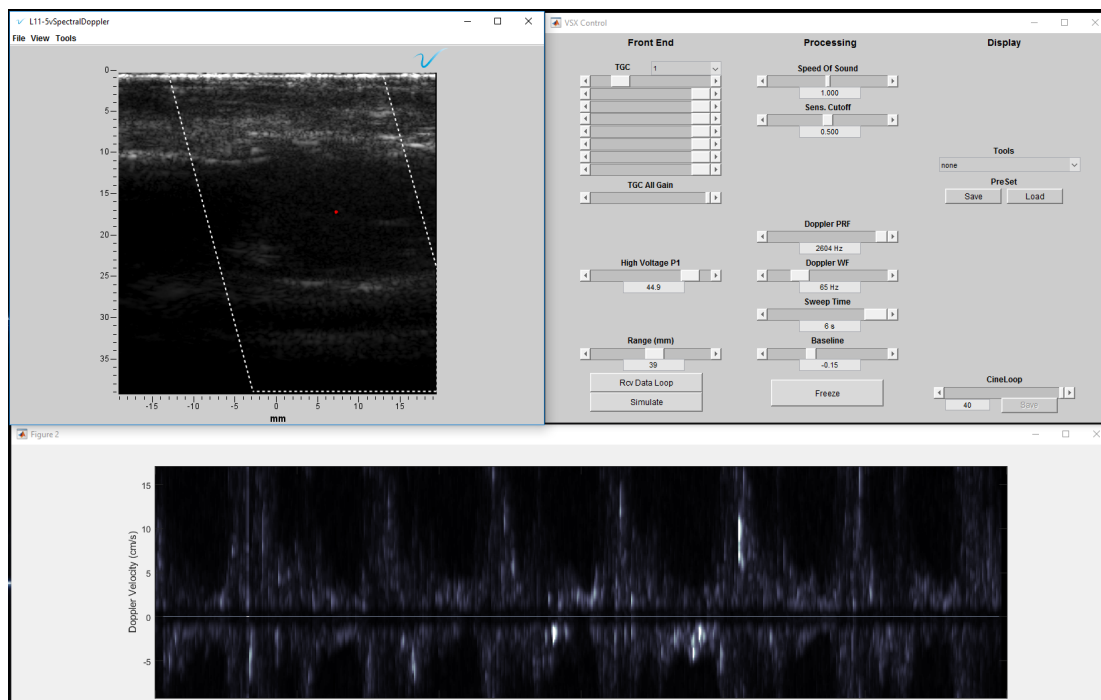


Figura 2.15: Interfaz de adquisición del sistema Verasonics Vantage 128. El panel permite visualizar en tiempo real el modo B para la ubicación anatómica, el espectrograma de velocidades del flujo transvalvular y el set de parámetros modificables para la toma de datos. Fuente: Creación propia.

secuenciales para la reconstrucción, filtrado y sincronización de las señales. Los algoritmos específicos se detallan en el Anexo F.

2.3.1. Reconstrucción de la señal invasiva

La adquisición de las señales de presión presentó un desafío técnico debido a que el monitor no permite la exportación de datos en tiempo real (forma de onda). Por este motivo se implementó una metodología para obtener curvas de presión continua a partir de la visualización del monitor.

1. Digitalización de puntos clave: A partir de los registros fotográficos de cada ensayo, se extrajeron manualmente 7 puntos de control por ciclo cardiaco, correspondientes a los eventos hemodinámicos críticos: inicio de la sístole, rampa anacrótica, pico sistólico, incisura dicrótica y decaimiento diastólico.
2. Interpolación de Hermite: Para generar una curva continua a partir de estos pun-

tos discretos, se utilizó una interpolación de Hermite cúbica. A diferencia de los métodos polinómicos tradicionales, este algoritmo permite forzar derivadas nulas ($dy/dt = 0$) en los puntos de presión sistólica y diastólica. Esto garantiza que la curva reconstruida respete con exactitud los valores numéricos mostrados en el monitor, evitando el fenómeno de sobreoscilación (overshoot) que falsearía los valores máximos.

3. Cálculo del gradiente: Una vez reconstruidas las curvas de presión proximal (P_1) y distal (P_2) sobre un mismo vector de tiempo, se calculó la diferencia instantánea punto a punto para obtener la curva de gradiente transvalvular dinámico. Con este gradiente se puede calcular el salto de presión medio, que debe coincidir con el informado por el monitor.

2.3.2. Filtrado de la señal Doppler

Las imágenes de Doppler Espectral obtenidas del equipo Verasonics contienen información de velocidad codificada en intensidad de píxeles, presentando ruido de fondo y bordes difusos. Para aislar la velocidad máxima (V_{max}) de manera objetiva y reproducible, se aplicó el siguiente protocolo de procesamiento:

1. Umbralización adaptativa: Se estimó el piso de ruido térmico del equipo utilizando el percentil 20 del histograma de intensidades de la imagen. Se aplicó para eliminar cualquier señal por debajo de este umbral, aislando el flujo sanguíneo del ruido de fondo.
2. Detección de envolvente: Se implementó un algoritmo de detección de bordes basado en la intensidad de la señal. Para cada columna de tiempo del espectrograma, se seleccionó el valor de velocidad más alto que excediera el nivel de ruido de fondo. Esto generó una curva preliminar o "borde superior" del espectro, correspondiente a la velocidad pico instantánea antes del proceso de suavizado.
3. Suavizado Savitzky-Golay: La señal cruda presenta una alta varianza ciclo a ciclo. Para suavizarla sin atenuar la magnitud real de los picos sistólicos, que es un error común al usar filtros de media móvil, por lo que se aplicó un filtro digital de Savitzky-Golay (Ventana=25, Orden=3). Este método ajusta polinomios locales de bajo grado, preservando las características de alta frecuencia y la amplitud real de la velocidad máxima, dato crítico para el cálculo de presión posterior.

2.3.3. Sincronización de velocidades

Dado que las mediciones Doppler de entrada (V_{in}) y salida (V_{out}) no fueron simultáneas, se implementó un algoritmo de alineación manual para sincronizar temporalmente ambos registros. Se utilizó la fase sistólica como referencia para sincronizar los ciclos, permitiendo la comparación directa del cambio de velocidad a través de la válvula.

2.3.4. Correlación dinámica

Finalmente, se desarrolló una rutina de visualización integrada que procesó los datos de presión y velocidad para el análisis comparativo. Se implementó una sincronización de fase global para alinear los eventos hemodinámicos de ambos dominios (mecánico y cinemático), permitiendo evaluar cualitativamente la coincidencia temporal entre el aumento del gradiente de presión y la aceleración del flujo, así como la correspondencia de los eventos de cierre valvular.

Capítulo 3

Resultados

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos en el desarrollo del trabajo, comenzando por el producto físico final de la metodología de diseño y manufactura. Posteriormente, se detalla la implementación del banco de pruebas, abarcando desde la validación física del fantoma hasta el análisis comparativo de las señales hemodinámicas procesadas.

3.1. Modelo físico construido

Como resultado del proceso de diseño iterativo y la metodología de manufactura segmentada descrita en el Capítulo 2 (Sección 2.1.5), se obtuvo el modelo final de válvula aórtica (Iteración 2). Este modelo fue fabricado en Silicona 40A (Formlabs) y ensamblado manualmente para asegurar su integridad estructural y estanqueidad.



Figura 3.1: Vista general del modelo final de válvula aórtica (Iteración 2) fabricado en Silicona 40A. Fuente: Creación propia.

La figura 3.1 muestra el modelo final ensamblado, donde se aprecian las uniones entre las secciones de entrada, valvar y de salida, así como los canales perimetrales para su sujeción.

Para complementar la vista externa, la figura 3.2 presenta la geometría interna del modelo. Estas vistas permiten apreciar en detalle la morfología de las valvas de 1 mm, su punto de anclaje en los senos de Valsalva y la superficie interna de la raíz aórtica.

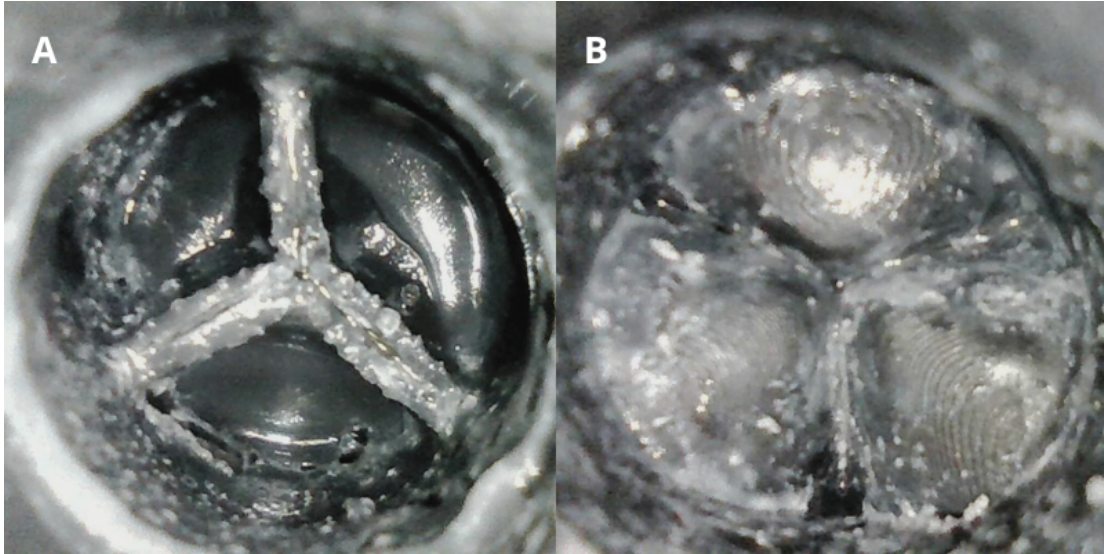


Figura 3.2: Vistas internas del modelo final. A) Detalle de la vista superior de las valvas de 1 mm en posición de coaptación. B) Corte seccional de la raíz aórtica, mostrando el anclaje de las valvas y la transición de los senos. Fuente: Creación propia.

Adicionalmente, se verificó la compatibilidad del material con la transmisión de ultrasonido. La Figura 3.3 presenta una imagen en Modo B del modelo sumergido. Se observa que la Silicona 40A posee una impedancia acústica que permite visualizar claramente los contornos de la raíz aórtica y las valvas (ecogenicidad adecuada).

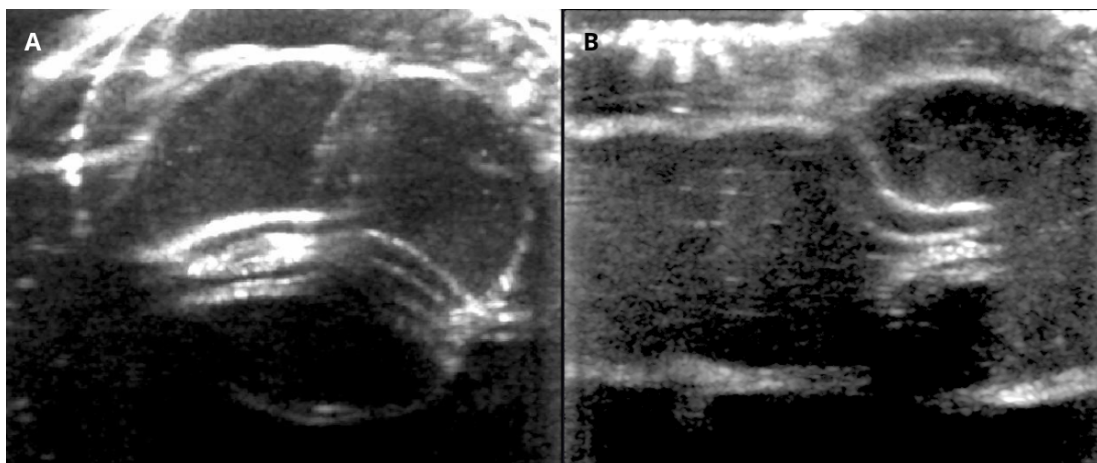


Figura 3.3: Visualización ecográfica (Modo B) del modelo de válvula. A) Vista axial superior de la válvula. B) Vista en corte longitudinal de la válvula. Fuente: Creación propia.

3.2. Dinámica de presión transvalvular

A partir del montaje de medición invasivo, se extrajeron directamente los valores indicados por el monitor para cada curva, los cuales se observan en la tabla 3.1, y que son de gran utilidad para la reconstrucción de la señal.

Tabla 3.1: Presiones registradas en las señales de entrada y salida, incluyendo el salto de presión del sistema.

Parámetro	Señal de Entrada (P_1)	Señal de Salida (P_2)
Presión Sistólica	106 mmHg	90 mmHg
Presión Diastólica	12 mmHg	4 mmHg
Presión Media	43 mmHg	33 mmHg
Salto de Presión (ΔP)	10 mmHg	

Fuente: Creación propia.

La metodología de digitalización permitió recuperar la morfología de la onda de presión a partir de los registros del monitor. La figura 3.4 ilustra este proceso de validación. En el panel superior (A), se observa la curva continua generada mediante interpolación de Hermite pasa exactamente por los puntos de control. En el panel inferior izquierdo (B), se muestra la señal directamente desde el monitor, mientras que en el panel inferior derecho (C), se observan los puntos seleccionados manualmente sobre

la imagen original del monitor. La coincidencia de estos puntos confirma que el algoritmo respeta los valores sistólicos y diastólicos registrados sin introducir artefactos de oscilación (overshoot).



