



**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**  
**SEDE GUAYAQUIL**  
**CARRERA DE MECATRÓNICA**

**MÓDULO DIDÁCTICO DE EMULACIÓN DE MOVIMIENTOS  
CARDIACOS CON CONTROL PID PARA EL ÁREA MÉDICA**

Trabajo de titulación previo a la obtención del  
Título de Ingeniero en Mecatrónica

**AUTORES:** Luis Alberto Guamán Iturralde  
Aarón Aníbal Dávila Ocampo  
**TUTOR:** David Mateo Cortez Saravia

Guayaquil - Ecuador  
2024 - 2025

## CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, **Luis Alberto Guamán Iturralde** con documento de identificación N° **0940336282** y **Aarón Aníbal Dávila Ocampo** con documento de identificación N° **0926718156**; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo.

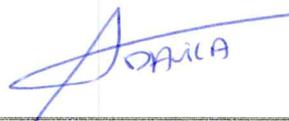
Guayaquil, 05 de marzo del año 2025

Atentamente,



---

Luis Alberto Guamán Iturralde  
0940336282



---

Aarón Aníbal Dávila Ocampo  
0926718156

**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA  
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Nosotros, **Luis Alberto Guamán Iturralde** con documento de identificación N° **0940336282** y **Aarón Aníbal Dávila Ocampo** con documento de identificación N° **0926718156**, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del **Dispositivo Tecnológico: MÓDULO DIDÁCTICO DE EMULACIÓN DE MOVIMIENTOS CARDIACOS CON CONTROL PID PARA EL ÁREA MÉDICA**, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 05 de marzo del año 2025

Atentamente,



---

Luis Alberto Guamán Iturralde  
0940336282



---

Aarón Aníbal Dávila Ocampo  
0926718156

## CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **David Mateo Cortez Saravia**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **MÓDULO DIDÁCTICO DE EMULACIÓN DE MOVIMIENTOS CARDIACOS CON CONTROL PID PARA EL ÁREA MÉDICA**, realizado por **Luis Alberto Guamán Iturralde** con documento de identificación N° **0940336282** y por **Aaron Aníbal Dávila Ocampo** con documento de identificación N° **0926718156**, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción **Dispositivo Tecnológico** que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 05 de marzo del año 2025

Atentamente,



---

Ing. David Mateo Cortez Saravia.  
0963020193

## **DEDICATORIA**

Dedico esta tesis a mi familia, ya que su apoyo inquebrantable y afecto han sido mi fortaleza en mi crecimiento tanto personal como profesional. Además, agradezco a mi padre y a mi madre por enseñarme el valor del esfuerzo, la perseverancia y la educación como un camino hacia el triunfo.

Gracias, amigos, por ser fuentes incomparables de apoyo e inspiración durante algunos de los momentos más difíciles en esta vida.

Además, estoy agradecido con aquellas personas a las que no tengo el honor de que estén hoy en vida, pero que nunca olvidaré debido a las huellas que han dejado en mi vida. Me inspiraron a trabajar arduamente con tenacidad sin rendirme jamás en el camino de seguir mis metas, sueños y ayudarme en los tropiezos la vida que he tenido.

También dedico esta tesis a las personas que creen en mí de una manera u otra, lo que me ayuda a construir mi confianza en lograr mis objetivos y me proporciona la motivación para seguir adelante.

**Luis Alberto Guamán Iturralde**

Esta tesis está dedicada a aquellas persona que han sido mi principal fuente de amor, respaldo y soporte durante todo este trayecto para mi carrera profesional.

A mi madre, por ser mi mayor pilar. Gracias por tu amor incondicional, tu dedicación y tu sacrificio. Tu fortaleza y tu capacidad de lucha han sido mis mayores enseñanzas, y me han impulsado a seguir adelante en cada paso de este recorrido. No tengo palabras suficientes para expresar mi gratitud por todo lo que has hecho por mí. Esta tesis es un reflejo de tu amor, tu esfuerzo y ayuda incondicional que me has dado en toda mi vida.

A mi abuelita, por ser una guía constante en mi vida. Gracias por tus sabios consejos, por tu cariño y por tu inmensa capacidad de dar sin esperar nada a cambio. Siempre has estado a mi lado, brindándome tu apoyo incondicional y tu sabiduría. Has hecho que cada desafío sea más fácil de enfrentar. Tu amor y tu ejemplo son una inspiración que me acompaña siempre en mi vida.

A mi novia, por su apoyo y comprensión. Agradezco tu constante apoyo, por brindarme fuerza en los momentos más complicados y por estar a mi lado en cada etapa de este recorrido profesional.

A todas estas personas, les doy mi más sincero agradecimiento. Esta tesis es fruto de su apoyo, cariño y compromiso. Sin su ayuda, este logro no habría sido posible.

**Aaron Aníbal Dávila Ocampo**

## AGRADECIMIENTO

A lo largo de mi camino, agradezco de mi más sincera gratitud a todas las personas que han sido de un modo significativo en mi vida y en la culminación para esta tesis.

Agradezco profundamente a mi familia por su apoyo incondicional, por motivarme en seguir adelante y por enseñarme valiosas lecciones como *"El que no pregunta no aprende"*. Su confianza en mí ha sido siempre mi mayor fuente de inspiración.

A todas aquellas personas que han creído en mi esfuerzo, gracias por estar a mi lado en mi desarrollo educativo y personal, y por brindarme su apoyo en los momentos difíciles con palabras de aliento.

A mis amigos, por ser un pilar constante de motivación, por recordarme que *"sí se puede"* por ayudarme a valorar los pequeños momentos de la vida, así como la importancia del trabajo duro. Gracias por ser la razón por la que me siento emocionalmente fuerte y por proporcionarme el apoyo necesario para seguir adelante.

A mi compañero de tesis, Aaron Dávila, por su confianza y colaboración para este proyecto. Su compromiso y confianza inquebrantable en nuestro trabajo han sido esenciales para llegar a este punto para nuestra vida profesional.

A la Universidad Salesiana, le agradezco la oportunidad que me han brindado en la formación y la atención correspondiente para permitirme avanzar y ser un profesional.

A mi tutor, mi gratitud va para usted por inspirarnos y empujarnos incluso en circunstancias inexplicables. Toda la paciencia que mostró fue fundamental para construir la confianza que fácilmente abrió la puerta a nuevas ideas y conocimientos que nos acercaron a permitirme alcanzar mis objetivos y trabajar a través de los dolores más agotadores psicológica y físicamente.

**Luis Alberto Guamán Iturralde**

Me gustaría agradecer a todas las personas que me han acompañado y apoyado a lo largo de este proceso de investigación y escritura de tesis. Sin su amor, asistencia y atención, esta tesis no sería posible.

Me gustaría agradecer de manera sincera al tutor de la tesis, Ing. David Cortez, por su ardua orientación, paciencia y apoyo. Gracias por ofrecerme su enseñanza, experiencia y guía a mi progreso en cada paso del camino.

Me gustaría agradecer a mi madre por el amor incondicional y el apoyo inquebrantable que me ha dado desde que nací. Gracias por ser mi principal fuente de fortaleza y ayudarme en cada paso y tropiezo en mi camino a seguir. No hay palabras suficientes para expresar mi gratitud por todo lo que has hecho por mí.

A mi abuelita, por sus sabios consejos, su cariño y su sabiduría. Gracias por enseñarme a ser perseverante, por brindarme siempre un espacio de apoyo, ser un hombre de bien y por ser una fuente constante de inspiración en mi vida.

A mi novia, por su paciencia, afecto y apoyo emocional durante todo este proceso. Estoy aquí para apoyarte a través de los tiempos difíciles y ayudarnos mutuamente en esta vida juntos. Su apoyo ha sido fundamental para que pueda llegar aquí.

A mi compañero de tesis, Luis Guamán, por ser un excelente colaborador y amigo. Gracias por tu gran dedicación, esfuerzo, ayuda y por trabajar juntos en este proyecto. Ha sido un placer compartir este viaje académico contigo.

A toda mi familia, por su amor, comprensión y apoyo constante, y demás seres queridos, gracias por siempre estar ahí para mí, por sus palabras de aliento, dedicación y por ser mi mayor motivación. Este logro es tanto suyo como mío.

Expreso mi agradecimiento a la Universidad de Salesiana por suministrarme con los recursos necesarios y por apoyarme para completar este estudio, y por darme un programa educativo que me permitió alcanzar este objetivo.

A todos aquellos que de alguna manera contribuyeron al éxito de este proyecto, les agradezco de corazón. Esta tesis es el resultado del esfuerzo colectivo y del apoyo incondicional de todas las personas que me han acompañado en este viaje.

**Aaron Aníbal Dávila Ocampo**

## RESUMEN

La insuficiencia cardiaca es una de las principales preocupaciones de salud pública mundial, afectando a millones de personas y generando una alta carga económica tanto para los sistemas de salud como para los cuidadores informales. En este contexto, la mejora de los dispositivos de asistencia ventricular se convierte en una prioridad para optimizar la atención a los pacientes, siendo crucial la creación de sistemas de control que emulen con precisión los patrones de latidos cardíacos naturales. Sin embargo, la simulación precisa de la dinámica cardiaca sigue siendo un desafío en el campo de la ingeniería biomédica, limitando el desarrollo de dispositivos y la formación de los profesionales de salud.

Actualmente, los estudiantes de medicina utilizan corazones de cerdo para estudiar la anatomía cardiaca, sin embargo estos modelos estáticos no permiten observar la dinámica real del corazón. A pesar de los avances en la creación de modelos computacionales y simuladores físicos, los dispositivos existentes aún no alcanzan la precisión necesaria para replicar la complejidad de los movimientos cardíacos y la hemodinámica asociada. Además, los simuladores físicos son costosos y poco flexibles, lo que limita su implementación en diversos escenarios clínicos.

Esta tesis aborda la necesidad de desarrollar modelos de simulación cardiaca más accesibles, precisos y adaptables. Propone una solución integral que combine los avances en la simulación computacional con dispositivos de bajo costo y mayor flexibilidad, permitiendo mejorar tanto el entrenamiento de los profesionales de salud como el desarrollo de nuevas tecnologías para el tratamiento de enfermedades cardíacas. Con este enfoque, se busca avanzar en la comprensión de la dinámica del corazón humano, optimizar la eficacia de los tratamientos para la insuficiencia cardiaca y contribuir a la mejora de la calidad de vida de los pacientes.

## ABSTRACT

Heart failure is one of the leading global public health concerns, affecting millions of people and placing a significant economic burden on both healthcare systems and informal caregivers. In this context, improving ventricular assist devices becomes a priority to optimize patient care, with the creation of control systems that accurately emulate natural heart rhythms being crucial. However, the precise simulation of cardiac dynamics remains a challenge in biomedical engineering, limiting the development of devices and the training of healthcare professionals.

Currently, medical students use pig hearts to study cardiac anatomy, however these static models do not allow us to observe the real dynamics of the heart. Despite advances in the creation of computational models and physical simulators, existing devices still do not achieve the precision necessary to replicate the complexity of cardiac movements and associated hemodynamics. Furthermore, physical simulators are expensive and inflexible, which limits their implementation in various clinical scenarios.

This thesis addresses the need to develop more accessible, accurate, and adaptable cardiac simulation models. It proposes an integrated solution that combines advancements in computational simulation with low-cost, more flexible devices, enhancing both healthcare professional training and the development of new technologies for treating heart diseases. With this approach, the thesis aims to advance the understanding of human heart dynamics, optimize the effectiveness of heart failure treatments, and contribute to improving the quality of life for patients.

## ÍNDICE

<b>I.</b>	<b>INTRODUCCIÓN</b>	1
<b>II.</b>	<b>PROBLEMA</b>	2
<b>III.</b>	<b>JUSTIFICACIÓN</b>	4
<b>IV.</b>	<b>OBJETIVOS</b>	6
IV-A.	Objetivo general . . . . .	6
IV-B.	Objetivos específicos . . . . .	6
IV-C.	Tabla de objetivos . . . . .	6
<b>V.</b>	<b>FUNDAMENTOS TEÓRICOS</b>	7
V-A.	Análisis de corazón humano y simulador . . . . .	7
V-B.	Simuladores . . . . .	9
V-C.	Enfermedades cardiacas . . . . .	10
V-D.	Alteraciones de la Frecuencia Cardíaca y sus Consecuencias Clínicas . . . . .	12
V-E.	Infraestructura tecnológica . . . . .	13
V-F.	Aplicación del Método de Ashby en la Selección de Materiales . . . . .	13
V-F1.	Definición de Requisitos y Restricciones . . . . .	13
V-F2.	Identificación de Materiales Candidatos . . . . .	14
V-G.	Diseño de molde . . . . .	14
V-G1.	Diseño en CAD y Preparación para la Impresión 3D . . . . .	14
V-G2.	Tipos de software CAD para diseño 3D . . . . .	14
V-G3.	Selección de Materiales para Impresión 3D . . . . .	15
V-H.	Diseño electrónico . . . . .	16
V-H1.	Selección de componentes electrónicos . . . . .	17
V-H2.	Software para Diseño de Circuitos Electrónicos . . . . .	19
V-I.	Diseño de fluidos. . . . .	19
V-I1.	Métodos de Simulación de Flujo para Modelos Cardíacos . . . . .	20
V-J.	Bomba peristáltica . . . . .	21
V-K.	Análisis de Flujo . . . . .	22
V-K1.	Software de Análisis de Fluidos . . . . .	23
<b>VI.</b>	<b>MARCO METODOLÓGICO</b>	24
VI-A.	Diseño de la Investigación . . . . .	24
VI-B.	Técnicas y Herramientas Utilizadas . . . . .	25
VI-C.	Diseño del Molde para el Prototipo Cardíaco . . . . .	25
VI-D.	Planificación y Diseño del Molde . . . . .	26
VI-D1.	Selección de Materiales: Método de Ashby . . . . .	26
VI-E.	Modelado y Diseño en CAD para la Fabricación del Prototipo . . . . .	27
VI-E1.	Selección del Modelo de Corazón 3D . . . . .	27
VI-E2.	Diseño y Segmentación del Molde en Fusion 360 . . . . .	27
VI-E3.	Diseño de las Cavidades Internas del Corazón . . . . .	28
VI-E4.	Optimización del Molde para la Fundición . . . . .	29
VI-E5.	Verificación del Diseño . . . . .	29
VI-E6.	Selección de Material: Silicona de Platino Si-Al 10 . . . . .	29
VI-E7.	Aplicación del Desmoldante . . . . .	30
VI-E8.	Preparación de la Mezcla de Silicona . . . . .	30
VI-E9.	Vertido de la Silicona y Eliminación de Burbujas de Aire . . . . .	31

VI-E10.	Secado y Desmoldado . . . . .	31
VI-E11.	Diseño 3D de la Bomba Peristáltica . . . . .	32
VI-F.	Implementación Electrónica del Prototipo Completo . . . . .	33
VI-F1.	Selección y Configuración del Microcontrolador ESP32 . . . . .	33
VI-F2.	Control del bomba peristáltica con el BTS7960 . . . . .	33
VI-F3.	Regulación del Voltaje con el LM2596 . . . . .	34
VI-F4.	Sensores de Velocidad para controlar la bomba peristáltica . . . . .	35
VI-F5.	Interfaz de Usuario: Pantalla LCD y Botonera de Control . . . . .	36
VI-F6.	Fuente de Alimentación y Sistema de Conexiones . . . . .	36
VI-F7.	Programación del Sistema: Arduino IDE y Algoritmo PID . . . . .	36
VI-F8.	Pruebas de Funcionamiento y Ajustes Finales . . . . .	37
VI-F9.	Descripción del Diagrama de Flujo para Desarrolladores . . . . .	37
VI-F10.	Diagrama de Flujo Centrado en el Usuario . . . . .	40
VI-G.	Análisis de flujo en el corazón . . . . .	42
VI-G1.	PID . . . . .	43
<b>VII.</b>	<b>RESULTADOS</b>	45
VII-A.	Análisis de Materiales Utilizados en los Moldes A y B . . . . .	45
VII-B.	Diseño de Molde en Fusion 360 . . . . .	46
VII-C.	Desarrollo y optimización del modelo tridimensional de las cavidades cardíacas para la fundición de silicona . . . . .	47
VII-D.	Proceso de Impresión 3D de Componentes: Producción de las 18 Piezas . . . . .	48
VII-E.	Impresión 3D de las Cavidades Cardíacas: . . . . .	50
VII-F.	Proceso de Fundición y Desmoldeo de Silicona . . . . .	50
VII-G.	Integración del Motor Peristáltico en el Sistema de Control del Corazón Artificial . . . . .	52
VII-H.	Diseño y Fabricación de Componentes del Motor Peristáltico mediante Impresión 3D . . . . .	53
VII-I.	Desarrollo del Circuito Electrónico para la Simulación de Latidos del Corazón . . . . .	55
VII-I1.	Análisis y Evaluación de los Resultados de la Simulación de Flujo: Velocidad, Presión y Distribución del Fluido . . . . .	58
VII-J.	Resultados de trabajo en PID. . . . .	61
VII-J1.	Resultados con PID . . . . .	61
VII-J2.	Resultados sin PID . . . . .	64
<b>VIII.</b>	<b>CRONOGRAMA</b>	65
<b>IX.</b>	<b>PRESUPUESTO</b>	66
<b>X.</b>	<b>CONCLUSIONES</b>	67
<b>XI.</b>	<b>RECOMENDACIONES</b>	68
<b>XII.</b>	<b>ANEXOS</b>	72
XII-A.	PLANOS . . . . .	72

## ÍNDICE DE FIGURAS

1.	Morfología cardiaca: detalles anatómicos del corazón humano [1]. . . . .	7
2.	Tiempo de preservación en hipotermia de órganos [19]. . . . .	8
3.	Corazón impreso en 3D con tejido y vasos humanos[15]. . . . .	8
4.	Simulación del acoplamiento electromecánico biventricular [21]. . . . .	9
5.	Modelado computacional de la hemodinámica cardiaca [22]. . . . .	10
6.	Paciente con un síndrome de bradicardia-taquicardia [24]. . . . .	11
7.	Fusion 360. . . . .	15
8.	Características de filamento PLA [28]. . . . .	16
9.	Características de filamento Nylon[28]. . . . .	16
10.	Sensor de velocidad . . . . .	18
11.	proteus professional . . . . .	19
12.	Bomba peristáltica . . . . .	22
13.	software de fluidos, Solidwork . . . . .	23
14.	Análisis de materiales . . . . .	26
15.	Molde B del Corazón . . . . .	27
16.	Molde A del Corazón . . . . .	28
17.	Aurículas y ventrículos . . . . .	28
18.	Corazón 3D . . . . .	29
19.	Silicona de Platino SiAl-10 . . . . .	30
20.	Desmoldante . . . . .	30
21.	Preparación de la Mezcla de Silicona . . . . .	31
22.	Vertido de la Silicona . . . . .	31
23.	Corazón secado . . . . .	32
24.	Diseño 3D de la Bomba Peristáltica . . . . .	32
25.	ESP32 38 Pines . . . . .	33
26.	BTS7960 . . . . .	34
27.	Armado Bomba peristáltica . . . . .	34
28.	Regulador de voltaje DC/DC Step Down LM2596 . . . . .	35
29.	Sensor de flujo . . . . .	35
30.	LCD 20x4 . . . . .	36
31.	Diagrama de flujo para Desarrolladores . . . . .	39
32.	Diagrama de flujo para usuarios . . . . .	41
33.	Pieza 3D Corazón . . . . .	42
34.	Análisis del flujo de fluidos en un modelo 3D del corazón . . . . .	43
35.	Simulación de velocidad con PID . . . . .	43
36.	Simulación de velocidad Sin PID . . . . .	44
37.	Análisis de material [31] . . . . .	45
38.	Análisis de material [32] . . . . .	46
39.	Molde A vista explosionada . . . . .	47
40.	Molde B vista explosionada . . . . .	47
41.	Diseño de las cuatro cavidades internas del corazón . . . . .	48
42.	Estructura de moldes A y B antes de la fundición . . . . .	48
43.	Piezas de soporte de los moldes A y B . . . . .	49
44.	Rompecabezas de molde A . . . . .	49
45.	Rompecabezas de molde B . . . . .	50
46.	Cavidades internas del corazón impresas . . . . .	50
47.	Resultado de la fundición del corazón . . . . .	51
48.	Corazón con conectores neumáticos . . . . .	52
49.	Motor peristáltico . . . . .	53

50.	Explosionado de piezas 3D . . . . .	54
51.	Montaje de piezas de motor peristáltico en 3D . . . . .	54
52.	Rodamiento 6002 2RSC3 OKAMI . . . . .	55
53.	Manguera de silicona 9mm/5mm . . . . .	55
54.	Circuito general . . . . .	56
55.	Uso de microcontrolador . . . . .	56
56.	Pantalla visual (LCD20X4 IC2) . . . . .	57
57.	Sensores de flujo . . . . .	57
58.	Pieza de corazón en SOLIDWORK . . . . .	58
59.	Representación del área volumétrica de trabajo del flujo cardíaco . . . . .	59
60.	Distribución del flujo cardíaco en el interior del corazón . . . . .	59
61.	Distribución de presión en el flujo cardíaco . . . . .	60
62.	Distribución de velocidad en el flujo sanguíneo cardíaco . . . . .	60
63.	Distribución de presión . . . . .	61
64.	Inicio de la ejecución del programa PID en Arduino IDE . . . . .	62
65.	Monitoreo serie en funcionamiento. . . . .	63
66.	Análisis del comportamiento inicial en el plotter serie con PID . . . . .	63
67.	Análisis del comportamiento inicial en el plotter serie sin PID . . . . .	64
68.	Cavidad interna de corazón, Autodesk Fusion 360 . . . . .	72
69.	Molde rompecabezas parte A, Autodesk Fusion 360 . . . . .	73
70.	Molde rompecabezas parte B, Autodesk Fusion 360 . . . . .	74
71.	Pieza de sostenibilidad B, Autodesk Fusion 360 . . . . .	75
72.	Pieza de sostenibilidad A, Autodesk Fusion 360 . . . . .	76
73.	soporte de estructura general en lados laterales, Autodesk Fusion 360 . . . . .	77
74.	Eje de motor, Autodesk Fusion 360 . . . . .	78
75.	Acople de motor, Autodesk Fusion 360 . . . . .	79
76.	Rodillos para la mejora del movimiento, Autodesk Fusion 360 . . . . .	80
77.	Pieza de sostenibilidad, Autodesk Fusion 360 . . . . .	81
78.	Base de motor peristáltico, Autodesk Fusion 360 . . . . .	82
79.	Cuerpo principal de motor peristáltico, Autodesk Fusion 360 . . . . .	83
80.	Lámina del contorno del prototipo de bomba peristáltica en acrílico, Autodesk Fusion 360 . . . . .	84
81.	Parte 1: Código con PID . . . . .	85
82.	Parte 2: Código con PID . . . . .	86
83.	Parte 3: Código con PID . . . . .	87
84.	Parte 4: Código con PID . . . . .	88
85.	Parte 5: Código con PID . . . . .	89
86.	Parte 6: Código con PID . . . . .	90
87.	Parte 1: Código sin PID . . . . .	91
88.	Parte 2: Código sin PID . . . . .	92
89.	Parte 3: Código sin PID . . . . .	93
90.	Parte 4: Código sin PID . . . . .	94
91.	Parte 5: Código sin PID . . . . .	95
92.	Parte 6: Código sin PID . . . . .	96
93.	Prueba de 50 latidos: Validación de la respuesta del PID . . . . .	97
94.	Prueba de 60 latidos: Validación de la respuesta del PID . . . . .	97
95.	Prueba de 70 latidos: Validación de la respuesta del PID . . . . .	98
96.	Prueba de 80 latidos: Validación de la respuesta del PID . . . . .	98

#### ÍNDICE DE TABLAS

I.	<b>Matriz de objetivos</b> . . . . .	6
II.	Cronograma . . . . .	65
III.	Tabla detallada de gastos . . . . .	66

## I. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, la enseñanza de la fisiología humana, en particular los procesos vitales como los movimientos cardíacos, juega un papel crucial en la formación de los profesionales de la salud. La comprensión profunda de los mecanismos del sistema cardiovascular, especialmente los movimientos rítmicos del corazón, es esencial para un diagnóstico preciso y el desarrollo de tratamientos médicos efectivos. Sin embargo, a pesar de la importancia de estos procesos, los métodos tradicionales de enseñanza presentan limitaciones, ya que no permiten una interacción directa con las dinámicas fisiológicas reales, dificultando la asimilación práctica de estos fenómenos complejo [1].

El corazón humano es un órgano cuya función principal es bombear sangre a través del cuerpo, actividad que depende de una serie de movimientos rítmicos controlados por impulsos eléctricos. La contracción y relajación de los ventrículos y aurículas conforman el ciclo cardíaco y garantizan una correcta perfusión sanguínea. Simular estos movimientos de manera precisa es clave tanto para el aprendizaje teórico como para la formación práctica en entornos educativos. Sin embargo, actualmente existen pocas herramientas de simulación accesibles que representen de manera dinámica y fiel estos movimientos, lo que limita la capacidad de los estudiantes para experimentar y comprender el funcionamiento real del sistema cardiovascular [2].

Ante esta necesidad, el presente trabajo tiene como objetivo el diseño y desarrollo de un módulo didáctico de emulación de movimientos cardíacos, capaz de replicar de manera precisa los ciclos de contracción y relajación del corazón humano mediante el uso de un sistema de control PID (Proporcional-Integral-Derivativo). Este sistema permite una representación realista y dinámica de los movimientos cardíacos y proporciona una plataforma interactiva en la que los estudiantes pueden modificar y controlar parámetros clave, mejorando su comprensión sobre los aspectos técnicos y fisiológicos del corazón.

Para la construcción del prototipo, se emplearon tecnologías de diseño y fabricación digital. Se utilizó Autodesk Fusion 360 para el modelado tridimensional del corazón y el diseño de los moldes necesarios para la impresión 3D. Estos moldes fueron fabricados en una impresora 3D utilizando filamento PLA (ácido poliláctico), debido a su facilidad de impresión y resistencia estructural. Posteriormente, se utilizó silicona de platino Si-Al 10, seleccionada por su alta flexibilidad y biocompatibilidad, para la creación de la estructura del corazón artificial. La unión de las piezas del molde se realizó mediante un sistema de encaje tipo rompecabezas, lo que permitió una correcta alineación de las cavidades internas antes del proceso de fundición de la silicona.

En cuanto a la simulación de los movimientos del corazón, se empleó el software ANSYS Fluent para el análisis de flujo de fluidos, lo que permitió evaluar la distribución de presiones y velocidades internas en las cavidades del modelo cardíaco. Esto garantizó que el comportamiento del fluido dentro del prototipo fuera lo más cercano posible al de la fisiología real del corazón humano. Adicionalmente, para el control de los movimientos de contracción y relajación, se implementó un motor peristáltico, regulado por un microcontrolador ESP32, el cual ejecuta el algoritmo PID encargado de ajustar la frecuencia y amplitud de los latidos según las condiciones establecidas en la simulación.

El módulo didáctico propuesto no solo está orientado a la enseñanza de la fisiología cardíaca en un entorno académico, sino que también busca mejorar la capacitación de profesionales de la salud en el estudio de patologías cardiovasculares y en el desarrollo de dispositivos médicos. Este recurso educativo ofrece una herramienta versátil y accesible que facilita el aprendizaje interactivo y proporciona una experiencia más cercana a la realidad clínica. Su aplicación no solo optimiza la enseñanza, sino que también permite la simulación de enfermedades cardíacas y sus tratamientos, abriendo nuevas oportunidades en la investigación médica y la formación especializada en cardiología.

De esta manera, el presente proyecto busca contribuir a la educación médica mediante la innovación tecnológica, proporcionando una herramienta que potencia la comprensión y el análisis del sistema cardiovascular humano, al tiempo que facilita la validación de estrategias terapéuticas en el ámbito clínico y académico.

## II. PROBLEMA

La insuficiencia cardíaca representa una preocupación central en la salud pública a nivel mundial, afectando a aproximadamente 22 millones de personas y presentando una alarmante tasa de mortalidad del 50% [3]. Persiste un desafío crucial: el desarrollo de sistemas de control que emulen con precisión los patrones de latidos cardíacos naturales. Esta capacidad resulta fundamental para optimizar tanto la eficacia como la seguridad de los dispositivos de asistencia ventricular. Además como se ha verificado en Colombia, la insuficiencia cardíaca impone una carga significativa económica, impactando tanto a los sistemas de salud como a los cuidadores informales, quienes pierden en promedio \$644,017.50 pesos al mes debido a las actividades de cuidado, dedicando aproximadamente 7 horas de cuidado por cada 10 horas de trabajo [4].

Los estudiantes de medicina suelen utilizar corazones de cerdo para estudiar la anatomía cardíaca. Como resultado de esta experiencia, se ha elaborado una guía con el propósito de ser utilizada por los estudiantes de medicina para el estudio del corazón humano, basada en la disección del corazón porcino [5]. Sin embargo, estos especímenes estáticos no permiten observar los movimientos del corazón, lo que limita la comprensión de la dinámica cardíaca y resulta en una experiencia de aprendizaje incompleta de la anatomía funcional cardíaca.

En el campo de la medicina y la ingeniería biomédica, existen importantes desafíos en la replicación precisa de los movimientos y latidos del corazón humano. Esta capacidad es clave para una comprensión más profunda del sistema cardiovascular para el avance de nuevas tecnologías. Un estudio en este ámbito se centra en el desarrollo de dispositivos que se enfocan en áreas específicas, como la electrofisiología o la electromecánica [6]. Sin embargo, este enfoque limitado restringe el progreso significativo en la modelización completa del corazón, un área crucial para el desarrollo de aplicaciones médicas más avanzadas.

Los modelos computacionales existentes, en muchos casos, carecen de la fidelidad necesaria para representar con exactitud la compleja dinámica del corazón, lo que puede derivar en resultados inexactos o poco confiables, especialmente en la predicción de los efectos hemodinámicos de la contrapulsación externa mejorada (EECP, por sus siglas en inglés) en pacientes específicos. En contraste, el entrenamiento con los sistemas físicos de emulación, como los simuladores cardíacos ha demostrado generar mejores puntajes de desempeño operatorio y una manipulación más cuidadosa de los tejidos [7], no obstante, se caracterizan por ser costosos, inflexibles y difíciles de adaptar a diferentes escenarios y condiciones. Por ejemplo, en áreas como la cirugía laparoscópica ginecológica, que demanda entrenamiento en simuladores para desarrollar habilidades distintas a la cirugía convencional, no existe un acuerdo sobre las competencias estándar que debe obtener un aprendiz en un simulador de laparoscopia [8].

La falta de un sistema preciso de emulación para los movimientos y latidos cardíacos, asequible y versátil genera varios problemas y obstáculos. En primer lugar, limita el desarrollo de nuevos dispositivos médicos, como válvulas cardíacas artificiales o sistemas de asistencia ventricular, al no contar con un entorno de prueba realista y confiable [9]. Además, la limitada disponibilidad y la falta de acceso a estos sistemas para los pacientes con cardiopatías representa un obstáculo importante en la atención médica, lo que se traduce en habilidades de auscultación cardíaca inadecuadas en estudiantes de medicina, residentes y médicos graduados [10], lo que resalta la necesidad urgente de mejorar los métodos de enseñanza y prueba en este campo.

La carencia de sistemas de emulación eficientes representa un desafío considerable en la formación médica actual, ya que sin estas herramientas, los profesionales en formación carecen de medios eficaces para practicar situaciones clínicas complejas que no sean en un entorno real, sin pacientes que se vean afectados por mala práctica. Este problema se agrava con la implementación de nuevas tecnologías médicas, especialmente en zonas rurales y de difícil acceso, ya que la formación continua y el seguimiento son esenciales. La magnitud de este desafío se refleja en la atención quirúrgica global, con 77.000 quirófanos en todo el mundo que actualmente prestan servicios [11].

Uno de los principales desafíos en la investigación sobre el estudio del corazón es la adquisición de corazones humanos para donación y análisis. La complejidad del proceso de trasplante de corazón, que exige la disponibilidad de un donante clínicamente muerto pero mantenido con soporte vital [12], junto con la necesidad de que el órgano donado sea compatible en términos de tipo de sangre y tejido, complica significativamente la adquisición de corazones adecuados. Este desafío limita la cantidad de estudios y pruebas que se pueden realizar, afectando el avance en la investigación y el desarrollo de tecnologías relacionadas.

Un desafío significativo en el desarrollo de tecnologías que emulen el comportamiento del corazón humano radica en la dificultad de replicar con precisión sus funciones. Los corazones artificiales, utilizados para emular estas funciones, están compuestos de materiales avanzados como titanio y plástico, con un peso que no supera el kilogramo. A pesar de su valor funcional, su costo puede alcanzar cifras exorbitantes, como 100.000 dólares, lo que limita su accesibilidad [13]. Además, el costo total de un dispositivo de este índole puede bordear los 200.000 dólares, lo que agrava la dificultad de adquisición, para usuarios de sistemas de salud públicos o privados [12]. Por otro lado, los corazones artificiales elaborados con poliuretano segmentado [14] ofrecen una alternativa, pero su disponibilidad sigue siendo restringida.

La impresión de corazones en 3D, que utiliza células humanas y materiales biológicos específicos de cada paciente, aún se encuentra en una fase de desarrollo preliminar, lo que implica que pasarán años antes de que esta tecnología esté ampliamente disponible [15]. Aunque la idea de crear órganos es prometedora, enfrenta limitaciones en cuanto a los materiales, como la biotinta de células cardíacas, utilizada para imprimir el tejido parenquimatoso, y una biotinta compuesta por células formadoras de vasos sanguíneos. Debido a estos inconvenientes económicos, actualmente se recurre al estudio con corazones porcinos en lugar de corazones humanos, los cuales solo están disponibles por tiempo limitado debido a su putrefacción, a menos que se conserven adecuadamente.

Basado en todo lo revisado, desarrollar un módulo que pueda emular los movimientos cardíacos de los latidos del corazón humano resulta crucial debido a la alta tasa de mortalidad por insuficiencia cardíaca y la falta de sistemas precisos y accesibles para replicar estos patrones, la carencia de modelos adecuados limita el avance en dispositivos médicos y genera una carga económica significativa, los corazones humanos para estudio son escasos y costosos, mientras que los corazones impresos en 3D están aún en una fase de desarrollo preliminar y presentan limitaciones en cuanto a materiales, además, el uso de corazones porcinos, disponibles solo por tiempo limitado, no proporciona una experiencia completa de la dinámica cardíaca necesaria para el avance en la formación médica.

### III. JUSTIFICACIÓN

El desarrollo de un sistema de emulación de movimientos de latidos de corazón controlado por PID ofrece una solución prometedora para abordar las limitaciones actuales en la modelización cardiaca y la formación médica. Este enfoque tiene el potencial de proporcionar una representación más precisa y dinámica de la actividad cardiaca, mejorando significativamente tanto la investigación como la educación en el campo de la cardiología [6].

El sistema propuesto es crucial para el desarrollo de dispositivos médicos que simulan funciones cardiacas, lo que resulta esencial en la investigación y tratamiento de enfermedades cardiovasculares. La implementación de un controlador PID geométrico [3], garantiza una respuesta bastante exacta y estable en sistemas mecánicos complejos, permitiendo replicar efectivamente la dinámica del corazón. Este avance mejora la estabilidad del sistema y aborda las restricciones inherentes a los movimientos biomédicos, marcando un progreso significativo en la tecnología de emulación cardiaca.

La justificación de este estudio radica en la creciente complejidad de los sistemas de control y la necesidad de métodos de diseño accesibles y efectivos. El enfoque propuesto simplifica la sintonización de controladores PID, mejorando su rendimiento en comparación con métodos tradicionales. Esta capacidad de adaptación es fundamental para aplicaciones médicas donde la precisión en la simulación es clave. La efectividad del controlador PID en sistemas dinámicos ha sido respaldada por investigaciones previas [16].

El sistema propuesto puede abordar la falta de fidelidad en los modelos computacionales actuales al proporcionar una emulación física bastante exacta de los movimientos cardiacos. Ajustándose en tiempo real, puede replicar diversos patrones de latidos, incluyendo condiciones normales y patológicas. Esto no solo mejora la comprensión de la dinámica cardiaca entre los estudiantes de medicina, sino que también ofrece un entorno de prueba realista y de bajo costo [8]. La implementación de este sistema se justifica por su capacidad para proporcionar un control robusto en sistemas dinámicos [17], permitiendo una representación muy similar a la fisiología real del corazón y avanzando en la investigación médica.

Aunque investigadores anteriores han desarrollado modelos computacionales y simuladores físicos, estos a menudo carecen de la capacidad de ajuste en tiempo real y la precisión necesaria para replicar la variabilidad de los latidos cardiacos. La necesidad de un sistema de emulación de movimientos de latidos del corazón controlado por PID radica en la importancia de ofrecer a los estudiantes de medicina una experiencia de aprendizaje que simule condiciones clínicas reales. Este sistema facilitará la adquisición de habilidades y permitirá una evaluación objetiva del desempeño, contribuyendo a la formación de cirujanos más competentes. Como se menciona en [7], *“la evaluación objetiva de las habilidades requiere un primer paso: identificar las habilidades a evaluar”*.

El sistema propuesto busca superar las limitaciones de los enfoques anteriores. Utilizando un mecanismo físico controlado por un sistema PID, el dispositivo puede replicar con precisión los movimientos cardiacos y ajustarse en tiempo real a diferentes patrones de latido. Esto permite una representación más fiel de la dinámica cardiaca, tanto en condiciones normales como patológicas [10].

En respuesta a las limitaciones de la impresión de órganos, el módulo didáctico propuesto emplea tecnologías de simulación mediante la combinación de materiales como silicona y sistemas PID para replicar los movimientos cardiacos. Este enfoque proporciona una solución a la falta de disponibilidad de corazones impresos en 3D al ofrecer una herramienta educativa que emula funciones cardiacas de manera efectiva sin depender de corazones reales o materiales biológicos aún en desarrollo. La capacidad de ajustar el comportamiento del modelo mediante control PID permite una emulación precisa y adaptativa, beneficiando la formación y evaluación en el área médica [15].