Figura 3.4: Validación de la reconstrucción de señal. (A) Curva interpolada resultante superpuesta a los puntos de control, demostrando el ajuste exacto del algoritmo. B) Curvas de presión sanguínea medida invasivamente. C) Detalle de selección de puntos clave sobre la imagen del monitor. Fuente: Creación propia.

A partir de las señales de entrada (P_1) y salida (P_2) reconstruidas y sincronizadas, se calculó la curva de gradiente transvalvular diferencial (ΔP) que sirve como estándar de referencia para este estudio.

La figura 3.5 detalla el comportamiento hemodinámico invasivo. En el panel superior, se observan las trazas de presión proximal (P_1) y distal (P_2) sincronizadas. La diferencia de magnitud entre ambas representa la pérdida de carga impuesta por la válvula. El panel inferior muestra el gradiente de presión transvalvular resultante, el cual exhibe una morfología pulsátil con un valor medio de 10,6 mmHg, lo que coincide con lo reportado inicialmente en la tabla 3.1, con una diferencia comparativa del 6 %.

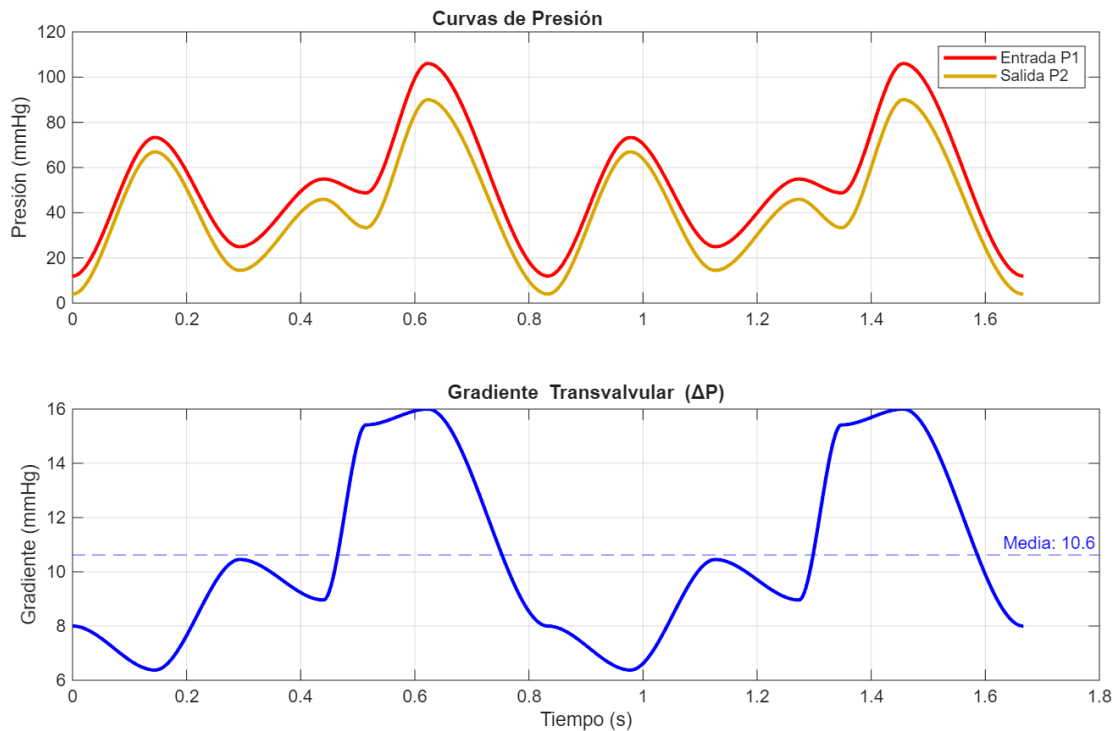


Figura 3.5: Dinámica de presión invasiva. Panel superior: Presiones absolutas de entrada y salida. Panel inferior: Gradiente de presión diferencial calculado. Fuente: Creación propia.

3.3. Cinética del flujo por ultrasonido

El sistema de medición por ultrasonido permitió la obtención de espectrogramas de velocidad para cada punto indicado en la figura 2.12. Las velocidades de los puntos de entrada y salida (A y B en la figura 2.12) se muestran en la figura 3.6, junto con su posterior procesamiento. Por otra parte, en la figura 3.7, se muestran las envolventes de las velocidades máximas obtenidas para los puntos más cercanos a la válvula (C, D, E y F en la figura 2.12), los cuales permitirán la caracterización del flujo en los alrededores de la válvula.

El algoritmo de procesamiento de imagen (`suavizado_SG`) logró aislar la cinemática del flujo a partir de los espectrogramas ruidosos. La figura 3.6 muestra la envolvente de velocidad máxima (V_{max}) extraída tras la aplicación del filtro de Savitzky-Golay.

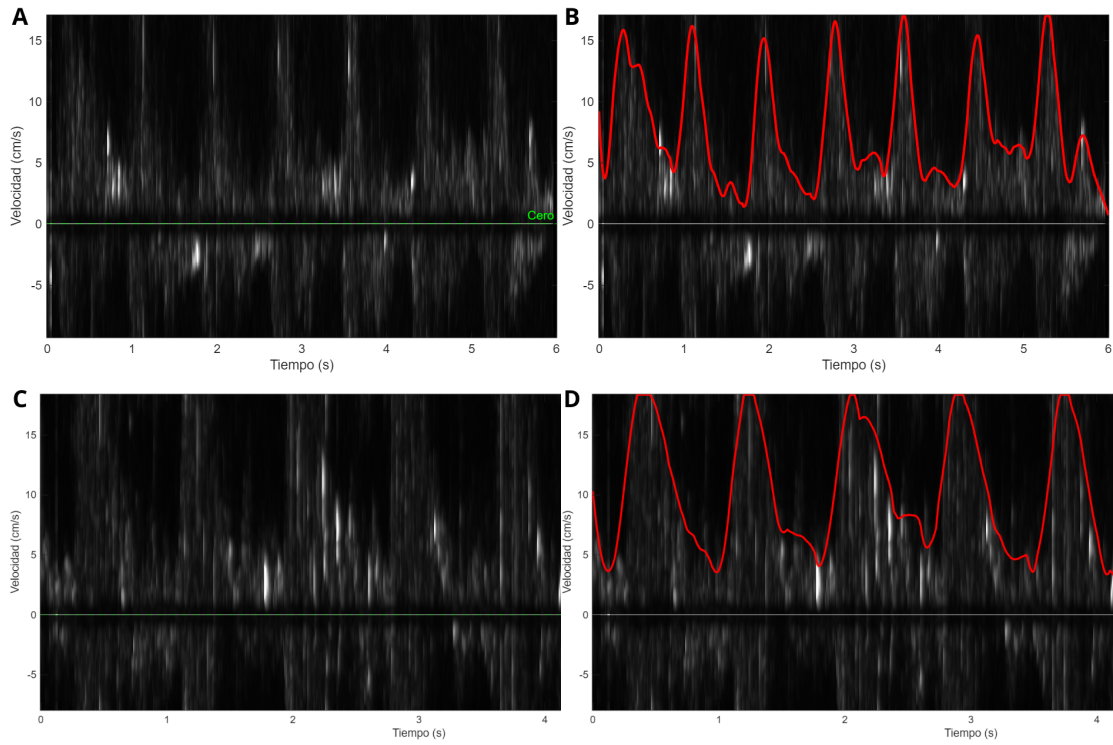


Figura 3.6: Extracción de la envolvente de velocidad máxima (V_{max}) sobre el espectrograma Doppler mediante filtrado digital. A) Espectrograma de velocidad crudo para el punto de entrada. B) Envolvente de velocidad máxima para el punto de entrada. C) Espectrograma de velocidad crudo para el punto de salida. D) Envolvente de velocidad máxima para el punto de salida. Fuente: Creación propia.

La Figura 3.8 compara las envolventes de velocidad filtradas en la entrada y en la salida de la válvula. Se evidencia un fenómeno de aceleración: la velocidad del fluido aumenta desde un perfil basal en la entrada (curva azul) hasta un chorro de mayor velocidad en la salida (curva roja). Este salto de velocidad es consistente con la reducción del área efectiva de flujo en la zona valvular.

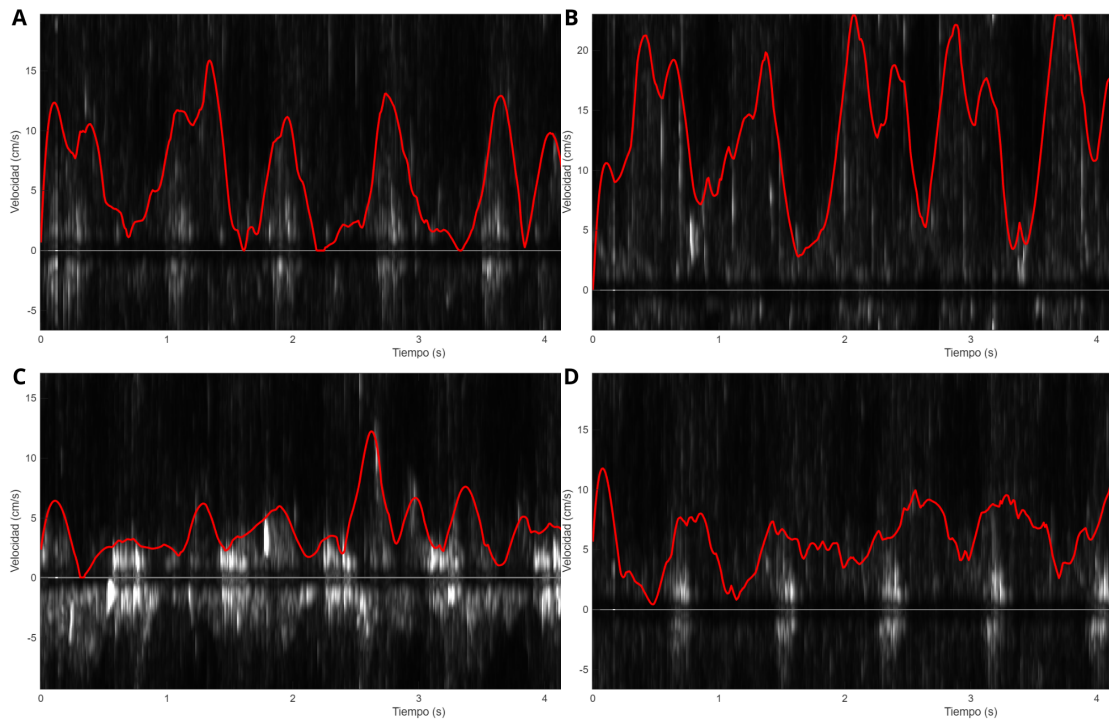


Figura 3.7: Envolvente de velocidad máxima (V_{max}) sobre el espectrograma Doppler, para puntos cercanos a la válvula. A) Envolvente de velocidad máxima para la entrada de la válvula (Punto C). B) Envolvente de velocidad máxima para la salida de la válvula (Punto D). C) Envolvente de velocidad máxima para el punto superior de la válvula (Punto E). D) Envolvente de velocidad máxima para el punto inferior de la válvula (Punto F). Fuente: Creación propia.

3.4. Correlación morfológica presión-velocidad

Para validar la coherencia física del banco de pruebas, se realizó una comparación directa entre la fuerza motriz (Gradiente de Presión) y la respuesta del flujo (Velocidad del Jet), alineando temporalmente ambas señales (Figura 3.9).

El análisis gráfico revela una alta correlación morfológica y temporal entre ambas variables, confirmando la relación causa-efecto del sistema:

- Fase Sistólica: El ascenso del gradiente de presión coincide temporalmente con la aceleración del flujo, indicando una respuesta inercial baja del sistema.
- Picos: Los valores máximos de presión y velocidad se alcanzan prácticamente en el mismo instante del ciclo.

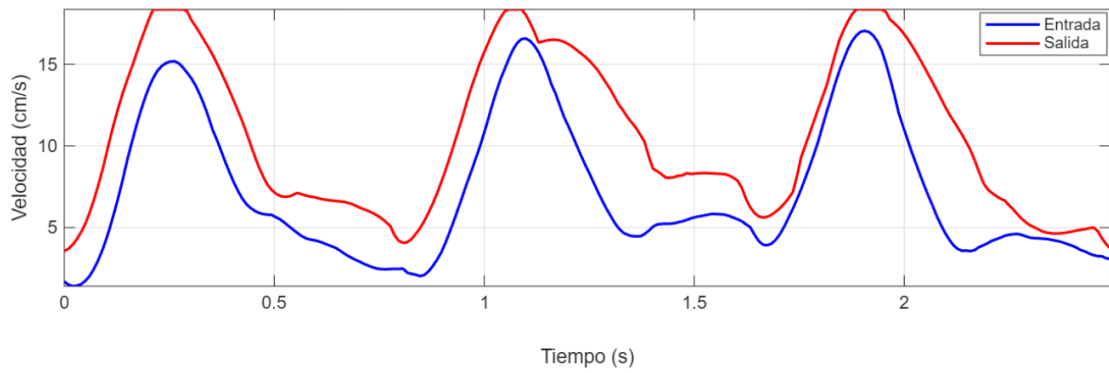


Figura 3.8: Perfiles de velocidad Doppler sincronizados. Se observa el incremento de velocidad en el tracto de salida respecto a la entrada. Fuente: Creación propia.

- Fase Diastólica: El descenso de la presión se acompaña de una desaceleración sincrónica del flujo, terminando ambos eventos en el momento del cierre valvular.

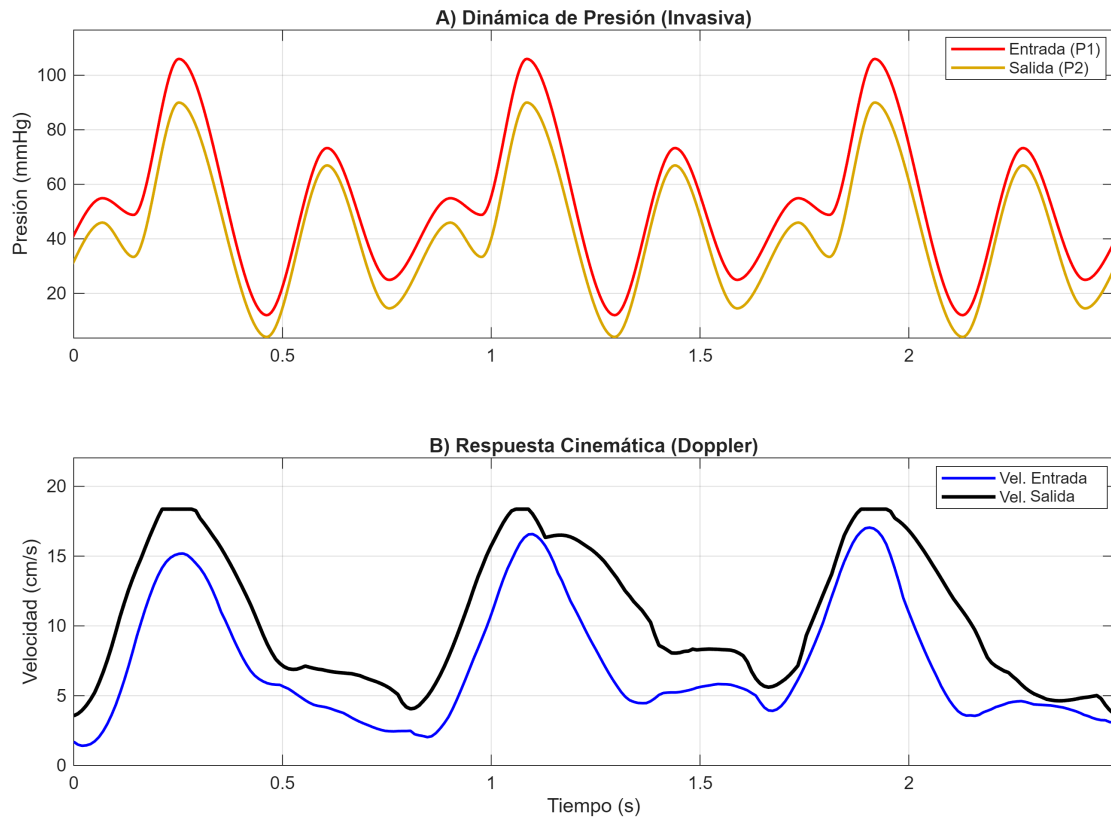


Figura 3.9: Correlación dinámica final. Panel superior: Comportamiento de las presiones invasivas. Panel inferior: Respuesta de las velocidades Doppler. La similitud en la forma de onda valida la coherencia física entre la causa (presión) y el efecto (flujo). Fuente: Creación propia.

Capítulo 4

Discusión

Tras la fabricación del modelo de válvula aórtica y la implementación del banco de pruebas experimental, el propósito central de esta discusión es validar la utilidad de la plataforma desarrollada como herramienta de investigación hemodinámica, contrastando el desempeño mecánico y acústico del fantoma con los requerimientos de diseño y la literatura especializada.

4.1. Desempeño y caracterización del modelo físico

Es crucial evaluar el desempeño del modelo construido frente a los objetivos de diseño planteados. Se discute la idoneidad del comportamiento mecánico y la compatibilidad acústica del fantoma, validando las decisiones de manufactura y selección de materiales que permitieron obtener un prototipo funcional para los ensayos hemodinámicos.

4.1.1. Integridad estructural y funcionalidad mecánica

La evolución del diseño desde la primera iteración hacia el modelo final evidenció la importancia crítica de la rigidez estructural en la raíz aórtica. Si bien el espesor anatómico de 2 mm es fisiológicamente correcto, en el modelo de silicona resultó insuficiente para mantener la geometría bajo carga, provocando deformaciones que impedían la coaptación valvular.

La implementación de un espesor de pared de 4 mm en la segunda iteración, validada teóricamente, como se muestra en el Anexo C, demostró ser determinante. Esta

modificación, junto con el aumento del espesor de las valvas, permitió lograr ciclos de apertura y cierre, validando el compromiso entre fidelidad anatómica y funcionalidad mecánica necesaria para un banco de pruebas.

4.1.2. Idoneidad del material

La selección de la silicona 40A fue validada por su desempeño en las distintas facetas del trabajo. En primer lugar, respondió a las variaciones de presión pulsátil, obteniéndose el comportamiento deseado. En segundo lugar, soportó la fatiga producida por ciclos repetidos, manteniendo sus propiedades elásticas y sin desgaste aparente. Tras múltiples y extensas jornadas de medición, el modelo no presentó ningún compromiso a nivel estructural ni funcional. Por último, permitió el ensamblado de partes de manera efectiva, abriendo nuevas oportunidades de manufactura para este tipo de modelos.

4.1.3. Compatibilidad acústica

Desde la perspectiva de la imagenología, el modelo demostró una compatibilidad acústica satisfactoria. Como se evidencia en las imágenes en Modo B (Figura 3.3), la impedancia acústica de la silicona permitió una visualización nítida de los contornos valvulares sin generar atenuación excesiva que obstaculizara la medición Doppler. Esta característica valida la idoneidad del fantoma para estudios de ultrasonido cuantitativo, cumpliendo con el requisito de diseño de permitir la medición no invasiva del flujo.

4.1.4. Estrategia de manufactura

Finalmente, la validación del proceso de manufactura segmentada resalta una superación de las limitaciones técnicas de la impresión 3D de silicona líquida. La transición desde intentos fallidos de impresión monolítica hacia un ensamblaje en tres secciones (entrada, valvar, salida) no comprometió la hermeticidad del sistema. El uso de adhesivo estructural de silicona y un recubrimiento posterior aseguró que las uniones resistieran las presiones operativas del circuito (> 100 mmHg) sin presentar fugas, estableciendo un protocolo de fabricación reproducible y eficiente para futuros modelos de geometrías complejas, tal como se mencionó anteriormente.

4.2. Análisis hemodinámico y correlación de señales

Una vez validada la integridad física del modelo, el análisis se centra en la caracterización del flujo transvalvular. Esta sección discute la relación entre la fuerza impulsora (gradiente de presión invasivo) y la respuesta cinemática (velocidad Doppler), justificando los fenómenos físicos observados bajo el régimen de flujo experimental.

4.2.1. Caracterización del régimen de flujo

Considerando la magnitud de las velocidades medidas al interior del modelo, se establece que el flujo transvalvular se desarrolla en un régimen laminar ($Re \approx 960$), donde los efectos viscosos dominan las pérdidas de carga. Esta condición hidrodinámica difiere de las suposiciones de flujo inercial utilizadas en la práctica clínica, impidiendo la aplicación directa de la ecuación de Bernoulli simplificada (Ec. 1.4) para la estimación de magnitudes de presión.

Si bien sería posible implementar un modelo hidrodinámico extendido que incorpore los efectos de la viscosidad, esto desviaría el foco de los futuros proyectos orientados a emular la fisiología humana real. En consecuencia, se recomienda priorizar el aumento del caudal y la velocidad al interior del modelo en trabajos futuros. Esto no solo permitiría alcanzar un régimen de flujo turbulento o de transición más representativo, sino que también favorecería una evaluación más rigurosa de la dinámica de los ciclos de apertura y cierre valvular bajo condiciones de mayor estrés hidrodinámico.

4.2.2. Análisis del salto de presión y clasificación funcional

Como se detalló en la sección 3.2, las mediciones invasivas registraron un salto de presión medio de 10,6 mmHg, valor que fue replicado mediante la reconstrucción de señales con un error comparativo del 6 %. Al analizar este resultado bajo los criterios clínicos de la tabla 1.1, el modelo clasificaría erróneamente en una categoría de estenosis leve (5 – 20 mmHg), alejándose del objetivo inicial de replicar la hemodinámica de un paciente sano.

Sin embargo, al evaluar la severidad anatómica mediante el cálculo del Área Valvular Aórtica (AVA) con la ecuación de continuidad (Ec. 1.6), utilizando las velocidades de entrada y salida, se obtuvo un AVA de 3,77 cm². Este valor sí corresponde categóricamente a una válvula normal (3,0 – 4,0 cm²). Esta discrepancia funcional-anatómica

confirma la necesidad de repetir las pruebas bajo condiciones de flujo y número de Reynolds fisiológicos, para verificar si la caída de presión se normaliza una vez superada la dominancia de las pérdidas viscosas.

4.2.3. Caracterización del flujo cerca de la válvula

El estudio detallado de las velocidades en las inmediaciones de la válvula permite caracterizar la estructura del flujo más allá del chorro central. Al comparar los registros espectrales obtenidos en la entrada (Punto C en la figura 2.12) y la salida valvular (Punto D en la figura 2.12), se evidencia claramente el efecto de aceleración convectiva asociado a la reducción del área de paso. Mientras que en la entrada, el flujo se mantiene organizado con velocidades moderadas, en el punto de salida se registra la velocidad máxima del sistema, confirmando la formación de la vena contracta típica de la eyección sistólica.

Por otro lado, el análisis en los puntos periféricos correspondientes a los senos de Valsalva (Puntos E y F en la figura 2.12) revela un patrón hemodinámico distinto. En estas zonas, las magnitudes de velocidad son inferiores y las envolventes presentan una mayor variabilidad ciclo a ciclo en comparación con el eje central. Este comportamiento es consistente con la formación de zonas de recirculación o vórtices dentro de los senos, un fenómeno fisiológico conocido que es fundamental para evitar la estasis sanguínea y facilitar el cierre de las valvas durante la fase diastólica inicial.

4.2.4. Correlación morfológica

A pesar de las diferencias en las magnitudes absolutas discutidas anteriormente, la validación del banco de pruebas se sustenta en la alta correlación morfológica observada entre las señales invasivas y no invasivas. Como se aprecia en la figura 3.9, existe una correspondencia cualitativa precisa: el perfil de velocidad Doppler reproduce fielmente la morfología de la onda de gradiente de presión, capturando con exactitud tanto la rampa de aceleración sistólica como la fase de desaceleración.

Este resultado valida cualitativamente el experimento: el sistema de ultrasonido es capaz de rastrear la dinámica temporal de la válvula con fidelidad, demostrando que los cambios de velocidad medidos no invasivamente son un reflejo directo de las variaciones de presión reales del sistema, independientemente de las diferencias de escala magnitudes producto de la viscosidad.

4.3. Validación de la metodología experimental

Más allá de los resultados físicos, este estudio validó un protocolo metodológico diseñado para superar las barreras de interoperabilidad entre equipos clínicos y de investigación. La implementación de un sistema híbrido de adquisición presentó desafíos técnicos específicos, cuya resolución demuestra la robustez del diseño experimental y sienta las bases para futura experimentación.

La principal limitación abordada fue la restricción de exportación de datos del monitor. La metodología de reconstrucción de señales mediante interpolación de Hermite cúbica demostró ser una solución eficaz para digitalizar las ondas de presión. A diferencia de otros métodos de interpolación que pueden introducir oscilación, el algoritmo utilizado garantizó los valores sistólicos y diastólicos mostrados en pantalla, preservando la fidelidad de la amplitud de la onda de presión, lo cual es crítico para el cálculo del gradiente.

Por otro lado, la estrategia de sincronización para alinear las señales de presión y velocidad (adquiridas de forma asincrónica) se sustentó en la estabilidad cíclica de la bomba de flujo pulsátil. La capacidad de correlacionar exitosamente datos obtenidos en instancias temporales distintas confirma la repetibilidad del banco de pruebas. El sistema es capaz de generar ciclos hemodinámicos idénticos consecutivamente, lo que valida la premisa de estacionariedad necesaria para caracterizar el fenómeno mediante adquisiciones segmentadas.

4.4. Limitaciones y trabajo futuro

A pesar de que los objetivos principales de diseño y validación metodológica fueron cumplidos, es necesario reconocer las limitaciones inherentes al alcance de este trabajo. Así, a partir de estas, se pueden proponer líneas de investigación y desarrollo para dar continuidad y profundidad al estudio.