Así también es crucial por varias razones. En primer lugar, mejorará significativamente la educación médica al proporcionar a los estudiantes una herramienta práctica para observar y comprender los movimientos cardiacos

de manera dinámica, superando las limitaciones de los especímenes estáticos actuales [11]. En segundo lugar, ofrecerá un entorno de prueba más realista para el desarrollo y perfeccionamiento de dispositivos médicos cardíacos, potencialmente acelerando la innovación en este campo crítico. Finalmente, el sistema podría tener aplicaciones en la investigación cardíaca, permitiendo a los científicos estudiar los efectos de diferentes condiciones en los patrones de latido del corazón de manera más precisa y controlada [18].

El módulo didáctico propuesto proporciona una alternativa económica y accesible al desarrollar un modelo de corazón emulado utilizando materiales como silicona y controlado por un sistema PID. Este enfoque no solo reduce los costos asociados con los corazones artificiales de alta tecnología, sino que también permite una personalización más flexible para simulaciones específicas en entornos educativos y clínicos. La integración de tecnología de impresión 3D para el desarrollo de componentes ofrece una mayor adaptabilidad y reducción de costos en comparación con los corazones artificiales comerciales [13].

## IV. OBJETIVOS

### IV-A. *Objetivo general*

Desarrollar un prototipo de módulo educativo que reproduzca la dinámica de los latidos del corazón, utilizando un controlador PID para que varíe la frecuencia cardíaca.

### IV-B. *Objetivos específicos*

1. Diseñar un prototipo de emulación de latidos cardíacos que reproduzca sus movimientos naturales, considerando distintas condiciones cardíacas.
2. Desarrollar un sistema mecánico que emule los latidos del corazón controlado por PID, incorporado a un corazón de silicona morfológicamente similar.
3. Validar los movimientos replicando los latidos del corazón en diversos escenarios de condiciones cardíacas.

### IV-C. *Tabla de objetivos*

Tabla I  
MATRIZ DE OBJETIVOS

Objetivo	Planteamiento	Indicador de logro	Medio de verificación
OE1	Diseñar un prototipo de emulación de latidos cardíacos que reproduzca sus movimientos naturales, considerando distintas condiciones cardíacas.	1 plano multidimensional, elaborado mediante un software especializado para la fabricación de moldes por impresión 3D, con el fin de crear un corazón de silicona.	Documentación del diseño de los moldes impresos en 3D, utilizando un software CAD.
OE2	Desarrollar un sistema mecánico que emule los latidos del corazón controlado por PID, incorporado a un corazón de silicona morfológicamente similar.	Lograr un porcentaje superior al 90 % en las pruebas del sistema de emulación con motor PID, garantizando el funcionamiento óptimo del mecanismo.	Pruebas funcionales del sistema, informes de pruebas y programación de la demostración matemática del control PID.
OE3	Validar los movimientos replicando los latidos del corazón en diversos escenarios de condiciones cardíacas.	Superar el 90 % en la tasa de éxito en la emulación de movimientos cardíacos a diferentes latidos por minuto, con datos visualizados en pantalla.	Resultados de pruebas documentados, con datos de latidos por minuto mostrados en pantalla y comparados con valores teóricos.

## V. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

### V-A. Análisis de corazón humano y simulador

El corazón es un órgano vital situado en el mediastino medio, con una estructura fibromuscular hueca y forma cónica. Su función principal es bombear sangre a través de dos sistemas circulatorios: el pulmonar y el sistémico, operando mediante cuatro cámaras: dos aurículas y dos ventrículos. Estas cámaras se interconectan a través de válvulas auriculoventriculares, como la tricúspide y la mitral, y válvulas de salida arterial, como la pulmonar y la aórtica, que aseguran el flujo unidireccional de la sangre. La anatomía topográfica del corazón, que incluye la ubicación de sus bordes y superficies, resulta crucial para la evaluación clínica cardíaca. El corazón está envuelto en el pericardio, un saco fibroso que le brinda protección y soporte estructural. Además, el sistema de conducción cardíaco, conformado por el nodo sinoauricular, el nodo auriculoventricular y el haz de His, coordina la contracción rítmica del corazón. El suministro sanguíneo al corazón es proporcionado por las arterias coronarias, mientras que el drenaje venoso se realiza principalmente a través del seno coronario. El corazón está inervado por nervios autónomos que regulan la actividad cardíaca y de las arterias coronarias sin participar directamente en la generación de impulsos contráctiles [2].

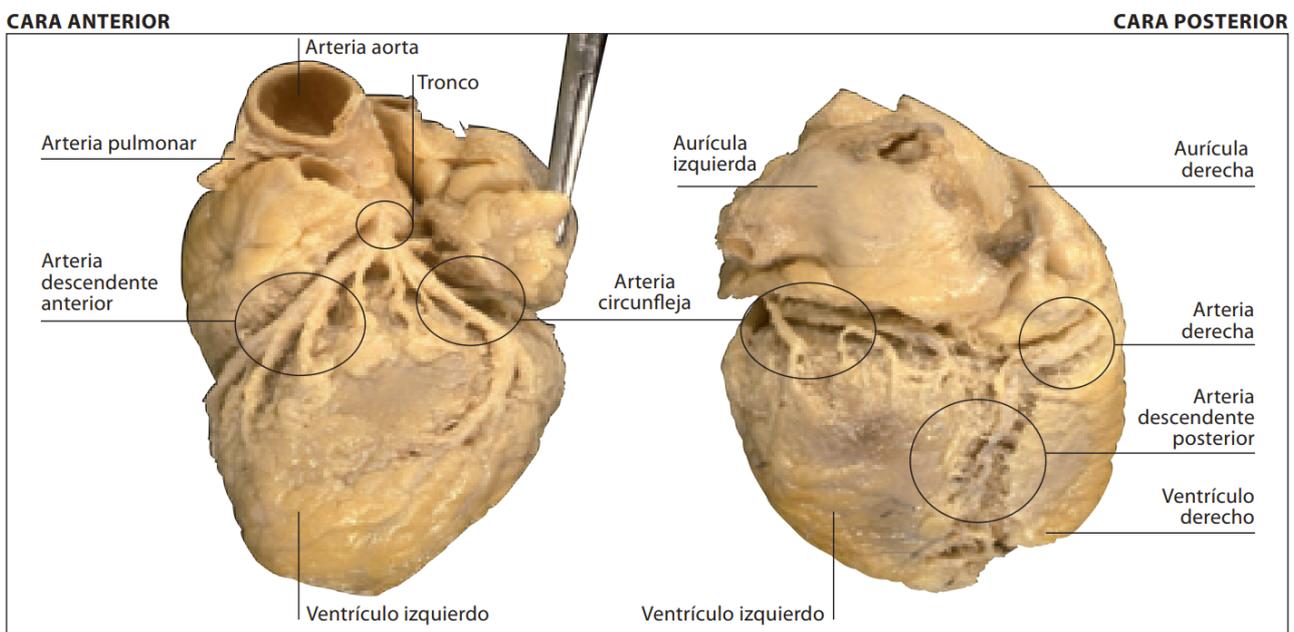


Figura 1. Morfología cardíaca: detalles anatómicos del corazón humano [1].

La preservación de órganos, incluyendo el corazón, es un aspecto crucial en el campo de los trasplantes. En el caso específico del corazón, la técnica de preservación más utilizada es el almacenamiento hipotérmico con suplementación de cardioplejía. Este método implica la perfusión del órgano con una solución cristaloide hiperpotasémica a 4°C a través de las arterias coronarias en el momento del paro cardíaco, durante el almacenamiento y de forma intermitente durante el trasplante. El límite de tiempo aceptado para la isquemia fría en la preservación cardíaca es generalmente de 4 horas, aunque investigaciones recientes sugieren que este período podría extenderse hasta 8 horas o más con el uso de nuevas soluciones de preservación. La composición química de estas soluciones es fundamental para la preservación eficaz del órgano. Entre las soluciones más efectivas se encuentran la del Hospital de St Thomas, la Universidad de Wisconsin (UW) y la Celsior. Estas soluciones contienen diversos componentes químicos diseñados para proteger el órgano durante el período de isquemia, incluyendo electrolitos específicos, antioxidantes, y agentes que previenen el edema celular y la acidosis. Sin embargo, es importante destacar que la preservación cardíaca presenta limitaciones significativas. El corazón es particularmente sensible a la isquemia y requiere tiempos de preservación muy cortos en comparación con otros órganos. Esto implica que el corazón debe

ser implantado inmediatamente después de la extracción, lo que supone un desafío logístico considerable en los procesos de trasplante [19].

	Experimental	Clínica
Riñón	72 h	24 (hasta 50) h
Hígado	48 h	12 (hasta 37) h
Páncreas	72 h	17 (hasta 30) h
Corazón	15 h	3 (hasta 8) h
Pulmón	(?)	3 (hasta 8) h
Intestino	(?)	6 (hasta 12) h

Figura 2. Tiempo de preservación en hipotermia de órganos [19].

La impresión 3D se establece como una herramienta innovadora en el campo de la medicina, especialmente en la creación de corazones artificiales. Esta tecnología permite la fabricación de estructuras anatómicas detalladas utilizando células humanas y materiales biológicos específicos para cada paciente, optimizando la compatibilidad y minimizando el riesgo de rechazo como se menciona en [14]. En contraste con los corazones artificiales tradicionales, que se construyen con materiales como titanio y poliuretano [15], los corazones impresos en 3D ofrecen una mayor biocompatibilidad y adaptación a las necesidades individuales de los pacientes. Además de mejorar la calidad de vida de los pacientes, esta tecnología proporciona modelos personalizados que replican con precisión la fisiología del corazón humano, facilitando así el estudio y la formación médica. Estos modelos permiten una simulación más realista de las condiciones cardíacas, ofreciendo a los profesionales médicos herramientas valiosas para la evaluación y el entrenamiento en un entorno controlado [14]. Sin embargo, esta tecnología enfrenta desafíos, incluyendo un alto costo económico y su estado aún en fase de prueba.

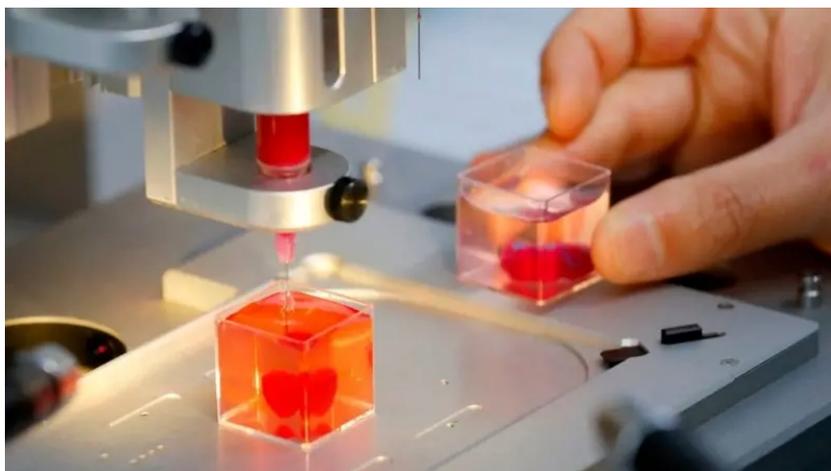


Figura 3. Corazón impreso en 3D con tejido y vasos humanos[15].

La actividad cardíaca normal se origina en el nódulo sinusal, donde células especializadas con automaticidad intrínseca actúan como marcapasos naturales del corazón. Estas células generan impulsos eléctricos que se propagan

de manera coordinada a través de las aurículas, alcanzando eventualmente el nódulo auriculoventricular (AV). Desde el nódulo AV, los impulsos eléctricos se transmiten al sistema de conducción His-Purkinje, encargado de distribuir rápidamente estos impulsos a los ventrículos, resultando en su despolarización eficiente y sincronizada.

Cuando la capacidad natural del corazón para generar impulsos eléctricos se ve afectada o su sistema de conducción presenta fallas, el tejido cardíaco aún puede reaccionar a estímulos eléctricos externos. Un impulso externo puede activar las células del corazón al llevarlas hasta el nivel necesario para iniciar su activación. Este proceso, que requiere energía del organismo, permite que la señal eléctrica se propague por el tejido cardíaco y, al mismo tiempo, genere la contracción del músculo mediante la conexión entre la señal eléctrica y el movimiento. Los marcapasos están diseñados para enviar estos impulsos cuando el sistema del corazón no trabaja correctamente, asegurando un ritmo estable y coordinado [20].

### V-B. Simuladores

Los simuladores cardíacos desempeñan un papel crucial en el diagnóstico de enfermedades del corazón y en la mejora del conocimiento sobre esta principal causa de mortalidad. La integración de aspectos multifísicos, como la electrofisiología y la mecánica activa-pasiva, presenta desafíos significativos para aplicar metodologías existentes en tiempo real, ya que la conducción de la tensión eléctrica requiere pasos de tiempo muy reducidos para evitar inestabilidad numérica, mientras que la simulación mecánica enfrenta problemas de convergencia lenta y volumen invertido. Para abordar estos retos, se desarrolla un modelo de acoplamiento físico que convierte la dinámica activa-pasiva en restricciones, permitiendo resolver problemas multifísicos de manera más eficiente, optimizando la representación de los procesos físicos y mejorando la precisión de las simulaciones cardíacas, lo que contribuye a una mejor comprensión de la dinámica cardíaca y a una evaluación más efectiva de las enfermedades del corazón, beneficiando así la atención al paciente y la investigación cardiovascular.

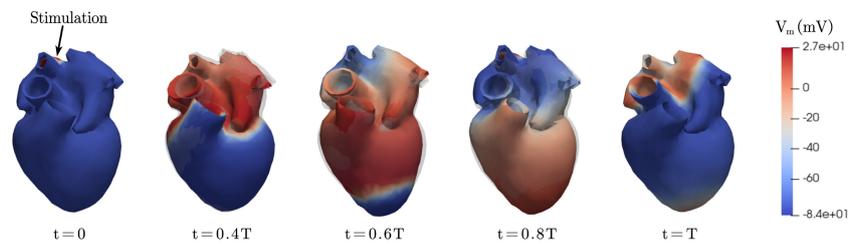


Figura 4. Simulación del acoplamiento electromecánico biventricular [21].

La simulación de la función cardíaca mediante modelos físicos resalta el impacto de la Ley de Moore en la aplicación de estas tecnologías para el tratamiento de enfermedades cardíacas. Las enfermedades del corazón, como las miocardiopatías, las enfermedades valvulares, las cardiopatías congénitas y las arritmias, suelen originarse en el corazón o afectar su funcionamiento. Por esta razón, los modelos computacionales que ofrecen una comprensión detallada de la dinámica cardíaca, incluyendo aspectos como la electrofisiología, la mecánica y la hemodinámica, en corazones tanto sanos como enfermos, tienen el potencial de transformar el diagnóstico y tratamiento de estas afecciones.

El uso de simulaciones para diagnosticar y planificar cirugías tiene el potencial de mejorar bastante los resultados clínicos y reducir los costos. Un buen ejemplo de esto es la miocardiopatía hipertrófica obstructiva (MCHO), que es una de las principales causas de muerte súbita en personas que aparentemente están saludables y que genera mucha morbilidad en las etapas más avanzadas. Las simulaciones pueden ser muy útiles en este caso. En la MCHO, el engrosamiento del miocardio en el ventrículo izquierdo (VI) puede bloquear el flujo de sangre hacia la aorta durante la sístole. Esta obstrucción en el tracto de salida del VI cambia constantemente, dependiendo de factores como la precarga y la poscarga, y si la presión es baja en este tracto durante la sístole, el flujo sanguíneo puede

alterarse.

Los tratamientos convencionales para la MCHO incluyen la miotomía (eliminación quirúrgica de la obstrucción) y/o la plicatura de la valva mitral. Cada uno de estos tratamientos presenta sus propios riesgos y beneficios, por lo que los cirujanos utilizan imágenes, como la ecocardiografía y la ecografía Doppler, junto con su experiencia, para decidir cuál es el tratamiento más adecuado para cada paciente. Sin embargo, la complejidad de la hemodinámica en el tracto de salida y el comportamiento de las valvas frente al flujo sanguíneo hace que sea difícil predecir los efectos de la cirugía, incluso para los cirujanos más experimentados. En este contexto, un modelo hemodinámico personalizado para cada paciente podría ayudar al cirujano a elegir la terapia más efectiva, mejorando los resultados y reduciendo la necesidad de revisiones costosas [22].

Además de su uso en la MCHO, los modelos hemodinámicos cardíacos podrían ser útiles en la planificación de cirugías para trasplantes cardíacos, dispositivos de asistencia ventricular, implantación de válvulas protésicas, reparación valvular y terapia de resincronización cardíaca.

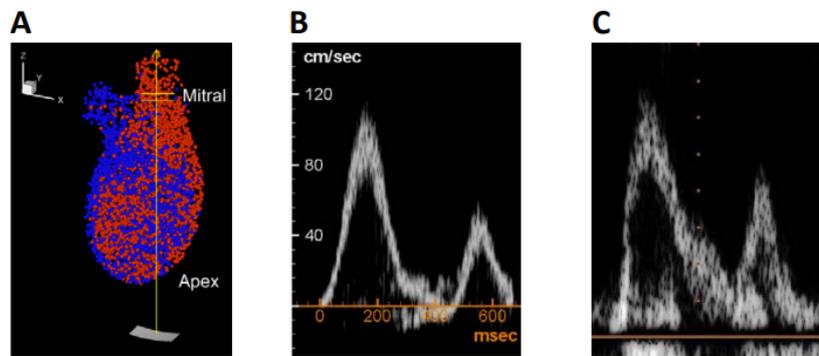


Figura 5. Modelado computacional de la hemodinámica cardíaca [22].

#### V-C. Enfermedades cardíacas

El corazón humano puede verse afectado por diversas patologías que comprometen su funcionamiento normal, alterando el ritmo, la frecuencia y la regularidad de los latidos cardíacos. Estas alteraciones pueden generar complicaciones en la capacidad del corazón para bombear sangre de manera eficiente, afectando la oxigenación de los tejidos y la homeostasis del organismo.

Dentro de estas afecciones, las arritmias cardíacas constituyen una de las alteraciones más frecuentes y pueden variar desde casos benignos hasta condiciones potencialmente mortales. Entre las principales enfermedades que afectan el ritmo cardíaco se encuentran la fibrilación auricular, la taquicardia ventricular, la bradicardia, la insuficiencia cardíaca, el bloqueo auriculoventricular, la disfunción del nodo sinoauricular y enfermedades estructurales como la miocardiopatía. Estas condiciones afectan directamente el sistema de conducción eléctrica del corazón y su capacidad de bombeo, impactando tanto la calidad de vida como la salud general del paciente.

*La fibrilación auricular (FA):* La fibrilación auricular es una de las arritmias más comunes y se caracteriza por una actividad eléctrica desorganizada en las aurículas del corazón. En lugar de contraerse de manera sincronizada, las aurículas fibrilan o tiemblan de forma caótica, lo que provoca una frecuencia cardíaca irregular y, en muchos casos, elevada, pudiendo oscilar entre 100 y 175 latidos por minuto en reposo.

Esta alteración impide que las aurículas bomben sangre de manera eficiente a los ventrículos, reduciendo el volumen de sangre expulsado y afectando la circulación sistémica. Como resultado, los pacientes pueden experimentar palpitaciones, fatiga, mareos y dificultad para respirar, lo que repercute negativamente en su calidad

de vida. Además, la fibrilación auricular aumenta el riesgo de formación de trombos, lo que puede derivar en accidentes cerebrovasculares (ACV) o embolias sistémicas.

*La taquicardia ventricular:* La taquicardia ventricular es una arritmia cardíaca que se origina en los ventrículos del corazón y se caracteriza por una frecuencia cardíaca anormalmente alta, superior a 100 latidos por minuto. En esta condición, los ventrículos, en lugar de seguir el ritmo sinusal normal controlado por el nódulo sinusal y el sistema de conducción cardíaco, comienzan a generar impulsos eléctricos de manera autónoma y rápida. Esto provoca que el corazón no pueda mantener un ritmo regular y coordinado[23].

*La bradicardia:* La bradicardia se define por una frecuencia cardíaca considerablemente reducida, generalmente por debajo de 60 latidos por minuto cuando la persona está en reposo. Esta disminución en la frecuencia cardíaca puede ser causada por diferentes alteraciones en el sistema de conducción del corazón, como la disfunción del nodo sinoauricular o bloqueos en el sistema de conducción cardíaco.[24].

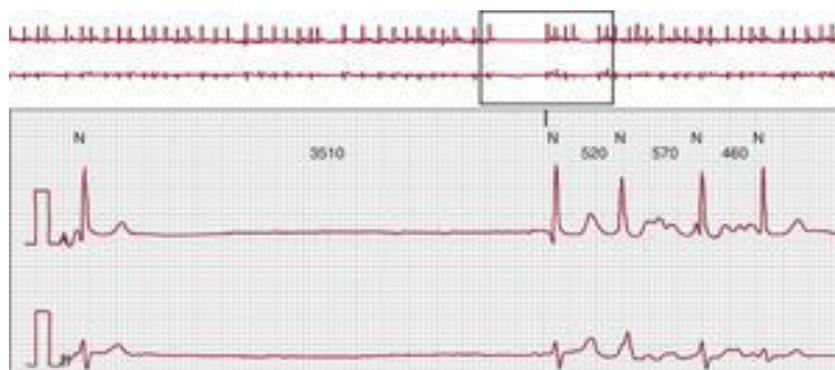


Figura 6. Paciente con un síndrome de bradicardia-taquicardia [24].

*El nodo sinoauricular:* El nodo sinoauricular, conocido como el marcapasos natural del corazón, es el encargado de generar los impulsos eléctricos que inician cada latido cardíaco. Cuando este nodo no funciona correctamente, la frecuencia cardíaca puede disminuir, lo que da lugar a la bradicardia. Además, los bloqueos en el sistema de conducción, que incluye el nodo auriculoventricular (AV) y el sistema His-Purkinje, pueden interrumpir la transmisión normal de los impulsos eléctricos entre las aurículas y los ventrículos, lo que contribuye a una frecuencia cardíaca más baja de lo normal.

*Las taquicardias sinusal y supraventricular:* Son otros trastornos comunes que aumentan el ritmo cardíaco. En la taquicardia sinusal, el nodo sinusal genera impulsos más rápidos de lo normal, lo que provoca que el ritmo cardíaco supere los 100 latidos por minuto. Este aumento puede ser fisiológico, como ocurre durante una actividad física intensa, o patológico, debido a condiciones como anemia o hipertiroidismo. De manera similar, la taquicardia supraventricular se origina en las aurículas o en el nodo AV y causa un aumento rápido y sostenido del ritmo, generalmente superior a 150 latidos por minuto. Ambos trastornos pueden afectar la eficiencia del corazón para bombear sangre, y generar síntomas como palpitaciones, dificultad para respirar y mareos.

El corazón humano puede verse afectado por diversas enfermedades que alteran su ritmo y frecuencia cardíaca, lo que impacta la capacidad del órgano para bombear sangre de manera eficiente. Estas enfermedades pueden ocasionar aumentos o disminuciones en la frecuencia cardíaca, sin modificar la coordinación de las cavidades cardíacas. Entre las alteraciones más comunes se encuentran la fibrilación auricular, la taquicardia ventricular, la bradicardia, la insuficiencia cardíaca, el bloqueo auriculoventricular, la disfunción del nodo sinoauricular y las enfermedades estructurales como la miocardiopatía.

Cuando el ritmo cardíaco aumenta, condiciones como la taquicardia sinusal y la taquicardia supraventricular resultan en una mayor frecuencia cardíaca sin alterar la forma ni la sincronización de los latidos. En la taquicardia sinusal, el nodo sinusal genera impulsos más rápidos, lo que acelera el ritmo cardíaco. En la taquicardia supraventricular, la fuente de los impulsos se encuentra por encima de los ventrículos, pero las cavidades siguen contrayéndose de manera coordinada. Aunque el ritmo es elevado, la sincronización entre las cavidades del corazón se mantiene, lo que permite que el corazón continúe bombeando sangre de manera eficiente, aunque con mayor esfuerzo.

La disminución del ritmo cardíaco, como se observa en la bradicardia, implica una reducción en la frecuencia cardíaca por debajo de los 60 latidos por minuto, sin que se modifique la sincronización de los latidos. En este caso, el nodo sinoauricular o los bloqueos en el sistema de conducción impiden que el corazón lata a un ritmo adecuado, lo que puede ocasionar síntomas como fatiga, mareos o incluso desmayos. Aunque la frecuencia baja, las cavidades siguen funcionando de manera normal, pero la menor cantidad de latidos puede afectar el suministro de oxígeno y nutrientes a los tejidos y órganos.

Este trabajo se enfoca en el estudio y análisis de las enfermedades que alteran el ritmo cardíaco sin modificar la forma ni la coordinación de las cavidades cardíacas. Se examinan condiciones como la taquicardia sinusal, la taquicardia supraventricular y la bradicardia, que afectan la frecuencia de los latidos del corazón, pero no alteran la función de bombeo ni la coordinación entre las cavidades del órgano. Aunque estas condiciones provocan variaciones en el ritmo cardíaco, el funcionamiento de las cavidades sigue siendo eficiente y las contracciones permanecen coordinadas, lo que permite que el corazón siga bombeando sangre de manera ordenada.

#### *V-D. Alteraciones de la Frecuencia Cardíaca y sus Consecuencias Clínicas*

El ritmo cardíaco humano, también conocido como frecuencia cardíaca, representa un indicador fundamental del estado fisiológico del cuerpo y el funcionamiento del sistema cardiovascular. Este se refiere al número de latidos del corazón por minuto y varía según la edad, el nivel de actividad física y el estado de salud general. En condiciones normales, un adulto en reposo presenta una frecuencia cardíaca de entre 60 y 100 latidos por minuto, lo que garantiza un flujo sanguíneo adecuado para satisfacer las necesidades metabólicas del organismo. Sin embargo, cuando la frecuencia cardíaca excede los 100 latidos por minuto, se identifica como taquicardia, una condición que puede estar relacionada con factores como el estrés emocional, fiebre, anemia, deshidratación, hipertiroidismo o arritmias. Por otro lado, cuando la frecuencia cardíaca desciende por debajo de los 60 latidos por minuto, se clasifica como bradicardia, una condición que, aunque normal en personas con alto entrenamiento físico, también puede indicar alteraciones como la disfunción del nodo sinusal, bloqueos en el Sistema de conducción eléctrica o enfermedades metabólicas. Estas variaciones, si no se diagnostican y tratan adecuadamente, pueden derivar en complicaciones severas como insuficiencia cardíaca, síncope recurrente o, en casos extremos, la muerte súbita.

El ritmo cardíaco puede alterarse significativamente debido a enfermedades diversas y condiciones médicas que afectan directamente la estructura y función del corazón. Entre estas se encuentran trastornos eléctricos, como la fibrilación auricular, el aleteo auricular y los bloqueos cardíacos, que alteran la conducción de los impulsos eléctricos entre las cavidades cardíacas. Asimismo, enfermedades estructurales como las miocardiopatías, la insuficiencia congestiva, la pericarditis y la endocarditis también comprometen la función contráctil y el flujo hemodinámico. Otras afecciones incluyen la hipertensión arterial crónica, las enfermedades coronarias y los infartos de miocardio, que dañan el miocardio y reducen la eficiencia del bombeo cardíaco. Estas patologías suelen manifestarse de manera progresiva o aguda, dependiendo de su etiología, y afectan tanto la capacidad del corazón para mantener un ritmo adecuado como su habilidad para distribuir sangre de manera uniforme. Por ello, el diagnóstico y tratamiento oportunos son esenciales para prevenir complicaciones mayores y mejorar la calidad de vida de los pacientes afectados.

Sin embargo, este análisis se enfoca en los ritmos cardíacos que, aunque mantienen un patrón secuencial normal de contracción, presentan variaciones en la aceleración o disminución del ritmo. Estas variaciones, como la taquicardia y la bradicardia, permiten estudiar cómo las fluctuaciones en la frecuencia cardíaca afectan la sincronización de las cavidades auriculares y ventriculares sin alterar el orden de sus contracciones. Este enfoque excluye patologías más complejas que involucran fallos estructurales o funcionales graves, como asimetrías en las contracciones interauriculares o interventriculares, descoordinación hemodinámica o el fallo unilateral de una cavidad. Estas condiciones generalmente están asociadas a enfermedades avanzadas del corazón que afectan no solo su funcionalidad, sino también la interacción entre los sistemas mecánicos y eléctricos del órgano. Por lo tanto, la diferenciación entre alteraciones funcionales y estructurales resulta crucial para el diseño de estrategias terapéuticas y preventivas.

#### *V-E. Infraestructura tecnológica*

El control Proporcional-Integral-Derivativo (PID) es una técnica fundamental en la automatización y el control de procesos, destacándose por su capacidad para regular variables críticas en diversos sistemas. En este contexto, su aplicación en el control de velocidad de motores eléctricos resulta particularmente relevante. La implementación del control PID en un motor DC con encoder tiene como objetivo principal lograr una regulación precisa y estable de la velocidad, ajustando continuamente los parámetros para alcanzar la estabilidad deseada. El control PID se compone de tres elementos esenciales: el proporcional, que corrige el error actual; el integral, que ajusta los errores acumulados en el pasado; y el derivativo, que predice y corrige los errores futuros. Estos tres componentes trabajan en conjunto para optimizar el comportamiento del sistema, minimizando el error y asegurando una respuesta rápida y eficiente ante cualquier perturbación. La integración de estos elementos en un motor DC regularizado por sensores, utilizando módulos como el ESP32 WROVER de 38 pines y el puente H bts7960, permite la implementación efectiva de un circuito de control PID, garantizando un rendimiento óptimo en la regulación de la velocidad del motor y giros horario y anti horario. Aunque esta implementación ofrece resultados similares al latido de un corazón humano, es importante considerar que el costo y la complejidad de la misma pueden ser elevados, lo que podría limitar su uso a aplicaciones específicas donde la enseñanza sea primordial [25].

#### *V-F. Aplicación del Método de Ashby en la Selección de Materiales*

El método de Ashby es una herramienta sistemática utilizada para la selección de materiales en función de criterios específicos de rendimiento. Este enfoque permite identificar los materiales más adecuados para una aplicación determinada al considerar simultáneamente sus propiedades mecánicas, físicas y químicas, junto con las restricciones del diseño. A través del uso de gráficos de selección y diagramas de Ashby, se facilita la comparación de diferentes materiales en función de sus características clave, lo que optimiza el proceso de toma de decisiones. Este método resulta especialmente útil en proyectos de ingeniería donde la elección del material influye directamente en la funcionalidad, durabilidad y eficiencia del producto final.

*V-F1. Definición de Requisitos y Restricciones:* El primer paso en el proceso de selección de materiales es establecer los requisitos funcionales del molde, considerando las condiciones bajo las cuales debe operar. En este caso, el molde debe ser capaz de reproducir las cuatro cavidades principales del corazón (aurículas y ventrículos) y debe permitir los movimientos de expansión y contracción típicos del ciclo cardíaco. Los requisitos más importantes para la selección del material incluyen:

*Flexibilidad:* El material debe permitir deformaciones elásticas que simulen la expansión y contracción del corazón durante el ciclo cardíaco sin perder su funcionalidad.

*Elasticidad:* El material debe ser capaz de recuperar su forma original tras la deformación, garantizando la reproducción del comportamiento dinámico del músculo cardíaco.

*Durabilidad:* El material debe ser resistente a la fatiga y al desgaste, ya que el molde estará sujeto a ciclos repetitivos de expansión y contracción.

*Compatibilidad con el proceso de fabricación:* El material debe ser adecuado para los procesos de fabricación disponibles, como la inyección de silicona o TPU, asegurando facilidad en la creación del molde.

*Biocompatibilidad:* Si el molde tiene aplicaciones biomédicas, el material debe ser seguro para el contacto con tejidos humanos, sin causar reacciones adversas.

*V-F2. Identificación de Materiales Candidatos:* A partir de los requisitos establecidos, se seleccionan una serie de materiales que podrían cumplir con las propiedades necesarias para la fabricación del molde. Para el diseño del molde que simula las cavidades del corazón, algunos de los materiales candidatos más relevantes incluyen:

*Silicona:* Este material es conocido por su flexibilidad, elasticidad y biocompatibilidad, características que lo hacen adecuado para aplicaciones biomédicas, como simuladores cardíacos.

*TPU (Poliuretano Termoplástico):* El TPU ofrece alta elasticidad, resistencia a la tracción y buena durabilidad, lo que lo convierte en un material adecuado para simular los movimientos de expansión y contracción del corazón.

*Elastómeros de goma:* Estos materiales también presentan propiedades elásticas y de deformación, siendo útiles para aplicaciones que requieren flexibilidad y resistencia.

*PLA (Ácido Poliláctico):* El PLA es un polímero biodegradable que se caracteriza por su facilidad de fabricación y bajo costo. Aunque no posee la flexibilidad y elasticidad de la silicona o el TPU, su rigidez y la posibilidad de ser utilizado en impresión 3D lo convierten en una opción viable para la creación de moldes rígidos o semi-rígidos.

*Nylon:* El nailon es un polímero conocido por su resistencia mecánica, durabilidad y resistencia a la abrasión. Si bien no presenta la flexibilidad y elasticidad necesarias para simular de manera exacta los movimientos del corazón, su alta resistencia y capacidad de soportar tensiones lo hace adecuado para aplicaciones que requieren alta resistencia mecánica, como moldes que no necesiten deformarse constantemente.

Al comparar varios materiales para la función del corazón, se selecciona la silicona SIAL 10 platino por sus propiedades únicas. Su flexibilidad y elasticidad permiten simular los movimientos de expansión y contracción del corazón, mientras que su resistencia a la fatiga garantiza durabilidad en ciclos repetitivos. Además, su biocompatibilidad la hace adecuada para aplicaciones biomédicas, sin generar reacciones adversas con los tejidos humanos. Según estudios previos, la silicona platino es reconocida por sus propiedades que aseguran un alto rendimiento y funcionalidad, lo que la convierte en la opción más adecuada para este tipo de aplicaciones [26].

#### *V-G. Diseño de molde*

*V-G1. Diseño en CAD y Preparación para la Impresión 3D:* El proceso de fabricación del prototipo comienza con el diseño de las piezas en un programa CAD. Existen varios software CAD disponibles, cada uno con características particulares que lo hacen adecuado para distintos tipos de proyectos. Entre los más comunes se encuentran AutoCAD, SolidWorks, Inventor, Fusion 360, Rhinoceros (Rhino), CATIA y FreeCAD. Cada uno ofrece herramientas para el modelado 3D, la simulación y la creación de planos de fabricación.

*V-G2. Tipos de software CAD para diseño 3D:* En el ámbito del diseño y modelado 3D, existen diversos programas especializados que permiten la creación de figuras tridimensionales, adaptándose a distintas necesidades y aplicaciones. Cada uno de estos programas está diseñado para abordar tareas específicas y facilitar el trabajo en diferentes campos de la ingeniería, arquitectura, diseño industrial y otros sectores. Entre los programas más

utilizados se encuentran FreeCAD, CATIA, Rhinoceros (también conocido como Rhino), Fusion 360, Inventor, SolidWorks y AutoCAD.

### *Selección del Software CAD.*

Después de evaluar las características de los diferentes software CAD, se elige Fusion 360 porque combina diseño, ingeniería, fácil manejo de herramientas y simulación en una sola plataforma. Fusion 360 tiene una interfaz amigable, accesibilidad en la nube y la capacidad de realizar análisis de rendimiento, lo que lo hace adecuado para proyectos que requieren iteraciones rápidas y colaborativas. Además, permite trabajar con diseños de alta complejidad y modelos pesados de forma eficiente, optimizando el rendimiento sin comprometer la fluidez en el proceso de diseño.

Este software permite crear una representación tridimensional precisa de las partes que conforman el molde y el corazón artificial. El uso de CAD facilita la creación de las piezas, asegurando que todas las dimensiones y características geométricas necesarias para el funcionamiento del prototipo sean correctas. Una vez terminados los diseños 3D, se procede a la selección de materiales para la impresión 3D. En esta fase, la elección del material se ajusta según las características específicas que se requieren para el prototipo, considerando factores como la resistencia, flexibilidad, durabilidad y facilidad de impresión.

Para la creación de los moldes, se selecciona un modelo tridimensional de un corazón en [27], el cual presenta tanto la estructura externa como interna casi definidas. Esta elección permite optimizar el proceso de diseño, ya que se parte de una base detallada que solo requiere ajustes específicos para adaptarse a las necesidades del prototipo. Fusion 360 facilita la edición de este modelo, permitiendo realizar modificaciones precisas en la geometría y asegurar que las dimensiones sean compatibles con los requisitos del módulo didáctico. Además, su capacidad para manejar modelos complejos garantiza una integración fluida entre el diseño original y las adaptaciones necesarias para la fabricación de los moldes.



Figura 7. Fusion 360.

*V-G3. Selección de Materiales para Impresión 3D:* En la impresión 3D, la elección del material es crucial para determinar las propiedades y el rendimiento de las piezas fabricadas. Existen diversos tipos de filamentos y resinas, cada uno con características específicas que los hacen adecuados para aplicaciones particulares. Entre los filamentos más comunes se encuentran el PLA (Ácido Poliláctico), conocido por su facilidad de impresión y bajo costo; el ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno), que ofrece mayor resistencia y durabilidad; el Nylon, ideal para piezas sometidas a estrés mecánico; el PETG (Polietileno Tereftalato Glicol), que destaca por su resistencia a impactos y altas temperaturas; el TPU (Polímero Termoplástico de Uretano), flexible y elástico; el PVA (Ácido Polivinílico), utilizado como material de soporte debido a su solubilidad en agua; y el HIPS (Poliestireno de Alto Impacto), también usado como material de soporte. En cuanto a las resinas, se encuentran la resina estándar, adecuada para piezas con alta precisión; la resina de alta resistencia, diseñada para soportar impactos y altas temperaturas; y la resina flexible, que permite crear piezas elásticas y duraderas. Cada material ofrece ventajas específicas según las necesidades del proyecto, ya sea para prototipos rápidos, piezas funcionales o modelos detallados.

## Selección Final de Materiales.

Después de evaluar las propiedades de diversos filamentos y resinas en [28], se eligen PLA y Nylon para la fabricación del prototipo del corazón artificial.

**PLA:** Se selecciona por su facilidad de impresión, bajo costo y excelente acabado superficial. Es ideal para piezas que no estarán sometidas a esfuerzos mecánicos severos, donde la rapidez de impresión es clave.

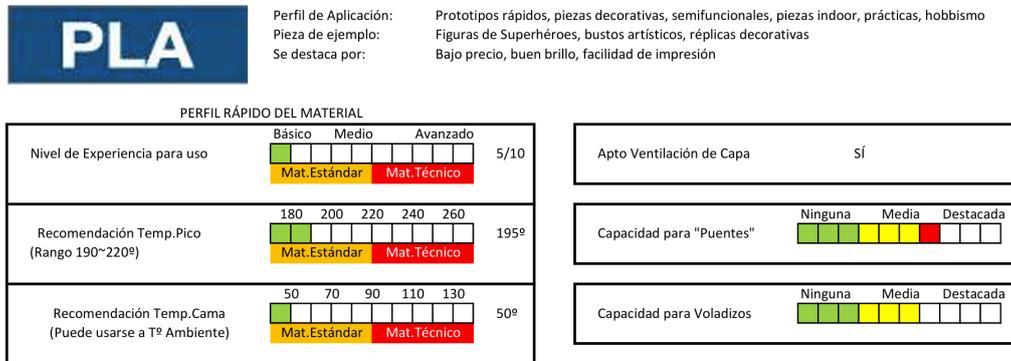


Figura 8. Características de filamento PLA [28].

**Nylon:** Se elige por su alta resistencia al desgaste, flexibilidad y capacidad para soportar condiciones térmicas más altas. Estas características lo hacen adecuado para partes del prototipo con movimientos repetitivos, como las cavidades y zonas que requieren mayor elasticidad.

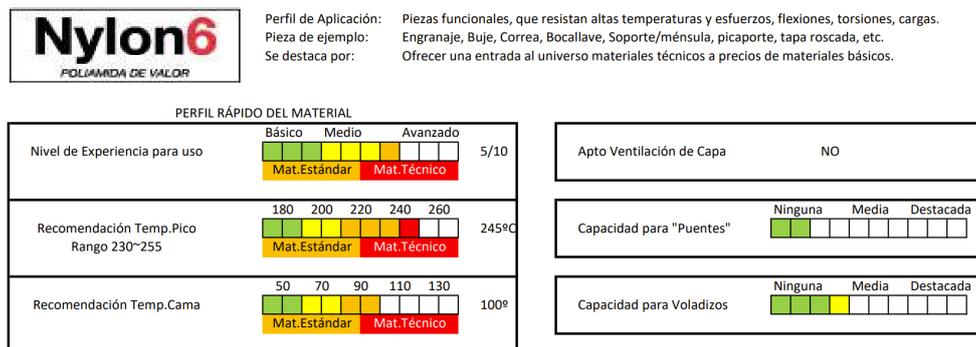


Figura 9. Características de filamento Nylon[28].

## V-H. Diseño electrónico

El diseño electrónico es una disciplina fundamental en el desarrollo de sistemas mecatrónicos y biomédicos, ya que permite la integración de diversos componentes para controlar, monitorear y gestionar procesos físicos mediante señales eléctricas. El diseño electrónico se enfoca en la implementación de un circuito capaz de simular el comportamiento del corazón humano a través del control de un motor, sensores de flujo y una interfaz de usuario. Este diseño se basa en la selección de componentes electrónicos que cumplen con requisitos específicos de precisión, eficiencia y confiabilidad, esenciales para el funcionamiento del prototipo.

## *V-H1. Selección de componentes electrónicos: .*

### *Pantallas de visualización*

En proyectos electrónicos, las pantallas son componentes esenciales para mostrar información de manera clara y eficiente. Entre las opciones más comunes se encuentran el LCD 16x2 I2C, que ofrece una capacidad de visualización de dos líneas con 16 caracteres cada una y una interfaz I2C que facilita su conexión, ideal para mostrar valores numéricos o mensajes breves; el LCD 20x4 I2C, que permite visualizar hasta cuatro líneas de 20 caracteres, proporcionando mayor capacidad para mostrar múltiples datos simultáneamente; y la Pantalla OLED 128x64, que utiliza diodos orgánicos emisores de luz (OLED) para ofrecer un alto contraste, bajo consumo de energía y la capacidad de mostrar gráficos simples junto con texto, siendo adecuada para interfaces más avanzadas en espacios reducidos.

*Selección de pantalla:* Se selecciona la pantalla LCD 20x4 I2C debido a su capacidad para mostrar una mayor cantidad de datos, su fácil integración con el microcontrolador ESP32 y su eficiencia en términos de consumo de energía.

### *Motores*

En proyectos de robótica y control de movimiento, los motores desempeñan un papel crucial, y la elección del tipo adecuado depende de las necesidades específicas de cada aplicación. Entre los motores más utilizados se encuentran el Motor DC, que permite un control sencillo de velocidad y dirección mediante la variación de voltaje o modulación por ancho de pulso (PWM), ideal para aplicaciones de movimiento rápido y eficiente; el Motor con Caja Reductora, que incluye engranajes para reducir la velocidad y aumentar el par, siendo adecuado para movimientos lentos y controlados, como en simulaciones de bombeo; el Motor AC, conocido por su durabilidad y capacidad de operar de manera continua, aunque su control de velocidad es más complejo; y el Motor Paso a Paso, que ofrece un control preciso de la posición y velocidad mediante pasos discretos, perfecto para aplicaciones que requieren posicionamiento exacto, aunque su eficiencia disminuye a altas velocidades.

*Selección de motor:* Se opta por un motor DC con caja de engranajes de 504 RPM , ya que ofrece un buen equilibrio entre velocidad y par, permitiendo simular de forma realista los latidos del corazón con un control preciso y estable.

### *Sensores*

Los sensores de velocidad son dispositivos que miden la velocidad de rotación o desplazamiento de un objeto en movimiento, como un motor o una rueda. Su función principal es proporcionar datos precisos para el control y monitoreo de sistemas mecánicos y electrónicos.

Existen diferentes tipos de sensores de velocidad, entre los que destacan los encoders (ópticos o magnéticos), los tacómetros y los sensores de efecto Hall. Estos dispositivos se utilizan en aplicaciones como el control de motores eléctricos, la automatización industrial y los sistemas de navegación.

En un sistema de control, como el PID, los sensores de velocidad son fundamentales para ajustar la respuesta del motor, reduciendo errores y mejorando la estabilidad del sistema.

*Selección de sensor:* Se selecciona el sensor de velocidad el cual se encuentra unido con un motor DC el cual es el SCX 555, es un sensor óptico tipo encoder que mide la velocidad y posición angular mediante la detección de interrupciones en un disco ranurado. Funciona generando pulsos proporcionales a la velocidad de giro, utilizados en sistemas de control de movimiento, automatización y robótica.



Figura 10. Sensor de velocidad

### *Controladores de potencia*

En aplicaciones de control de motores DC, los controladores de puente H son componentes esenciales para regular la velocidad y la dirección de los motores. Existen diferentes tipos de controladores, cada uno adecuado para diversas necesidades según la potencia del motor y las características del sistema. El Controlador L298N, por ejemplo, es un puente H de doble canal que permite controlar motores de baja potencia, aunque su capacidad de corriente es limitada. El Controlador BTS7960, por otro lado, es un controlador de alto rendimiento diseñado para manejar corrientes de hasta 43 A, ideal para motores de gran potencia. Finalmente, el Controlador DRV8871 está diseñado para motores de mediana potencia, ofreciendo protección contra sobrecalentamiento y sobrecorriente, lo que lo hace adecuado para aplicaciones más exigentes.

*Selección de controlador:* Se selecciona el controlador BTS7960 debido a su alta capacidad de manejo de corriente, su eficiencia en la disipación de calor y su compatibilidad con el motor DC del prototipo.

### *Reguladores de voltaje*

En sistemas electrónicos, los reguladores de voltaje son esenciales para proporcionar una salida estable y adecuada para los componentes del circuito. Existen diferentes tipos de reguladores, cada uno con características específicas según las necesidades de eficiencia y manejo de corriente. El LM7805 es un regulador lineal que proporciona una salida fija de 5 V, fácil de usar pero con baja eficiencia en aplicaciones de alta corriente debido a la disipación de calor. El AMS1117 es un regulador lineal de bajo voltaje, ideal para aplicaciones de baja corriente, aunque también tiene limitaciones en la gestión de altas corrientes. Por otro lado, el LM2596 es un regulador de conmutación altamente eficiente que puede manejar corrientes de hasta 3 A, lo que lo hace ideal para aplicaciones que requieren una conversión de energía eficiente.

*Selección de regulador:* Se selecciona el LM2596 debido a su alta eficiencia, capacidad para manejar mayores corrientes y su versatilidad para regular diferentes niveles de voltaje en el prototipo.

### *Fuentes de alimentación*

En proyectos electrónicos, la elección de la fuente de alimentación es crucial según las necesidades de potencia de los componentes involucrados. Existen diferentes fuentes para cubrir diversas demandas de corriente, como la Fuente conmutada de 5V 10A, adecuada para proyectos con bajo consumo de energía; la Fuente de 12V 10A, ideal para sistemas con motores pequeños y varios dispositivos conectados; la Fuente de 12V 20A, diseñada para aplicaciones de mayor potencia, como alimentar motores de gran carga y múltiples componentes; y la Fuente de 24V 60A, que se utiliza en aplicaciones industriales que requieren un suministro de energía robusto, aunque con

un mayor tamaño y costo.

*Selección de fuente conmutada:* Se elige una fuente conmutada de 12V y 20A , ya que ofrece la potencia necesaria para alimentar el motor DC de alto rendimiento, el controlador BTS7960 y los demás componentes electrónicos del sistema.

#### *V-H2. Software para Diseño de Circuitos Electrónicos:*

El diseño de circuitos electrónicos no solo depende de la selección de componentes físicos, sino también del uso de software especializado que permite crear, simular y verificar el funcionamiento de los circuitos de manera digital. Estos programas ofrecen herramientas para el diseño esquemático y la simulación de comportamiento eléctrico, facilitando la validación del circuito antes de su implementación en materiales como la baquelita, que requieren precisión en la disposición de los componentes y las conexiones.

En el mundo del diseño y testeo de circuitos, hay varios programas que hacen más fácil crear y revisar planes antes de hacerlos de verdad. Entre los top están Proteus 8 Professional, Fritzing, Altium Designer, KiCad, LTspice y Multisim. Cada uno de estos programas tiene tools únicas que van desde testear el circuito y partes hasta hacer mapas y diseño de placas (PCB). Esto ayuda a los expertos y creadores a mejorar cómo van los planes antes de hacerlos por fin.

#### *Selección del software*

Después de evaluar diversas opciones, se selecciona Proteus 8 Professional y Fritzing para el desarrollo del diseño electrónico de este proyecto.

Proteus 8 Professional se elige por su capacidad de integrar la simulación de microcontroladores con el diseño de circuitos, permitiendo verificar el comportamiento del sistema completo en diferentes escenarios antes de su implementación física. Esta simulación ayuda a optimizar el diseño y reducir errores en la etapa de soldadura sobre baquelita.

Por otro lado, Fritzing complementa este proceso al facilitar la creación de esquemas visuales claros, lo que resulta útil para planificar la disposición de los componentes y las conexiones en la baquelita, mejorando la organización del circuito y reduciendo la probabilidad de errores durante el montaje.

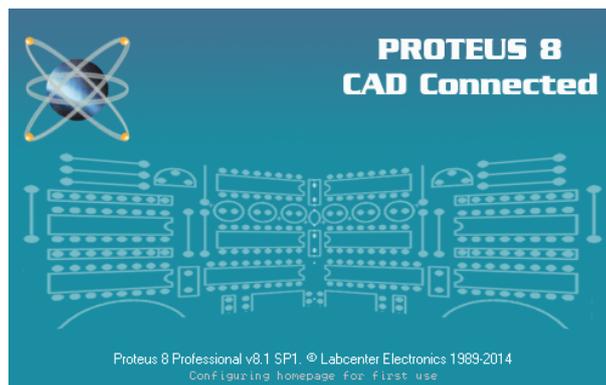


Figura 11. proteus professional

#### *V-I. Diseño de fluidos.*

El diseño de fluidos es un área que estudia cómo se comportan los fluidos dentro de un sistema. En este campo, se

busca entender cómo el flujo de líquidos o gases interactúa con las estructuras que lo rodean, lo cual es esencial en muchas disciplinas, como la ingeniería biomédica y la mecánica de fluidos como en [29]. En el caso de los modelos cardíacos, el diseño de fluidos ayuda a simular el comportamiento de la sangre dentro del corazón, considerando aspectos como la velocidad, presión y viscosidad del fluido. Esta simulación permite replicar condiciones del mundo real, lo que facilita el análisis de fenómenos complejos y optimiza el diseño de dispositivos médicos. A través de herramientas numéricas y físicas, se logran comprender mejor los movimientos del fluido, mejorando la precisión en los modelos utilizados para estudiar el funcionamiento del corazón.

*V-II. Métodos de Simulación de Flujo para Modelos Cardíacos:* El análisis de flujo en modelos cardíacos busca comprender cómo se comportan los fluidos al moverse a través de las cavidades y válvulas que simulan el corazón humano. Este estudio es fundamental para analizar parámetros como la velocidad, presión y dirección del flujo, esenciales para entender la dinámica cardíaca. Los métodos de simulación de flujo se basan en principios de la mecánica de fluidos, integrando conceptos de dinámica de sistemas y control de movimiento.

Existen diversas técnicas para replicar el comportamiento del flujo sanguíneo, tanto en simulaciones digitales como en dispositivos físicos, lo que permite observar cómo interactúan los fluidos con las estructuras internas del modelo y facilitar el análisis de fenómenos como el flujo laminar, la turbulencia y los cambios de presión.

*Sistemas Basados en Líquidos (Hidrodinámicos):* Los sistemas hidrodinámicos emplean líquidos para simular el flujo sanguíneo, ya que permiten replicar de forma precisa el comportamiento del fluido dentro del corazón. El agua es el fluido más utilizado debido a su accesibilidad, bajo costo y propiedades conocidas, como su densidad y viscosidad. Sin embargo, para simular con mayor realismo las características de la sangre, se pueden utilizar soluciones más viscosas, como mezclas de glicerina y agua, salinas o aceites minerales.

En estos sistemas, el movimiento del fluido suele generarse mediante dispositivos de bombeo, como las bombas peristálticas, que permiten un flujo pulsátil. Estas bombas funcionan al comprimir un tubo flexible mediante rodillos giratorios, lo que crea un movimiento continuo sin que el fluido entre en contacto directo con el mecanismo interno. Este tipo de bombeo es ideal para aplicaciones biomédicas porque evita la contaminación del fluido y permite un control preciso del caudal y la frecuencia de los impulsos, simulando el efecto del bombeo cardíaco.

Además de las bombas peristálticas, se emplean bombas centrífugas y bombas de diafragma para controlar el flujo de líquidos. Cada tipo de bomba ofrece características específicas que permiten ajustar la velocidad, la presión y el volumen del flujo, factores cruciales para el estudio del comportamiento hemodinámico en modelos cardíacos.

*Sistemas Basados en Aire (Neumáticos):* Los sistemas neumáticos utilizan aire comprimido para generar ciclos de presión y succión que imitan el funcionamiento del corazón. En estos sistemas, el aire actúa como el fluido de trabajo, permitiendo la simulación de contracciones y expansiones dentro de cavidades flexibles.

El uso de jeringas acopladas a mecanismos mecánicos es una técnica común en simulaciones básicas. Las jeringas permiten crear un ciclo de succión e impulsión que simula el llenado y vaciado de las cámaras cardíacas. Además, se pueden utilizar bombas de aire o compresores para generar presiones más controladas y repetitivas. Aunque el aire no replica fielmente las propiedades de la sangre debido a su baja densidad y viscosidad, su uso es valioso para comprender principios básicos de dinámica de fluidos y para desarrollar prototipos iniciales de sistemas de bombeo cardíaco.

*Sistemas Electromecánicos de Actuación Directa:* Los sistemas de actuación directa emplean dispositivos electromecánicos para generar el movimiento del fluido o simular la contracción de las paredes cardíacas. Estos sistemas incluyen motores lineales, servomotores y actuadores solenoides, los cuales permiten un control preciso del desplazamiento y la velocidad de los mecanismos.

En este enfoque, el fluido puede ser impulsado directamente mediante pistones o membranas accionadas por motores, lo que permite simular con mayor precisión la dinámica de contracción y relajación del corazón. Aunque estos sistemas no siempre utilizan un medio líquido o gaseoso para el flujo, su capacidad para replicar movimientos mecánicos complejos los convierte en una opción interesante para el estudio de la mecánica cardíaca.

*Sistemas Basados en Membranas Flexibles y Cámaras de Presión:* Los sistemas que emplean membranas flexibles buscan imitar la elasticidad del tejido cardíaco mediante materiales como silicona o látex. Estas membranas se deforman en respuesta a cambios de presión, lo que permite simular el proceso de contracción y relajación del músculo cardíaco.

En este tipo de sistemas, el flujo se genera a través de cámaras de presión, que pueden estar llenas de aire o líquido. Al aplicar presión en la cámara, la membrana se expande o se contrae, creando un efecto similar al de un latido cardíaco. Esta técnica permite estudiar la interacción entre las fuerzas mecánicas y el comportamiento del fluido, proporcionando información valiosa sobre la dinámica del flujo en entornos biomédicos.

*Sistemas Basados en Materiales Inteligentes:* Los materiales inteligentes, como las aleaciones con memoria de forma (SMA) y los polímeros electroactivos (EAP), ofrecen nuevas posibilidades para la simulación de movimientos cardíacos. Estos materiales tienen la capacidad de cambiar su forma en respuesta a estímulos eléctricos, térmicos o magnéticos, lo que permite simular de manera precisa el ciclo de contracción y relajación del corazón.

Las aleaciones con memoria de forma pueden contraerse cuando se calientan mediante una corriente eléctrica, imitando el comportamiento de los músculos. Por su parte, los polímeros electroactivos responden a impulsos eléctricos, generando movimientos similares a los del tejido biológico. Aunque su uso es más común en aplicaciones avanzadas de investigación, estos materiales representan una alternativa prometedora para el desarrollo de modelos cardíacos más realistas.

#### *Consideraciones Teóricas para la Simulación de Flujo Cardíaco*

Independientemente del método utilizado, el análisis de flujo en modelos cardíacos requiere el control de parámetros críticos, como la velocidad del fluido, la presión en diferentes puntos del sistema y la frecuencia de los ciclos de bombeo. El comportamiento del fluido puede clasificarse en flujo laminar (cuando el movimiento es suave y ordenado) o flujo turbulento (cuando presenta vórtices e inestabilidad), dependiendo de la velocidad y la geometría de las cavidades.

Además, la viscosidad del fluido es un factor determinante, ya que afecta la resistencia al movimiento y, por lo tanto, la cantidad de energía necesaria para mantener el flujo. En el caso de simulaciones que buscan imitar el comportamiento de la sangre, es importante seleccionar fluidos que tengan propiedades físicas similares, como densidad y viscosidad comparables.

Por último, la interacción entre el fluido y las paredes del modelo es fundamental para obtener resultados realistas. Esta interacción se conoce como interacción fluido-estructura, y su análisis permite estudiar cómo el movimiento del fluido afecta a las estructuras del modelo y viceversa.

#### *V-J. Bomba peristáltica*

La bomba peristáltica es un dispositivo de desplazamiento positivo que permite transportar fluidos de manera controlada. Su funcionamiento se basa en el principio del movimiento peristáltico, similar a las contracciones rítmicas del sistema digestivo en los seres vivos. Este mecanismo utiliza un rotor con rodillos o zapatas que giran,

comprimiendo un tubo flexible contra una carcasa semicircular. A medida que los rodillos avanzan, crean una zona de alta presión que impulsa el fluido hacia adelante, mientras que la parte del tubo que se libera genera un vacío, lo que succiona más fluido hacia el interior. Como el líquido nunca entra en contacto directo con las partes mecánicas, este tipo de bomba es ideal para aplicaciones que requieren mantener la pureza del fluido, como en entornos médicos o de laboratorio. Además, ofrece un flujo continuo, estable y fácilmente controlable.



Figura 12. Bomba peristáltica

*Fabricación a Escala Grande* La fabricación de una bomba peristáltica a gran escala se lleva a cabo utilizando tecnologías como la impresión 3D, lo que permite personalizar el diseño para adaptarlo a necesidades específicas. Se emplean materiales como PLA o PETG debido a su resistencia mecánica y durabilidad. La estructura principal incluye la carcasa que sostiene el tubo flexible, el soporte para el rotor y las guías para los rodillos. Los rodillos, esenciales para la compresión del tubo, se fabrican con materiales rígidos que aseguran un movimiento eficiente y uniforme. También se incorporan componentes como rodamientos, ejes metálicos y motores de corriente continua para el accionamiento del sistema. La impresión 3D facilita la optimización del diseño, permitiendo realizar ajustes rápidos, reducir costos de producción y experimentar con diferentes configuraciones para mejorar el rendimiento del flujo. Esta metodología resulta especialmente útil en proyectos experimentales, como la simulación del flujo sanguíneo en modelos de corazones artificiales.

#### V-K. Análisis de Flujo

El análisis de flujo es una disciplina fundamental en ingeniería, que permite estudiar el comportamiento de los fluidos al interactuar con diferentes superficies y estructuras. En el contexto del diseño de un módulo didáctico de emulación de movimientos cardíacos, este análisis es crucial para comprender cómo se comporta el líquido al ingresar, circular y salir de las cavidades que simulan el corazón humano. La correcta simulación del flujo permite identificar patrones, optimizar el diseño interno y garantizar que el movimiento del fluido represente de manera precisa la dinámica cardíaca real.

### V-K1. *Software de Análisis de Fluidos:* .

En el estudio de cómo se mueven los líquidos, hay varios programas que hacen este trabajo más fácil. Estos programas ayudan a ver cómo cambian cosas como la velocidad, la presión, y el movimiento de los líquidos sin tener que hacer pruebas de verdad al principio. Algunos de los programas más usados para esto son SolidWorks, Fusion 360, Autodesk CFD, SolidWorks Flow Simulation, COMSOL Multiphysics y OpenFOAM.

#### *Selección del Software*

Después de evaluar diversas opciones, se elige SolidWorks Flow Simulation para el análisis de flujo en este proyecto debido a su precisión y capacidad para manejar simulaciones complejas, esenciales para replicar el comportamiento del líquido dentro de las cavidades que simulan el corazón humano. Aunque Fusion 360 y CFD se utilizan en las etapas iniciales, sus limitaciones en la simulación de flujos biológicos complejos llevan a optar por SolidWorks Flow Simulation como la herramienta principal. Otros programas como ANSYS, COMSOL Multiphysics y OpenFOAM se consideran para comparación teórica, pero no se emplean directamente en el proyecto debido a sus características específicas y la complejidad de su implementación en este caso particular.



Figura 13. software de fluidos, Solidwork

## VI. MARCO METODOLÓGICO

El módulo didáctico diseñado para simular los movimientos de los latidos del corazón mediante un controlador PID tiene como objetivo principal servir como una herramienta educativa avanzada en el ámbito médico. Su propósito es proporcionar a estudiantes y profesionales de la salud una comprensión práctica y detallada del funcionamiento del corazón humano a través de una simulación realista [30].

Para la construcción del módulo, se desarrollará un prototipo utilizando un molde impreso en 3D, el cual servirá como base para la fundición en silicona. Este material ha sido seleccionado por su flexibilidad y similitud con el tejido cardíaco, lo que permitirá una mayor precisión en la emulación de los movimientos del corazón.

El prototipo replicará las cuatro cavidades principales del corazón, incorporando mangueras flexibles insertadas estratégicamente en cada una de ellas. Este diseño permitirá la emulación de los movimientos cardíacos mediante un sistema de succión controlada, operado por un motor con control PID. Dicho motor ajustará la velocidad de las revoluciones por minuto (RPM) para garantizar una simulación precisa de los latidos.

Además, se integrará una caja reductora de engranajes y un pistón, ambos fabricados mediante impresión 3D. Estos componentes formarán parte de un sistema neumático que empleará jeringas médicas conectadas a una unidad en “Y”, encargada de distribuir la presión de manera uniforme dentro del prototipo. Este diseño permitirá simular con precisión la contracción y expansión del músculo cardíaco.

El sistema contará con una pantalla LCD de 20x4, que mostrará en tiempo real información sobre la frecuencia de los latidos y la velocidad del motor PID, permitiendo a los usuarios visualizar el comportamiento del modelo de manera dinámica. Adicionalmente, el módulo estará conectado a un software de análisis, para realizar estudios detallados del comportamiento del prototipo bajo distintas condiciones. Dichos análisis incluirán simulaciones tanto en escenarios normales como en situaciones patológicas, proporcionando un entorno de aprendizaje integral.

El objetivo final de este sistema es convertirse en una herramienta educativa de gran valor, permitiendo a estudiantes y profesionales observar y comprender las variaciones en el ritmo cardíaco y su impacto en la función general del corazón. La simulación facilitará la visualización de cómo diversas condiciones afectan la dinámica cardíaca, mejorando así la formación práctica en el ámbito médico.

### VI-A. *Diseño de la Investigación*

El diseño de la investigación es de tipo experimental, ya que implica la creación de un prototipo físico funcional, cuya eficiencia será evaluada bajo condiciones controladas. El objetivo principal es verificar la capacidad del prototipo para replicar con precisión los movimientos del corazón humano, tanto en ritmos normales como en situaciones patológicas. Esta metodología experimental permitirá comprobar la viabilidad técnica del sistema y su efectividad como herramienta educativa avanzada en el ámbito de la salud.

A lo largo del proceso, el prototipo será sometido a diversas pruebas de funcionamiento, evaluando aspectos como la precisión en la simulación de los latidos, la durabilidad de los componentes y la interactividad del sistema con los usuarios. Las pruebas incluirán escenarios normales, en los que el ritmo cardíaco se mantendrá dentro de parámetros estándar, así como situaciones patológicas, simulando ritmos irregulares y alteraciones cardiovasculares como arritmias o insuficiencias cardíacas.

Los resultados obtenidos permitirán validar el desempeño del prototipo y optimizar su diseño, asegurando su aplicabilidad en entornos educativos y clínicos.

## VI-B. *Técnicas y Herramientas Utilizadas*

Para la construcción del prototipo, se emplean tecnologías avanzadas que permiten la creación de modelos tridimensionales precisos, esenciales para replicar las cavidades del corazón humano. En lugar de imprimir directamente el corazón completo, se diseñan y fabrican moldes detallados que emulan sus estructuras internas. Esta técnica de fabricación aditiva, basada en la impresión 3D capa por capa, facilita la producción de geometrías complejas que serían imposibles de lograr mediante métodos convencionales.

Los moldes obtenidos se utilizan para la creación del prototipo mediante el vertido de materiales biocompatibles, lo que permite replicar de manera controlada las cavidades cardíacas y su estructura externa. La impresión 3D se justifica por su capacidad para generar prototipos personalizados, lo cual resulta fundamental en el ámbito biomédico. Para este desarrollo, se emplean materiales biocompatibles, como resinas especializadas, que simulan las propiedades físicas del tejido cardíaco. Gracias a estos materiales, las cavidades impresas son anatómicamente exactas y reproducen fielmente las características esenciales del tejido.

Una de las principales ventajas de utilizar la impresión 3D es su flexibilidad para realizar modificaciones rápidas en el diseño, permitiendo ajustes según las necesidades del desarrollo. Además, esta tecnología posibilita la realización de pruebas físicas del prototipo, facilitando la validación del diseño y su mejora continua. De esta manera, se optimiza el tiempo de desarrollo y se reducen los costos asociados a la fabricación de modelos tradicionales.

El desarrollo del prototipo también incluye la integración de componentes mecánicos esenciales, cuidadosamente seleccionados y adaptados para garantizar el correcto funcionamiento del sistema. Durante este proceso, se presta especial atención a la confiabilidad de cada componente, asegurando que el sistema sea capaz de replicar los movimientos cardíacos con precisión y eficiencia.

Para el control de los movimientos, se implementa un microcontrolador Arduino, encargado de regular la velocidad y el movimiento de los motores a través de un sistema de control PID. Este sistema permite emular de manera efectiva los patrones de movimiento del corazón humano, replicando la frecuencia, intensidad y ritmo de los latidos bajo distintas condiciones. Además, el diseño incorpora un sistema neumático compuesto por jeringas médicas interconectadas, que distribuyen uniformemente la presión dentro del prototipo. Esta configuración proporciona una respuesta dinámica y controlada, ajustándose a los cambios en las condiciones internas del modelo.

La combinación de estos elementos garantiza una emulación realista del comportamiento cardíaco, lo que permite la utilización del prototipo tanto en entornos educativos como clínicos. Gracias a su diseño, el sistema facilita la práctica médica en escenarios normales y patológicos, proporcionando una herramienta de entrenamiento invaluable para el análisis y la evaluación de procedimientos en el campo de la cardiología.

## VI-C. *Diseño del Molde para el Prototipo Cardíaco*

El diseño del molde tiene como objetivo principal la creación de una estructura capaz de replicar de manera funcional las cavidades del corazón humano. Para lograr una representación anatómica precisa, el molde debe cumplir con una serie de requisitos técnicos y biomecánicos esenciales.

En primer lugar, debe reproducir con fidelidad las cuatro cavidades principales del corazón: aurículas y ventrículos, respetando sus proporciones y características anatómicas. La reproducción no se limita únicamente a la geometría externa, sino que también debe incluir detalles internos clave, como las válvulas y los músculos que conforman su estructura.

Además de su precisión estructural, el molde debe ser capaz de emular las propiedades físicas y dinámicas del corazón humano, especialmente los movimientos de expansión y contracción que caracterizan el ciclo cardíaco. Para ello, su diseño debe considerar no solo las dimensiones estáticas de las cavidades, sino también la capacidad

de responder a las fuerzas dinámicas presentes en el proceso de bombeo del corazón. Es fundamental que el molde sea capaz de replicar, de manera general, la elasticidad y deformabilidad de las estructuras cardíacas durante las fases de sístole y diástole.

Un aspecto clave en este diseño es la flexibilidad del molde, ya que esto permite trabajar con materiales que simulen de manera realista las propiedades del tejido cardíaco, como la silicona o el TPU (poliuretano termoplástico). Esta flexibilidad es crucial para garantizar que los movimientos de expansión y contracción se realicen de forma natural, imitando el comportamiento del músculo cardíaco.

La selección del material y la ingeniería del molde deben estar alineadas con los principios biomecánicos del corazón, asegurando una óptima interacción entre la estructura del molde y el material empleado en la simulación. Esto permitirá que el prototipo no solo tenga una apariencia realista, sino que también reproduzca con precisión el comportamiento mecánico del corazón humano, lo que resulta esencial para su aplicación en entornos educativos y clínicos.

#### VI-D. Planificación y Diseño del Molde

*VI-D1. Selección de Materiales: Método de Ashby:* Para la selección de los materiales utilizados en la impresión del molde, se emplea el método de Ashby, una herramienta que permite comparar diversas propiedades y características de distintos materiales. Este método facilita la toma de decisiones al proporcionar un análisis sistemático que equilibra factores como resistencia mecánica, flexibilidad, costo y facilidad de fabricación. De esta manera, se garantiza la elección óptima de materiales, asegurando una alta calidad y eficiencia en el proceso de impresión.

Análisis de materiales					
Propiedad	Acero	Madera	Fibra de vidrio	PLA	ABS
Resistencia a la tracción	Muy alta (alrededor de 400-2000 MPa)	Baja a moderada (30-90 MPa)	Alta (200-700 MPa)	Moderada (40-70 MPa)	Alta (40-90 MPa)
Resistencia al calor	Muy alta (150°C - 1000°C)	Baja (aproximadamente 70-100°C)	Alta (100-250°C)	Baja (60-65°C)	Alta (100-110°C)
Biodegradabilidad	No biodegradable	Biodegradable	No biodegradable	Alta (biodegradable)	No biodegradable
Peso	Alto (alrededor de 7.8 g/cm <sup>3</sup> )	Bajo (aproximadamente 0.5-1.5 g/cm <sup>3</sup> )	Moderado (aproximadamente 1.8 g/cm <sup>3</sup> )	Bajo (1.2 g/cm <sup>3</sup> )	Moderado (1.04 g/cm <sup>3</sup> )
Rigidez	Alta (muy rígido)	Baja a moderada	Alta (comparable al acero)	Moderada (más rígido que madera)	Alta (similar a PLA, pero más duradero)

Figura 14. Análisis de materiales

Para este proyecto, se seleccionan PLA (ácido poliláctico) y nailon como los principales materiales de impresión.

- **PLA (Ácido Poliláctico):** Se elige debido a su facilidad de uso, alta precisión en la impresión y bajo costo. Es un material adecuado para la fabricación de piezas con menor exigencia mecánica, permitiendo una impresión eficiente y detallada.

- **Nailon:** Es un material altamente resistente, duradero y con una excelente capacidad para soportar condiciones de uso intensivo. Su resistencia mecánica superior lo hace ideal para la fabricación de componentes estructurales que requieren mayor robustez y flexibilidad.

La combinación de estos materiales permite optimizar la fabricación del molde, equilibrando costos y desempeño mecánico, lo que garantiza un modelo funcional, resistente y adecuado para la simulación cardíaca.

#### VI-E. Modelado y Diseño en CAD para la Fabricación del Prototipo

*VI-E1. Selección del Modelo de Corazón 3D:* Para la fabricación del molde de silicona, se emplea un modelo 3D del corazón humano como referencia. Este modelo se genera digitalmente a partir de datos anatómicos y cuenta con dimensiones aproximadas de 12.5 cm por 10 cm. Para facilitar su manipulación durante el diseño y la construcción, se escala en un 1.25 veces su tamaño original, lo que permite un mejor manejo en la impresión y en la creación del molde definitivo.

*VI-E2. Diseño y Segmentación del Molde en Fusion 360:* El diseño del molde se desarrolla en Fusion 360, software que permite una segmentación precisa del modelo, facilitando tanto la fabricación como el ensamblaje. El molde se divide en 16 partes únicas, lo que optimiza su montaje y desmoldeo, además de acelerar el proceso de producción.

- **Model A:** Representa la parte posterior del corazón.
- **Molde B:** Representa la parte anterior del corazón.

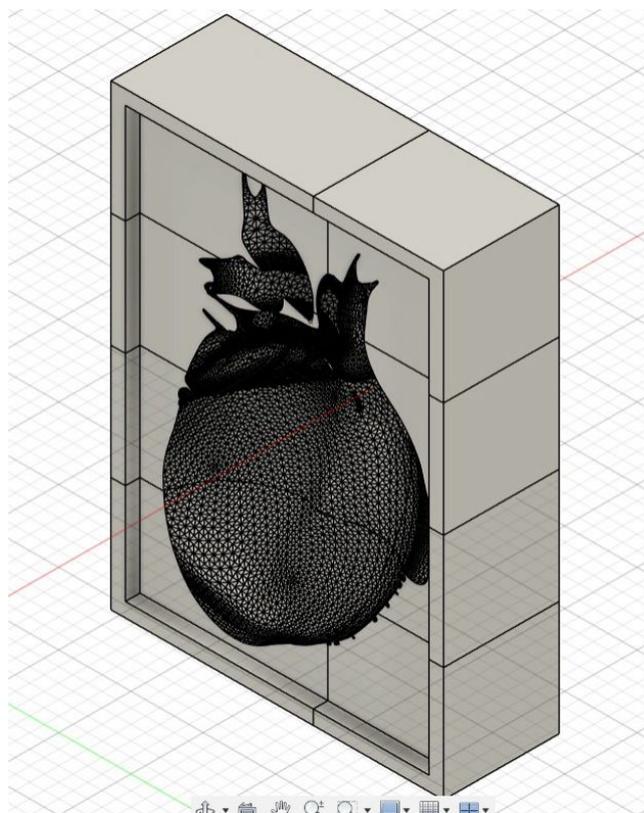


Figura 15. Molde B del Corazón

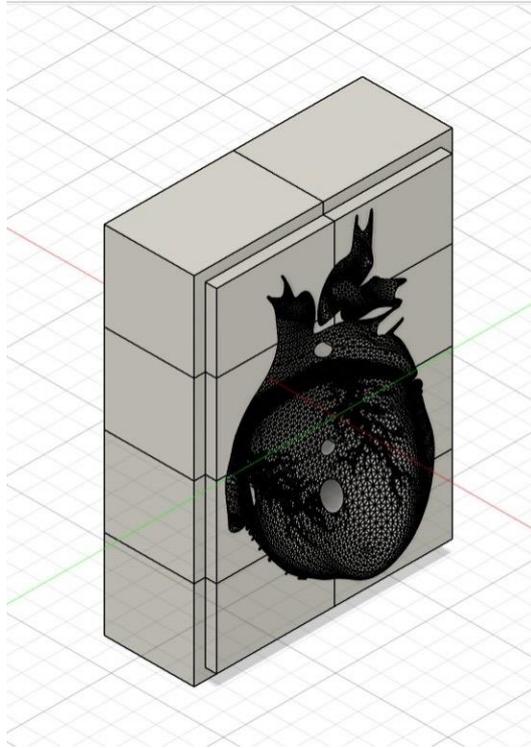


Figura 16. Molde A del Corazón

Ambos moldes se diseñan para formar la estructura externa del modelo cardíaco, asegurando una reproducción fiel de su anatomía.

*VI-E3. Diseño de las Cavidades Internas del Corazón:* El diseño de las aurículas y ventrículos se basa en la anatomía real del corazón humano. Utilizando Fusion 360, se modelan cuidadosamente las cavidades internas para garantizar una representación precisa de la estructura interna del órgano.