4.4.1. Régimen de flujo y condiciones hidrodinámicas

La limitación más significativa del estudio radica en el régimen de flujo alcanzado durante los ensayos experimentales. Debido a las restricciones operativas del circuito hidráulico, las velocidades máximas registradas situaron al flujo en un rango laminar ($Re \approx 960$). Esta condición difiere del régimen turbulento o transicional característico

del flujo aórtico fisiológico ($Re > 2000$), donde las fuerzas inerciales predominan sobre las viscosas. Esta discrepancia impidió la validación cuantitativa de la ecuación de Bernoulli clínica, restringiendo la comparación entre métodos a un análisis morfológico y de linealidad, sin poder contrastar magnitudes absolutas de presión.

Se sugiere como prioridad inmediata la modificación del circuito de flujo para alcanzar números de Reynolds fisiológicos. Lograr un régimen inercial permitirá validar definitivamente el uso de la ecuación de Bernoulli en el fantoma y cuantificar el error de las mediciones Doppler frente al cateterismo en condiciones realistas. Una forma de mejorar la situación es con el cambio de bomba pulsátil al modelo CardioFlow 5000 MR, también disponible en el laboratorio, el cual logra caudales más altos, pero que involucraría realizar cambios en los protocolos propuestos.

4.4.2. Simplificación anatómica y propiedades del material

El modelo de válvula utilizado se basó en una geometría idealizada de "paciente promedio". Si bien esto favorece la reproducibilidad y el control de variables, no captura la variabilidad anatómica real ni las asimetrías presentes en válvulas patológicas. Adicionalmente, aunque la silicona 40A demostró un desempeño mecánico adecuado, la válvula aórtica real posee una estructura tisular compleja que resulta en una respuesta biomecánica no lineal que el modelo actual simplifica.

En ese sentido, se propone la fabricación y ensayo de modelos con geometrías patológicas específicas derivadas de imágenes médicas de pacientes reales (CT o MRI). Específicamente, se recomienda estudiar casos de estenosis aórtica calcificada con distintos grados de severidad y válvulas bicúspides, para evaluar cómo la morfología irregular afecta la precisión de las estimaciones.

4.4.3. Adquisición de datos asincrónica

La metodología experimental se basó en la adquisición separada de las señales de presión y velocidad, alineadas posteriormente mediante procesamiento de señales. Aunque se demostró la repetibilidad del sistema, la falta de simultaneidad impide la evaluación de fenómenos transitorios ciclo a ciclo o el análisis de, por ejemplo, arritmias simuladas, donde la sincronización en tiempo real es indispensable. Por lo anterior, se recomienda integrar un sistema de adquisición que permita la captura simultánea de presión y señales de ultrasonido mediante disparadores electrónicos.

Capítulo 5

Conclusiones

El desarrollo de esta memoria permitió la implementación y validación exitosa de una plataforma experimental híbrida para el estudio de la hemodinámica valvular aórtica. A partir de los objetivos planteados y los resultados obtenidos, se derivan las siguientes conclusiones principales:

En primer lugar, se demostró la viabilidad de fabricar un modelo de válvula aórtica funcional y compatible con ultrasonido utilizando tecnologías de impresión 3D accesibles. La selección de la Silicona 40A, combinada con un diseño iterativo que ajustó el espesor de la raíz aórtica a 4 mm y las valvas a 1 mm, resultó en un fantoma con la integridad estructural necesaria para soportar presiones fisiológicas y la flexibilidad suficiente para replicar ciclos de apertura y cierre. Asimismo, la impedancia acústica del material permitió una visualización ecográfica nítida, validando al modelo como una herramienta apta para la interrogación no invasiva.

En segundo lugar, se validó una metodología experimental robusta para la adquisición y sincronización de señales hemodinámicas en un entorno asincrónico. La estrategia de procesamiento digital, basada en la reconstrucción de ondas de presión mediante interpolación de Hermite y el alineamiento de fase con los registros Doppler, permitió superar las limitaciones de conectividad entre los equipos clínicos y de investigación. Esto establece un protocolo reproducible para futuros estudios que requieran integrar instrumentación de diversa naturaleza.

En tercer lugar, y desde la perspectiva hemodinámica, se caracterizó el régimen de flujo del banco de pruebas, identificando un comportamiento laminar ($Re \approx 960$) donde predominan las pérdidas viscosas sobre las inerciales. Este hallazgo determinó que la ecuación de Bernoulli simplificada, utilizada habitualmente en la clínica, no es

aplicable para calcular magnitudes absolutas de presión en las condiciones operativas actuales. Sin embargo, la medición invasiva estableció una línea base de referencia confiable con un salto de presión medio de 10,6 mmHg.

Finalmente, y como hallazgo central del estudio, se estableció una alta correlación morfológica y temporal entre las técnicas invasivas y no invasivas. A pesar de las diferencias en magnitud escalar debidas al régimen viscoso, el perfil de velocidad Doppler demostró ser un reflejo fiel de la dinámica del gradiente de presión. Esto permite concluir que la plataforma desarrollada es capaz de rastrear con precisión la física del evento valvular, sentando una base sólida para futuras validaciones cuantitativas bajo regímenes de flujo turbulento.

Bibliografía

- [1] Qin Fen Chen, Shanzhen Shi, Yu Fei Wang, and al. Global, regional, and national burden of valvular heart disease, 1990 to 2021. *Journal of the American Heart Association*, 13, 12 2024.
- [2] Helmut Baumgartner, Judy Hung, Javier Bermejo, and al. Recommendations on the echocardiographic assessment of aortic valve stenosis: A focused update from the european association of cardiovascular imaging and the american society of echocardiography. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 30:372–392, 4 2017.
- [3] Catherine M. Otto, Rick A. Nishimura, Robert O. Bonow, and al. 2020 acc/aha guideline for the management of patients with valvular heart disease: A report of the american college of cardiology/american heart association joint committee on clinical practice guidelines, 2 2021.
- [4] Zachary M. Gertz, Amresh Raina, William O'Donnell, and al. Comparison of invasive and noninvasive assessment of aortic stenosis severity in the elderly. *Circulation: Cardiovascular Interventions*, 5:406–414, 6 2012.
- [5] Mohammed A. Al-Hijji, Ryan J. Lennon, Rajiv Gulati, and al. Safety and risk of major complications with diagnostic cardiac catheterization. *Circulation: Cardiovascular Interventions*, 12, 7 2019.
- [6] Marija Vukicevic, Stefano Filippini, and Stephen H Little. Patient-specific modeling for structural heart intervention: Role of 3d printing today and tomorrow. *Methodist DeBakey Cardiovascular Journal*, 16:130, 9 2020.
- [7] Jesús Urbina, Julio A. Sotelo, Daniel Springmüller, and al. Realistic aortic phantom to study hemodynamics using mri and cardiac catheterization in normal and

- aortic coarctation conditions. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 44:683–697, 9 2016.
- [8] John E Hall and Michael E Hall. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. Elsevier, 14th edition, 2021.
 - [9] Susan Standring. *Gray’s Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*. Elsevier, 42nd edition, 2020.
 - [10] OpenStax. Heart anatomy, 2022. Ilustración de libre acceso bajo licencia Creative Commons Attribution 4.0 International License.
 - [11] Blase A Carabello and Walter J Paulus. Aortic stenosis. *The Lancet*, 373(9667):956–966, 2009.
 - [12] How the heart works - aortic valve, 2022. Imagen de dominio público producida por una agencia del gobierno de los Estados Unidos.
 - [13] Fabien Praz, Michael A Borger, Jonas Lanz, and al. 2025 esc/eacts guidelines for the management of valvular heart disease. *European Heart Journal*, 8 2025.
 - [14] Karthik Menon, Zinan Hu, and Alison L. Marsden. Cardiovascular fluid dynamics: a journey through our circulation, 5 2024.
 - [15] National Heart, Lung, and Blood Institute. Cateterismo cardíaco, 2022.
 - [16] Mayo Clinic. Cateterismo cardíaco, 2025. Consultado el 9 de septiembre de 2025.
 - [17] Scott R Cannon, Kent L Richards, and Michael Crawford. Hydraulic estimation of stenotic orifice area: a correction of the gorlin formula. Technical report, 1985.
 - [18] Marie Annick Clavel, Julien Magne, and Philippe Pibarot. Low-gradient aortic stenosis. *European Heart Journal*, 37:2645–2657, 9 2016.
 - [19] William A. Zoghbi, David Adams, Robert O. Bonow, and al. Recommendations for noninvasive evaluation of native valvular regurgitation: A report from the american society of echocardiography developed in collaboration with the society for cardiovascular magnetic resonance. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 30:303–371, 4 2017.

- [20] Roberto M. Lang, Luigi P. Badano, Mor Avi Victor, and al. Recommendations for cardiac chamber quantification by echocardiography in adults: An update from the american society of echocardiography and the european association of cardiovascular imaging. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 28:1–39.e14, 2015.
- [21] Benedikt Franke, Jan Brüning, Pavlo Yevtushenko, and al. Computed tomography-based assessment of transvalvular pressure gradient in aortic stenosis. *Frontiers in Cardiovascular Medicine*, 8, 2021.
- [22] Nabil Hussein, Pascal Voyer-Nguyen, Sharon Portnoy, and al. Simulation of semilunar valve function: computer-aided design, 3d printing and flow assessment with mr. *3D Printing in Medicine*, 6, 12 2020.
- [23] Andrew McNally, Ashish Madan, and Philippe Sucosky. Morphotype-dependent flow characteristics in bicuspid aortic valve ascending aortas: A benchtop particle image velocimetry study. *Frontiers in Physiology*, 8, 2 2017.
- [24] Cameron Dockerill, Harminder Gill, Joao Filipe Fernandes, and al. Blood speckle imaging compared with conventional doppler ultrasound for transvalvular pressure drop estimation in an aortic flow phantom. *Cardiovascular Ultrasound*, 20, 12 2022.
- [25] George Dieter and Linda C. Schmidt. *Engineering design*. McGraw-Hill Education, 2 2012.
- [26] K. S. Kunzelman, K. J. Grande, T. E. David, and al. Aortic root and valve relationships: Impact on surgical repair. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 107:162–170, 1994.
- [27] Robert M. Berne, Matthew N. Levy, Bruce M. Koeppen, and Bruce A. Stanton. *Berne & Levy physiology*. Elsevier, 1 2008.
- [28] J. Scott Rankin, M. Crockett Bone, Peter M. Fries, and al. A refined hemispheric model of normal human aortic valve and root geometry. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 146, 2013.
- [29] P. G. Menon, C. M. García-Herrera, R. Yotti, J. Bermejo, M. Desco, and J. C. Antoranz. Characterization of regional aortic stiffness by 3-d displacement-encoded

mri: a comparison of healthy volunteers and patients with marfan's syndrome. *Magnetic Resonance in Medicine*, 62(3):723–730, 2009.

- [30] Warren C. Young and Richard G. Budynas. *Roark's Formulas for Stress and Strain*. McGraw-Hill, 8th edition, 2012.
- [31] A. N. Gent. On the relation between indentation hardness and young's modulus. *Transactions of the Institution of the Rubber Industry*, 34:46–57, 1958.
- [32] Chris TD Goodman and Gareth B. Kitchen. Measuring arterial blood pressure. *Anaesthesia & Intensive Care Medicine*, 22(1):49–53, 2021.
- [33] World Federation of Societies of Anaesthesiologists (WFSA). Invasive blood pressure monitoring. *Update in Anaesthesia*, Volume 28, 2025.
- [34] Paco Escribà. Claves para una onda de presión arterial óptima. *Campus Vygon Chile*, feb 2021.
- [35] Frédéric Michard. Pulse contour analysis: Fairy tale or new reality?*. *Critical Care Medicine*, 35(7):1791–1792, 6 2007.

Anexo A

Fichas técnicas

Datos Técnicos

Tamaño de la impresora	40.5 × 37.5 × 53 cm
Volumen de impresión	14.5 × 14.5 × 18.5 cm
Peso	17.5 kg
Tecnología impresión	LFS
Temperatura	Autocalienta a 35 °C
resolución XY	25 microns
Tamaño punto Láser	85 micras
Potencia de láser	250 mW
Grosor de capa	25 - 300 micras.
Materiales	Resinas Biocompatibles
Archivos	STL, OBJ
Plataforma	Automática
Entrada de poder	AC 100-240V / AC 2.5A / 50-60Hz

Conectividad

Software	PreForm
Conectividad	WiFi, Ethernet, USB
Sistema operativo	Mac y Windows 7

Form 3B+ Dental

La Form 3B es una impresora 3D de escritorio avanzada z de imprimir con rapidez piezas adaptadas a los pacientes en el lugar de atención médica y capaz de llevar las innovaciones de I+D y la producción comercial de bajo volumen a tus propias instalaciones. Esta impresora 3D es compatible con todo nuestro catálogo de materiales para estereolitografía, que incluye materiales biocompatibles.



Figura A.1: Ficha técnica impresora Form 3B formlabs.

SHELLEY'S BLOOD MIMICKING FLUIDS



Shelley Medical Imaging Technologies offers Blood Mimicking Fluids suitable for evaluating the performance of diagnostic medical imaging scanners. Our blood mimicking fluids provide the complex properties of blood without the problems associated with handling real blood.