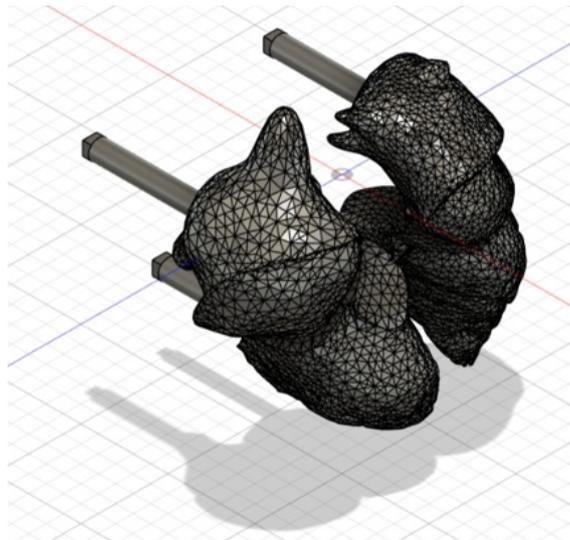


Figura 17. Aurículas y ventrículos

VI-E4. *Optimización del Molde para la Fundición:* Para garantizar una correcta distribución de la silicona líquida dentro del molde, se incorporan orificios estratégicos que cumplen dos funciones principales:

- Facilitar la entrada del material, asegurando una distribución uniforme.
- Permitir la salida del aire atrapado, evitando defectos en la formación interna del modelo.

Se diseñan dos orificios de vertido, ubicados en posiciones clave para optimizar el flujo del material y reducir la posibilidad de errores en la fundición.

VI-E5. *Verificación del Diseño:* Una vez finalizado el diseño del molde en Fusion 360, se realizan pruebas virtuales para verificar el ajuste y alineación de todas las piezas. Estas pruebas permiten evaluar la distribución interna del material y el correcto funcionamiento de los orificios de vertido y ventilación.

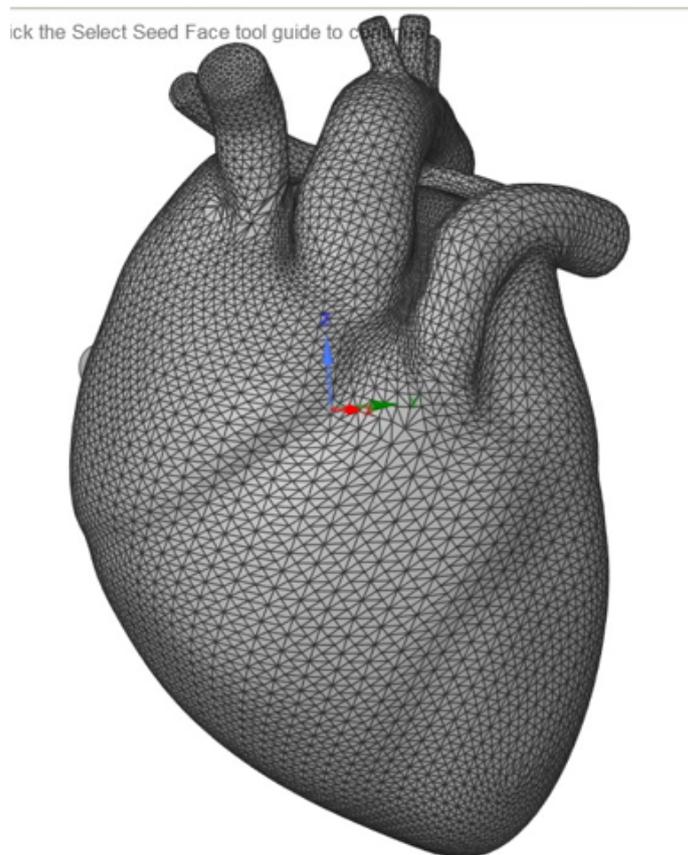


Figura 18. Corazón 3D

VI-E6. *Selección de Material: Silicona de Platino Si-Al 10:* Para la fundición del modelo, se elige silicona de platino Si-Al 10, un material biocompatible, flexible y resistente. Esta silicona es segura para el contacto con la piel y fácil de manipular. Se compone de dos partes (A y B) que deben mezclarse en proporciones 1:1. Una vez curada, la silicona resultante es suave, elástica y lo suficientemente firme para replicar los movimientos del corazón, simulando con precisión la contracción y expansión del tejido.

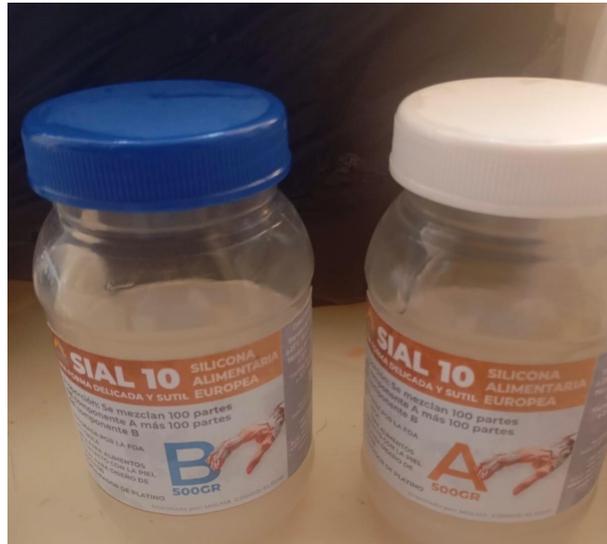


Figura 19. Silicona de Platino SiAl-10

*VI-E7. Aplicación del Desmoldante:* Antes de la fundición, se aplica una capa uniforme de desmoldante sobre las superficies internas del molde. Este recubrimiento evita que la silicona se adhiera al molde, facilitando su extracción sin comprometer la calidad del modelo final.



Figura 20. Desmoldante

*VI-E8. Preparación de la Mezcla de Silicona:* Las partes A y B de la silicona se mezclan en cantidades iguales, con un peso total de 500 gramos (250 g de cada componente). Es crucial que la mezcla sea homogénea para asegurar un curado uniforme y sin irregularidades en la estructura del modelo cardíaco.



Figura 21. Preparación de la Mezcla de Silicona

*VI-E9. Vertido de la Silicona y Eliminación de Burbujas de Aire:* Una vez preparada la mezcla, se vierte lentamente en el molde, asegurando una distribución uniforme. Para evitar la formación de burbujas de aire, se aplican ligeros golpes en los laterales del molde, permitiendo que la silicona fluya correctamente y rellene todos los detalles del diseño.

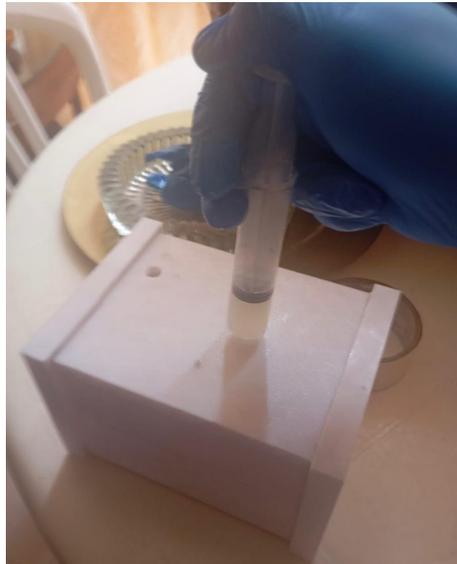


Figura 22. Vertido de la Silicona

*VI-E10. Secado y Desmoldado:* El proceso de curado tiene una duración aproximada de 24 horas, según las especificaciones del fabricante de la silicona Si-Al 10. Durante este tiempo, el material adquiere su firmeza definitiva. Una vez completado el secado, el molde se desmonta cuidadosamente en secciones tipo rompecabezas, asegurando que la extracción del modelo de silicona sea precisa y sin daños estructurales.



Figura 23. Corazón secado

VI-E11. *Diseño 3D de la Bomba Peristáltica:* Se diseña una bomba peristáltica para simular el flujo sanguíneo dentro del modelo cardíaco. En su desarrollo, se consideran los siguientes aspectos clave:

- **Estructura principal:** Se asegura que el motor DC encaje correctamente, dejando espacio suficiente para su eje y sus conexiones mecánicas.
- **Conductos de flujo:** Se dimensionan de manera precisa para garantizar un flujo de líquido estable, evitando obstrucciones o pérdida de presión.
- **Tubos de silicona:** Se emplean tubos con un diámetro exterior de 9 mm e interior de 5 mm, asegurando una conexión adecuada con el sistema.
- **Reducción de fricción:** Se incorporan ejes de nailon en las partes móviles para minimizar el desgaste y mejorar la eficiencia del sistema.

Para validar el diseño, se realizan simulaciones virtuales en Fusion 360, verificando la compatibilidad de las piezas y ajustando dimensiones si es necesario antes de la fabricación del prototipo.

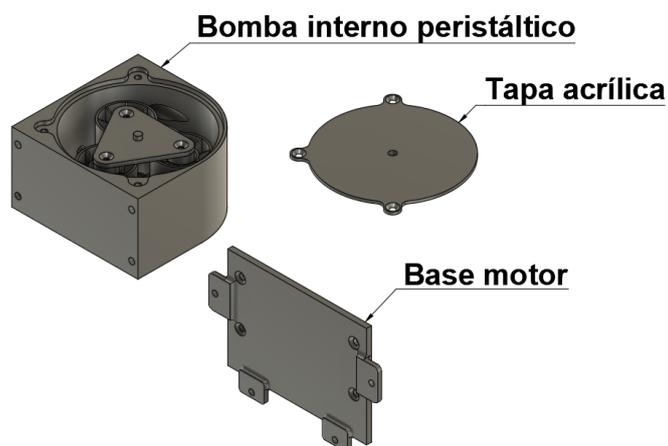


Figura 24. Diseño 3D de la Bomba Peristáltica

## VI-F. Implementación Electrónica del Prototipo Completo

El desarrollo del prototipo con componentes electrónicos requiere la integración de múltiples elementos que trabajen en conjunto para garantizar su correcto funcionamiento. Cada componente desempeña un rol específico dentro del sistema, permitiendo controlar el flujo de líquido mediante una bomba, simular los latidos del corazón y regular la velocidad del motor de manera eficiente. A continuación, se detalla el proceso de implementación electrónica, desde la selección de los componentes hasta su montaje, explicando el papel de cada elemento en el funcionamiento del prototipo.

*VI-F1. Selección y Configuración del Microcontrolador ESP32:* Para la gestión y control del sistema, se selecciona el ESP32 de 38 pines, un microcontrolador que proporciona las entradas y salidas necesarias para la conexión de todos los componentes. Este dispositivo es capaz de procesar señales tanto digitales como analógicas y emplea el protocolo I2C para comunicarse con la pantalla LCD. Además, cuenta con conectividad Wi-Fi y Bluetooth, aunque en este proyecto no se utiliza la funcionalidad inalámbrica.

Para facilitar la integración del ESP32 en el prototipo, se diseña una placa base personalizada, permitiendo una conexión estructurada y eficiente de todos los elementos electrónicos. El microcontrolador se encarga de:

- Recibir y procesar señales de los sensores de flujo.
- Controlar la bomba peristáltica mediante el módulo BTS7960.
- Gestionar la interfaz de usuario y mostrar los datos en la pantalla LCD.

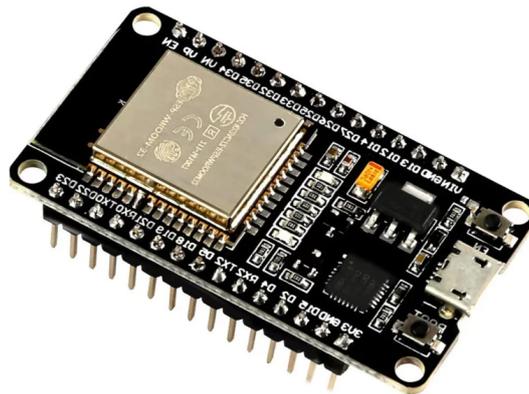


Figura 25. ESP32 38 Pines

*VI-F2. Control del bomba peristáltica con el BTS7960:* El módulo BTS7960 se utiliza para controlar la bomba peristáltica, permitiendo regular su velocidad a través de señales PWM y modificar su dirección de rotación según las necesidades del sistema. Este módulo tiene una capacidad de manejo de hasta 43 amperios, aunque en este prototipo se configura para operar con un máximo de 20 amperios, asegurando la estabilidad y seguridad de los componentes electrónicos.

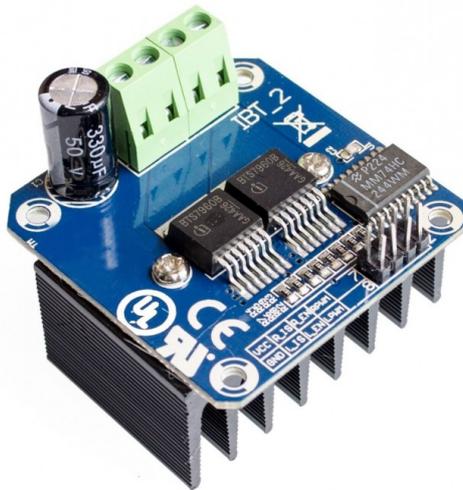


Figura 26. BTS7960

La bomba peristáltica es responsable del movimiento del líquido a través del sistema de mangueras, ajustando su velocidad según los datos proporcionados por los sensores de flujo. La alimentación de energía proviene de una fuente de 12V y 20A, que suministra potencia tanto a la bomba como al resto de los componentes electrónicos.

Para garantizar un flujo constante y estable del líquido, el ESP32 implementa un algoritmo PID, que ajusta dinámicamente la velocidad del motor de la bomba en función de las mediciones obtenidas por los sensores.

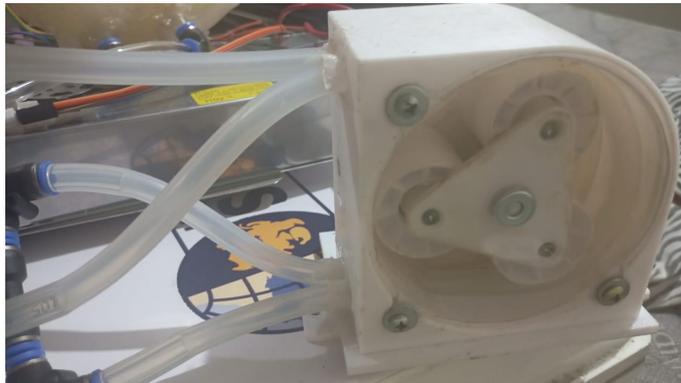


Figura 27. Armado Bomba peristáltica

*VI-F3. Regulación del Voltaje con el LM2596:* Dado que el sistema opera con múltiples componentes que requieren distintos niveles de voltaje, se incorpora un regulador de voltaje LM2596, que permite convertir los 12V de la fuente principal en 5V, asegurando la compatibilidad con elementos de menor consumo, como:

- La pantalla LCD.
- Los sensores de flujo.
- Otros módulos electrónicos de baja potencia.



Figura 28. Regulador de voltaje DC/DC Step Down LM2596

Este regulador es fundamental para proteger los componentes electrónicos, evitando sobrecargas y garantizando un suministro de energía estable. Gracias a su capacidad de ajuste, cada parte del sistema recibe la cantidad exacta de voltaje que necesita, optimizando su rendimiento y prolongando su vida útil.

*VI-F4. Sensores de Velocidad para controlar la bomba peristáltica:* Los sensores de velocidad son elementos clave en el sistema, ya que permiten medir con precisión la velocidad de circulación del líquido a través de la bomba peristáltica. Se implementa un sensor SCX-555, ubicado en la parte trasera del motor DC, para monitorear la velocidad y el sentido de giro, asegurando un suministro uniforme.

Este sensor genera pulsos eléctricos proporcionales a la velocidad que gire el encoder del motor y así controlando el flujo del líquido. El ESP32 interpreta estas señales y ajusta automáticamente la velocidad del motor, garantizando una circulación estable mediante el controlador BTS7960.

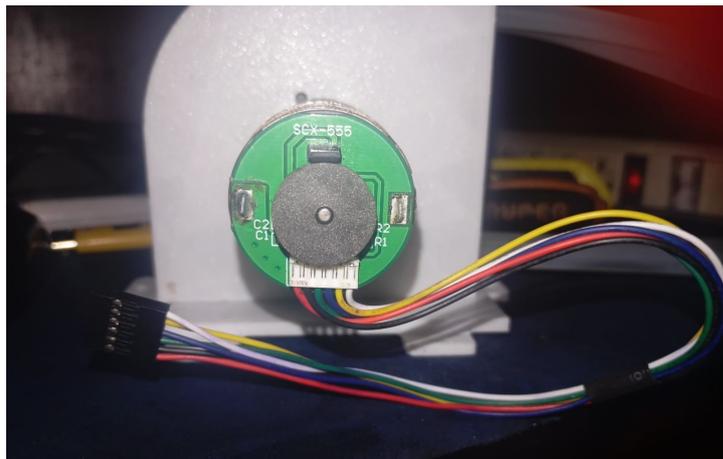


Figura 29. Sensor de flujo

*VI-F5. Interfaz de Usuario: Pantalla LCD y Botonera de Control:* Para la visualización y control del sistema, se emplea una pantalla LCD de 20x4 caracteres, la cual proporciona una interfaz de usuario intuitiva y accesible. La pantalla está conectada al ESP32 mediante el protocolo I2C, lo que permite una comunicación eficiente con un número reducido de pines.

En la pantalla LCD, el usuario puede visualizar información en tiempo real, como:

- Frecuencia de los latidos, simulando el flujo del líquido.
- Velocidad del motor y flujo de líquido.
- Estado del sistema (activo, pausado o detenido).

Para la interacción con el sistema, se implementa una botonera de control, que permite:

- Ajustar la velocidad del motor peristáltico.
- Detener o reanudar el flujo de líquido.



Figura 30. LCD 20x4

El panel consta de tres botones, cada uno conectado al ESP32 con resistencias adecuadas para evitar interferencias en la señal:

- Aumentar la velocidad del motor.
- Disminuir la velocidad del motor.
- Detener o reanudar el flujo del sistema.

*VI-F6. Fuente de Alimentación y Sistema de Conexiones:* El sistema de alimentación es un componente esencial en el prototipo, ya que debe suministrar energía estable y adecuada a todos los componentes electrónicos sin fluctuaciones que puedan afectar su funcionamiento. Para ello, se selecciona una fuente de 12V y 20A, capaz de proporcionar la potencia necesaria para operar tanto el motor de 12V como el resto de los dispositivos electrónicos del sistema.

Además, se emplean cables de calibre 16 AWG, garantizando una conducción eficiente de la corriente sin sobrecalentamiento. La elección de un cableado adecuado es crucial para soportar la carga eléctrica requerida por el motor y otros componentes, asegurando la estabilidad y seguridad del sistema.

*VI-F7. Programación del Sistema: Arduino IDE y Algoritmo PID:* El ESP32 se programa utilizando el entorno Arduino IDE, donde se implementan las funciones necesarias para gestionar el sistema. El código desarrollado permite:

- Controlar las entradas y salidas del microcontrolador.
- Recibir y procesar los datos de los sensores de flujo.
- Ajustar la velocidad del motor peristáltico mediante el controlador BTS7960.

- Mostrar información relevante en la pantalla LCD.

Para regular la velocidad del motor en función del flujo de líquido, se implementa un algoritmo PID (Proporcional, Integral, Derivativo). Este algoritmo permite realizar ajustes dinámicos y precisos en tiempo real, asegurando que el motor mantenga una velocidad constante a pesar de variaciones en el flujo o la presión del sistema. Gracias al PID, se optimiza el rendimiento del motor, reduciendo oscilaciones y mejorando la estabilidad del flujo.

*VI-F8. Pruebas de Funcionamiento y Ajustes Finales:* Tras la integración y programación del sistema, se realizan pruebas exhaustivas para validar el correcto funcionamiento del prototipo. Se verifican:

- Precisión de los sensores de flujo, garantizando mediciones exactas.
- Rendimiento del motor peristáltico, ajustando los parámetros del PID para optimizar su respuesta.
- Estabilidad de la fuente de alimentación y correcto suministro de energía a todos los componentes.
- Funcionamiento de la interfaz de usuario, incluyendo la visualización en la pantalla LCD y la respuesta de la botonera.

Durante el proceso de prueba, se realizan ajustes tanto en el código como en la configuración física del prototipo, mejorando la eficiencia del sistema. Tras múltiples iteraciones de prueba y refinamiento, el prototipo alcanza su rendimiento óptimo, cumpliendo con los objetivos establecidos en la regulación del flujo de líquido y la simulación de los latidos cardíacos.

*VI-F9. Descripción del Diagrama de Flujo para Desarrolladores:* El diagrama de flujo para desarrolladores representa de manera estructurada los procesos internos del sistema, asegurando que cada función se ejecute de manera sincronizada y cumpla con los requisitos establecidos. Este esquema facilita la comprensión de la lógica operativa del dispositivo y permite a futuros desarrolladores optimizar su desempeño e integrar nuevas funcionalidades.

A continuación, se describen los pasos clave del funcionamiento del sistema, desde el encendido del módulo hasta el apagado del dispositivo:

- **Encendido del Módulo:**
  - El sistema recibe la señal de encendido, activando todos los componentes electrónicos.
  - Se inicializan los módulos de comunicación y procesamiento.
- **Pantalla Inicial:**
  - Se carga la interfaz gráfica en una pantalla LCD o similar.
  - Se muestran mensajes de inicio y opciones disponibles para el usuario.
- **Interacción con el Botón Play/Pause:**
  - El sistema espera la interacción del usuario mediante el botón “Play/Pause”.
  - Una vez presionado, se determina si se inicia una nueva medición o si se muestran datos previos.
- **Presión del Botón Enviar:**
  - Si el usuario presiona el botón “Enviar”, el sistema procesa y transmite los datos a un servidor o controlador de manera inalámbrica o por cable.
- **Selección de Evaluación en Pantalla:**
  - Se permite al usuario elegir el tipo de evaluación, como medición del ritmo cardíaco.
  - El sistema configura automáticamente los parámetros según la selección realizada.
- **Acción del Sistema: Evaluación:**
  - El sistema ejecuta la medición en tiempo real.
  - Se adquieren los datos de los sensores y se aplican filtros para eliminar ruido.

- **Mostrar Ritmo Cardíaco Normal:**
  - El sistema compara los datos obtenidos con los valores de referencia del ritmo cardíaco normal (60-100 lpm).
  - Si los valores están dentro del rango normal, se presentan en la interfaz de usuario.
- **Evaluación del Ritmo Cardíaco:**
  - Si el ritmo cardíaco detectado está fuera del rango normal, el sistema toma decisiones para ajustar la visualización y mostrar alertas.
- **Si el Ritmo es Elevado (Superior a 100 lpm(Latidos/min)):**
  - Se genera un mensaje de advertencia: “Subir ritmo cardíaco”.
  - Se proporciona información adicional sobre el significado de un ritmo elevado.
  - Ejemplo: 110 lpm “taquicardia”.
- **Si el Ritmo es Bajo (Inferior a 60 lpm(Latidos/min)):**
  - Se muestra el mensaje “Bajar ritmo cardíaco”.
  - Se presenta información sobre los efectos de una frecuencia cardíaca baja.
  - Ejemplo: 58 lpm “Bradycardia”.
- **Conexión con Puerto PID:**
  - Se establece la conexión con el puerto PID para ajustar los parámetros de control en tiempo real.
  - El PID regula la respuesta del sistema para mantener estabilidad en las mediciones.
- **Visualización de Datos PID:**
  - Los datos obtenidos del sistema de control (frecuencia, voltaje, ajustes) se envían a la interfaz de usuario.
  - Se muestran gráficos en tiempo real con la evolución de las mediciones.
- **Mostrar Datos de RPM:**
  - Se visualizan en pantalla las revoluciones por minuto (RPM) del motor, correlacionadas con las mediciones de ritmo cardíaco.
- **Apagar el Dispositivo:**
  - Al presionar el botón de apagado, el sistema ejecuta un cierre seguro.
  - Se desconectan los módulos electrónicos y se registran los datos necesarios antes de finalizar la sesión.

## Diagrama de Flujo

El diagrama de flujo representa gráficamente los pasos descritos anteriormente, facilitando la comprensión del proceso de funcionamiento interno del sistema. Se divide en secciones clave que detallan la interacción entre los módulos electrónicos, la lógica de procesamiento de datos y las funciones de control.

Este esquema proporciona a los desarrolladores una guía estructurada para la implementación y optimización del código del sistema, asegurando una operación eficiente y robusta.

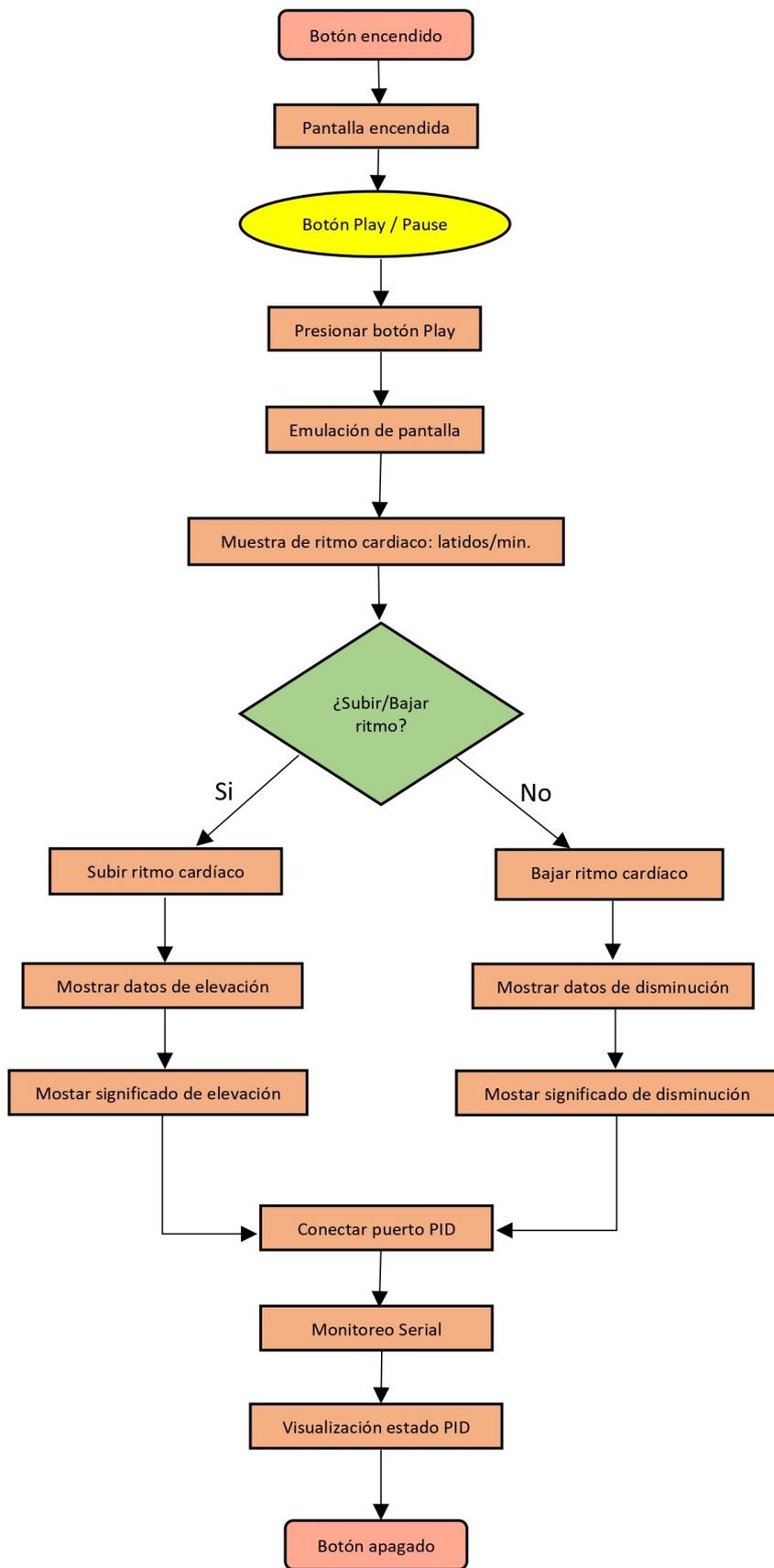


Figura 31. Diagrama de flujo para Desarrolladores

*VI-F10. Diagrama de Flujo Centrado en el Usuario:* El diagrama de flujo proporciona una representación visual de los pasos que sigue el usuario al interactuar con el dispositivo, permitiendo una experiencia intuitiva y eficiente. Cada etapa del proceso corresponde a una decisión o acción específica, asegurando que el usuario pueda interpretar y utilizar los datos proporcionados por el sistema de manera sencilla.

A continuación, se describen los pasos clave que realiza el usuario, desde el encendido del dispositivo hasta la finalización del procedimiento de monitoreo:

- **Inicio:** El usuario decide utilizar el dispositivo y procede a su encendido.
- **Encender Dispositivo:** El usuario presiona el botón de encendido, activando el sistema y permitiendo el acceso a las funcionalidades del equipo.
- **Visualizar Pantalla de Inicio:** Tras el encendido, el dispositivo muestra la pantalla inicial con información relevante, como el estado del sistema y las opciones disponibles.
- **Iniciar Evaluación:** El usuario presiona el botón “Play/Pause”, lo que indica al dispositivo que debe comenzar la evaluación del ritmo cardíaco o cualquier otra medición integrada.
- **Seleccionar Tipo de Evaluación (Opcional):** El usuario puede elegir el tipo de evaluación a realizar. En este caso, el sistema permite la selección del ritmo cardíaco, pudiendo emular diferentes condiciones para su análisis.
- **Esperar Resultados:** El dispositivo ejecuta la medición y analiza los parámetros en tiempo real. Durante este proceso, el usuario debe esperar a que el sistema finalice el análisis y presente los resultados en la pantalla.
- **Visualizar Resultado:** Los datos obtenidos se muestran en la pantalla del dispositivo. Estos pueden incluir valores como frecuencia cardíaca (lpm - latidos por minuto), velocidad del motor en RPM, entre otros.
- **Interpretar Resultado:** El usuario evalúa los valores obtenidos y los compara con rangos de referencia, determinando si el resultado es normal, elevado o bajo.
- **Tomar Acción (Si es necesario):** Dependiendo del resultado de la medición, el usuario toma una decisión basada en la interpretación del sistema:
  - **Reposo:** Si el ritmo cardíaco es elevado, se recomienda reducir la actividad y descansar.
  - **Actividad Ligera:** Si el ritmo cardíaco es bajo, se sugiere realizar actividad física ligera para estabilizarlo.
  - **Consulta Médica:** Si el resultado indica una anomalía grave, el usuario es aconsejado a acudir a un profesional de la salud.
- **Finalizar Evaluación:** El usuario decide dar por terminada la medición y apaga el dispositivo, concluyendo así el procedimiento.

## Diagrama de Flujo

El diagrama de flujo representa gráficamente los pasos descritos anteriormente, facilitando la comprensión del proceso de evaluación. Se divide en dos secciones principales, cada una de ellas con un flujo de decisiones clave:

- **Encender el Módulo:** El usuario enciende el dispositivo y visualiza la pantalla inicial.
- **Iniciar Evaluación:** Se presiona el botón “Play/Pause” para comenzar la medición.
- **Seleccionar Tipo de Evaluación:** El usuario elige la opción de análisis deseada.
- **Mostrar Ritmo Normal (60-100 lpm):** El dispositivo establece un punto de referencia basado en el ritmo cardíaco normal.
- **Decisión:** ¿Subir/Bajar Ritmo? El usuario puede optar por aumentar o disminuir el ritmo cardíaco, según el análisis del sistema.
  - **Si decide subir el ritmo:** Se muestran datos de elevación, incluyendo valores como latidos por minuto (lpm).
  - **Si decide bajar el ritmo:** Se muestran datos de disminución, detallando la reducción en la frecuencia cardíaca.

- **Conectar Puerto PID:** En ciertos casos, el sistema permite visualizar datos adicionales en tiempo real, incluyendo la velocidad del motor en RPM.
- **Finalizar Evaluación:** Se presiona el botón de apagado para terminar el proceso.

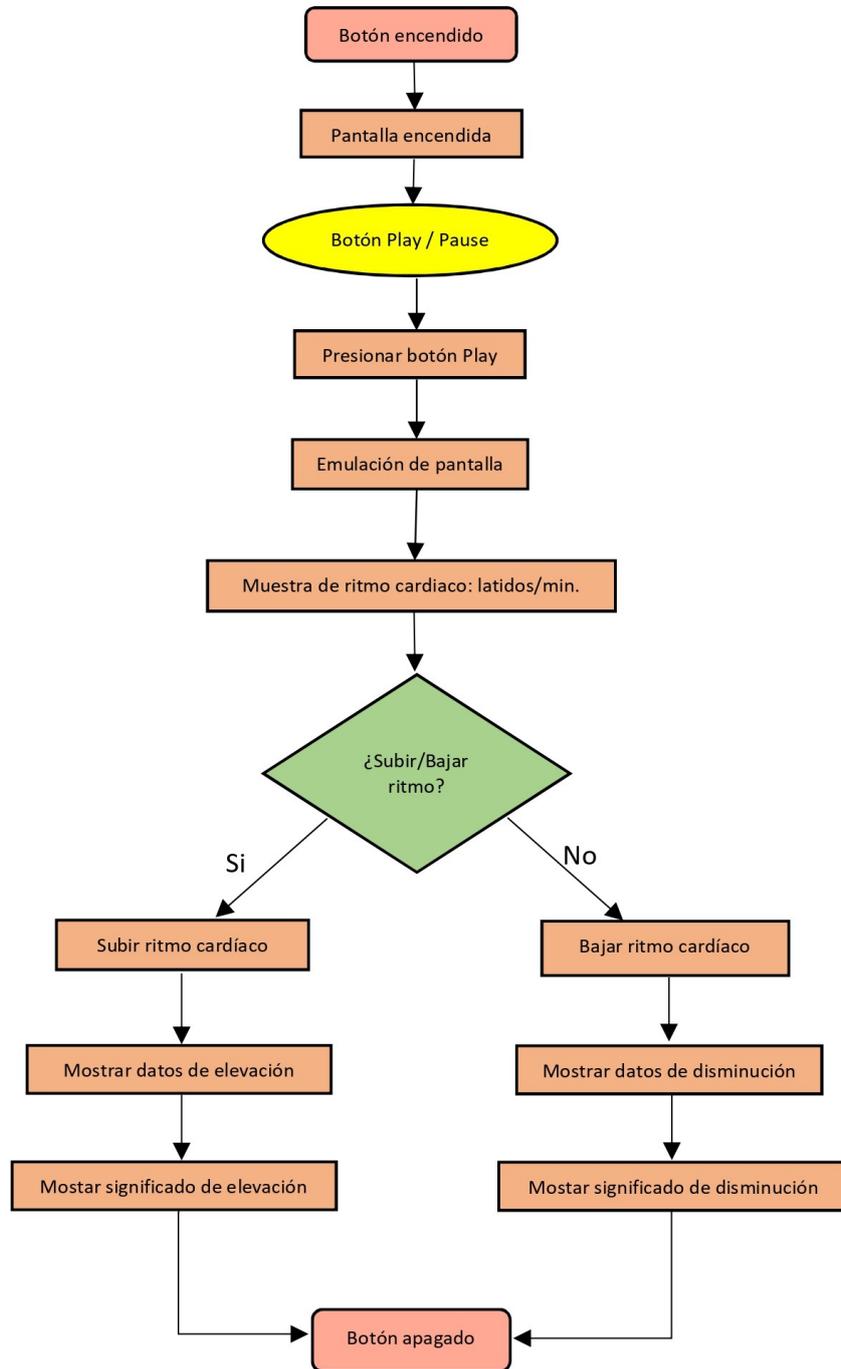


Figura 32. Diagrama de flujo para usuarios

### VI-G. Análisis de flujo en el corazón

El análisis del flujo de fluido se llevó a cabo sobre un modelo tridimensional del corazón, diseñado previamente para simular el comportamiento del flujo sanguíneo dentro de sus cavidades internas.

Inicialmente, se modelaron las aurículas y ventrículos, asegurando que sus dimensiones y estructura anatómica correspondieran con la realidad. Para simular de manera precisa el flujo del líquido, se incorporaron ocho cilindros, distribuidos en pares (dos por cada cavidad). Estos cilindros representan los conductos de entrada y salida del fluido, imitando las principales arterias y venas del sistema cardiovascular.

Utilizando la herramienta de simulación de dinámica de fluidos computacional (CFD) de SolidWorks, se establecieron las propiedades del fluido, como la viscosidad y densidad, así como las condiciones de contorno, para analizar el comportamiento del flujo sanguíneo dentro del modelo cardíaco. Este análisis permitió obtener datos detallados sobre:

- Distribución del flujo dentro de las cavidades cardiacas.
- Presión ejercida sobre las paredes internas del modelo.
- Identificación de zonas de turbulencia y posibles alteraciones en el flujo.

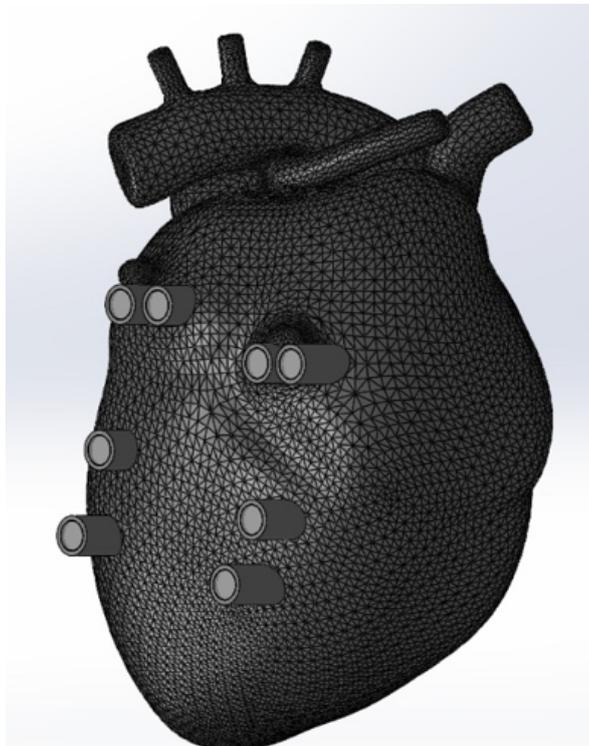


Figura 33. Pieza 3D Corazón

Durante la simulación, también se evaluó el tipo de material utilizado en la impresión del modelo, realizando los ajustes necesarios para mejorar la precisión del análisis.