Doppler Ultrasound Fluid Model: BMF-US

Model: BMF-US is a validated, stable, non-hazardous fluid that mimics the acoustic and physical properties of human blood for the evaluation of Doppler ultrasound techniques. The fluid is strained through a micro-filter to remove any clumps and fully degassed prior to packaging to eliminate artifacts from air bubbles. The scatterers are neutrally buoyant thus preventing clumping and settling scattering particles.

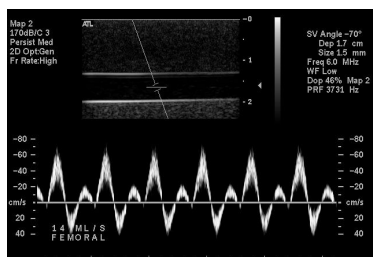
The BMF-US is formulated to meet the requirements for recommended blood-mimicking fluids as described in the IEC 1685 draft specifications.

Ultrasound Properties

Speed of sound:	$1548 \pm 5 \text{ ms}^{-1}$
Density of fluid:	$1037 \pm 2 \text{ kg m}^{-3}$
Scattering particle diameter:	$5 \mu\text{m}$
Scattering particle density:	1.03 g cm^{-3}
Particle concentration:	1.82%
Acoustic attenuation:	$0.05 \pm 0.01 \text{ (dB cm}^{-1} \text{ MHz)}$
Viscosity:	$4.1 \pm 0.1 \text{ (mPa s)}$

Blood Mimicking Fluid (BMF-US) Reference

Kumar V. Ramnarine, Dariush K. Nassiri, Peter R. Hoskins and Jaap Lubbers "Validation Of A New Blood-Mimicking Fluid For Use In Doppler Flow Test Objects" *Ultrasound in Med. & Biol.* Vol. 24, No. 3, pp. 451-459, 1998



Sample femoral waveform using Shelley's BMF-US, AccuFlow-Q physiological flow pump and U-245 Doppler Tissue Flow Phantom.

Magnetic Resonance Imaging Fluid Model: BMF-MR

Shelley offers a blood mimicking fluid that is suitable for the evaluation of magnetic resonance imaging techniques.

Ideal for angiographic techniques and quantitative flow measurements.

MRI Properties

T1:	850 ms @ 1.5 Tesla
T2:	170 ms @ 1.5 Tesla
Density:	1.02 g cm^{-3}
Viscosity:	4.1 mPa s

Blood Mimicking Fluids for both Doppler ultrasound and magnetic resonance imaging applications are available in 3 litre containers.

Optional Physiological Flow Pumps

Shelley Medical offers the following physiological flow pump products that can be used with BMF-US and BMF-MR;

- AccuFlow-Q Physiological Flow Pump
- CompuFlow 1000 Physiological Flow Pump
- CompuFlow 1000 MR Physiological Flow Pump
- CardioFlow 5000 MR Physiological Flow Pump

Shelley Medical offers a number of Doppler Tissue Flow Phantoms, custom designed flow phantoms and anatomically correct human vascular replica models for medical imaging and endovascular applications.



SHELLEY MEDICAL IMAGING TECHNOLOGIES

Sales Office
157 Ashley Crescent, London, Ontario, N6E 3P9 Canada
Phone: 1 (519) 690-0874 Fax: 1 (519) 690-0875
Email: bob.gravett@simutech.com Web: www.simutech.com

Service Centre
41 Coldwater Road, Toronto, Ontario M3B 1Y8 Canada
Phone: 1 (416) 447-6471 Fax: 1 (416) 447-9313
Email: service@simutech.com

A DIVISION OF SHELLEY AUTOMATION INC.

Figura A.2: Ficha técnica Shelley's Blood Mimicking Fluid.

PHYSIOPULSE 100 FLOW SYSTEM



Product Description

The PhysioPulse 100 Flow System is designed to generate realistic, accurate and repeatable physiological volume flow waveforms. The system is pre-programmed with waveforms and allows for the downloading of user-defined flow waveforms. Volume flow waveforms are downloaded via a USB port.

The PhysioPulse 100 Flow System offers a flow range of 1.0 to 100 ml/s. Each system is calibrated and accompanied with a certificate of calibration specifying the calibration results at relevant flow rate intervals, as well as a calibration constant to verify the pump system accuracy.

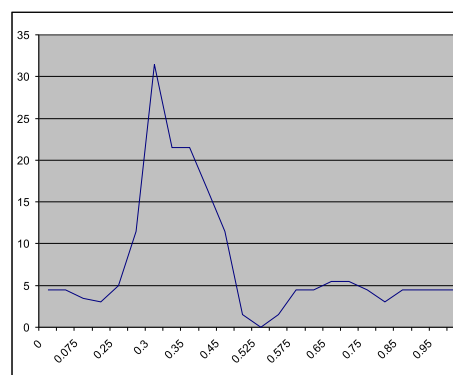
Applications

Scientific research, new technology development and new product testing that requires reliable, accurate and repeatable pulsatile and constant flow waveforms for ultrasound, computed tomography and endovascular device flow applications.

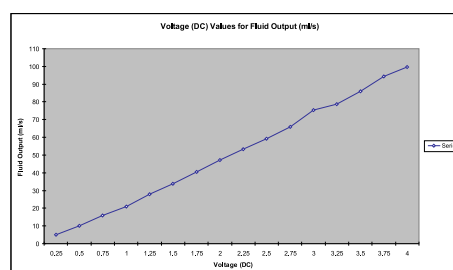
Product Features

- Flow range of 1.0 to 100 ml/s.
- Realistic physiological volume flow waveforms.
- Pulsatile and constant flow waveforms.
- Reproducible waveforms.
- Programmable waveforms.
- Proprietary embedded physiological flow waveforms.
- User-defined waveforms can be downloaded.
- Calibration certificate.
- USB connection to download user-defined waveforms.

Aorta Waveform



Voltage (DC) Values for Fluid Output (ml/s)



SHELLEY MEDICAL IMAGING TECHNOLOGIES

Advancing Image Quality

Figura A.3: Ficha técnica bomba pulsátil PhysioPulse 100 Flow System.

Silicone 40A Resin

Material 100 % de silicona para piezas blandas, flexibles y resistentes

Gracias a la tecnología Pure Silicone Technology™ de Formlabs, la Silicon 40A Resin produce piezas 100 % de silicona con una elasticidad, resistencia química y estabilidad térmica excelentes.

Sellos, juntas y conectores para aplicaciones industriales y automovilísticas que requieren una gran resistencia térmica y química

Dispositivos ponibles, pinzas y prototipos de productos de consumo que requieren una resistencia al desgarro y una resiliencia de rebote excelentes

Componentes de productos sanitarios, prótesis adaptadas a los pacientes y aplicaciones de audiolología

Fijaciones blandas y flexibles y moldes de fundición para un uso repetido



FLSI4001

Redactado 18/08/2023

Rev. 02 01/07/2024

A nuestro saber y entender, la información contenida en este documento es precisa. No obstante, Formlabs Inc. no ofrece ninguna garantía, expresa o implícita, con respecto de la exactitud de los resultados derivados del uso de este producto.

Figura A.4: Ficha técnica silicona 40A formlabs.

Propiedades del material		MÉTODO
	Poscurada ^{1,2,3}	
Propiedades mecánicas		MÉTODO
Resistencia a la rotura por tracción	5 MPa	ASTM D412-06 Tipo C, 500 mm/min
Alargamiento de rotura	230 %	ASTM D412-06 Tipo C, 500 mm/min
Resistencia al desgarro	12 KN/m	ASTM D624-00, tipo C
Esfuerzo de alargamiento al 50 %	0,4 MPa	ASTM D412-06 Tipo C, 500 mm/min
Esfuerzo de alargamiento al 100 %	1 MPa	ASTM D412-06 Tipo C, 500 mm/min
Esfuerzo de alargamiento al 150 %	2,1 MPa	ASTM D412-06 Tipo C, 500 mm/min
Deformación permanente por compresión (23 °C durante 22 horas)	20 %	ASTM D395-03 (B)
Resiliencia Bayshore	34 %	ASTM D2632
Fatiga de flexión Ross a 23 °C	>500 000 ciclos	ASTM D1052, (entallada), flexión de 60°, 100 ciclos/minuto
Fatiga de flexión Ross a -10 °C	>500 000 ciclos	ASTM D1052, (entallada), flexión de 60°, 100 ciclos/minuto
Propiedades generales		MÉTODO
Dureza Shore	40A	ASTM 2240
Color	Gris oscuro	
Viscosidad (a 35 °C)	7800 cP	
Propiedades térmicas		MÉTODO
Temperatura de transición vítrea	-107 °C	ASTM D4065

BIOCOMPATIBILIDAD

La Tough 1500 Resin se ha evaluado como un producto en contacto con la piel conforme a la Norma ISO 10993-1 y ha superado los requisitos relativos a los siguientes parámetros de biocompatibilidad:

Norma ISO	Descripción ^{4,5}
ISO 10993-5:2009	No citotóxica
ISO 10993-23:2021	No es un irritante
ISO 10993-10:2021	No es un sensibilizante

¹ Las propiedades medidas se han determinado mediante ensayos internos y se actualizarán con resultados de un laboratorio externo.

² Las propiedades del material pueden variar en función de la geometría de la pieza, la orientación y ajustes de impresión, la temperatura y los métodos de desinfección o esterilización utilizados.

³ Los datos para las muestras poscuradas se midieron en barras de resistencia de tipo C impresas en una impresora Form 3 configurada para imprimir con una altura de capa de 100 µm utilizando la Silicone 40A Resin, lavadas en una Form Wash durante 20 minutos en una solución de 80 % alcohol isopropílico / 20 % acetato de butilo y poscuradas a 60 °C sumergiéndolas en agua durante 30 minutos en una Form Cure.

⁴ La Silicone 40A Resin se sometió a ensayo en la sede mundial de NAMSA, Ohio, EE. UU.

Figura A.5: Ficha técnica silicona 40A formlabs.(Continuación)

Elastic 50A Resin

Resina para piezas blandas y flexibles

Este material de dureza Shore 50A es nuestra resina para ingeniería más blanda, adecuada para realizar prototipos fabricados normalmente con silicona. Elige Elastic Resin para piezas que deban doblarse, estirarse, comprimirse y resistir una gran cantidad de ciclos sin desgarrarse.

**Características compatibles
para robótica**

**Prototipos de tecnología ponible
y bienes de consumo**

Modelos y dispositivos médicos

Objetos y maquetas para efectos especiales



FLELCL01

* Puede no estar disponible en todas las regiones

Redactado	07/ 10/ 2020	A nuestro saber y entender, la información contenida en este documento es precisa. No obstante, Formlabs Inc. no ofrece ninguna garantía, expresa o implícita, con respecto de la exactitud de los resultados derivados del uso de este producto.
Rev	01 07/ 10/ 2020	

Figura A.6: Ficha técnica resina elástica 50A formlabs.

DATOS DE LAS PROPIEDADES DEL MATERIAL

Elastic 50A Resin

	MÉTRICO ¹		IMPERIAL ¹		MÉTODO
	No poscurada	Poscurada ²	No poscurada	Poscurada ²	
Propiedades de tracción					
Resistencia a la rotura por tracción ³	1,61 MPa	3,23 MPa	234 psi	468 psi	ASTM D 412-06 (A)
Esfuerzo de alargamiento al 50 %	0,92 MPa	0,94 MPa	133 psi	136 psi	ASTM D 412-06 (A)
Esfuerzo de alargamiento al 100 %	1,54 MPa	1,59 MPa	233 psi	231 psi	ASTM D 412-06 (A)
Alargamiento de rotura	100 %	160 %	100 %	160 %	ASTM D 412-06 (A)
Resistencia al desgarro ⁴	8,9 kN/m	19,1 kN/m	51 lbf/in	109 lbf/in	ASTM D 624-00
Dureza Shore	40A	50A	40A	50A	ASTM 2240
Deformación permanente por compresión (23 °C durante 22 horas)	2 %	2 %	2 %	2 %	ASTM D 395-03 (B)
Deformación permanente por compresión (70 °C durante 22 horas)	3 %	9 %	3 %	9 %	ASTM D 395-03 (B)

¹ Las propiedades pueden variar en función de la geometría de la pieza, la orientación y ajustes de impresión y la temperatura.

² Datos obtenidos de piezas impresas con la Form 2, a 100 µm y con ajustes para la Elastic Resin. Las piezas se han lavado en la Form Wash durante 20 minutos y se han sometido a poscurado en una Form Cure a 60 °C durante 20 minutos.

³ El ensayo de tracción se realizó tras más de tres horas a 23 °C, usando una probeta de tipo halterio con troquel C y una velocidad de avance de 20 in/min.

⁴ El ensayo de desgarro se realizó tras más de tres horas a 23 °C, usando un espécimen de desgarro con troquel C y una velocidad de avance de 20 in/min.