Para visualizar el flujo del fluido, se utilizó la función “Flow Trajectories” en SolidWorks, lo que permitió definir los puntos de entrada y salida del líquido. Las direcciones del flujo se representaron mediante flechas indicadoras, facilitando la interpretación de los resultados.

Una vez configurados todos los parámetros, se ejecutó la simulación, generando un conjunto de datos que incluyen información detallada sobre la velocidad del flujo, la presión en distintos puntos del sistema y el comportamiento general del fluido dentro de las cavidades del corazón.

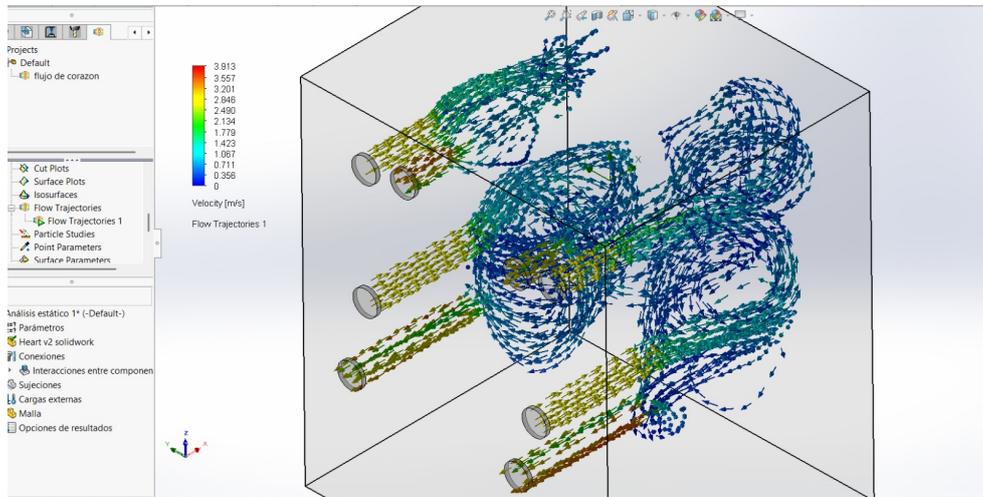


Figura 34. Análisis del flujo de fluidos en un modelo 3D del corazón

*VI-G1. PID:* En este apartado se comparará el comportamiento del sistema, con control PID vs sin control PID.

**Con PID:** Para ello, se utiliza un código en Arduino que permite comprobar el comportamiento del controlador. La comprobación del sistema sin PID se lleva a cabo haciendo uso del Plotter Serie, el cual nos lleva a una representación gráfica de los datos que nos proporciona el sensor de velocidad del motor con encoder. A partir de esta información, se ajusta la velocidad del motor según los requerimientos del proyecto. Inicialmente, el sistema responde a los pulsos de entrada, generando el movimiento automático del corazón sin presentar problemas operativos. Se demuestra que, al aplicar el control PID, el sistema alcanza un estado estable mediante la implementación de los parámetros Setpoint, Input y Output en el código controlador.

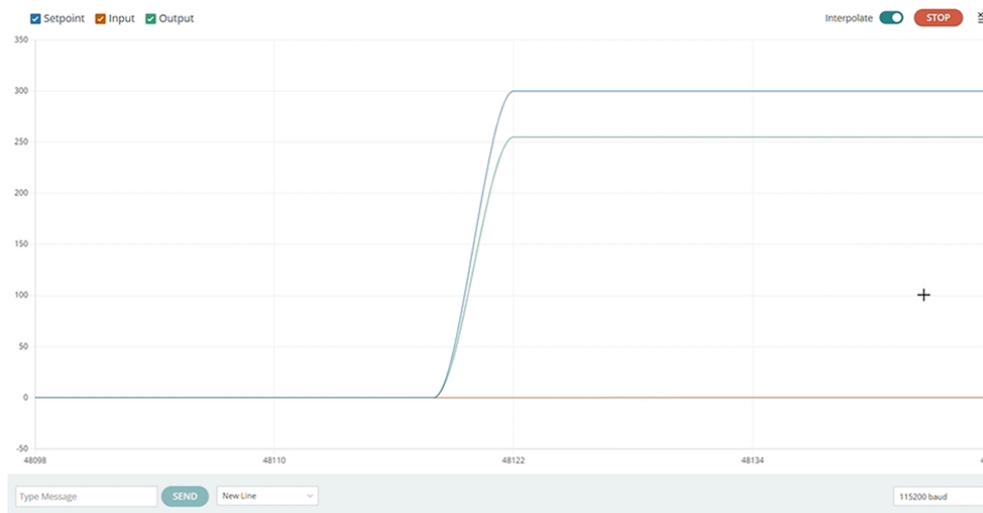


Figura 35. Simulación de velocidad con PID

**Sin PID:** Se usa el mismo código, el cual se usó con PID como principio en Arduino, pero quitando las características que hacen manejar con PID, como el  $K_p$ ,  $K_i$ ,  $K_d$  y otras partes del código para manejar PID, a lo cual las pruebas realizadas dieron con respuestas diferentes al ser directo y depender solo de la fuente y el programa, sea directo en los ciclos y giros, dando así cambios bruscos en la gráfica del input.



Figura 36. Simulación de velocidad Sin PID

En sí, dado estos resultados, se tomó en cuenta que con mayor resolución y precisión es más factible el uso de PID en esta programación, ya que de manera lógica en la parte de control facilita la estabilidad del motor y físicamente ayuda a que el motor no sufra por los movimientos bruscos.

## VII. RESULTADOS

La simulación del movimiento cardíaco es fundamental en la enseñanza de los profesionales de la salud, especialmente en el campo de la cardiología y la cirugía cardiovascular. Comprender con precisión el funcionamiento del sistema cardíaco es crucial para el diagnóstico y tratamiento adecuado de enfermedades del corazón. Sin embargo, los métodos tradicionales de enseñanza, como el uso de corazones de cerdo o modelos estáticos, presentan limitaciones significativas, ya que no permiten una representación dinámica y realista de los movimientos cardíacos.

En este estudio, se desarrolló un módulo de simulación que replica los movimientos del corazón humano mediante un sistema de control PID. El objetivo principal de este módulo es proporcionar una herramienta interactiva que permita a estudiantes y profesionales de la salud observar y analizar en tiempo real el comportamiento del corazón, incluyendo la imitación de los latidos y las variaciones en la presión.

La implementación del control PID en el sistema permite una reproducción precisa de los movimientos cardíacos, asegurando una representación realista de la dinámica del corazón. Esto facilita el aprendizaje de procedimientos médicos complejos y proporciona un entorno de enseñanza más inmersivo y efectivo en comparación con los métodos tradicionales. A diferencia de las estrategias convencionales de enseñanza, este enfoque dinámico mejora la comprensión y la práctica clínica de los futuros profesionales de la salud.

El módulo ha sido diseñado para ser intuitivo y adaptable, lo que lo convierte en una herramienta versátil para su aplicación en entornos educativos y de investigación médica. Con esta solución innovadora, se espera contribuir significativamente al avance en la enseñanza de la cardiología, optimizando los procesos de aprendizaje y fortaleciendo las habilidades de los profesionales en el diagnóstico y tratamiento de enfermedades cardiovasculares.

### VII-A. Análisis de Materiales Utilizados en los Moldes A y B

Mediante el análisis comparativo con el método Ashby, se determinó que el material más adecuado para la fabricación del prototipo es el Ácido Poliláctico (PLA). Este material fue seleccionado debido a su combinación óptima de resistencia mecánica, facilidad de manufactura y sostenibilidad ambiental. Su versatilidad y propiedades térmicas lo hacen ideal para la impresión 3D del modelo, garantizando estabilidad estructural y precisión en la simulación de los movimientos cardíacos.

PROPIEDAD	PLA	ABS	PETG
Precio	20€ - 25€	20€ - 25€	25€ - 30€
Tª fusión	200-215°C	220-240°C	230-250°C
Tª cama caliente	0-40°C	90-110°C	60-90°C
Ventilador de capa	100%	0%	30-50%
Densidad [g/cm <sup>3</sup> ]	1.24	1.07	1.27
Facilidad de impresión	Muy Alta	Muy baja	Alta
Calidad de impresión	Muy alta	Media	Alta
Resistencia	Alta	Media	Media-Baja
Rigidez	Muy alta	Media	Baja
Resistencia al impacto	Muy baja	Muy alta	Media
Resistencia térmica	Muy baja (30°C)	Muy alta (<100°C)	Alta (80°C)
Adhesión entre capas	Media	Baja	Alta
Olor	Nada	Mucho	Poco

Figura 37. Análisis de material [31]

El Nylon se seleccionó como material principal debido a su alta resistencia mecánica, estabilidad térmica y durabilidad. Su capacidad para soportar esfuerzos mecánicos sin deformarse y su resistencia al desgaste lo hacen ideal para aplicaciones de alta exigencia. Además, su flexibilidad y resistencia a la corrosión lo convierten en una opción óptima para la fabricación de componentes estructurales sometidos a esfuerzos continuos y condiciones ambientales variables.

Mediante el método Ashby, se realizó un análisis comparativo con otros materiales, determinando que el Nylon ofrece un equilibrio favorable entre costo y desempeño, lo que lo posiciona como una alternativa rentable sin comprometer la calidad del producto final.

DES GLOS AN DO	POLIPROPILENO	POLIÉSTER	NYLON
	No absorbe agua	Absorbe algo de agua	Absorbe bastante agua
	Se seca rápido	Se seca lento	Se seca rápido
	Resiste hasta 130°C	Resiste hasta 260°C	Resiste hasta 254°C
	Poca Resistencia UV	Mucha Resistencia UV	Alguna Resistencia UV
	Se estira y se encoge moderadamente	Resistente al estirar y encoger	Muy Resistente al estirar y encoger
	Resistente al Moho	Resistente al Moho	Resistente al Moho
	Flota	No Flota	No Flota

Figura 38. Análisis de material [32]

### VII-B. Diseño de Molde en Fusion 360

Para la creación del molde, se seleccionó un modelo tridimensional de un corazón humano disponible en [www.turbosquid.com](http://www.turbosquid.com), el cual se ajustó a los requerimientos del proyecto. Para garantizar una mejor compatibilidad con el proceso de fabricación, el modelo fue escalado en un 1.25 respecto a su tamaño original. Aunque el diseño presentaba una anatomía interna detallada, fue necesario realizar modificaciones para simplificar su estructura y optimizarlo para la fabricación del molde.

Inicialmente, el modelo se trabajó en SolidWorks, pero debido a problemas en la geometría de algunas superficies, se decidió migrar el diseño a Fusion 360, donde se realizaron las correcciones necesarias. Este software permitió generar un molde modular reutilizable, diseñado para ensamblarse y desmontarse con facilidad, similar a un sistema de encaje tipo LEGO, facilitando su manipulación y mantenimiento.

El Molde A, diseñado en Fusion 360, está compuesto por 8 piezas individuales distribuidas en 16 secciones segmentadas. Esta configuración facilita el ensamblaje y desmoldeo del molde. Además, se incluyen tapas para las partes superior, inferior y laterales, lo que mejora la fijación de las piezas durante el proceso de fundición y optimiza el control de la distribución del calor.

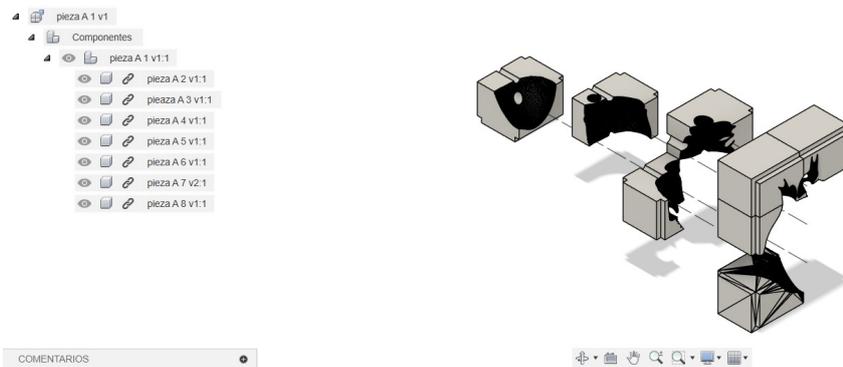


Figura 39. Molde A vista explosionada

El Molde B, diseñado en Fusion 360, está compuesto por ocho piezas individuales organizadas estratégicamente para mejorar la precisión en el ensamblaje. Se implementaron ajustes en la estructura interna del molde para reducir el movimiento de las piezas durante la fundición, garantizando una distribución uniforme del material y evitando deformaciones térmicas.

Al igual que el Molde A, esta versión incluye tapas en las secciones superior, inferior y laterales, lo que mejora la estabilidad de las piezas y permite un mejor control en la distribución del calor durante el proceso de fundición.

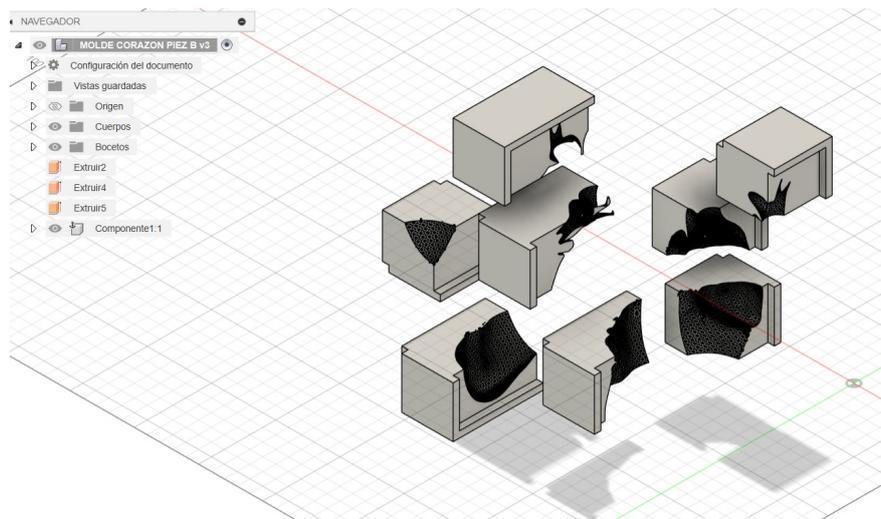


Figura 40. Molde B vista explosionada

### VII-C. Desarrollo y optimización del modelo tridimensional de las cavidades cardíacas para la fundición de silicona

Para garantizar una representación anatómicamente precisa de las aurículas y ventrículos, se diseñó un modelo tridimensional considerando la estructura interna del corazón. Este proceso se llevó a cabo utilizando el software Fusion 360, permitiendo la reproducción detallada de las dimensiones y formas reales del órgano.

El desarrollo del modelo facilitó la definición exacta de la estructura interna del molde, asegurando una correcta separación entre las cámaras cardíacas. Además, se realizaron ajustes específicos en el diseño para optimizar el

proceso de fundición de la silicona, minimizando posibles deformaciones o irregularidades que pudieran comprometer la integridad de las cavidades.

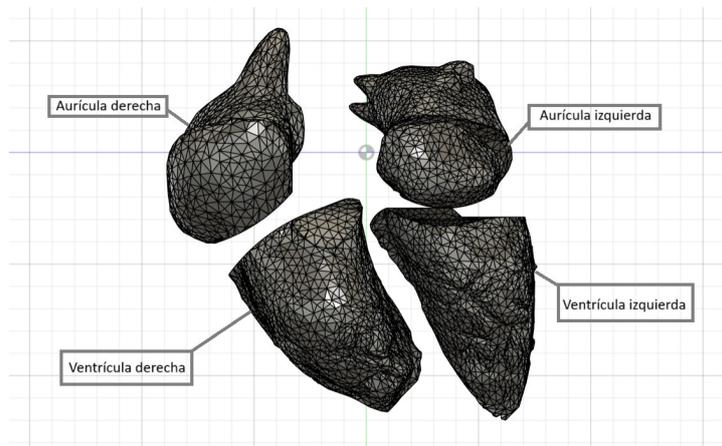


Figura 41. Diseño de las cuatro cavidades internas del corazón

#### VII-D. Proceso de Impresión 3D de Componentes: Producción de las 18 Piezas

Tras la creación de los moldes A y B, se procedió a la impresión 3D de un total de 18 piezas, esenciales para la fabricación del prototipo. Este proceso permitió obtener los componentes físicos con alta precisión, garantizando que cada parte encajara correctamente en el ensamblaje final.

La impresión 3D facilitó la reproducción detallada de la estructura anatómica del corazón, asegurando la fidelidad del diseño en términos de dimensiones y geometría. Además, permitió realizar ajustes y optimizaciones antes de la fabricación definitiva, minimizando errores en la producción. A continuación, se presentan las principales etapas del proceso de fabricación de los moldes y su segmentación en piezas individuales:

La Figura 42 muestra la estructura de los moldes A y B antes del proceso de fundición. Estos moldes contienen los detalles anatómicos necesarios para la réplica precisa del modelo cardíaco.

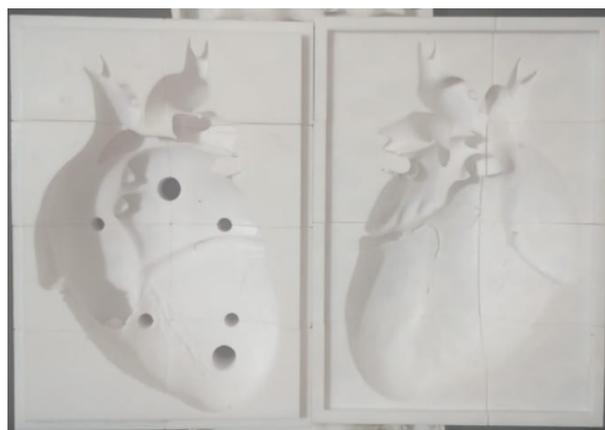


Figura 42. Estructura de moldes A y B antes de la fundición

En la Figura 43 titulada como Piezas de soporte de los moldes A y B, diseñadas para garantizar la estabilidad y alineación durante el proceso de fundición.

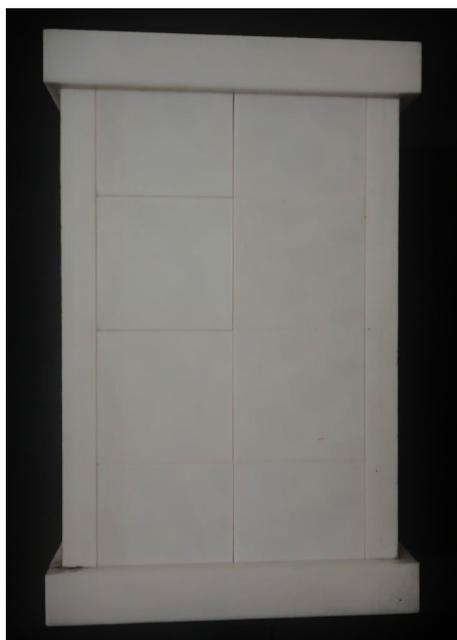


Figura 43. Piezas de soporte de los moldes A y B

La Figura 44 muestra la Vista del molde A descompuesto en varias piezas, en formato de rompecabezas, lo que facilita el ensamblaje y posterior extracción del modelo.



Figura 44. Rompecabezas de molde A

La Figura 45 muestra la vista del molde B, también segmentado en piezas modulares, optimizando su manipulación-montaje.



Figura 45. Rompecabezas de molde B

Este enfoque modular permite una mayor flexibilidad en el ensamblaje del modelo, asegurando la correcta alineación de las piezas y facilitando la manipulación del material durante la fundición.

#### VII-E. *Impresión 3D de las Cavidades Cardíacas:*

Después de realizar el diseño de las cavidades internas del corazón (aurículas y ventrículos), se procedió a imprimir en 3D. Este paso permitió obtener un modelo físicamente muy realista con respecto a la estructura anatómica del órgano, asegurando una representación fiel de las cavidades cardíacas para su posterior análisis y evaluación.



Figura 46. Cavidades internas del corazón impresas

#### VII-F. *Proceso de Fundición y Desmoldeo de Silicona*

Con la silicona preparada, se vertió en el molde, asegurándose de que las cavidades estuvieran completamente rellenas. El proceso de fundición requería aproximadamente 500 gramos de material, lo que garantizó la correcta cobertura del molde. Tras completar esta etapa, se permitió que el material se secase durante un período de 24

horas. Al transcurrir este tiempo, las piezas fueron desmontadas del molde con facilidad, revelando el corazón de silicona que contenía las cavidades impresas.

Para extraer las cavidades internas del corazón de silicona, fue necesario realizar una pequeña incisión en la parte posterior del mismo, asegurándose de que el corte no comprometiera la integridad del material. Posteriormente, se procedió al sellado de las incisiones con una nueva aplicación del material en proporciones iguales de los componentes A y B, lo que permitió garantizar la solidez y la integridad estructural del objeto final.

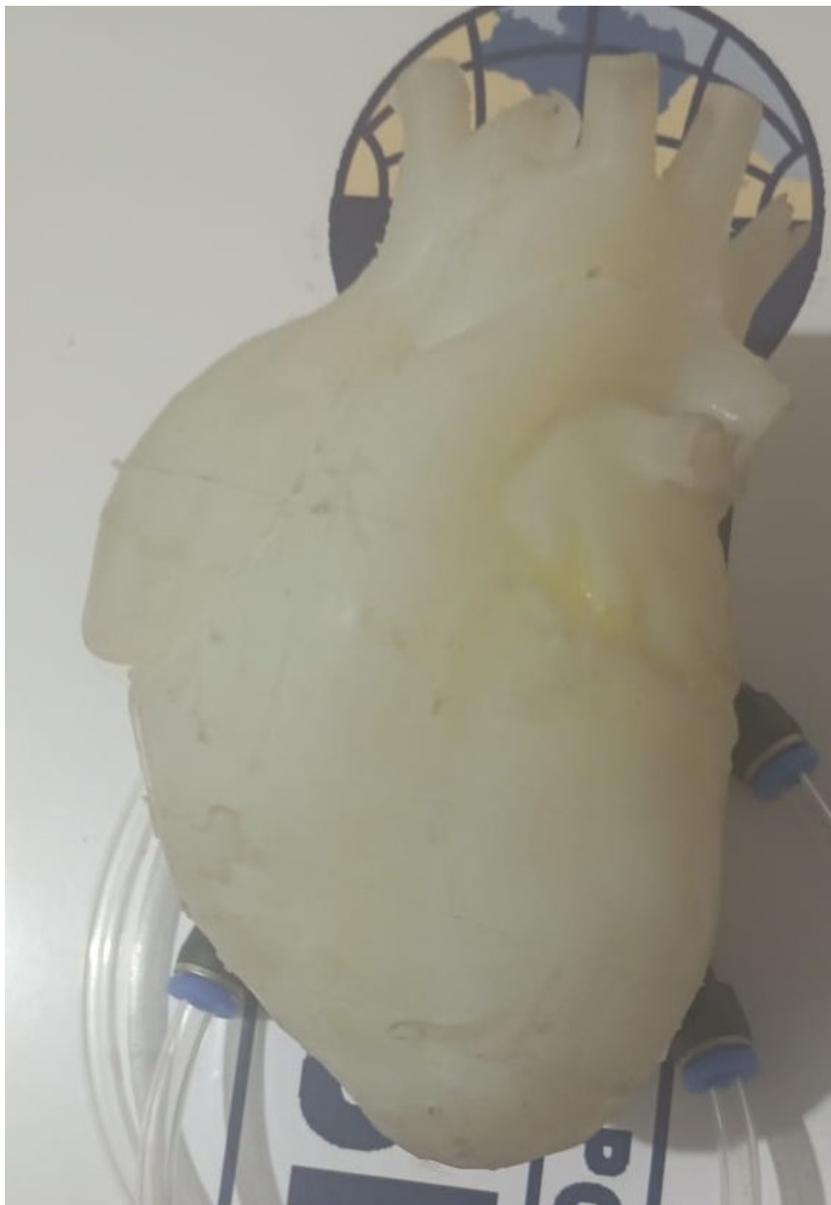


Figura 47. Resultado de la fundición del corazón



Figura 48. Corazón con conectores neumáticos

#### *VII-G. Integración del Motor Peristáltico en el Sistema de Control del Corazón Artificial*

Una vez finalizado el proceso de fundición del corazón, se procedió a integrar el sistema electrónico necesario para su funcionamiento. Este sistema fue diseñado para controlar el comportamiento del corazón, combinando tanto el control electrónico como el sistema de flujo de fluidos. En este contexto, se incorporó un motor peristáltico, adaptado a una escala mayor, que facilita el control preciso del flujo y el movimiento dentro del corazón artificial. Esta integración permite no solo el funcionamiento adecuado de la pieza, sino también la simulación de procesos dinámicos necesarios para su operación en un entorno controlado.



Figura 49. Motor peristáltico

#### *VII-H. Diseño y Fabricación de Componentes del Motor Peristáltico mediante Impresión 3D*

Las piezas necesarias para la construcción del motor peristáltico fueron diseñadas utilizando el software Fusion 360, con el objetivo de escalarlas a un tamaño mayor que garantizara un mayor caudal de líquido. Una vez finalizado el diseño 3D, se procedió a su impresión con alta precisión, asegurando que cada pieza se ensamblara correctamente y se ajustara a los demás componentes del sistema.

El diseño del ensamblaje se ilustra en la Figura 46, donde se presenta un explosionado de piezas 3D, permitiendo visualizar cada componente por separado antes del montaje final. Posteriormente, en la Figura 51, se muestra el montaje del motor peristáltico, destacando la disposición de las piezas clave y su ensamblaje en la estructura principal.

Para optimizar la visualización del funcionamiento interno del sistema, se fabricó una tapa en acrílico transparente, en lugar de imprimirla en 3D, facilitando así el monitoreo del flujo de líquido dentro del motor.

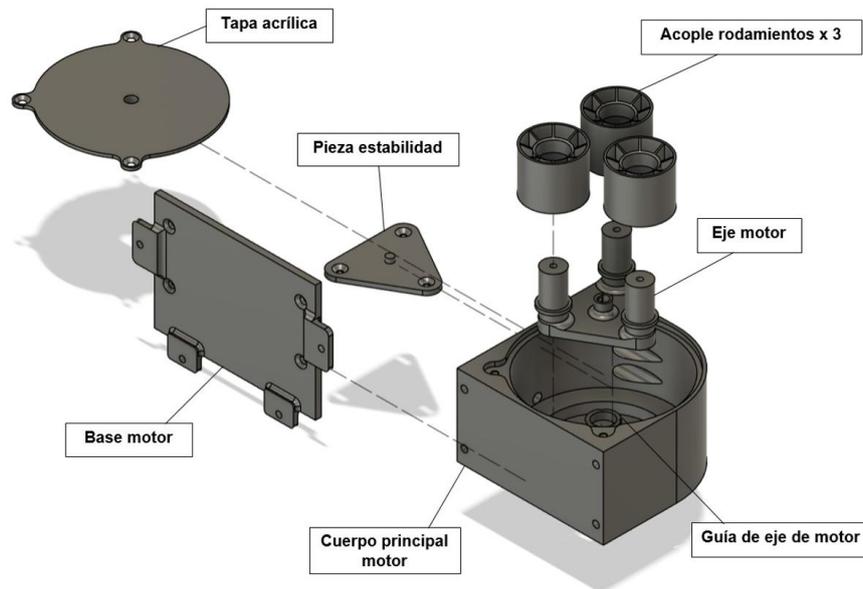


Figura 50. Explosionado de piezas 3D

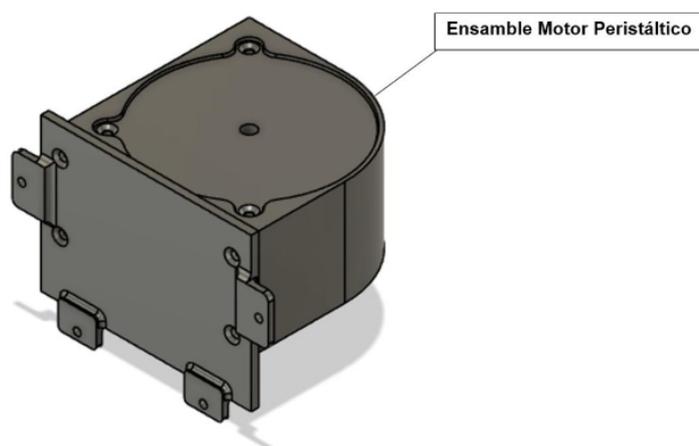


Figura 51. Montaje de piezas de motor peristáltico en 3D

El ensamblaje del motor peristáltico también incluyó la integración de tres rodamientos de alta precisión, asegurando la estabilidad y eficiencia del sistema de movimiento. En la Figura 52, se observa uno de los rodamientos modelo 6002 2RSC3 OKAMI, seleccionado por su resistencia y durabilidad.

Además, se incorporaron perforaciones estratégicas para la correcta fijación de los componentes:

- Tornillos de largo alcance (50 mm) para sujetar la estructura principal.
- Tornillos de 6 mm para fijar elementos internos sin afectar la movilidad del sistema.



Figura 52. Rodamiento 6002 2RSC3 OKAMI

Por último, se diseñaron dos perforaciones adicionales para la instalación de mangueras de silicona alimentaria, permitiendo un flujo controlado del líquido a través del motor peristáltico. En la Figura 53, se presenta la manguera de silicona de 9 mm de diámetro externo y 5 mm de diámetro interno, utilizada para garantizar un flujo continuo y eficiente del fluido dentro del sistema.



Figura 53. Manguera de silicona 9mm/5mm

#### *VII-I. Desarrollo del Circuito Electrónico para la Simulación de Latidos del Corazón*

Una vez completado el proceso de diseño y fabricación de las piezas, se procedió a la creación del circuito electrónico necesario para el funcionamiento del simulador de latidos del corazón. Para esta etapa, se utilizó un simulador de circuitos electrónicos que permitió realizar un análisis previo a la fabricación del circuito físico. Las partes principales del circuito incluyeron una pantalla LCD, que sirvió como visualizador de resultados, y una fuente

de alimentación adecuada para el funcionamiento del sistema. Además, se incorporaron sensores para el control del flujo de información y un circuito controlador encargado de gestionar las órdenes y coordinar el funcionamiento de la maquinaria. El sistema también integró un motor DC con engranajes, que proporcionó el movimiento necesario para simular los latidos, así como un regulador de voltaje para asegurar que las partes del circuito que requieren menor voltaje recibieran la cantidad adecuada para su funcionamiento.

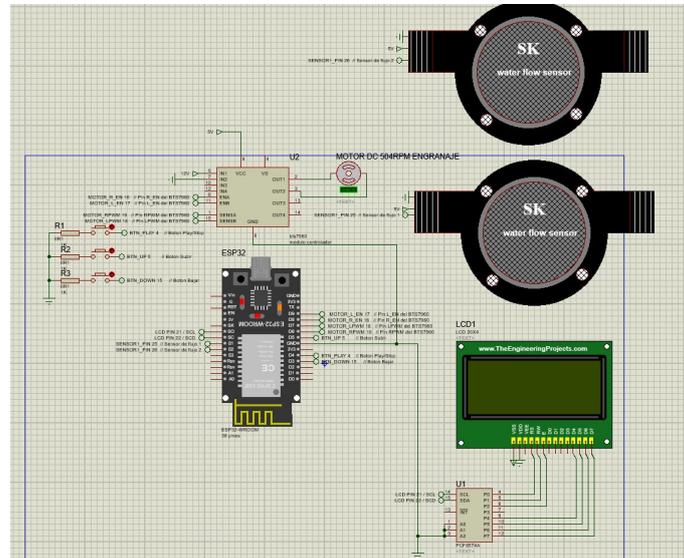


Figura 54. Circuito general

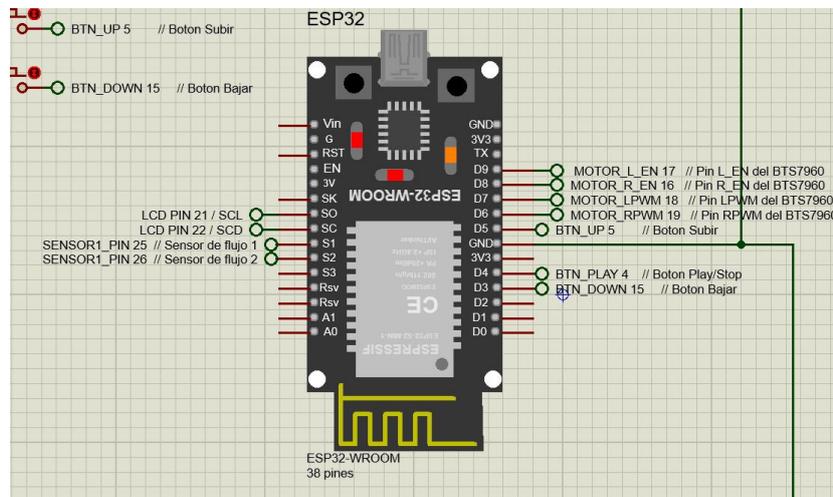


Figura 55. Uso de microcontrolador

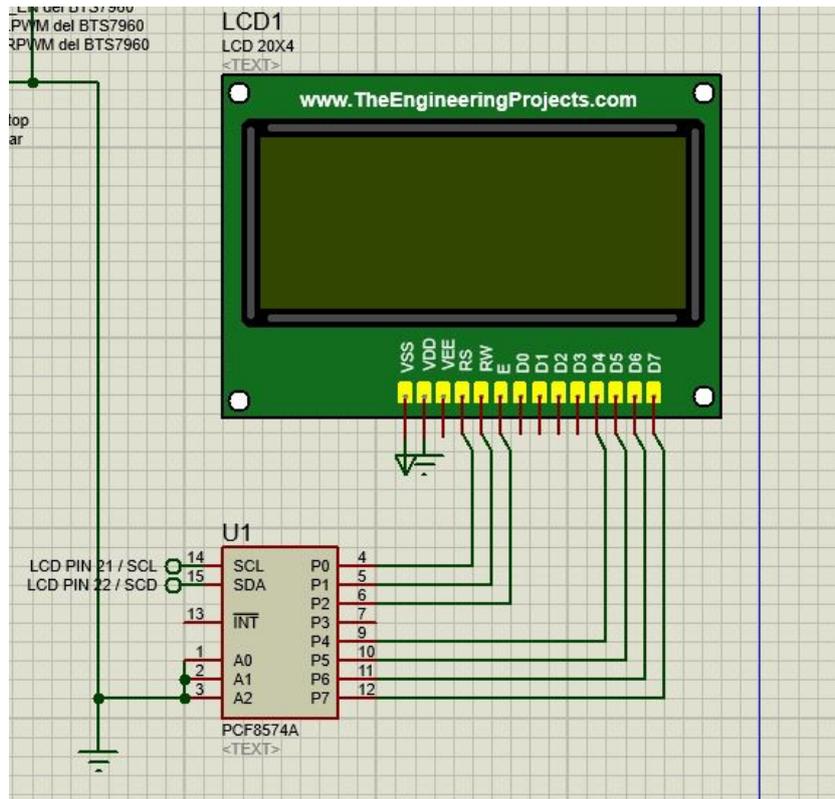


Figura 56. Pantalla visual (LCD20X4 IC2)

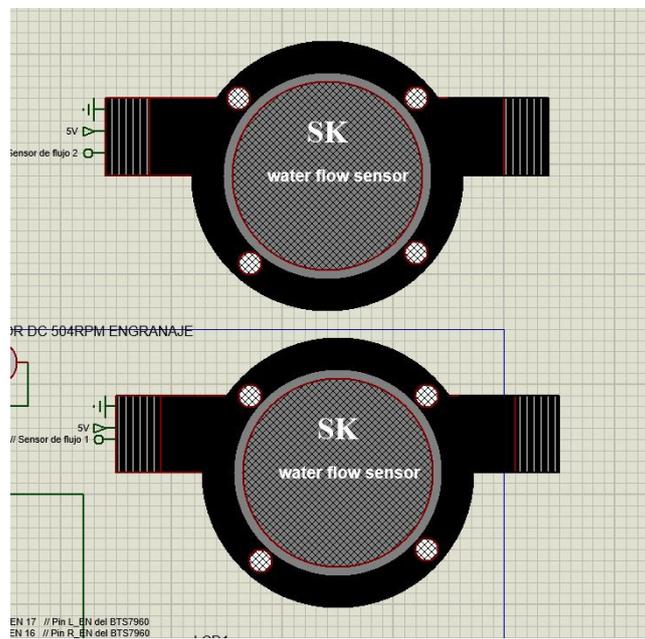


Figura 57. Sensores de flujo

VII-II. *Análisis y Evaluación de los Resultados de la Simulación de Flujo: Velocidad, Presión y Distribución del Flujo:* Para el análisis del modelo 3D del corazón desarrollado en SOLIDWORKS, se realizaron evaluaciones detalladas de sus propiedades de masa y geometría. En primer lugar, se determinaron parámetros fundamentales como la masa (414 gramos), el volumen 360,000.75 [mm<sup>3</sup>], el área de superficie 60,888.27 [mm<sup>2</sup>] y el centro de masa (X: 1.12 mm, Y: 4.57 mm, Z: -10.01 mm), así como los momentos de inercia del modelo. Además, se aplicaron herramientas de análisis geométrico, tales como cortes sesgados, curvatura, líneas de separación, ángulos de salida, simetría y espesor, que permitieron obtener una visión más detallada de la estructura. Aunque SOLIDWORKS también ofrece herramientas para realizar análisis de fluidos, la imagen presentada se enfoca exclusivamente en los resultados geométricos y de masa, sin incluir simulaciones de flujo.