COMPATIBILIDAD DE LOS DISOLVENTES

Incremento de peso porcentual a lo largo de 24 horas de un cubo impreso de 1 × 1 × 1 cm, poscurado y sumergido en el disolvente respectivo:

Disolvente	Incremento de tamaño en 24 h (%)	Incremento de peso en 24 h (%)	Disolvente	Incremento de tamaño en 24 h (%)	Incremento de peso en 24 h (%)
Ácido acético 5 %	<1	2,8	Isoctano (gasolina)	<1	3,5
Acetona	19,3	37,3	Aceite mineral pesado	<1	<1
Alcohol isopropílico	13,3	25,6	Aceite mineral ligero	<1	<1
Lejía ~5 % NaOCl	<1	2	Agua salada (3,5 % NaCl)	<1	1,7
Acetato de butilo	18,2	39,6	Solución de hidróxido de sodio (0,025 % pH 10)	<1	2
Combustible diesel	1,2	4,2	Agua	<1	2,3
Éter monometílico de dietilenglicol	12	28,6	Xileno	20,4	46,6
Aceite hidráulico	<1	2,1	Ácido fuerte (concentración de cloruro de hidrógeno)	14,2	39,4
Skydrol 5	9,9	21,7			
Peróxido de hidrógeno (3%)	<1	2,2			

Figura A.7: Ficha técnica resina elástica 50A formlabs.(Continuación)

Flexible 80A Resin

Resin for Hard Flexible Prototypes

Flexible 80A Resin is the most stiff soft-touch material in our library of Flexible and Elastic Resins, with an 80A Shore durometer to simulate the flexibility of rubber or TPU.

Balancing softness with strength, Flexible 80A Resin can withstand bending, flexing, and compression, even through repeated cycles. This material is well-suited for cushioning, damping, and shock absorption.

Cartilage and ligament anatomy

Seals, gaskets, masks

Handles, grips, overmolds



FLFL8001



FLFL8011

Prepared 10/07/2020

Rev. 02 26/06/2024

To the best of our knowledge the information contained herein is accurate. However, Formlabs, Inc. makes no warranty, expressed or implied, regarding the accuracy of these results to be obtained from the use thereof.

Figura A.8: Ficha técnica resina flexible 80A formlabs.

Material Properties	METRIC ¹		IMPERIAL ¹		METHOD
	Green	Post-Cured ²	Green	Post-Cured ²	
Tensile Properties	METRIC ¹		IMPERIAL ¹		METHOD
Ultimate Tensile Strength ³	3.7 MPa	8.9 MPa	539 psi	1290 psi	ASTM D412-06 (A)
Stress at 50% Elongation	1.5 MPa	3.1 MPa	218 psi	433 psi	ASTM D412-06 (A)
Stress at 100% Elongation	3.5 MPa	6.3 MPa	510 psi	909 psi	ASTM D412-06 (A)
Elongation at Break	100%	120%	100%	120%	ASTM D412-06 (A)
Shore Hardness	70A	80A	70A	80A	ASTM 2240
Compression Set (23 °C for 22 hours)	Not Tested	3%	Not Tested	3%	ASTM D395-03 (B)
Compression Set (70 °C for 22 hours)	Not Tested	5%	Not Tested	5%	ASTM D395-03 (B)
Tear Strength ⁴	11 kN/m	24 kN/m	61 lb/in	137 lb/in	ASTM D624-00
Ross Flex Fatigue at 23 °C	Not Tested	>200,000 cycles	Not Tested	>200,000 cycles	ASTM D1052, (notched), 60° bending, 100 cycles/minute
Ross Flex Fatigue at -10 °C	Not Tested	>50,000 cycles	Not Tested	>50,000 cycles	ASTM D1052, (notched), 60° bending, 100 cycles/minute
Bayshore Resilience	Not Tested	28%	Not Tested	28%	ASTM D2632
Thermal Properties	METRIC ¹		IMPERIAL ¹		METHOD
Glass transition temperature (Tg)	Not Tested	27 °C	Not Tested	27 °C	DMA

SOLVENT COMPATIBILITY

Percent weight gain over 24 hours for a printed and post-cured 1 x 1 x 1 cm cube immersed in respective solvent:

Solvent	24 hr weight gain, %	Solvent	24 hr weight gain, %
Acetic Acid 5%	0.9	Isooctane (aka gasoline)	1.6
Acetone	37.4	Mineral oil (light)	0.1
Isopropyl Alcohol	11.7	Mineral oil (Heavy)	< 0.1
Bleach ~5% NaOCl	0.6	Salt Water (3.5% NaCl)	0.5
Butyl Acetate	51.4	Sodium Hydroxide solution (0.025% PH 10)	0.6
Diesel Fuel	2.3	Water	0.7
Diethyl Glycol Monomethyl Ether	19.3	Xylene	64.1
Hydraulic Oil	1.0	Strong Acid (HCl conc)	28.6
Skydrol 5	10.7	Tripropylene Glycol Methyl Ether (TPM)	13.6
Hydrogen peroxide (3%)	0.7		

¹ Material properties can vary with part geometry, print orientation, print settings, and temperature.

² Data was obtained from parts printed using Form 3, 100 µm, Flexible 80A settings, washed in Form Wash for 10 minutes and post-cured with Form Cure at 60 °C for 10 minutes.

³ Tensile testing was performed after 3+ hours at 23 °C, using a Die C specimen cut from sheets.

⁴ Tear testing was performed after 3+ hours at 23 °C, using a Die C tear specimen directly printed.

Figura A.9: Ficha técnica resina flexible 80A formlabs.(Continuación)

Anexo B

Modelo geométrico de la raíz aórtica

Este anexo detalla el fundamento matemático y los parámetros geométricos utilizados para el diseño del modelo de válvula aórtica. El enfoque se basa en los trabajos de Rankin et al. [28], que modelan la raíz aórtica como una estructura compuesta por tres senos semi-elipsoidales correspondientes a los senos de Valsalva: no coronario (NC), coronario derecho (RC) y coronario izquierdo (LC).

La forma de cada seno se define mediante la ecuación canónica de un elipsoide centrado en el origen, donde a , b y c son sus semiejes:

$$\frac{x^2}{a^2} + \frac{y^2}{b^2} + \frac{z^2}{c^2} = 1 \quad (\text{B.1})$$

Si bien esta ecuación describe la forma fundamental, solo es válida para un elipsoide alineado con los ejes coordenados. Para replicar la anatomía de la raíz aórtica, donde los senos están trasladados y rotados, es necesario emplear la forma cuadrática general:

$$Ax^2 + By^2 + Cz^2 + Dxy + Exz + Fyz + Gx + Hy + Iz + J = 0 \quad (\text{B.2})$$

Para construir la geometría completa, se define un sistema de coordenadas cuyo origen se sitúa en el centro del seno no coronario (NC), el cual sirve como referencia para posicionar las demás estructuras. A partir de este origen, los tres elipsoides se desplazan y rotan para formar la configuración anatómica final, como se esquematiza en la Figura B.1.

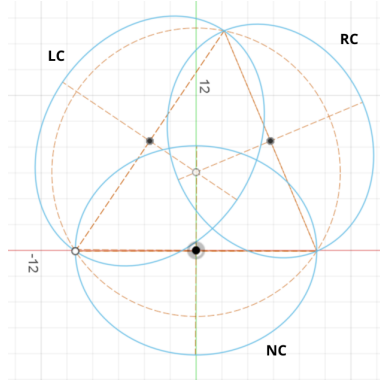


Figura B.1: Esquema de la sección transversal de la raíz aórtica y sistema de coordenadas utilizado. Fuente: Creación propia.

Considerando esta disposición, las ecuaciones que definen la superficie de cada seno en el sistema de coordenadas del modelo son las siguientes:

Seno coronario izquierdo (LC):

$$0,013555x^2 - 0,0049770xy + 0,0109256y^2 + 0,0063490z^2 + 0,1532906x - 0,2128092y + 0,2477524 = 0 \quad (\text{B.3})$$

Seno coronario derecho (RC):

$$0,0156072x^2 + 0,0045557xy + 0,0116702y^2 + 0,0066116z^2 - 0,2060865x - 0,2300761y + 0,5623103 = 0 \quad (\text{B.4})$$

Seno no coronario (NC):

$$0,01144x^2 + 0,01525y^2 + 0,00656z^2 - 1 = 0 \quad (\text{B.5})$$

Los parámetros dimensionales para los diámetros y la altura de cada elipsoide se obtuvieron de datos promedio de tomografías computarizadas de 10 pacientes, como se reporta en la literatura. Los valores utilizados como referencia para el diseño se resumen en la Tabla B.1.

Tabla B.1: Parámetros geométricos de los senos de Valsalva utilizados en el diseño.

Parámetro Geométrico	Seno NC (mm)	Seno RC (mm)	Seno LC (mm)
Diámetro mayor (2a)	18.7 ± 2.1	19.4 ± 2.2	20.6 ± 2.1
Diámetro menor (2b)	16.2 ± 2.1	15.5 ± 1.5	16.3 ± 2.1
Altura del seno (2c)	24.7 ± 2.2	24.6 ± 1.8	25.1 ± 3.0

Nota: Datos basados en Rankin et al. [28]. Los diámetros mayor y menor corresponden a los ejes de la base de cada semi-elipsoide, mientras que la altura corresponde al eje perpendicular a la base.

La aplicación de estos parámetros en el software de CAD (Autodesk Fusion 360) da como resultado la geometría base que se muestra en la Figura B.2, sobre la cual se realizaron las iteraciones de diseño descritas en el Capítulo 2.

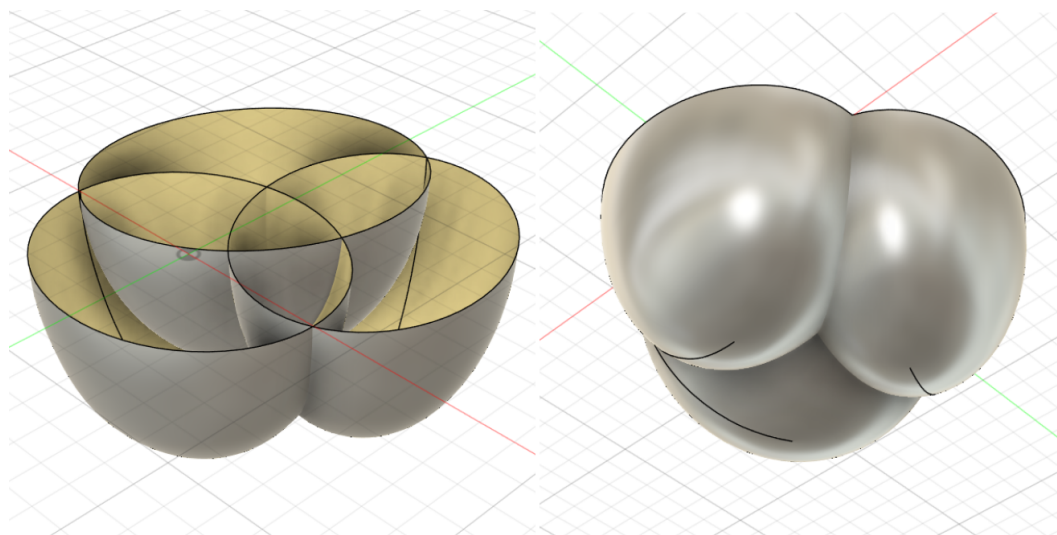


Figura B.2: Representación gráfica del modelo geométrico de la raíz aórtica compuesto por los tres senos semi-elipsoidales. Fuente: Creación propia.

Anexo C

Memoria de cálculo del espesor de pared

El propósito de esta memoria es validar el espesor de pared de 4 mm del diseño final de la raíz aórtica. El análisis verifica que, bajo la presión máxima de operación, la deformación circunferencial del modelo se mantiene por debajo de un umbral bio-mecánico aceptable, justificando así la modificación del diseño inicial de 2 mm.

El criterio de diseño es restringir la deformación circunferencial (ε_t) a un máximo del 10 %, valor inspirado en los rangos observados en pacientes jóvenes y sanos [29]. Dado que la relación entre el espesor y el diámetro del modelo lo clasifica como de pared gruesa, se emplean las ecuaciones de Lamé [30]. El esfuerzo tangencial máximo (σ_t) y la deformación circunferencial (ε_t) en la pared interna se calculan, respectivamente, como:

$$\sigma_t = P_i \frac{b^2 + a^2}{b^2 - a^2} \quad (C.1)$$

$$\varepsilon_t = \frac{1}{E}(\sigma_t + \nu P_i) \quad (C.2)$$

Donde P_i es la presión interna, a el radio interno, b el radio externo, E el Módulo Elástico y ν el Módulo de Poisson. Los parámetros utilizados son:

- Presión Máxima (P_i): 300 mmHg $\approx$ 0.04 MPa.
- Radio Interno (a): $a = 21,1 \text{ mm}/2 = 10.55 \text{ mm}$.
- Módulo Elástico (E): Calculado a partir de la dureza Shore A (40A) usando la correlación de Gent (1958), se obtiene $E \approx 1.69 \text{ MPa}$ [31].

- Módulo de Poisson (ν): Para la silicona incompresible, se establece en $\nu = 0,49$.

Análisis del Diseño Inicial ($t = 2$ mm):

Para un espesor de 2 mm, el radio externo es $b = 12,55$ mm. El esfuerzo y la deformación resultantes son:

$$\sigma_t = 0,04 \text{ MPa} \cdot \frac{12,55^2 + 10,55^2}{12,55^2 - 10,55^2} \approx 0.234 \text{ MPa}$$

$$\varepsilon_t = \frac{1}{1,69 \text{ MPa}} (0,234 \text{ MPa} + 0,49 \cdot 0,04 \text{ MPa}) \approx 0,1499 = 15.0 \%$$

Esta deformación del 15.0 % excede el límite del 10 %, confirmando que el diseño era demasiado flexible.