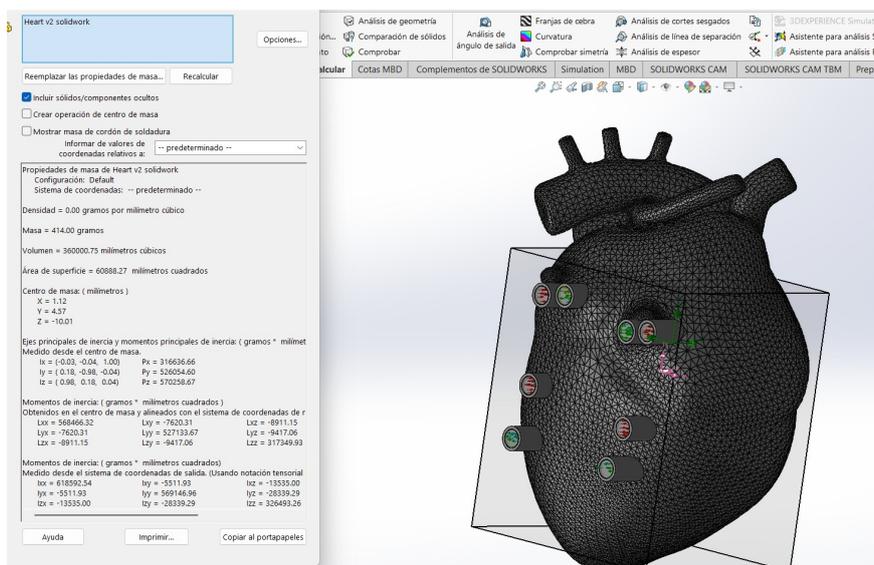


Figura 58. Pieza de corazón en SOLIDWORK

En el análisis de dinámica de fluidos computacional (CFD) realizado sobre el modelo 3D del corazón, se observa el comportamiento del flujo sanguíneo a través de las cavidades y conductos del corazón, destacando las trayectorias del fluido. Las líneas de corriente indican las áreas donde el flujo es laminar y turbulento. La densidad del fluido, que se establece en 997.56 [kg/m<sup>3</sup>], corresponde al valor típico de la sangre. Este análisis resulta útil en medicina para estudiar la hemodinámica y en ingeniería biomédica para el diseño de dispositivos cardíacos, proporcionando información crucial para mejorar tratamientos y dispositivos relacionados con el corazón.

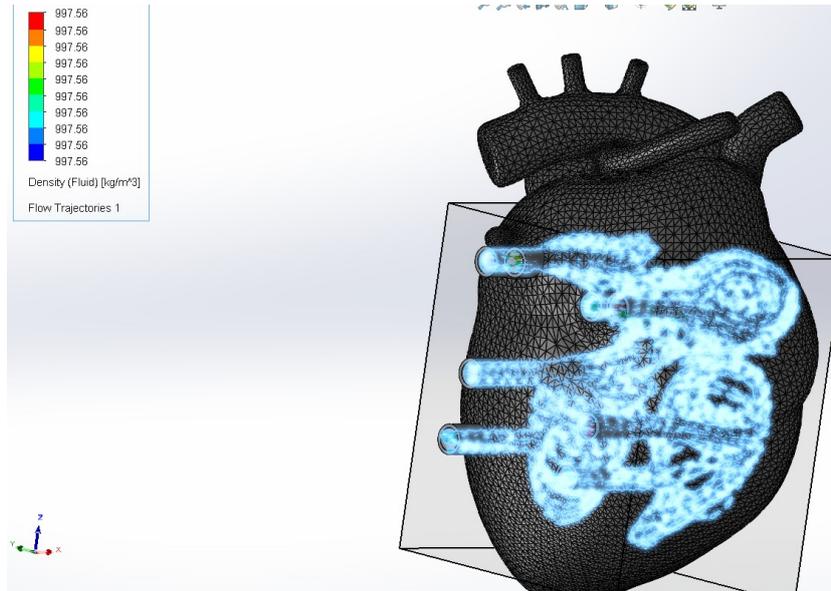


Figura 59. Representación del área volumétrica de trabajo del flujo cardíaco

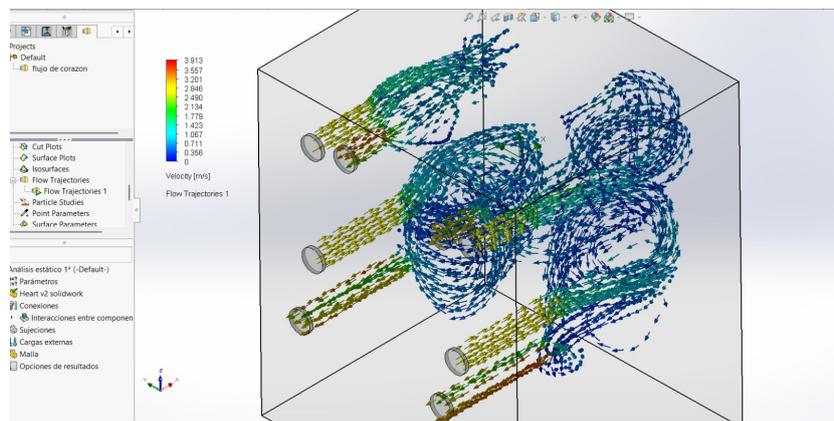


Figura 60. Distribución del flujo cardíaco en el interior del corazón

Datos que se pueden obtener de la imagen Presión: La imagen muestra un rango de presiones que va desde 129562.20 [Pa] hasta 141976.44 [Pa]. Esta información es crucial para entender cómo el corazón genera la fuerza necesaria para bombear la sangre a través del cuerpo. Distribución de la presión: Observando el mapa de colores de la presión, se puede analizar cómo varía la presión en diferentes puntos del corazón. Esto puede ser útil para identificar zonas de alta o baja presión, así como áreas donde la presión podría ser más relevante para el análisis. Relación con las estructuras del corazón: La imagen también muestra la geometría del corazón, incluyendo las aurículas, los ventrículos y los vasos sanguíneos. Esta información es importante para entender cómo la estructura del corazón influye en la distribución de la presión. Cómo se relaciona esta información con los datos anteriores

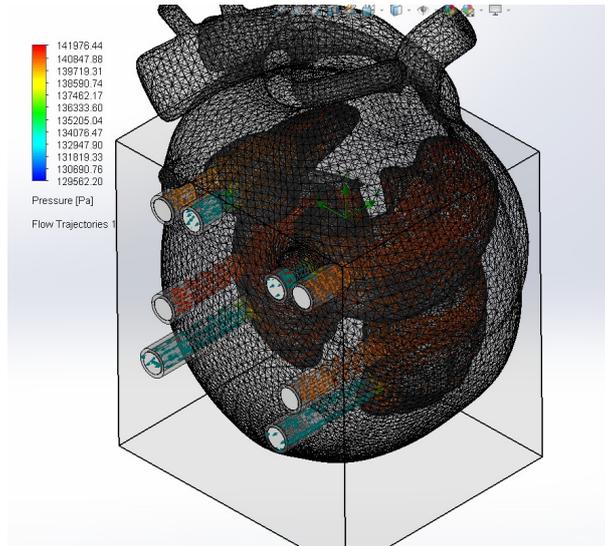


Figura 61. Distribución de presión en el flujo cardíaco

El análisis de fluidos computacional (CFD) realizado sobre el modelo 3D del corazón revela la distribución de la velocidad del flujo sanguíneo en su interior. Las líneas de corriente, coloreadas según la velocidad (rango de -3.864 m/s a 3.048 m/s), representan la dirección y magnitud del flujo a través de las cavidades cardíacas y los vasos. Se observa un gradiente de velocidad, con zonas de alta velocidad indicadas en rojo y zonas de baja velocidad en azul. Este patrón permite identificar áreas de interés, tales como posibles zonas de turbulencia o estancamiento.

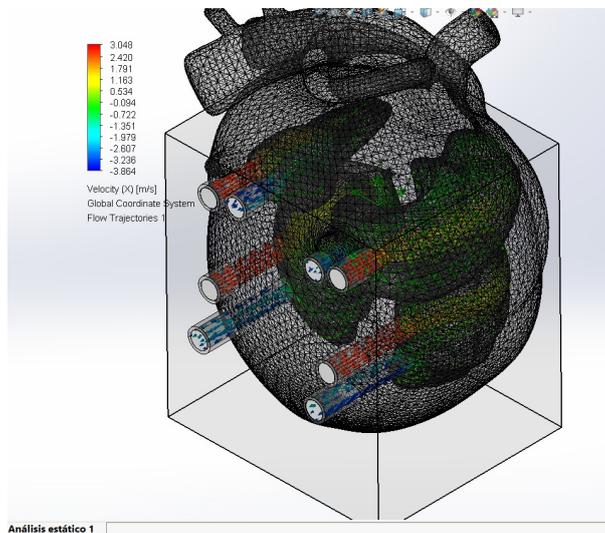


Figura 62. Distribución de velocidad en el flujo sanguíneo cardíaco

El análisis de fluidos computacional (CFD) realizado sobre un modelo 3D del corazón proporciona información detallada sobre la distribución de la presión inter [Pa] (azul) hasta 141,976.44 [Pa] (rojo), representando los valores de presión en diferentes puntos del corazón. La presión se mide en Pascales [Pa], unidad del Sistema Internacional. La distribución de la presión no es uniforme, mostrando áreas de alta presión (rojo) y de baja presión (azul). Es posible que esta variabilidad en la presión esté asociada al flujo sanguíneo, ya que las zonas de mayor presión

corresponden a áreas con un flujo sanguíneo más rápido o donde existen posibles obstrucciones. El conocimiento de la presión en distintas áreas del corazón es fundamental para entender su funcionamiento, ya que las zonas de alta presión pueden señalar obstrucciones o estrechamientos en los vasos sanguíneos, factores que aumentan el riesgo de enfermedades cardiovasculares.

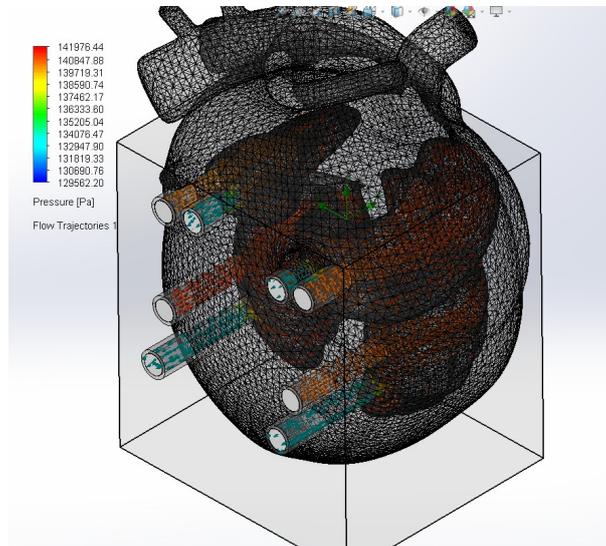


Figura 63. Distribución de presión

#### VII-J. Resultados de trabajo en PID.

En esta sección, se presentan los datos obtenidos en la evaluación del sistema con PID y sin PID, con el objetivo de analizar su desempeño en la emulación de los latidos cardíacos.

Primero, ya teniendo completo el armado del proyecto y completado el código, se procede a la examinación y comparación de respuestas del motor en ambos escenarios, destacando la estabilidad y precisión alcanzadas mediante el uso del controlador PID, ya que maneja el motor a una bomba peristáltica, dando así el movimiento cardíaco del corazón.

*VII-J1. Resultados con PID:* En primera instancia, se establece un rango estable de 60 latidos/minuto al iniciar el encendido en Play del proyecto. Los datos obtenidos confirman la estabilidad y la respuesta del motor al aplicar el control PID, permitiendo un movimiento de precisión en la emulación del latido cardíaco.

Datos importantes sobre su estabilidad y velocidad de demostración con PID de reacción al motor para el movimiento del latido del corazón.

Tomando en cuenta que el uso de un controlador PID influye directamente en el código de programación, lo cual se considera los resultados específicos de cada uno de sus parámetros:

Kp: Regula la velocidad de respuesta y la fuerza de corrección.

Ki: Mejora la precisión y elimina errores persistentes.

Kd: Contribuye a la estabilidad y amortigua las oscilaciones.

Con base en esta información, se establecieron los valores adecuados en el código de Arduino para optimizar la estabilidad y el control en el funcionamiento de la bomba peristáltica. Los parámetros que se establecieron son:

Setpoint:  $K_p = 3.5$ , Input:  $K_i = 1.5$ , Output:  $K_d = 0.1$

Los valores mencionados del del  $K_p$ ,  $K_i$  y  $K_d$  permitieron obtener un resultado inicial de 60 LPM (*latidos por minuto*), registrados en el monitoreo serial y representados mediante un diagrama en el *plotter serie* dentro del programa arduino IDE.

```
125 unsigned long currentMillis = millis();
126 if (currentMillis - previousMillis >= interval) {
127     // Formato para el plotter serie: Setpoint,Input,Output\n
128     Serial.print("Setpoint:"); Serial.print(setpoint, 2);
129     Serial.print(", Input:"); Serial.print(input, 2);
130     Serial.print(", Output:"); Serial.println(output, 2);
131     // Enviar las variables para que aparezcan con los nombres correctos en el Serial Plotter
132     Serial.print("SP: "); Serial.print(setpoint, 2); // SP = setpoint
133     Serial.print(", PV: "); Serial.print(input, 2); // PV = process variable (input)
134     Serial.print(", cv: "); Serial.println(output, 2); // CV = control variable (output)
135 }
136 // Mostrar información en el LCD
137 lcd.setCursor(0, 0);
138 lcd.print("Latidos: ");
139 lcd.print(ciclosPorMinuto);
140 lcd.print(" min");
141
142 lcd.setCursor(0, 1);
143 lcd.print("Enfermedad: Normal");
144
145 // Si el corazón está en peligro, cambia el estado mostrado
146 if (input > 100) { // Este es un valor arbitrario; ajusta según tus necesidades
147     lcd.setCursor(0, 2);
148     lcd.print("Estado: Peligro ");
149 }
```

Salida Monitor Serie x

Mensaje (Intro para mandar el mensaje de 'ESP32 Dev Module' a 'COM4')

Nueva línea 115200 baud

```
Setpoint:300.00, Input:0.32, Output:255.00
BP: 300.00, PV: 0.32, cv: 255.00
Setpoint:300.00, Input:0.32, Output:255.00
BP: 300.00, PV: 0.32, cv: 255.00
Setpoint:300.00, Input:0.32, Output:255.00
BP: 300.00, PV: 0.32, cv: 255.00
```

Figura 64. Inicio de la ejecución del programa PID en Arduino IDE

**Monitoreo serial:** Uno de los resultados que demuestra el funcionamiento de PID es el monitoreo serial del sistema, donde se observan valores constantes, con un Setpoint de 300.00, Input de 0.32 y Output de 255.00, reflejando un estado estacionario. Sin embargo, se detecta una discrepancia entre Setpoint e Input lo que indica un error de 299.68, lo cual el PID corrige aplicando la máxima potencia al motor para estabilizar la velocidad.

Durante los cambios de giro, el Input y el Output varían para reflejar la inversión del motor peristáltico. Estas transiciones generan oscilaciones, monitoreadas en el *plotter serie*, donde se registran saltos bruscos y el tiempo de establecimiento del sistema. Este análisis permite evaluar la estabilidad y optimizar los parámetros del PID para mejorar la precisión en la emulación del latido cardíaco que se requiere.



VII-J2. *Resultados sin PID:* En el sistema sin PID, se agregó un nuevo código en el cual se maneja de manera directa el motor controlando a la bomba y a la vez el corazón, y el monitoreo serie mostró que la velocidad real del motor (Input) fluctuaba mientras que el Setpoint se mantenía constante, lo que genera variaciones, indicando que el motor no se mantenía la velocidad deseada de manera precisa.

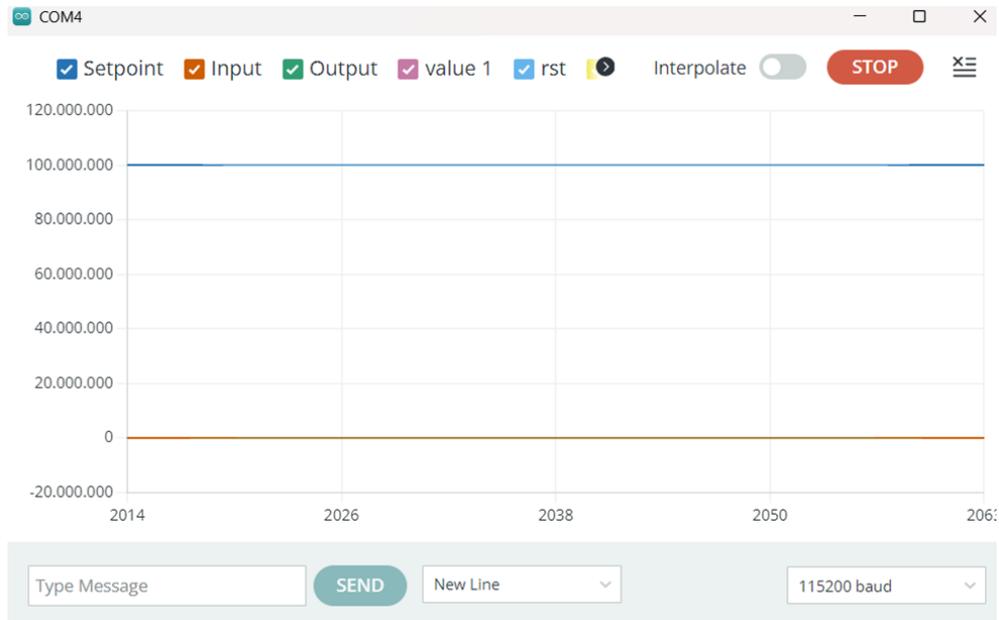


Figura 67. Análisis del comportamiento inicial en el plotter serie sin PID

Con el plotter serie, la señal PWM (Output) en el diagrama se mostró constante en su valor máximo (255), evidenciando la falta de ajuste dinámico del sistema ante cambios en la carga o el Setpoint.

*Estabilidad y Precisión.:* El monitoreo serie reflejó un error constante entre el Setpoint y el Input, lo que indicó un error en estado estacionario, mientras en el plotter serie, la señal PWM no variaba, lo que confirmó que el motor no respondía adecuadamente a las fluctuaciones de la carga o energía, resultando en una operación inestable.

*Comparación de Resultados con PID vs. sin PID.:* La demostración de ambas entre el monitor serie y el plotter serie ha mostrado que, sin PID, el sistema no podía mantener una velocidad constante. El Input fluctuaba considerablemente, mientras que la señal PWM se mantenía fija, lo que impidió una respuesta eficiente ante cambios de manera brusca. Esto resaltó la falta de estabilidad y precisión en el sistema sin control del PID, mientras que con PID se mostró que la alta eficiencia de captación de órdenes es eficiente para la estabilidad y precisión de resultados, siendo así que de manera física la bomba peristáltica tenga más tiempo de vida y funcione correctamente el movimiento cardíaco del corazón.

## VIII. CRONOGRAMA

Este cronograma detalla las actividades y plazos para la tesis “Módulo didáctico de emulación de movimientos cardíacos con control PID para el área médica”

Tabla II  
CRONOGRAMA

Desarrollo de un prototipo de módulo didáctico de emulación de movimientos cardíacos con control PID para el área médica												
Título: Cronograma de actividades		Vigencia 2024 - 2025										
Actividad	Actividad específica	Mayo	Junio	Julio	Agosto	Septiembre	Octubre	Noviembre	Diciembre	Enero	Febrero	
Investigación relacionado al corazón con tema de tesis .	Investigación y actualización de documento tesis	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
	Investigación de sistemas emuladores	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
	Investigación de ejemplares con PID	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
	Investigación de componentes	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	
Adquisición de componentes.	Pedidos de componentes							1	1	1	1	
	Adquisición de componentes							1	1	1	1	
	Armao de componentes							1	1	1	1	
Diseño	Diseño de piezas en program CAD							1	1	1	1	
Implementación del modulo de emulación de movimientos cardíacos con PID.	Configurar y optimizar la programación									1	1	
	Implementar el control con PID									1	1	
	Realización de pruebas en el sistema en tiempo real									1	1	
Validación de latidos con el programa con los RPM, contra los datos matemáticos y tablas	Diseñar un plan de prueba										1	
	Establecer puntos concretos en datos										1	
	Realización de pruebas para mantener una capacidad de éxito alta en precisión										1	

IX. PRESUPUESTO

A continuación se muestra el presupuesto del trabajo en la figura III.

Tabla III  
TABLA DETALLADA DE GASTOS

Presupuesto Tesis					
Sede: Guayaquil		Tutor de titulación:		Ing. David Mateo Cortez Saravia	
Cam pus: Centenario		Estudiante 1:		Luis Alberto Guamán Iturralde	
Periodo: 2024-2025		Estudiante 2:		Aaron Anibal Dávila Ocampo	
Item	Descripción	Valor Unitario	Cantidad	Valor final	
1	Impresión 3D molde	\$ 200,00	1	\$ 200,00	
2	Cable x metro	\$ 5,00	5	\$ 25,00	
3	Baquelitax3	\$ 1,00	3	\$ 3,00	
4	Resistencias de 1Kohm x4	\$ 0,25	4	\$ 1,00	
5	Caja policarbonato 290x390x160mm IP67 - con bisagras	\$ 80,00	1	\$ 80,00	
6	Silicona alimenticia Platino Sial 5 1 Kg + kits	\$ 30,00	1	\$ 30,00	
7	Fuente conmutada 12V 20A	\$ 25,00	1	\$ 25,00	
8	Acoples neumaticos para 6mm en Lx8, Tx6 y Raconx2	\$ 2,00	16	\$ 32,00	
9	Manguera azul 6 mm aire neumatica por 5 m	\$ 2,00	5	\$ 10,00	
10	manguera alimenticia de 9mm/5mm x 1M	\$ 10,00	1	\$ 10,00	
11	Topes de base	\$ 4,00	1	\$ 4,00	
12	Motor reductor 37D 12V DC 506RPM encoder 37GB-545	\$ 50,00	1	\$ 50,00	
13	Varios (Tornillos, decoración, etc.)	\$ 40,00	1	\$ 40,00	
14	Pantalla LCD IC2 20x4	\$ 10,00	1	\$ 10,00	
15	Acrilico 1M X1M	\$ 15,00	1	\$ 15,00	
16	BTS9760	\$ 20,00	1	\$ 20,00	
17	ESP32	\$ 12,00	1	\$ 12,00	
18	Cable usb	\$ 3,00	1	\$ 3,00	
19	Cable de poder PC	\$ 2,00	1	\$ 2,00	
20	Brazo bizagra	\$ 10,00	1	\$ 10,00	
21	Gasto por compra externa	\$ 120,00	1	\$ 120,00	
Total:				\$	702,00

## X. CONCLUSIONES

En conclusión, el diseño y desarrollo del prototipo para la emulación de los latidos cardíacos, capaz de replicar los movimientos naturales del corazón bajo diversas condiciones fisiológicas y patológicas, representa un avance significativo en el campo de la simulación biomédica. La implementación de mecanismos optimizados ha permitido la creación de un modelo funcional que emula de manera precisa las dinámicas cardíacas, con aplicaciones potenciales en la investigación médica, el desarrollo de dispositivos terapéuticos y la formación de profesionales de la salud. Sin embargo, el proceso de diseño ha resaltado la importancia de la selección de materiales adecuados y la necesidad de ajustes continuos en los sistemas de control, especialmente en lo que respecta a la gestión del torque y la estabilidad del mecanismo. Estos avances no solo permiten una representación más realista del comportamiento fisiológico del corazón, sino que también abren nuevas oportunidades en la evaluación de enfermedades cardiovasculares y en el diseño de soluciones médicas personalizadas.

El desarrollo del sistema mecánico para la simulación de los latidos cardíacos, basado en un control PID y un corazón de silicona con morfología realista, ha demostrado ser una solución innovadora y eficiente para la replicación de la dinámica cardíaca. La implementación del control PID ha permitido una regulación estable y ajustable del movimiento del sistema, logrando una simulación precisa de los latidos. Además, la incorporación de un corazón de silicona de alta fidelidad morfológica ha mejorado el realismo del modelo, haciéndolo adecuado para aplicaciones médicas y educativas. Este prototipo no solo facilita el estudio de patologías cardíacas, sino que también proporciona una plataforma efectiva para la investigación y el desarrollo de dispositivos terapéuticos, así como para la capacitación de profesionales de la salud. No obstante, el proceso de integración y calibración de los componentes sigue siendo un desafío técnico, lo que indica la necesidad de futuras optimizaciones en los sistemas de control y en los materiales empleados para mejorar el rendimiento del sistema.

La validación del sistema, replicando los latidos cardíacos en diversos escenarios clínicos, ha permitido confirmar su capacidad para simular de manera efectiva las variaciones dinámicas del corazón en diferentes condiciones fisiológicas y patológicas. Este proceso ha sido clave para garantizar la fiabilidad y versatilidad del prototipo, proporcionando una base sólida para su aplicación en el estudio y tratamiento de enfermedades cardíacas. A través de la simulación de distintos escenarios, se ha podido analizar cómo el sistema responde a diversas alteraciones cardíacas, facilitando la comprensión de los mecanismos subyacentes a diferentes patologías. Sin embargo, persiste el desafío de mejorar la respuesta del sistema ante condiciones extremas, lo que enfatiza la necesidad de ajustes y optimizaciones adicionales para fortalecer su aplicabilidad tanto en la práctica clínica como en la investigación médica.

## XI. RECOMENDACIONES

Para fortalecer la precisión y aplicabilidad del prototipo desarrollado, se recomienda realizar ajustes y optimizaciones continuas en el diseño y funcionalidad del sistema. En particular, es fundamental explorar nuevos materiales con mejores propiedades biomecánicas que permitan una mayor similitud con los tejidos cardíacos reales. Además, se sugiere mejorar el sistema de gestión de torque y estabilidad del mecanismo, a fin de incrementar la precisión en la emulación de los latidos cardíacos bajo distintas condiciones fisiológicas y patológicas. La incorporación de sensores de última generación también contribuiría a refinar el control del modelo y mejorar su respuesta dinámica, permitiendo una mayor fidelidad en la simulación de patologías cardiovasculares.

El uso de un control PID ha demostrado ser una solución efectiva para regular la dinámica de los latidos, pero su implementación podría optimizarse mediante algoritmos adaptativos que permitan ajustes en tiempo real según los parámetros del sistema. Asimismo, se recomienda realizar estudios comparativos con otros tipos de controladores, como control difuso o modelos basados en inteligencia artificial, para evaluar mejoras en la estabilidad y precisión del prototipo. Además, se sugiere explorar la integración de un sistema de monitoreo remoto, que permita analizar el comportamiento del modelo en diferentes escenarios clínicos y educativos.

En términos de validación del prototipo, se recomienda ampliar el rango de pruebas con mayores variaciones en los escenarios de simulación, incluyendo condiciones de estrés cardíaco y respuestas a estímulos externos. Esto permitiría evaluar con mayor precisión la capacidad del sistema para adaptarse a distintos patrones de latidos y mejorar su desempeño en la representación de patologías complejas. Además, sería beneficioso colaborar con instituciones médicas para realizar pruebas con profesionales de la salud y obtener retroalimentación que permita ajustar el diseño a las necesidades del campo clínico.

Finalmente, para consolidar el impacto del prototipo en la investigación biomédica y la formación académica, se recomienda desarrollar materiales educativos y protocolos de uso que faciliten su implementación en entornos de enseñanza. La creación de manuales detallados, junto con el desarrollo de interfaces interactivas, contribuiría a una experiencia más intuitiva y enriquecedora para los usuarios. Asimismo, se sugiere explorar el desarrollo de modelos modulares, que permitan actualizar y adaptar el prototipo a futuras innovaciones tecnológicas en el campo de la simulación biomédica.

## REFERENCIAS

- [1] D. P. A. Ballesteros, *Libro de la salud cardiovascular del hospital clinico san carlos y la fundacion BBVA*, Capitulo 2: Anatomía del corazón, España, 2009. dirección: [https://www.fbbva.es/microsites/salud\\_cardio/mult/fbbva\\_libroCorazon\\_cap2.pdf](https://www.fbbva.es/microsites/salud_cardio/mult/fbbva_libroCorazon_cap2.pdf).
- [2] P. J. Bazira, «Clinically applied anatomy of the heart,» *Surgery (Oxford)*, vol. 39, n.º 3, págs. 117-125, 2021, ISSN: 0263-9319. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mpsur.2021.01.004>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0263931921000041>.
- [3] R. S. Chandrasekaran, R. N. Banavar, A. D. Mahindrakar y D. Maithripala, «Geometric PID controller for stabilization of nonholonomic mechanical systems on Lie groups,» *Automatica*, vol. 165, pág. 111 658, 2024, ISSN: 0005-1098. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.automatica.2024.111658>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0005109824001511>.
- [4] D. G. . Mónica A. Ferrer-Buenaño María F. Ocampo-Montúfar, «Economic impact of heart failure in the informal caregiver,» *Dirección de investigaciones, Fundación Clínica Shaio*, vol. X, n.º X, XX-YY, 2022. dirección: [http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0120-56332022000500541](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-56332022000500541).
- [5] Z. E. Castañeda Murcia, A. García y L. Meneses..., «Guía de estudio de la anatomía cardiaca. Disección del corazón porcino.,» *Morfología*, vol. X, n.º X, XX-YY, 2013. dirección: <https://revistas.unal.edu.co/index.php/morfologia/article/view/39721>.
- [6] Q. Zhang, Y. Zhang, L. Hao et al., «A personalized 0D-1D model of cardiovascular system for the hemodynamic simulation of enhanced external counterpulsation,» *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2022.
- [7] A. Pérez-Muñoz, M. Garzón-Martínez, A. I. Pineda-Gómez, Á. D. Miranda-Cruz y L. Villamizar-Gómez, «Competencias adquiridas con simuladores en programas de entrenamiento en cirugía laparoscópica ginecológica: una revisión de revisiones,» *Educación Médica*, vol. 20, n.º 5, págs. 309-324, 2019, ISSN: 1575-1813. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.edumed.2018.10.013>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1575181318303437>.
- [8] U. Sánchez-Vásquez, A. B. Daniel-Guerrero y ..., «Diseño, elaboración y validación de un simulador realista y de bajo costo para exploración cardiaca,» *Centro Médico ABC, Departamento de Anestesiología*, vol. X, n.º X, XX-YY, 2021.
- [9] M. S. Slaughter y R. Singh, «El papel de los dispositivos de asistencia ventricular en la insuficiencia cardiaca avanzada,» *Revista Española de Cardiología*, vol. 65, n.º 11, págs. 982-985, 2012, ISSN: 0300-8932. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.recesp.2012.02.030>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300893212003806>.
- [10] L. A. Koritsanszky, «Continuous Monitoring in Global Health: Taking Principles of Anesthesia Care Abroad: The Lifebox Model,» *Journal of Anesthesia History*, vol. 3, n.º 1, págs. 3-4, 2017, ISSN: 2352-4529. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.janh.2016.12.005>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S235245291630130X>.
- [11] E. Buratto e I. E. Konstantinov, «Atrioventricular valve repair in patients with a single ventricle: emulating the fibrous skeleton of the heart,» *Operative Techniques in Thoracic and Cardiovascular Surgery*, vol. 27, n.º 1, págs. 105-113, 2022, ISSN: 1522-2942. DOI: <https://doi.org/10.1053/j.optechstcvs.2021.07.003>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S152229422100074X>.
- [12] M. C. Mancini, «Trasplante de corazón,» *MedlinePlus*, vol. X, n.º X, XX-YY, 2023, Editorial Director, and the A.D.A.M. Editorial team. dirección: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/003003.htm>.
- [13] pagina12, «IMPLANTARON EN EE.UU. UN CORAZON ARTIFICIAL TOTALMENTE AUTONOMO Latidos de un corazón de titanio,» *pagina12*, vol. X, n.º X, XX-YY, dirección: <https://www.pagina12.com.ar/2001/01-07/01-07-04/pag15.htm#:~:text=un%20valor%20de%20100.000%20d%C3%B3lares..>
- [14] J. Gingerich, «Corazones artificiales: los salvadores de vida,» *HEARTBEAT*, vol. X, n.º X, XX-YY, 2019. dirección: <https://mendedhearts.org/story/corazones-artificiales-los-salvadores-de-vida/#:~:text=Hecho%20de%20poliuretano%20segmentado%20y,de%20aire%20a%20trav%C3%A9s%20de>.

- [15] N. Noor, A. Shapira, R. Edri, I. Gal, L. Wertheim y T. Dvir, «3D Printing of Personalized Thick and Perfusable Cardiac Patches and Hearts,» *Advanced Science*, vol. 6, n.º 11, pág. 1900344, 2019. DOI: <https://doi.org/10.1002/advs.201900344>. eprint: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/advs.201900344>. dirección: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/advs.201900344>.
- [16] A. Turan, «PID controller design with a new method based on proportional gain for cruise control system,» *Journal of Radiation Research and Applied Sciences*, vol. 17, n.º 1, pág. 100810, 2024, ISSN: 1687-8507. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jrras.2023.100810>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1687850723002881>.
- [17] G. Bonfante y F. Deloup, «The genus of regular languages and directed graph emulators,» *Theoretical Computer Science*, vol. 1000, pág. 114579, 2024, ISSN: 0304-3975. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.tcs.2024.114579>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304397524001944>.
- [18] L.-M. A. Díaz-Oliver B, «Corazón artificial total Cardio West TM TAH-t,» *Informes de Evaluación de Tecnologías Sanitarias*, vol. X, n.º X, XX-YY, 2013.
- [19] J. L. E. Cobo y F. del Río Gallegos, «Preservación de órganos,» *Medicina Intensiva*, vol. 33, n.º 6, págs. 282-292, 2009, ISSN: 0210-5691. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0210-5691\(09\)72196-5](https://doi.org/10.1016/S0210-5691(09)72196-5). dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0210569109721965>.
- [20] S. K. Mulpuru, M. Madhavan, C. J. McLeod, Y.-M. Cha y P. A. Friedman, «Cardiac Pacemakers: Function, Troubleshooting, and Management,» *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 69, n.º 2, págs. 189-210, 2017. DOI: 10.1016/j.jacc.2016.10.061. eprint: <https://www.jacc.org/doi/pdf/10.1016/j.jacc.2016.10.061>. dirección: <https://www.jacc.org/doi/abs/10.1016/j.jacc.2016.10.061>.
- [21] R. Chen, J. Cui, S. Li y A. Hao, «A Coupling Physics Model for Real-Time 4D Simulation of Cardiac Electromechanics,» *Computer-Aided Design*, vol. 175, pág. 103747, 2024, ISSN: 0010-4485. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.cad.2024.103747>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010448524000745>.
- [22] R. Mittal, J. H. Seo, V. Vedula et al., «Computational modeling of cardiac hemodynamics: Current status and future outlook,» *Journal of Computational Physics*, vol. 305, págs. 1065-1082, 2016, ISSN: 0021-9991. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jcp.2015.11.022>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0021999115007627>.
- [23] J. Almendral Garrote (coordinador), E. Marín Huerta, O. Medina Moreno et al., «Guías de práctica clínica de la Sociedad Española de Cardiología en arritmias cardíacas,» *Revista Española de Cardiología*, vol. 54, n.º 3, págs. 307-367, 2001, ISSN: 0300-8932. DOI: [https://doi.org/10.1016/S0300-8932\(01\)76313-0](https://doi.org/10.1016/S0300-8932(01)76313-0). dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300893201763130>.
- [24] J. Vogler, G. Breithardt y L. Eckardt, «Bradiarritmias y bloqueos de la conducción,» *Revista Española de Cardiología*, vol. 65, n.º 7, págs. 656-667, 2012, ISSN: 0300-8932. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.recesp.2012.01.025>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300893212001789>.
- [25] E. Larios, «Implementación del control PID en el control de velocidad de un motor,» *MEDIUM*, vol. X, n.º X, XX-YY, 2023. dirección: <https://medium.com/@eder88559/implementaci%C3%B3n-del-control-pid-en-el-control-de-velocidad-de-un-motor-58b340d36831>.
- [26] S. N. Chong Díaz y N. D. Peñafiel Jiménez, «Desarrollo de un mecanismo basado en robótica suave con la implementación de un patrón de piel Kirigami que permita la reducción del tiempo de la locomoción ondulatoria,» Spanish, Tesis de Grado, Universidad Politécnica Salesiana, 2023. dirección: <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/25807>.
- [27] Hobstob. «Corazón humano modelo 3D.» Consultado el 8 de febrero de 2025. (2014), dirección: <https://www.turbosquid.com/es/3d-models/3d-human-heart/800569>.
- [28] 3DCITY. «Tablas de Materiales Grilon3.» Consultado el 7 de febrero de 2025, 3DCITY. (2018), dirección: <https://3dcityquilmes.wordpress.com/2018/06/09/tablas-de-materiales-grilon3/>.
- [29] D. A. Quimiz García y X. A. Sierra Lindao, «Desarrollo de prototipo de mano robótica para manipulación de objetos livianos aplicando robótica suave,» Spanish, Tesis de Grado, Universidad Politécnica Salesiana, 2023. dirección: <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/25777>.

- [30] I. c. d. m. MOLMA, *silicona alimenticia*, Empresa con más de 15 años en el mercado Ecuatoriano, Ecuador-Cuenca, 2023. dirección: <https://www.casamolde.com/>.
- [31] J. L. Núñez. «Comparativa general PLA, ABS, PETG.» Consultado el 8 de febrero de 2025. (2024), dirección: <https://of3lia.com/pla-vs-abs-vs-petg-comparativa/>.
- [32] Regalonline. «Polipropileno, Poliéster y Nylon: Todo lo que quiera saber sobre estos materiales.» Consultado el 8 de febrero de 2025. (2024), dirección: <https://www.regalonline.es/blog-de-regalos-de-empresa/polipropileno-poliester-y-nylon-todo-lo-que-quiera-saber-sobre-estos-materiales/>.