Determinación del Espesor Mínimo:

Para determinar el espesor requerido, se calcula primero el esfuerzo tangencial admisible ($\sigma_{t,adm}$) para una deformación del 10 %:

$$\sigma_{t,adm} = (0,10 \cdot 1,69 \text{ MPa}) - (0,49 \cdot 0,04 \text{ MPa}) \approx 0.149 \text{ MPa}$$

Luego, se despeja el espesor mínimo (t_{min}) que garantiza no superar este esfuerzo:

$$0,149 = 0,04 \cdot \frac{(10,55 + t_{min})^2 + 10,55^2}{(10,55 + t_{min})^2 - 10,55^2} \implies t_{min} \approx 3.33 \text{ mm}$$

El análisis indica que se requiere un espesor de al menos 3.33 mm. Para asegurar un margen de seguridad, se seleccionó un espesor nominal de 4 mm para el diseño final.

Conclusión:

El análisis mediante las ecuaciones de Lamé demuestra que el espesor de 2 mm es insuficiente, mientras que el cálculo del requerimiento mínimo valida la selección de un espesor final de 4 mm, garantizando la integridad estructural y funcional del modelo al mantener la deformación (8.7 %) dentro de los límites de diseño.

Anexo D

Protocolo de instalación y calibración del sistema de medición de presión invasiva

Este anexo detalla el procedimiento paso a paso para la instalación, purgado y calibración del sistema de medición de presión invasiva utilizado en los ensayos. El protocolo se basa en las prácticas clínicas estándar para el monitoreo hemodinámico, adaptadas al entorno del banco de pruebas experimental [32, 33]. Seguir rigurosamente estos pasos es fundamental para asegurar la obtención de mediciones de presión precisas, estables y libres de artefactos.

Materiales y Equipos

- Monitor de paciente.
- Transductores de presión desechables con sus respectivos cables de conexión al monitor.
- Catéteres venosos para la inserción en el circuito.
- Una bolsa de suero fisiológico (NaCl 0.9 %), por cada transductor.
- Un apurador de flujo (bolsa de presión), por cada transductor.
- Líneas de conexión y llaves de tres vías.

Procedimiento de montaje y cebado (Purgado)

El objetivo de esta etapa es ensamblar el circuito de medición y eliminar completamente las burbujas de aire, que pueden amortiguar la señal de presión y generar lecturas erróneas [32].

1. Conexión del sistema: Se conecta la línea de presión a la bolsa de suero fisiológico y se instala el conjunto en el apurador de flujo. El otro extremo de la línea se conecta al transductor de presión.
2. Presurización: Se infla el apurador de flujo hasta alcanzar una presión constante de 300 mmHg. Esta presión asegura un flujo continuo y lento de suero a través de la línea, previniendo la entrada de aire en el sistema.
3. Cebado o purgado de la Línea: Se abre la llave de tres vías del transductor y se deja fluir el suero a través de toda la línea y el catéter, asegurándose de que todas las burbujas de aire visibles sean expulsadas. Se realiza una inspección visual minuciosa para confirmar la ausencia de aire.

Procedimiento de calibración (Puesta a cero)

Esta etapa establece la presión atmosférica como el punto de referencia cero, un paso crucial para obtener mediciones de presión manométrica correctas.

1. Alineación Hidrostática: Se posiciona el transductor de presión a la misma altura que el centro del modelo de válvula aórtica. Este punto se define como el “eje flebostático” del experimento, garantizando que la medición no se vea afectada por la presión hidrostática de la columna de fluido [33].
2. Apertura a la Atmósfera: Se gira la llave de tres vías para cerrar el paso hacia el circuito experimental y abrir el diafragma del transductor a la presión atmosférica.
3. Puesta a Cero en el Monitor: Se presiona la función “Puesta a Cero” en el canal correspondiente del monitor Lepu K12. El monitor registrará la presión atmosférica actual como 0 mmHg.
4. Conexión al Sistema: Finalmente, se gira la llave de tres vías para cerrar el puerto a la atmósfera y abrir la comunicación entre el catéter (insertado en el circuito de flujo) y el transductor.

En la figura D.1 se puede observar un esquema simplificado con los principales componentes, indicando dónde se encuentra el eje flebostático en pacientes.

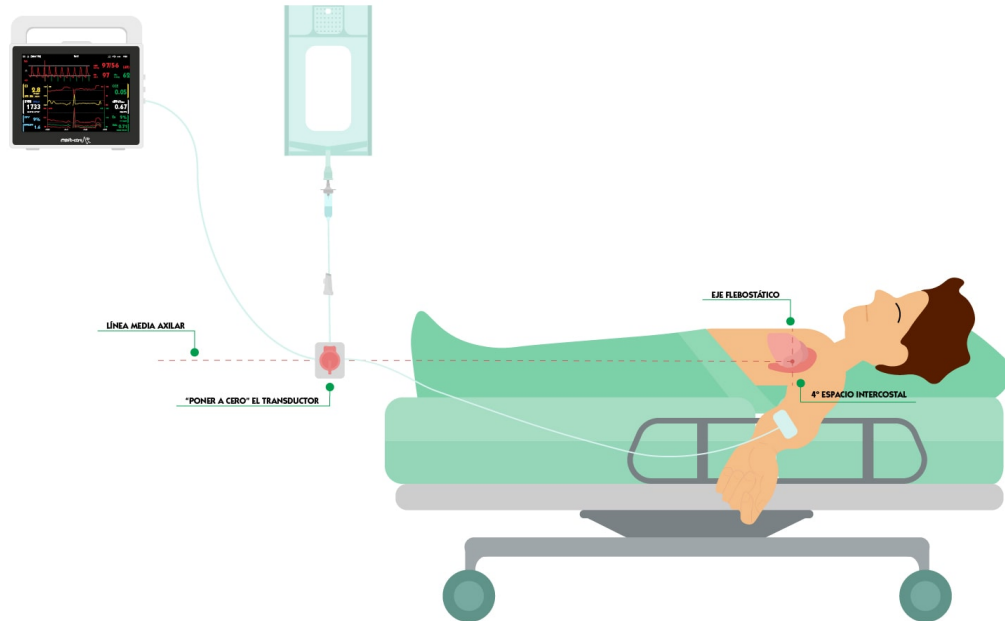


Figura D.1: Esquema simplificado de instalación de sistema de presión [34].

Verificación de la amortiguación del sistema (Rapid flush test)

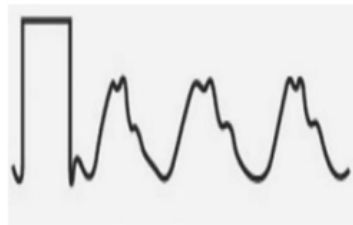
Una vez que el sistema está midiendo la presión del circuito de flujo, se realiza una prueba de lavado rápido para verificar que el sistema de tuberías y el transductor responden adecuadamente a los cambios de presión. Un sistema mal amortiguado puede distorsionar la forma de la onda de presión, subestimando o sobreestimando los valores sistólicos [32].

1. Ejecución de la Prueba: Se activa brevemente (por menos de un segundo) el dispositivo de lavado rápido del transductor. Esto genera un pulso de alta presión que satura momentáneamente el sistema, creando una onda cuadrada en la pantalla del monitor.
2. Análisis de la Respuesta: Al soltar el dispositivo de lavado, la señal de presión debe retornar rápidamente a la onda de pulso fisiológica. La forma en que retorna indica el grado de amortiguación del sistema, como se observa en la figura D.2 :

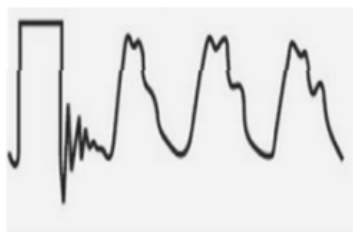
- Amortiguación Óptima: La señal cae por debajo de la línea base, seguida de una o dos oscilaciones pequeñas antes de estabilizarse. Esta es la respuesta deseada.
- Sub-amortiguación: Se observan múltiples oscilaciones (“ringing”) antes de que la señal se estabilice. Esto puede sobreestimar artificialmente las presiones sistólicas y generalmente es causado por burbujas de aire o conexiones flojas.
- Sobre-amortiguación: La señal retorna a la línea base de forma lenta y sin ninguna oscilación. Esto puede subestimar las presiones sistólicas y es típicamente causado por burbujas grandes o torceduras en la línea.

Esta prueba se realiza antes de cada sesión de medición para asegurar la fidelidad y confiabilidad de los datos de presión registrados.

Curva óptimamente amortiguada



Curva sub-amortiguada



Curva sobre-amortiguada

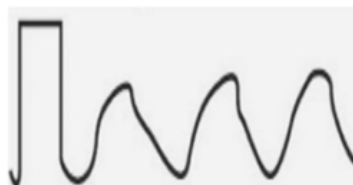


Figura D.2: Respuesta de la señal de presión a la prueba de lavado rápido (Rapid Flush Test) para sistemas con amortiguación óptima, sub-amortiguación y sobre-amortiguación [35].

Anexo E

Parámetros de construcción de onda fisiológica para bomba pulsátil PhysioPulse100

Para la generación del flujo pulsátil se utilizó el software de control propietario Shelley Medical Function Generator. Este sistema opera mediante la inyección de una señal eléctrica analógica que controla el desplazamiento del actuador de la bomba.

La forma de onda base se definió en modo “Arbitrary” cargando un archivo de datos normalizados derivado del perfil de velocidad de un paciente real obtenido por ecocardiografía. Esta señal digital fue convertida a una señal de voltaje continua mediante la tarjeta de adquisición (DAQ) para modular el funcionamiento de la bomba.

La traducción de las variables fisiológicas (Frecuencia Cardíaca, Volumen Sistólico) a variables de control eléctrico (Frecuencia de señal, Amplitud de Voltaje) se configuró según los parámetros mostrados en la Figura E.1 y detallados a continuación:

Tabla E.1: Relación entre parámetros eléctricos y variables hemodinámicas.

Parámetro	Valor	Interpretación Hemodinámica
Pattern	Arbitrary	Perfil morfológico del paciente (velocidad vs tiempo).
Base Freq	1.200 Hz	Frecuencia Cardíaca: $1,2 \times 60 = 72$ lpm.
Amplitude	2.000 V	Volumen Sistólico (proporcional al desplazamiento del pistón).
DC Level	100.0 mV	Flujo/Presión base (Offset diastólico para evitar cavitación).
Samples/cycle	8319	Resolución temporal de la onda (Alta fidelidad).
DAQ Rate	9.984 kHz	Frecuencia de muestreo de la tarjeta de control.

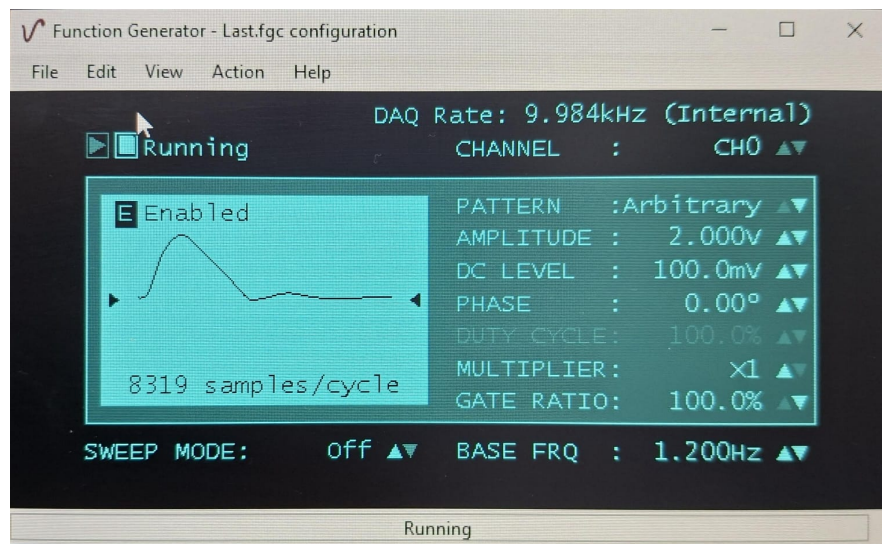


Figura E.1: Interfaz del generador de funciones configurado para la onda aórtica arbitraria. Fuente: Creación propia.

- Amplitud (2.000 V): Este voltaje determina el recorrido máximo del pistón de la bomba. Se calibró experimentalmente en 2 V para lograr un desplazamiento volumétrico que generara velocidades transvalvulares detectables por el Doppler sin exceder la presión máxima de seguridad del circuito.
- DC Level (100.0 mV): Se estableció un nivel de corriente continua (offset) positivo pequeño. Esto mantiene una presurización mínima constante en el sistema, evitando que la presión caiga a valores negativos durante la diástole, lo que podría introducir burbujas de aire o colapsar las paredes flexibles del fantoma.
- Frecuencia (1.200 Hz): Se seleccionó una frecuencia ligeramente superior a 1 Hz (60 lpm) para estabilizar el flujo medio, correspondiendo a una frecuencia cardiaca fisiológica de 72 latidos por minuto.