XII. ANEXOS

XII-A. PLANOS

Planos de las piezas acotadas en Autodesk Fusion 360 2024:

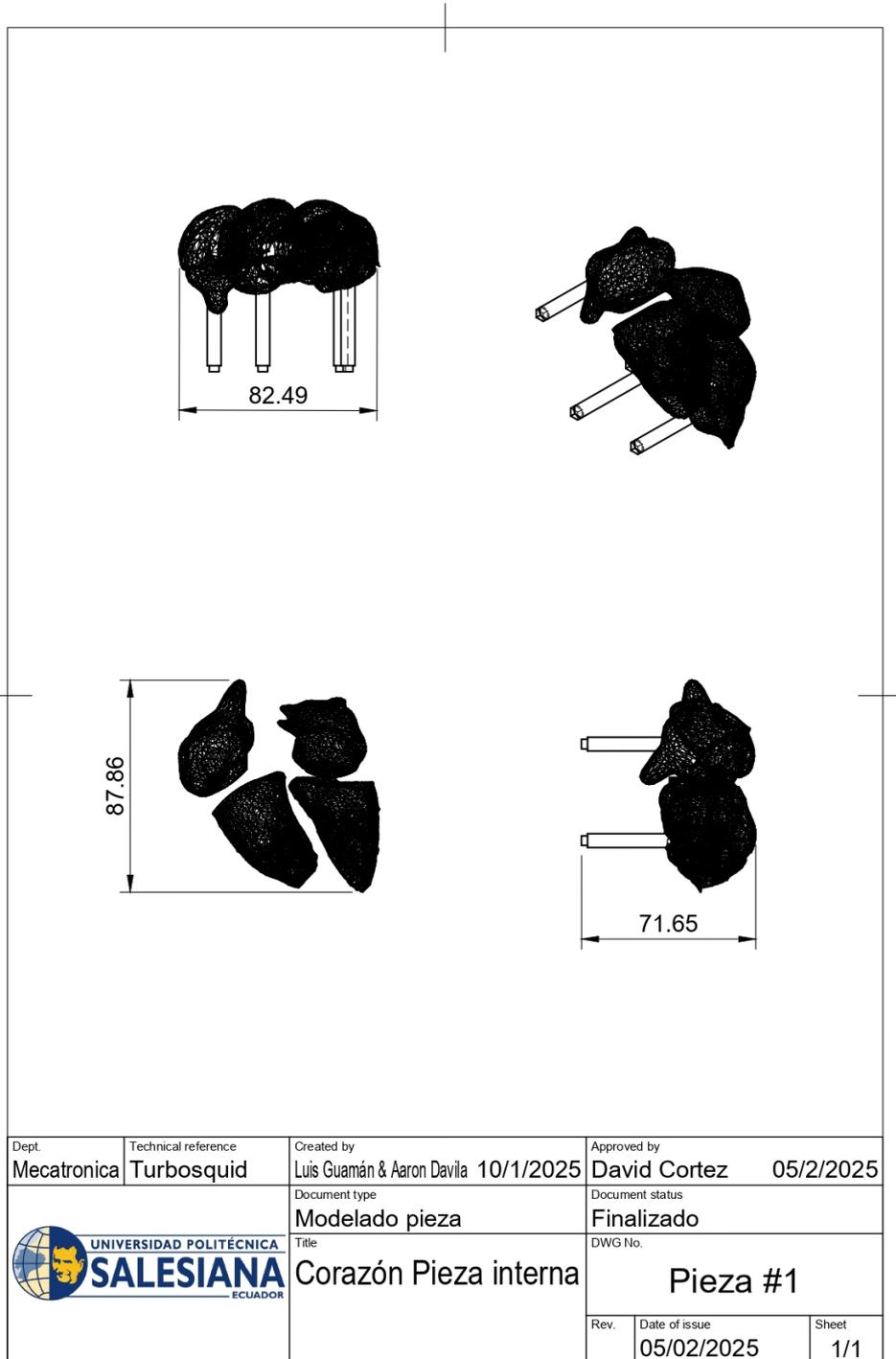
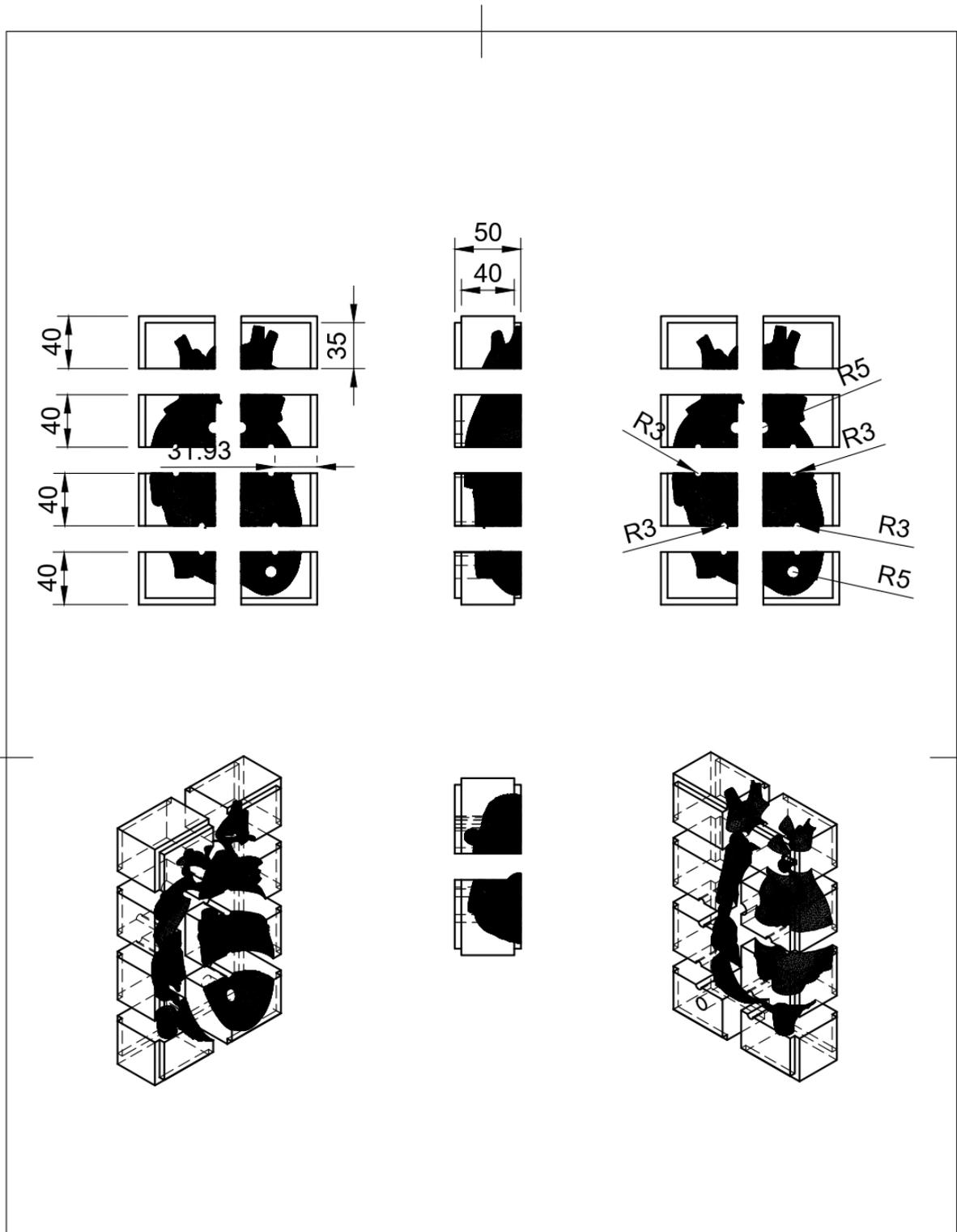
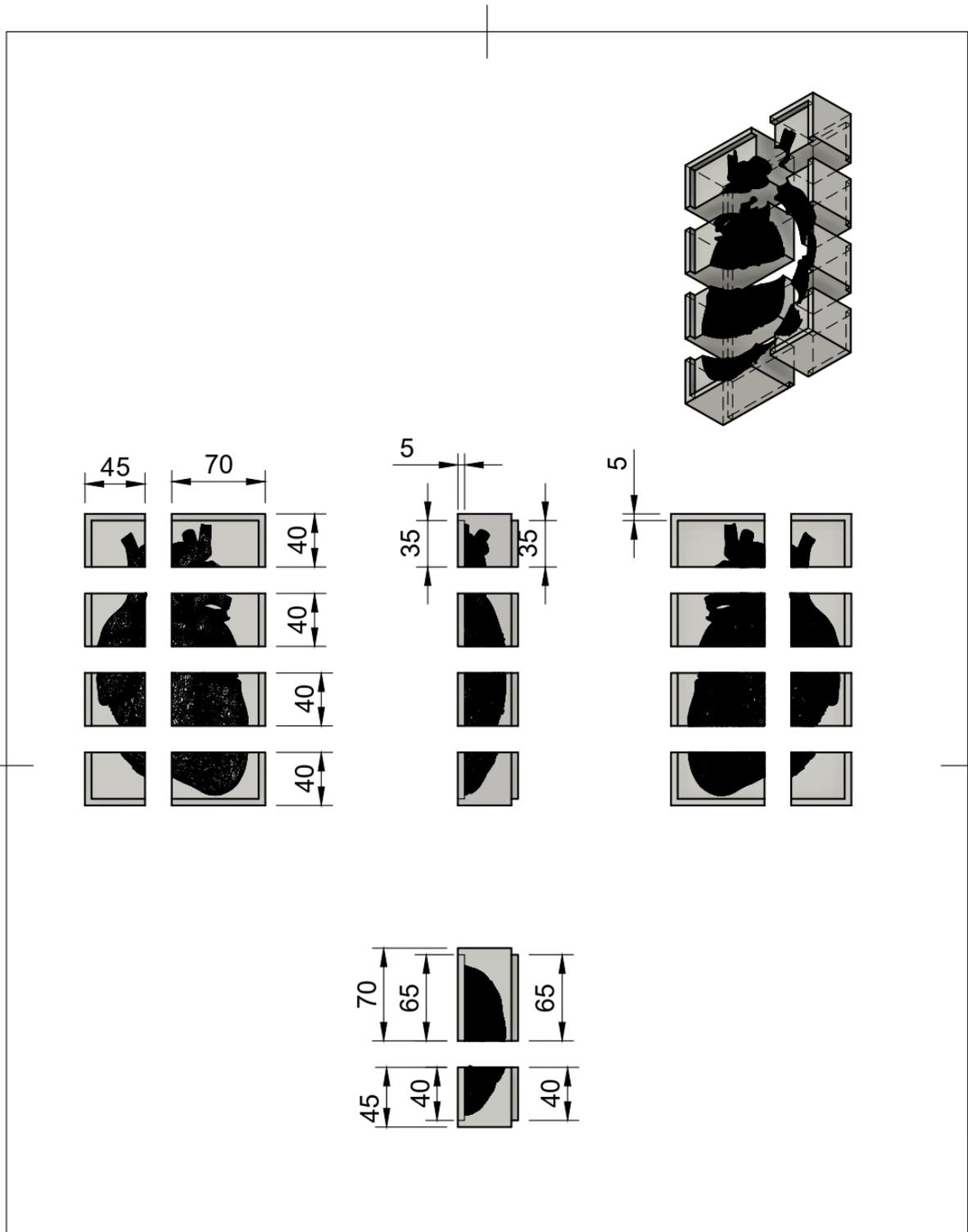


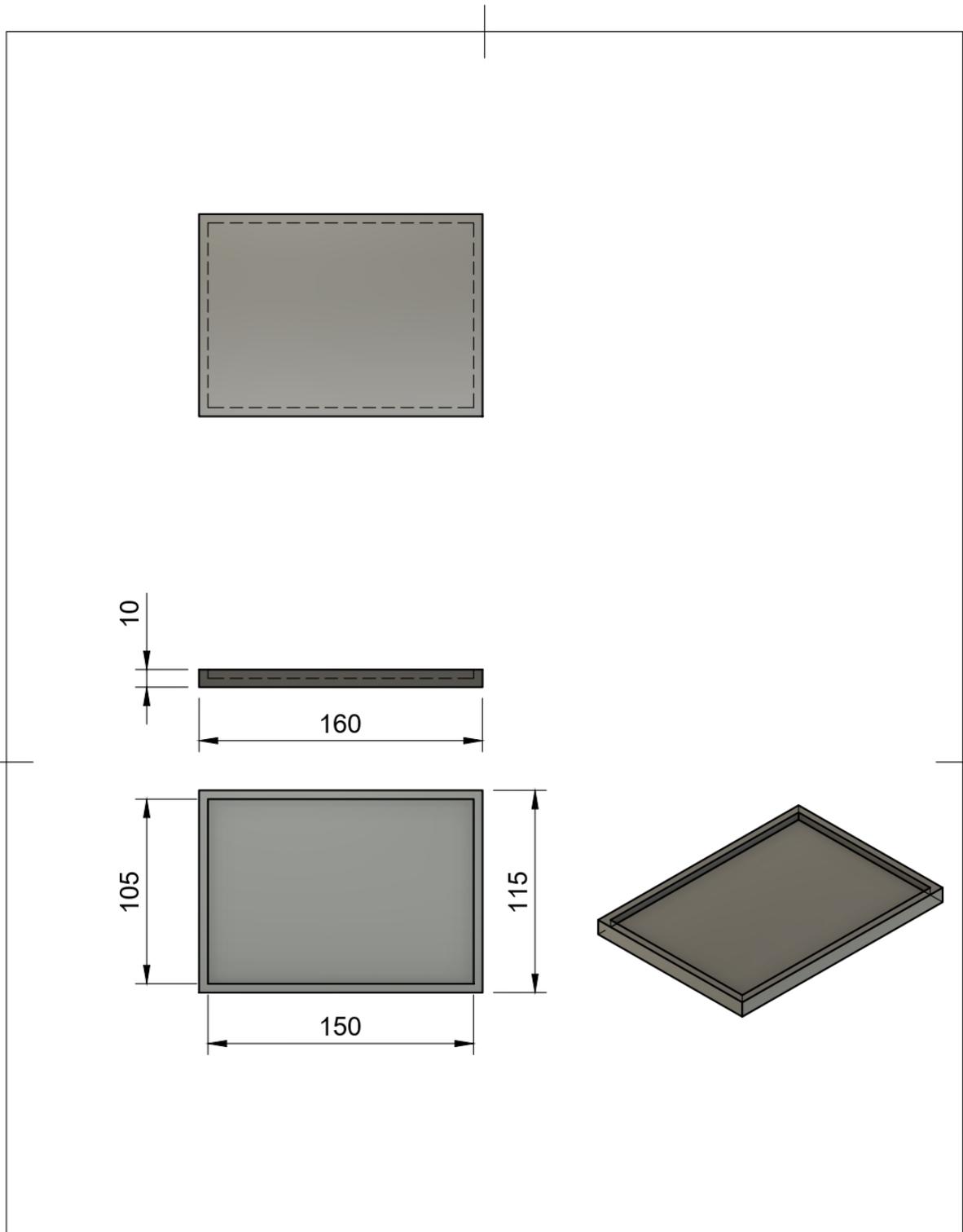
Figura 68. Cavity interna de corazón, Autodesk Fusion 360



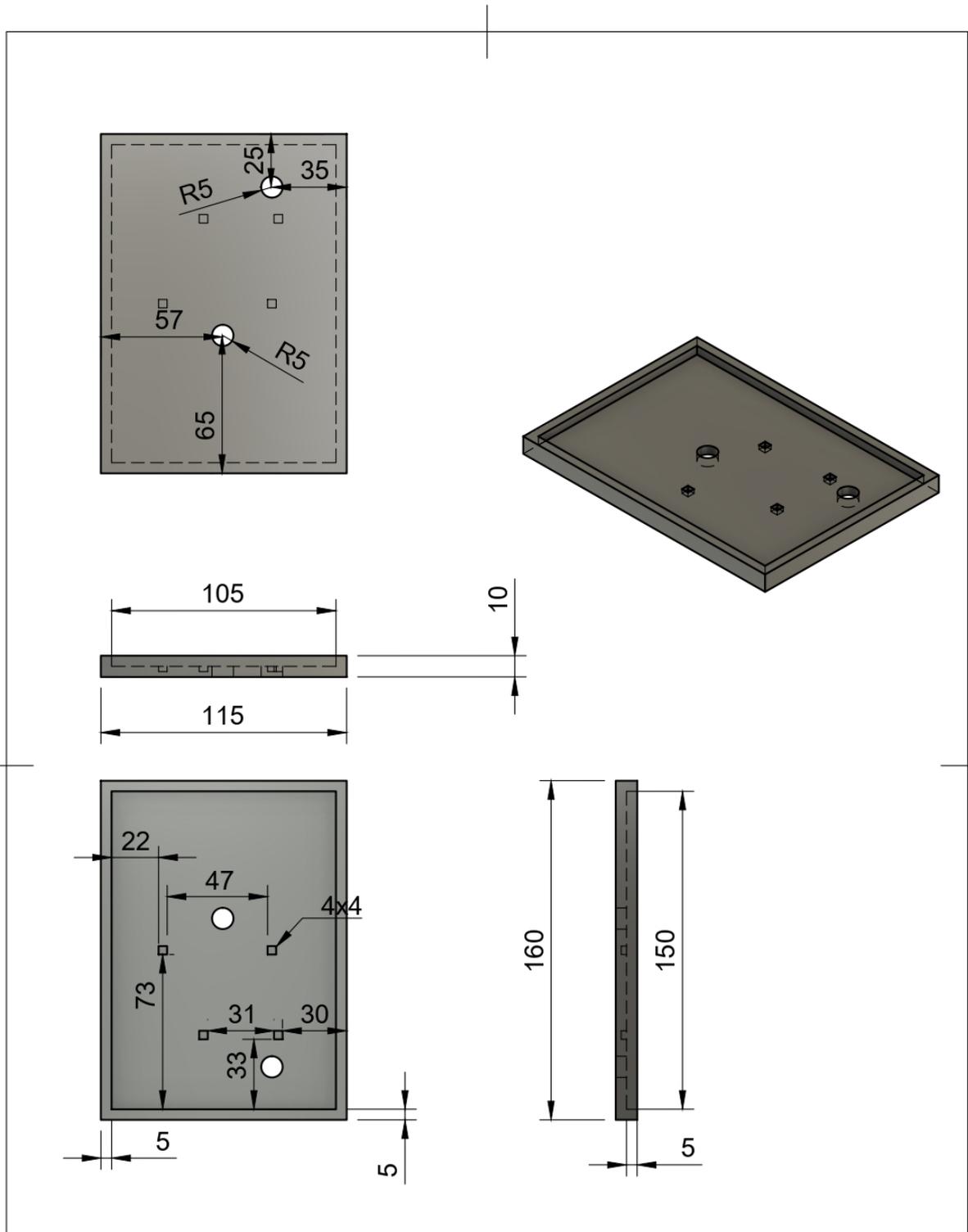
Dept. <b>Mecatronica</b>	Technical reference <b>Turbosquid</b>	Created by <b>Luis Guamán &amp; Aaron Davila 10/1/2025</b>	Approved by <b>David Cortez 05/2/2025</b>
		Document type <b>Modelado pieza</b>	Document status <b>Finalizado</b>
		Title <b>Molde pieza A</b>	DWG No. <b>Pieza #2</b>
		Rev.	Date of issue <b>05/02/2025</b>
			Sheet <b>1/1</b>



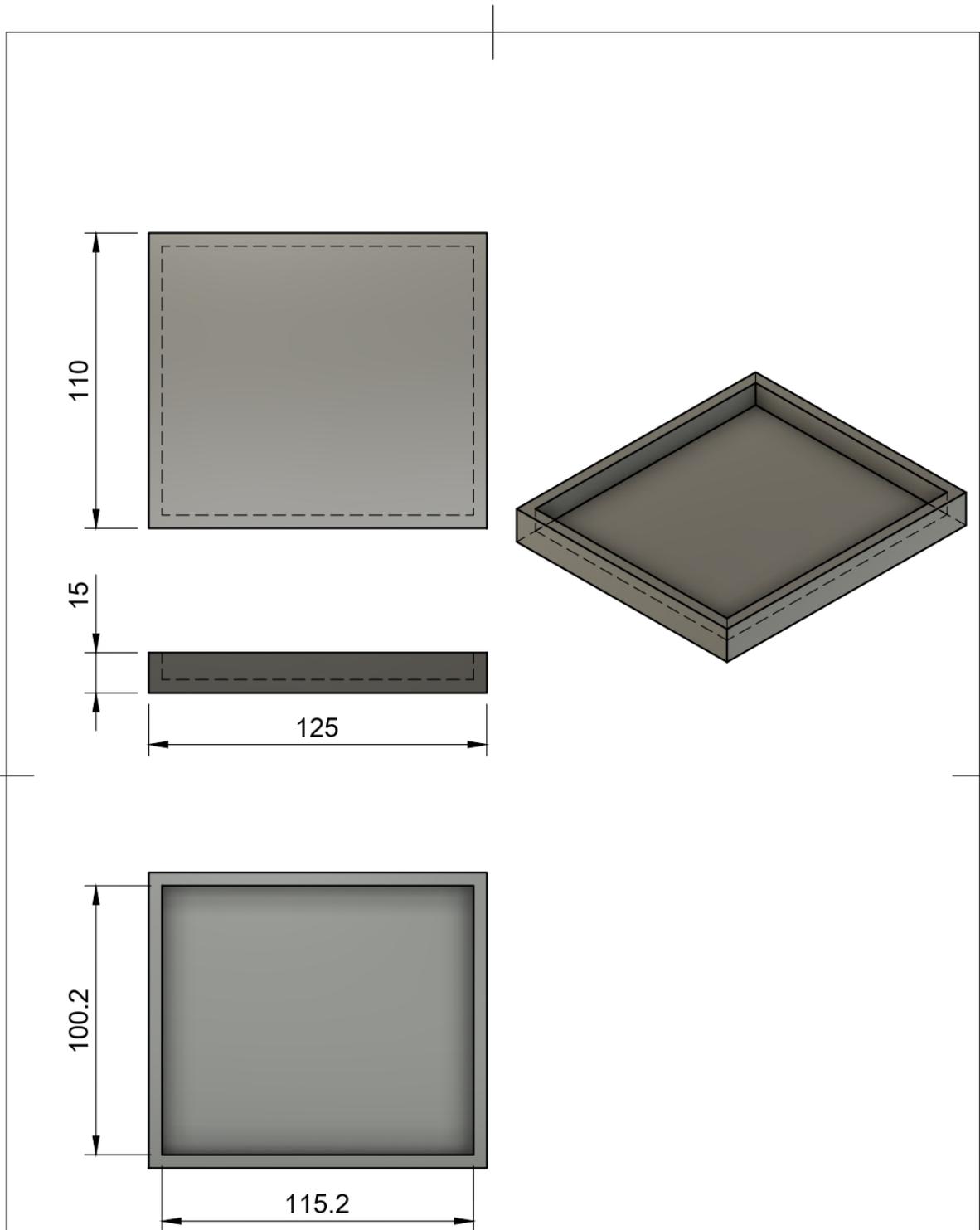
Dept. <b>Mecatronica</b>	Technical reference <b>Turbosquid</b>	Created by <b>Luis Guamán &amp; Aaron Davila 10/1/2025</b>	Approved by <b>David Cortez 05/2/2025</b>
		Document type <b>Modelado pieza</b>	Document status <b>Finalizado</b>
		Title <b>Molde pieza B</b>	DWG No. <b>Pieza #3</b>
		Rev.	Date of issue <b>05/02/2025</b>
		Sheet <b>1/1</b>	



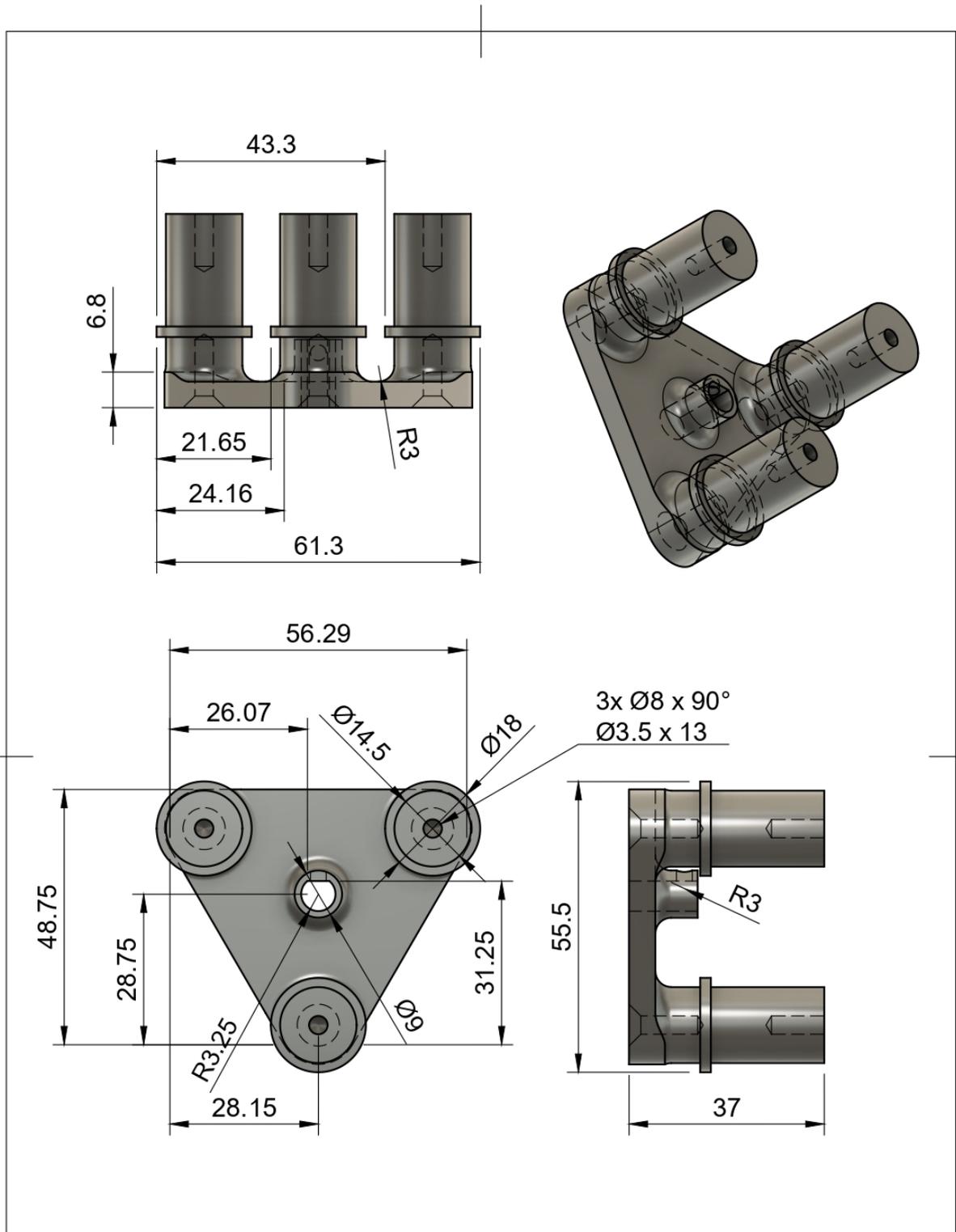
Dept. <b>Mecatronica</b>	Technical reference <b>Turbosquid</b>	Created by <b>Luis Guamán &amp; Aaron Davila 10/1/2025</b>	Approved by <b>David Cortez 05/2/2025</b>
		Document type <b>Modelado pieza</b>	Document status <b>Finalizado</b>
		Title <b>pieza de sostenibilidad</b>	DWG No. <b>Pieza #4</b>
		Rev.	Date of issue <b>05/02/2025</b>
			Sheet <b>1/1</b>



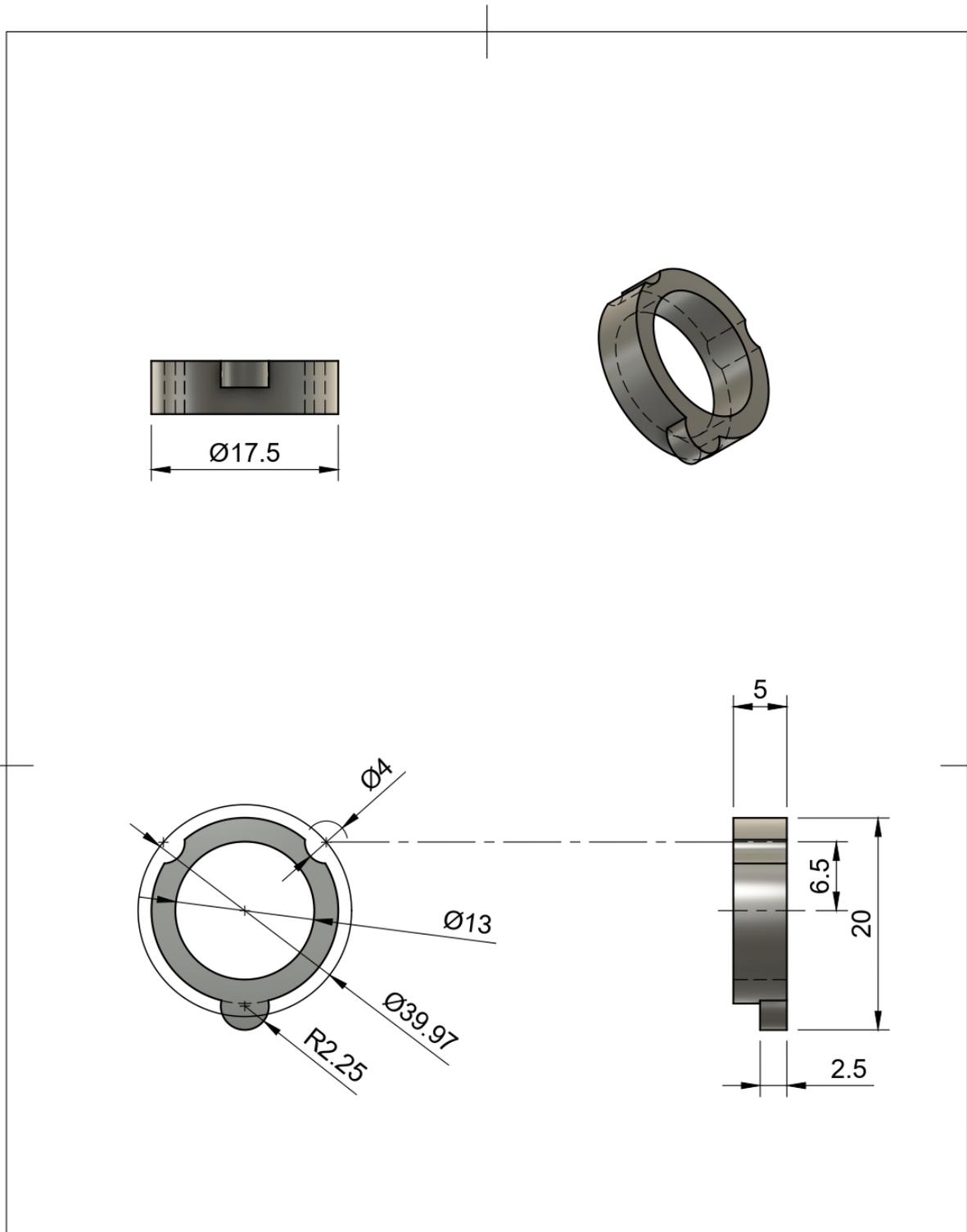
Dept. <b>Mecatronica</b>	Technical reference <b>Luis Guamán</b>	Created by <b>Luis Guamán &amp; Aaron Davila</b>	Approved by <b>David Cortez</b>	
		10/1/2025	05/2/2025	
		Document type <b>Modelado pieza</b>	Document status <b>Finalizado</b>	
		Title <b>Base sostenibilidad</b>		DWG No. <b>Pieza #5</b>
		Rev.	Date of issue <b>05/02/2025</b>	Sheet <b>1/1</b>



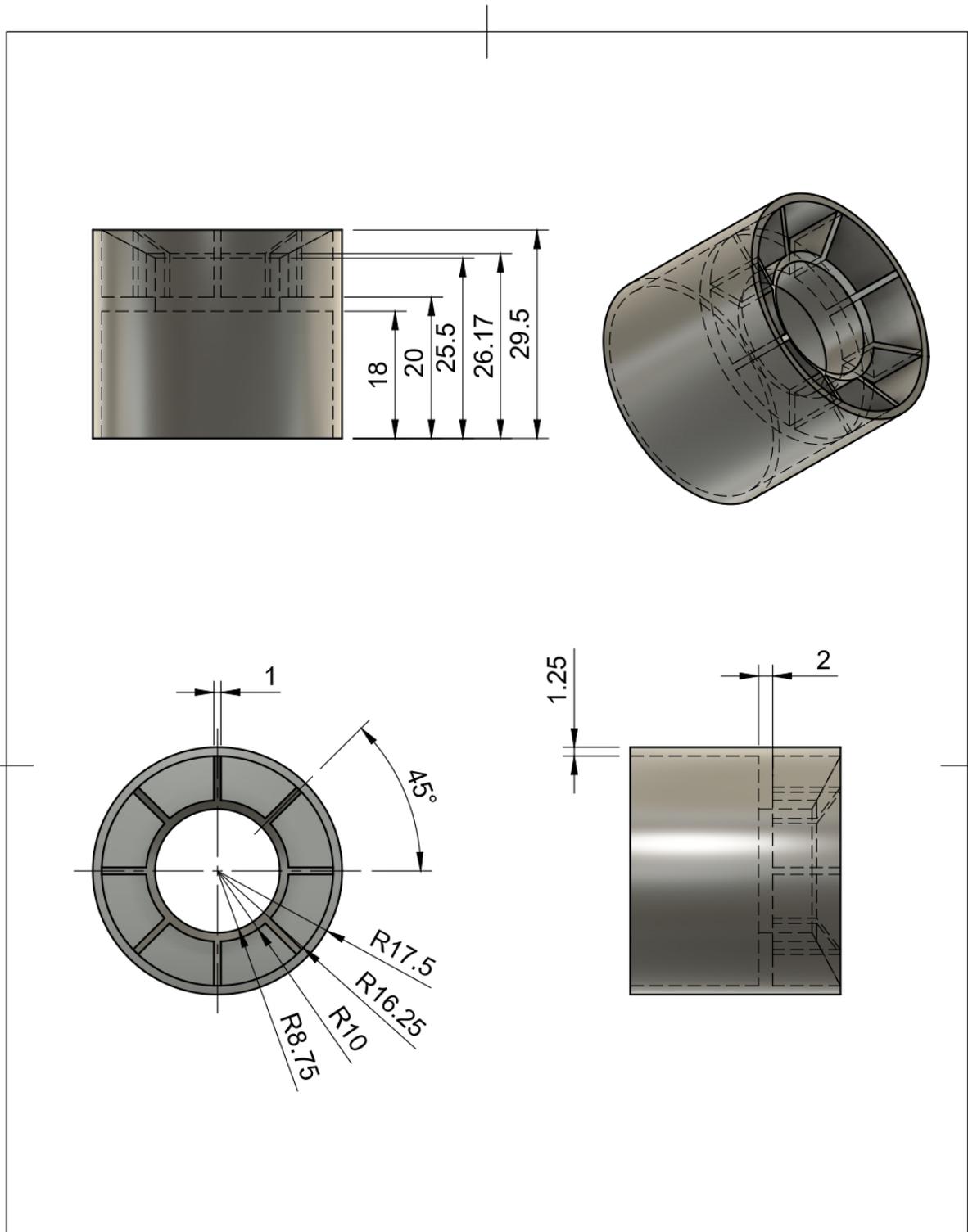
Dept. <b>Mecatronica</b>	Technical reference <b>Turbosquid</b>	Created by <b>Luis Guamán &amp; Aaron Davila 10/1/2025</b>	Approved by <b>David Cortez 05/2/2025</b>
	Document type <b>Modelado pieza</b>	Document status <b>Finalizado</b>	
	Title <b>Soporte comprimido</b>	DWG No. <b>Pieza #6</b>	
		Rev.	Date of issue <b>05/02/2025</b>