Anexo F

Algoritmos de Matlab para el procesamiento de datos

En este anexo se presentan los algoritmos principales desarrollados en el entorno MATLAB para el procesamiento de las señales hemodinámicas. El código se ha estructurado siguiendo la secuencia metodológica descrita en la sección 2.3, abarcando la reconstrucción de la señal de presión, el filtrado de la señal Doppler y la sincronización temporal.

Algoritmo de reconstrucción de señal invasiva

El siguiente pseudocódigo describe el procedimiento para digitalizar la morfología de la onda de presión a partir de registros fotográficos. El núcleo del algoritmo es la transformación de coordenadas de imagen a unidades físicas y la posterior reconstrucción de la curva continua mediante interpolación de Hermite, forzando tangentes nulas en los extremos para evitar oscilaciones no fisiológicas.

Algorithm 1 Reconstrucción de Onda de Presión mediante Interpolación de Hermite

Require: Imagen del Monitor (Img), Valores Clínicos (P_{sys}, P_{dia}, HR), Puntos de Control ($N = 7$)

Ensure: Vector de Presión Continuo (P_{final})

- 1: **Fase 1: Adquisición y Normalización**
 - 2: Seleccionar región de interés (ROI) en Img
 - 3: Obtener coordenadas de píxeles (u_k, v_k) para $k = 1 \dots N$ puntos clave
 - 4: Ordenar puntos temporalmente según eje u
 - 5: Calcular duración del ciclo: $T_{ciclo} \leftarrow 60/HR$
 - 6: *Mapeo de Píxeles a Unidades Físicas:*
 - 7: **for** cada punto k **do**
 - 8: $t_{ctrl}[k] \leftarrow \text{Normalizar}(u_k) \times T_{ciclo}$
 - 9: $P_{ctrl}[k] \leftarrow P_{dia} + \text{Normalizar}(v_k) \times (P_{sys} - P_{dia})$
 - 10: **end for**
 - 11: **Fase 2: Interpolación de Hermite (PCHIP)**
 - 12: Generar vector de tiempo continuo t_{interp} con alta resolución
 - 13: **for** cada instante t_i en t_{interp} **do**
 - 14: Identificar intervalo $[t_k, t_{k+1}]$ tal que $t_k \leq t_i < t_{k+1}$
 - 15: Calcular posición relativa local $s \in [0, 1]$
 - 16: *Cálculo de Polinomios Base (Tangente Cero):*
 - 17: $h_{00} \leftarrow 2s^3 - 3s^2 + 1$
 - 18: $h_{01} \leftarrow -2s^3 + 3s^2$
 - 19: *Cálculo de Presión Interpolada:*
 - 20: $P_{interp}[i] \leftarrow h_{00} \cdot P_{ctrl}[k] + h_{01} \cdot P_{ctrl}[k + 1]$
 - 21: **end for**
 - 22: **Fase 3: Generación de Tren de Pulsos**
 - 23: $P_{final} \leftarrow []$
 - 24: **for** $ciclo = 1$ hasta $Numero_Ciclos$ **do**
 - 25: Concatenar P_{interp} a P_{final}
 - 26: Añadir ruido blanco gaussiano para simular variabilidad real
 - 27: **end for**
 - 28: **Retornar** P_{final}
-

Algoritmo de reconstrucción sincronizada del gradiente de presión

Con base en el algoritmo anterior, se describe el procedimiento para extraer simultáneamente las curvas de presión de entrada y salida desde una única imagen.

Algorithm 2 Extracción de Gradiente Diferencial con Sincronización Guiada

Require: Imagen del Monitor (Img), Parámetros Clínicos ($HR, P1_{sys/dia}, P2_{sys/dia}$)

Ensure: Vector de Gradiente Diferencial (ΔP_{final})

- 1: **Fase 1: Definición de Referencia Temporal (Curva P_1)**
 - 2: Definir Región de Interés (ROI) en Img
 - 3: Adquirir N puntos de control para la señal de entrada:
 - 4: $Puntos_{P1} \leftarrow \{(u_1, v_1), (u_2, v_2), \dots, (u_N, v_N)\}$
 - 5: Ordenar $Puntos_{P1}$ ascendentemente según eje u (tiempo)
 - 6: **Fase 2: Muestreo Guiado (Curva P_2)**
 - 7: Inicializar lista $Puntos_{P2}$
 - 8: **for** $k = 1$ hasta N **do**
 - 9: Fijar coordenada horizontal $u_{fijo} \leftarrow u_k$ del punto k de P_1
 - 10: Generar guía visual vertical en $x = u_{fijo}$
 - 11: Adquirir coordenada vertical $v_{k,2}$ sobre la curva de salida
 - 12: Almacenar $(u_{fijo}, v_{k,2})$ en $Puntos_{P2}$
 - 13: **end for**
 - 14: {Nota: Al forzar $u_{P2} = u_{P1}$, el desfase temporal es nulo por definición}
 - 15: **Fase 3: Normalización y Escalado Físico**
 - 16: Calcular duración del ciclo $T_{ciclo} \leftarrow 60/HR$
 - 17: **for** $k = 1$ hasta N **do**
 - 18: $t[k] \leftarrow \text{Normalizar}(u_k) \times T_{ciclo}$
 - 19: $P1_{fis}[k] \leftarrow \text{Escalar}(v_{k,1}, P1_{dia}, P1_{sys})$
 - 20: $P2_{fis}[k] \leftarrow \text{Escalar}(v_{k,2}, P2_{dia}, P2_{sys})$
 - 21: **end for**
 - 22: **Fase 4: Interpolación Continua y Cálculo Diferencial**
 - 23: Generar vector de tiempo continuo t_{cont}
 - 24: $P1_{cont} \leftarrow \text{HermiteInterpolation}(t, P1_{fis}, t_{cont})$
 - 25: $P2_{cont} \leftarrow \text{HermiteInterpolation}(t, P2_{fis}, t_{cont})$
 - 26: $\Delta P_{final} \leftarrow P1_{cont} - P2_{cont}$
 - 27: **Retornar** ΔP_{final}
-

Algoritmo de filtrado y extracción de envolvente Doppler

El siguiente algoritmo describe el procedimiento para extraer el perfil de velocidad máxima (V_{max}) a partir de las imágenes de Doppler espectral exportadas por el equipo Verasonics. El proceso busca aislar la información cinemática del ruido de fondo inherente a la adquisición de ultrasonido.

Algorithm 3 Extracción y Filtrado de Envolvente Doppler

Require: Imagen de espectrograma (Img), Factor de Escala (S_{cal}), Umbral de Ruido (T_{noise})

Ensure: Vector de velocidad filtrado (V_{filt})

- 1: **Paso 1: Preprocesamiento de la Imagen**
 - 2: Convertir Img a escala de grises (Matriz de Intensidad I)
 - 3: Definir región de interés (ROI) temporal y de velocidad
 - 4: Recortar I según ROI $\rightarrow I_{roi}$
 - 5: **Paso 2: Detección de Envolvente (Borde Superior)**
 - 6: **for** cada columna de tiempo t en I_{roi} **do**
 - 7: Extraer columna de intensidades Col_t
 - 8: Identificar píxeles donde $Intensidad > T_{noise}$
 - 9: **if** existen píxeles válidos **then**
 - 10: $Y_{max} \leftarrow$ posición del píxel válido más alto
 - 11: **else**
 - 12: $Y_{max} \leftarrow 0$ (Línea base)
 - 13: **end if**
 - 14: Almacenar Y_{max} en vector de envolvente cruda $E_{raw}(t)$
 - 15: **end for**
 - 16: **Paso 3: Conversión de Unidades**
 - 17: $V_{raw} \leftarrow E_{raw} \times S_{cal}$ {Conversión de píxeles a cm/s}
 - 18: **Paso 4: Filtrado Digital**
 - 19: Definir parámetros Savitzky-Golay: $Orden = 3$, $Ventana = 25$
 - 20: $V_{filt} \leftarrow SavitzkyGolay(V_{raw}, Orden, Ventana)$
 - 21: **Retornar** V_{filt}
-

Algoritmo de sincronización y alineación de velocidades

El siguiente pseudocódigo describe el procedimiento para alinear temporalmente los perfiles de velocidad de entrada (V_{in}) y salida (V_{out}) adquiridos en instantes diferentes. Debido a la variabilidad ciclo a ciclo, se implementó una rutina interactiva con remuestreo e inspección visual, permitiendo al usuario ajustar el desfase (lag) mediante un control deslizante hasta lograr la coincidencia de fase sistólica.

Algorithm 4 Sincronización Interactiva de Perfiles de Velocidad

Require: Archivos de datos (Mat_1, Mat_2) conteniendo vectores (t, v)

Ensure: Vectores sincronizados (V_{in}, V_{out}) y Diferencial (ΔV)

- 1: **Fase 1: Carga y Homogeneización**
 - 2: Cargar vectores (t_1, v_1) de Entrada y (t_2, v_2) de Salida
 - 3: *Remuestreo:* Ajustar v_2 a la base temporal de t_1
 - 4: $v_{2_res} \leftarrow \text{Interp1}(t_2, v_2, t_1, \text{'linear'})$
 - 5: **Fase 2: Bucle de Sincronización (GUI Interactiva)**
 - 6: Inicializar $Offset \leftarrow 0$
 - 7: **while** Usuario ajusta Slider **do**
 - 8: Leer valor de $Offset$ desde interfaz gráfica
 - 9: *Desplazamiento Circular:*
 - 10: $v_{2_shift} \leftarrow \text{CircShift}(v_{2_res}, Offset)$
 - 11: Actualizar gráfico: $\text{Plot}(t_1, v_1)$ vs $\text{Plot}(t_1, v_{2_shift})$
 - 12: **end while**
 - 13: Confirmar alineación visual
 - 14: **Fase 3: Selección de Intervalo de Análisis**
 - 15: Solicitar al usuario 2 clics (t_{inicio}, t_{fin}) sobre el gráfico
 - 16: Recortar vectores v_1 y v_{2_shift} dentro del intervalo $[t_{inicio}, t_{fin}]$
 - 17: Reiniciar vector de tiempo t_{final} a cero
 - 18: **Fase 4: Cálculo Diferencial**
 - 19: $\Delta V_{lineal} \leftarrow v_{2_final} - v_{1_final}$ {Gradiente Viscoso}
 - 20: *Cálculo de Término Convectivo (Bernoulli):*
 - 21: $\Delta V^2 \leftarrow (v_{2_final}/100)^2 - (v_{1_final}/100)^2$
 - 22: **Retornar** Tabla de resultados $(t_{final}, v_1, v_2, \Delta V)$
-

Algoritmo de correlación dinámica final (Presión vs. Velocidad)

Este algoritmo integra los datos procesados anteriormente en una única interfaz de visualización. Permite al usuario desplazar temporalmente las curvas hemodinámicas (fuerza impulsora) sobre los perfiles cinemáticos (respuesta de flujo) hasta lograr la alineación de fase óptima para el análisis comparativo.

Algorithm 5 Visualización y Sincronización Global Inter-modalidad

Require: Archivos CSV ($Datos_{Invasivos}$, $Datos_{Velocidad}$)

Ensure: Gráfico comparativo sincronizado

- 1: **Fase 1: Carga y Preparación de Datos**
 - 2: Cargar vectores $P1$, $P2$ y tiempo t_{inv} desde CSV Invasivo
 - 3: Cargar vectores V_{in} , V_{out} y tiempo t_{vel} desde CSV Velocidad
 - 4: Normalizar ambos vectores de tiempo para iniciar en $t = 0$
 - 5: **Fase 2: Generación de Patrón Periódico (Fondo Infinito)**
 - 6: Determinar periodo de la señal invasiva $T_{periodo} \leftarrow \text{máx}(t_{inv})$
 - 7: Definir duración total requerida $T_{total} \leftarrow \text{máx}(t_{vel}) + \text{Margen}$
 - 8: Generar vector de tiempo extendido t_{fondo} desde $-T_{periodo}$ hasta T_{total}
 - 9: Calcular coordenadas de interpolación cíclica: $t_{query} \leftarrow \text{mod}(t_{fondo}, T_{periodo})$
 - 10: $P1_{fondo} \leftarrow \text{Interp1}(t_{inv}, P1, t_{query})$
 - 11: $P2_{fondo} \leftarrow \text{Interp1}(t_{inv}, P2, t_{query})$
 - 12: **Fase 3: Interfaz Gráfica de Alineación**
 - 13: *Panel Superior (Móvil):* Graficar $P1_{fondo}$ y $P2_{fondo}$ vs t_{fondo}
 - 14: *Panel Inferior (Fijo):* Graficar V_{in} y V_{out} vs t_{vel}
 - 15: Inicializar Slider de Desplazamiento ($Offset \in [-2s, 2s]$)
 - 16: **Fase 4: Bucle de Interacción**
 - 17: **while** Usuario mueve Slider **do**
 - 18: $Offset \leftarrow \text{ValorSlider}$
 - 19: $t_{nuevo} \leftarrow t_{fondo} + Offset$
 - 20: Actualizar eje X de las curvas de Presión ($P1$, $P2$) a t_{nuevo}
 - 21: {Visualmente, esto desliza la presión sobre la velocidad fija}
 - 22: **end while**
 - 23: **Fase 5: Exportación**
 - 24: Guardar figura final de alta resolución (300 DPI) para reporte
-