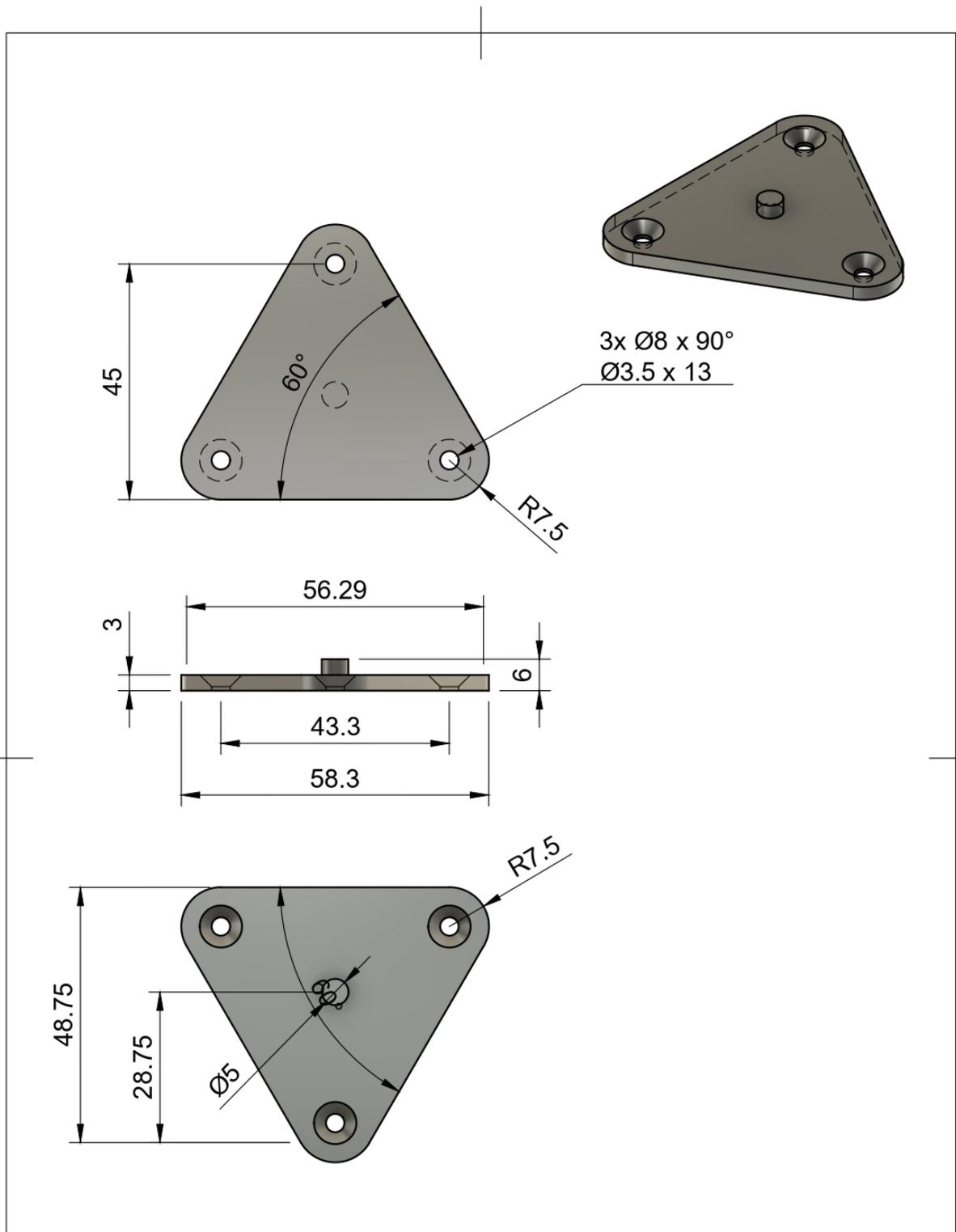
Dept. <b>Mecatronica</b>	Technical reference <b>Turbosquid</b>	Created by <b>Luis Guamán &amp; Aaron Davila 10/1/2025</b>	Approved by <b>David Cortez 05/2/2025</b>
		Document type <b>Modelado pieza</b>	Document status <b>Finalizado</b>
		Title <b>Eje motor</b>	DWG No. <b>Pieza #1.1</b>
		Rev.	Date of issue <b>05/02/2025</b>
		Sheet <b>1/1</b>	



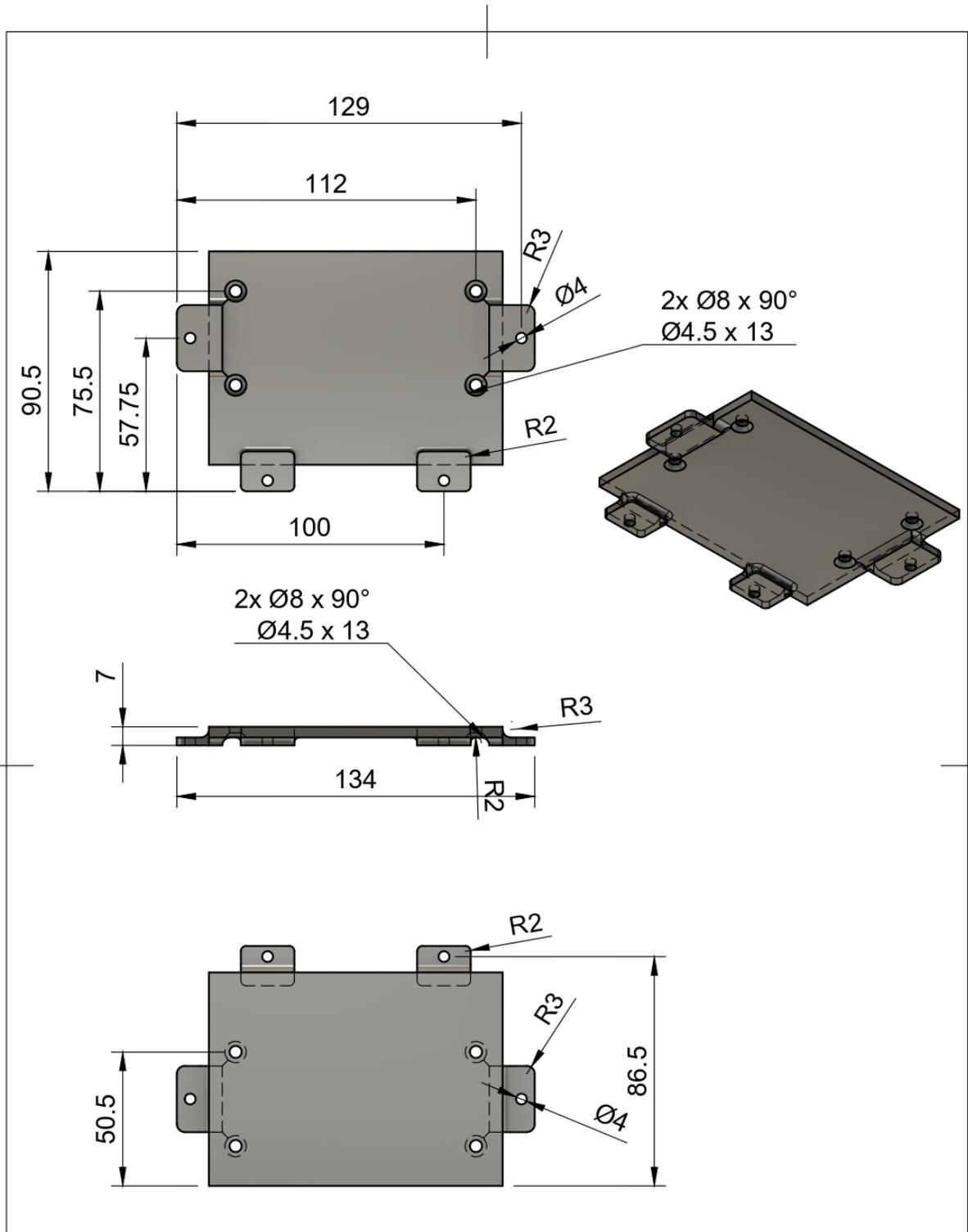
Dept. Mecatronica	Technical reference Luis Guamán	Created by Luis Guamán & Aaron Davila 10/1/2025	Approved by David Cortez 05/2/2025
		Document type Modelado pieza	Document status Finalizado
		Title Guía de eje de motor	DWG No. <b>Pieza #2.1</b>
		Rev.	Date of issue 05/02/2025



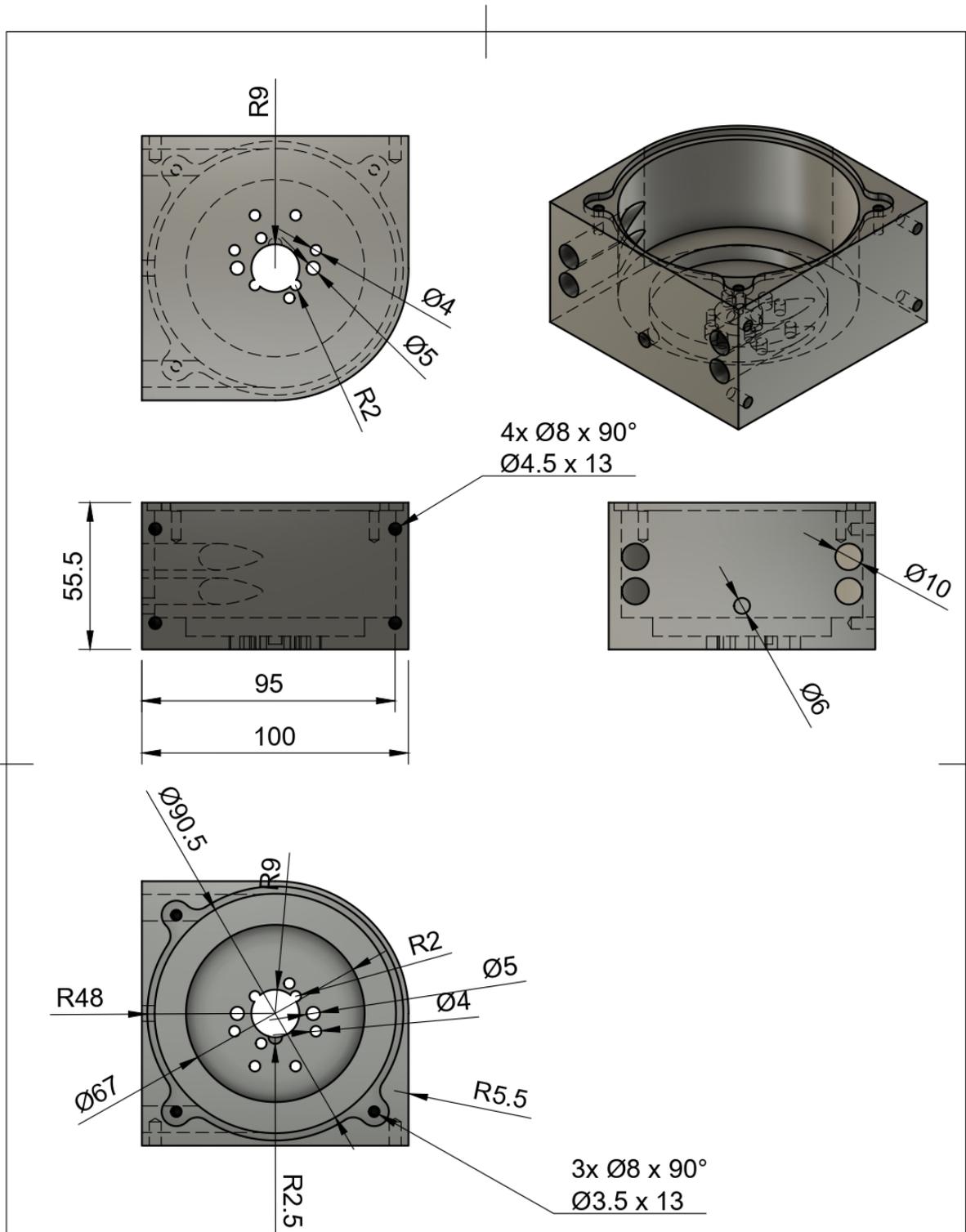
Dept. <b>Mecatronica</b>	Technical reference <b>Luis Guamán</b>	Created by <b>Luis Guamán &amp; Aaron Davila</b> 10/1/2025	Approved by <b>David Cortez</b> 05/2/2025
		Document type <b>Modelado pieza</b>	Document status <b>Finalizado</b>
		Title <b>Acople Rodillos</b>	DWG No. <b>Pieza #3.1</b>
		Rev.	Date of issue <b>05/02/2025</b>
		Sheet <b>1/1</b>	



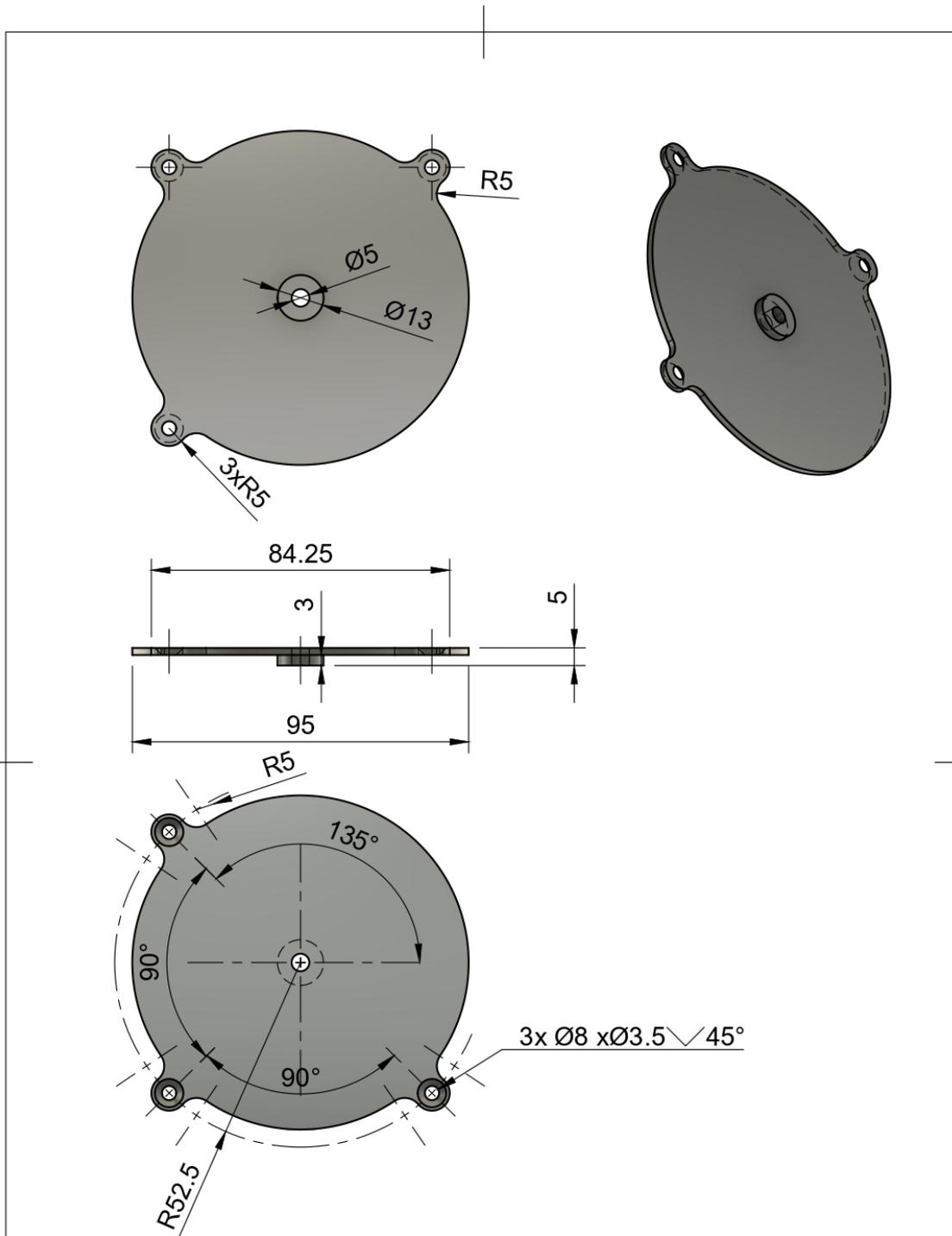
Dept. <b>Mecatronica</b>	Technical reference <b>Turbosquid</b>	Created by <b>Luis Guamán &amp; Aaron Davila 10/1/2025</b>	Approved by <b>David Cortez 05/2/2025</b>
		Document type <b>Modelado pieza</b>	Document status <b>Finalizado</b>
		Title <b>Pieza estabilidad</b>	DWG No. <b>Pieza #4.1</b>
		Rev.	Date of issue <b>05/02/2025</b>
		Sheet <b>1/1</b>	



Dept. <b>Mecatronica</b>	Technical reference <b>Turbosquid</b>	Created by <b>Luis Guamán &amp; Aaron Davila 10/1/2025</b>	Approved by <b>David Cortez 05/2/2025</b>
	Document type <b>Modelado pieza</b>	Document status <b>Finalizado</b>	
	Title <b>Base motor</b>	DWG No. <b>Pieza #5.1</b>	
		Rev.	Date of issue <b>05/02/2025</b>



Dept. Mecatronica	Technical reference Turbosquid	Created by Luis Guamán & Aaron Davila 10/1/2025	Approved by David Cortez 05/2/2025
	Document type Modelado pieza	Document status Finalizado	
	Title Cuerpo principal Motor	DWG No. Pieza #6.1	
		Rev.	Date of issue 05/02/2025



Dept. <b>Mecatronica</b>	Technical reference <b>Luis Guamán</b>	Created by <b>Luis Guamán &amp; Aaron Davila 10/1/2025</b>	Approved by <b>David Cortez 05/2/2025</b>
		Document type <b>Modelado pieza</b>	Document status <b>Finalizado</b>
		Title <b>Tapa acrílica</b>	DWG No. <b>Pieza #7.1</b>
		Rev.	Date of issue <b>05/02/2025</b>
			Sheet <b>1/1</b>

Figura 80. Lámina del contorno del prototipo de bomba peristáltica en acrílico, Autodesk Fusion 360

```
TESIS-CON-LCD.ino
1  #include <dummy.h>
2  #include <BTS7960.h>
3  #include <Encoder.h>
4  #include <PID_v1.h>
5  #include <Wire.h>
6  #include <LiquidCrystal_I2C.h> // Librería para el LCD 20x4
7
8  // Definición de pines para BTS7960
9  #define RPWM 18
10 #define LPWM 19
11 #define R_EN 23
12 #define L_EN 5
13
14 // Definición de pines de botones
15 #define BTN_PLAY 32
16 #define BTN_PAUSE 33
17 #define BTN_UP 34
18 #define BTN_DOWN 35
19
20 // Pines del encoder
21 #define ENCODER_A 25
22 #define ENCODER_B 26
23
24 // Variables del motor y estado
25 int ciclosPorMinuto = 60;
26 bool isRunning = false;
27 bool sentidoHorario = true;
28 volatile long encoderCount = 0;
29
30 // PID Variables
31 double setpoint, input, output;
32 double Kp = 3.5, Ki = 1.5, Kd = 0.1;
33 PID pid(&input, &output, &setpoint, Kp, Ki, Kd, DIRECT);
```

Salida

Figura 81. Parte 1: Código con PID

```
31 double setpoint, input, output;
32 double Kp = 3.5, Ki = 1.5, Kd = 0.1;
33 PID pid(&input, &output, &setpoint, Kp, Ki, Kd, DIRECT);
34
35 // Configuración PWM ESP32
36 const int pwmChannel1 = 0;
37 const int pwmChannel2 = 1;
38 const int pwmFreq = 2000;
39 const int pwmResolution = 8;
40
41 // Variables para detección de flanco
42 bool lastStatePlay = HIGH;
43 bool lastStatePause = HIGH;
44 bool lastStateUp = HIGH;
45 bool lastStateDown = HIGH;
46
47 // Variables de tiempo para control de actualización
48 unsigned long previousMillis = 0;
49 const long interval = 100; // Intervalo de actualización en ms
50
51 // Inicialización del LCD (Dirección I2C, columnas, filas)
52 LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 20, 4); // Asegúrate de que la dirección 0x27 sea la correcta
53
54 void IRAM_ATTR encoderISR() {
55     if (digitalRead(ENCODER_A) == digitalRead(ENCODER_B)) {
56         encoderCount++;
57     } else {
58         encoderCount--;
59     }
60 }
61
62 void setup() {
63     Serial.begin(115200);
```

Figura 82. Parte 2: Código con PID

```
--
61
62 void setup() {
63     Serial.begin(115200);
64
65     pinMode(R_EN, OUTPUT);
66     pinMode(L_EN, OUTPUT);
67     pinMode(BTN_PLAY, INPUT_PULLUP);
68     pinMode(BTN_PAUSE, INPUT_PULLUP);
69     pinMode(BTN_UP, INPUT_PULLUP);
70     pinMode(BTN_DOWN, INPUT_PULLUP);
71     pinMode(ENCODER_A, INPUT);
72     pinMode(ENCODER_B, INPUT);
73
74     attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(ENCODER_A), encoderISR, CHANGE);
75
76     digitalWrite(R_EN, HIGH);
77     digitalWrite(L_EN, HIGH);
78
79     // Configuración PWM
80     ledcSetup(pwmChannel1, pwmFreq, pwmResolution);
81     ledcSetup(pwmChannel2, pwmFreq, pwmResolution);
82     ledcAttachPin(RPWM, pwmChannel1);
83     ledcAttachPin(LPWM, pwmChannel2);
84
85     pid.SetMode(AUTOMATIC);
86
87     // Inicialización del LCD
88     lcd.begin(20, 4); // Iniciar LCD de 20x4
89     lcd.backlight(); // Activar retroiluminación
90 }
91
92 void loop() {
```

Figura 83. Parte 3: Código con PID

```

91
92 void loop() {
93     checkButton(BTN_PLAY, lastStatePlay, isRunning, true);
94     checkButton(BTN_PAUSE, lastStatePause, isRunning, false);
95     adjustCycles(BTN_UP, lastStateUp, 5, 120);
96     adjustCycles(BTN_DOWN, lastStateDown, -5, 5);
97
98     if (isRunning) {
99         controlMotor();
100    } else {
101        ledcWrite(pwmChannel1, 0);
102        ledcWrite(pwmChannel2, 0);
103    }
104
105    // Mostrar datos en el monitor serial cada 100ms
106    unsigned long currentMillis = millis();
107    if (currentMillis - previousMillis >= interval) {
108        previousMillis = currentMillis;
109        Serial.print("SP: "); Serial.print(setpoint, 2);
110        Serial.print(", PV: "); Serial.print(input, 2);
111        Serial.print(", PWM: "); Serial.println(output, 2);
112    }
113
114    // Mostrar información en el LCD
115    lcd.setCursor(0, 0);
116    lcd.print("Latidos: ");
117    lcd.print(ciclosPorMinuto);
118    lcd.print(" min");
119
120    lcd.setCursor(0, 1);
121    lcd.print("Enfermedad: Normal");
122

```

Figura 84. Parte 4: Código con PID

```

119
120     lcd.setCursor(0, 1);
121     lcd.print("Enfermedad: Normal");
122
123     // Si el corazón está en peligro, cambia el estado mostrado
124     if (input > 100) { // Este es un valor arbitrario; ajusta según tus necesidades
125         lcd.setCursor(0, 2);
126         lcd.print("Estado: Peligro ");
127     } else {
128         lcd.setCursor(0, 2);
129         lcd.print("Estado: Normal ");
130     }
131 }
132
133 void controlMotor() {
134     int tiempoCiclo = (6000 / ciclosPorMinuto) / 2; // Cálculo en ms
135     static unsigned long lastMillis = 0;
136
137     // Cálculo de RPM basado en encoder
138     input = (encoderCount * 60.0) / 374.0; // Conversión a RPM
139     setpoint = 300; // Velocidad objetivo en RPM
140     pid.Compute(); // Calcular salida PID
141
142     if (millis() - lastMillis >= tiempoCiclo) {
143         lastMillis = millis();
144         sentidoHorario = !sentidoHorario;
145         encoderCount = 0; // Reiniciar contador de encoder en cada ciclo
146
147         Serial.print("Cambio de dirección: ");
148         Serial.println(sentidoHorario ? "Horario" : "Antihorario");
149
150         if (sentidoHorario) {
151             ledcWrite(pwmChannel1, output);

```

Figura 85. Parte 5: Código con PID

```
151         ledcWrite(pwmChannel1, output);
152         ledcWrite(pwmChannel2, 0);
153     } else {
154         ledcWrite(pwmChannel1, 0);
155         ledcWrite(pwmChannel2, output);
156     }
157 }
158 }
159
160 void checkButton(int pin, bool &lastState, bool &variable, bool newValue) {
161     bool currentState = digitalRead(pin);
162     if (lastState == HIGH && currentState == LOW) {
163         variable = newValue;
164         Serial.print("Botón presionado: ");
165         Serial.println(pin);
166         delay(200);
167     }
168     lastState = currentState;
169 }
170
171 void adjustCycles(int pin, bool &lastState, int change, int limit) {
172     bool currentState = digitalRead(pin);
173     if (lastState == HIGH && currentState == LOW) {
174         ciclosPorMinuto += change;
175         if (ciclosPorMinuto > limit) ciclosPorMinuto = limit;
176         if (ciclosPorMinuto < 5) ciclosPorMinuto = 5;
177         Serial.print("Ciclos por minuto: ");
178         Serial.println(ciclosPorMinuto);
179         delay(200);
180     }
181     lastState = currentState;
182 }
```

Figura 86. Parte 6: Código con PID

```
sin_PID.ino
1  #include <BTS7960.h>
2  #include <Encoder.h>
3  #include <Wire.h>
4  #include <LiquidCrystal_I2C.h> // Librería para el LCD 20x4
5
6  // Definición de pines para BTS7960
7  #define RPWM 18
8  #define LPWM 19
9  #define R_EN 23
10 #define L_EN 5
11
12 // Definición de pines de botones
13 #define BTN_PLAY 32
14 #define BTN_PAUSE 33
15 #define BTN_UP 34
16 #define BTN_DOWN 35
17
18 // Pines del encoder
19 #define ENCODER_A 25
20 #define ENCODER_B 26
21
22 // Variables del motor y estado
23 int ciclosPorMinuto = 60;
24 bool isRunning = false;
25 bool sentidoHorario = true;
26 volatile long encoderCount = 0;
27
28 // Configuración PWM ESP32
29 const int pwmChannel1 = 0;
30 const int pwmChannel2 = 1;
31 const int pwmFreq = 2000;
32 const int pwmResolution = 8;
33
34 // Variables para detección de flanco
35 bool lastStatePlay = HIGH;
36 bool lastStatePause = HIGH;
```

Figura 87. Parte 1: Código sin PID

sin\_PID.ino

```
34 // Variables para detección de flanco
35 bool lastStatePlay = HIGH;
36 bool lastStatePause = HIGH;
37 bool lastStateUp = HIGH;
38 bool lastStateDown = HIGH;
39
40 // Variables de tiempo para control de actualización
41 unsigned long previousMillis = 0;
42 const long interval = 100; // Intervalo de actualización en ms
43
44 // Inicialización del LCD (Dirección I2C, columnas, filas)
45 LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 20, 4); // Asegúrate de que la dirección 0x27 sea la correcta
46
47 void IRAM_ATTR encoderISR() {
48     if (digitalRead(ENCODER_A) == digitalRead(ENCODER_B)) {
49         encoderCount++;
50     } else {
51         encoderCount--;
52     }
53 }
54
55 void setup() {
56     Serial.begin(115200);
57
58     pinMode(R_EN, OUTPUT);
59     pinMode(L_EN, OUTPUT);
60     pinMode(BTN_PLAY, INPUT_PULLUP);
61     pinMode(BTN_PAUSE, INPUT_PULLUP);
62     pinMode(BTN_UP, INPUT_PULLUP);
63     pinMode(BTN_DOWN, INPUT_PULLUP);
64     pinMode(ENCODER_A, INPUT);
65     pinMode(ENCODER_B, INPUT);
66
67     attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(ENCODER_A), encoderISR, CHANGE);
68 }
```

Figura 88. Parte 2: Código sin PID

```

67     attachInterrupt(digitalPinToInterrupt(ENCODER_A), encoderISR, CHANGE);
68
69     digitalWrite(R_EN, HIGH);
70     digitalWrite(L_EN, HIGH);
71
72     // Configuración PWM
73     ledcSetup(pwmChannel1, pwmFreq, pwmResolution);
74     ledcSetup(pwmChannel2, pwmFreq, pwmResolution);
75     ledcAttachPin(RPWM, pwmChannel1);
76     ledcAttachPin(LPWM, pwmChannel2);
77
78     // Inicialización del LCD
79     lcd.begin(20, 4); // Iniciar LCD de 20x4
80     lcd.backlight(); // Activar retroiluminación
81 }
82
83 void loop() {
84     checkButton(BTN_PLAY, lastStatePlay, isRunning, true);
85     checkButton(BTN_PAUSE, lastStatePause, isRunning, false);
86     adjustCycles(BTN_UP, lastStateUp, 5, 120);
87     adjustCycles(BTN_DOWN, lastStateDown, -5, 5);
88
89     if (isRunning) {
90         controlMotor();
91     } else {
92         ledcWrite(pwmChannel1, 0);
93         ledcWrite(pwmChannel2, 0);
94     }
95
96     // Cálculo de RPM basado en encoder
97     double input = (encoderCount * 60.0) / 374.0; // Declaración de 'input' fuera del bloque if
98
99     // Mostrar datos en el monitor serial y plotter serie cada 100ms
100    unsigned long currentMillis = millis();
101    if (currentMillis - previousMillis >= interval) {

```

Figura 89. Parte 3: Código sin PID

sin\_PID.ino

```
100 unsigned long currentMillis = millis();
101 if (currentMillis - previousMillis >= interval) {
102     previousMillis = currentMillis;
103
104     double output = 255; // Valor PWM constante para prueba sin PID
105
106     // Formato para el plotter serie: Setpoint,Input,Output\n
107     Serial.print("Setpoint:"); Serial.print(300, 2); // Valor constante para Setpoint
108     Serial.print(", Input:"); Serial.print(input, 2);
109     Serial.print(", Output:"); Serial.println(output, 2);
110 }
111
112 // Mostrar información en el LCD
113 lcd.setCursor(0, 0);
114 lcd.print("Latidos: ");
115 lcd.print(ciclosPorMinuto);
116 lcd.print(" min");
117
118 lcd.setCursor(0, 1);
119 lcd.print("Enfermedad: Normal");
120
121 // Si el corazón está en peligro, cambia el estado mostrado
122 const int VELOCIDAD_PELIGRO = 100; // RPM
123 if (input > VELOCIDAD_PELIGRO) {
124     lcd.setCursor(0, 2);
125     lcd.print("Estado: Peligro ");
126 } else {
127     lcd.setCursor(0, 2);
128     lcd.print("Estado: Normal ");
129 }
130 }
131
132 void controlMotor() {
133     int tiempoCiclo = (6000 / ciclosPorMinuto) / 2; // Cálculo en ms
134     static unsigned long lastMillis = 0;
```

Figura 90. Parte 4: Código sin PID

```

133 int tiempoCiclo = (6000 / ciclosPorMinuto) / 2; // Cálculo en ms
134 static unsigned long lastMillis = 0;
135
136 if (millis() - lastMillis >= tiempoCiclo) {
137     lastMillis = millis();
138     sentidoHorario = !sentidoHorario;
139     encoderCount = 0; // Reiniciar contador de encoder en cada ciclo
140
141     Serial.print("Cambio de dirección: ");
142     Serial.println(sentidoHorario ? "Horario" : "Antihorario");
143
144     if (sentidoHorario) {
145         ledcWrite(pwmChannel1, 255); // Valor PWM constante para prueba sin PID
146         ledcWrite(pwmChannel2, 0);
147     } else {
148         ledcWrite(pwmChannel1, 0);
149         ledcWrite(pwmChannel2, 255); // Valor PWM constante para prueba sin PID
150     }
151 }
152 }
153
154 void checkButton(int pin, bool &lastState, bool &variable, bool newValue) {
155     bool currentState = digitalRead(pin);
156     if (lastState == HIGH && currentState == LOW) {
157         variable = newValue;
158         Serial.print("Botón presionado: ");
159         Serial.println(pin);
160         delay(200);
161     }
162     lastState = currentState;
163 }
164
165 void adjustCycles(int pin, bool &lastState, int change, int limit) {
166     bool currentState = digitalRead(pin);
167     if (lastState == HIGH && currentState == LOW) {

```

Figura 91. Parte 5: Código sin PID

sin\_PID.ino

```
142     Serial.println(sentidoHorario ? "Horario" : "Antihorario");
143
144     if (sentidoHorario) {
145         ledcWrite(pwmChannel1, 255); // Valor PWM constante para prueba sin PID
146         ledcWrite(pwmChannel2, 0);
147     } else {
148         ledcWrite(pwmChannel1, 0);
149         ledcWrite(pwmChannel2, 255); // Valor PWM constante para prueba sin PID
150     }
151 }
152 }
153
154 void checkButton(int pin, bool &lastState, bool &variable, bool newValue) {
155     bool currentState = digitalRead(pin);
156     if (lastState == HIGH && currentState == LOW) {
157         variable = newValue;
158         Serial.print("Botón presionado: ");
159         Serial.println(pin);
160         delay(200);
161     }
162     lastState = currentState;
163 }
164
165 void adjustCycles(int pin, bool &lastState, int change, int limit) {
166     bool currentState = digitalRead(pin);
167     if (lastState == HIGH && currentState == LOW) {
168         ciclosPorMinuto += change;
169         if (ciclosPorMinuto > limit) ciclosPorMinuto = limit;
170         if (ciclosPorMinuto < 5) ciclosPorMinuto = 5;
171         Serial.print("Ciclos por minuto: ");
172         Serial.println(ciclosPorMinuto);
173         delay(200);
174     }
175     lastState = currentState;
176 }
```

Figura 92. Parte 6: Código sin PID

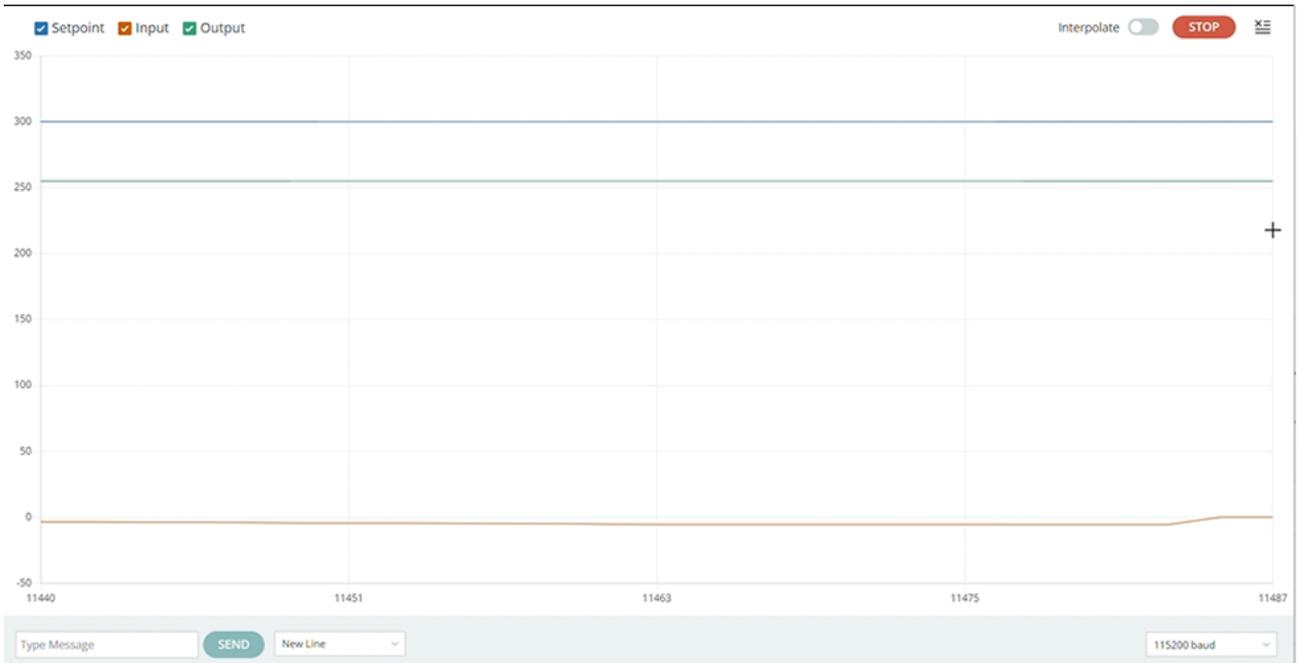


Figura 93. Prueba de 50 latidos: Validación de la respuesta del PID

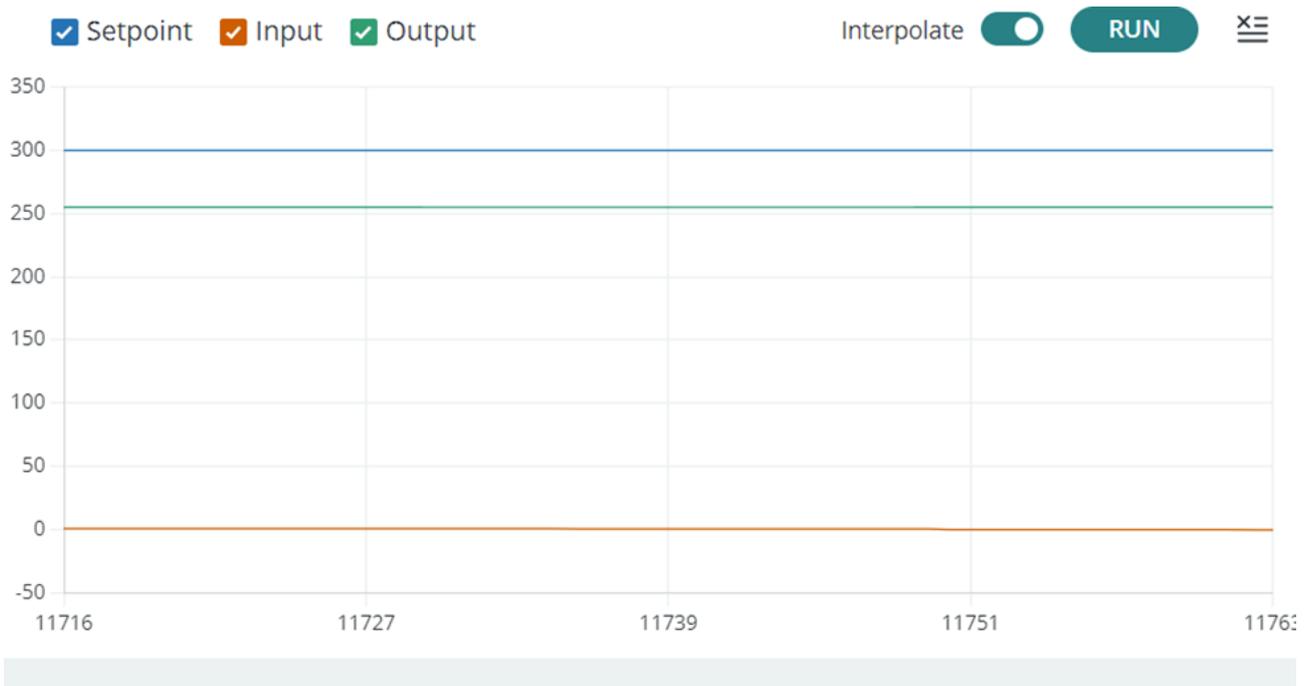


Figura 94. Prueba de 60 latidos: Validación de la respuesta del PID

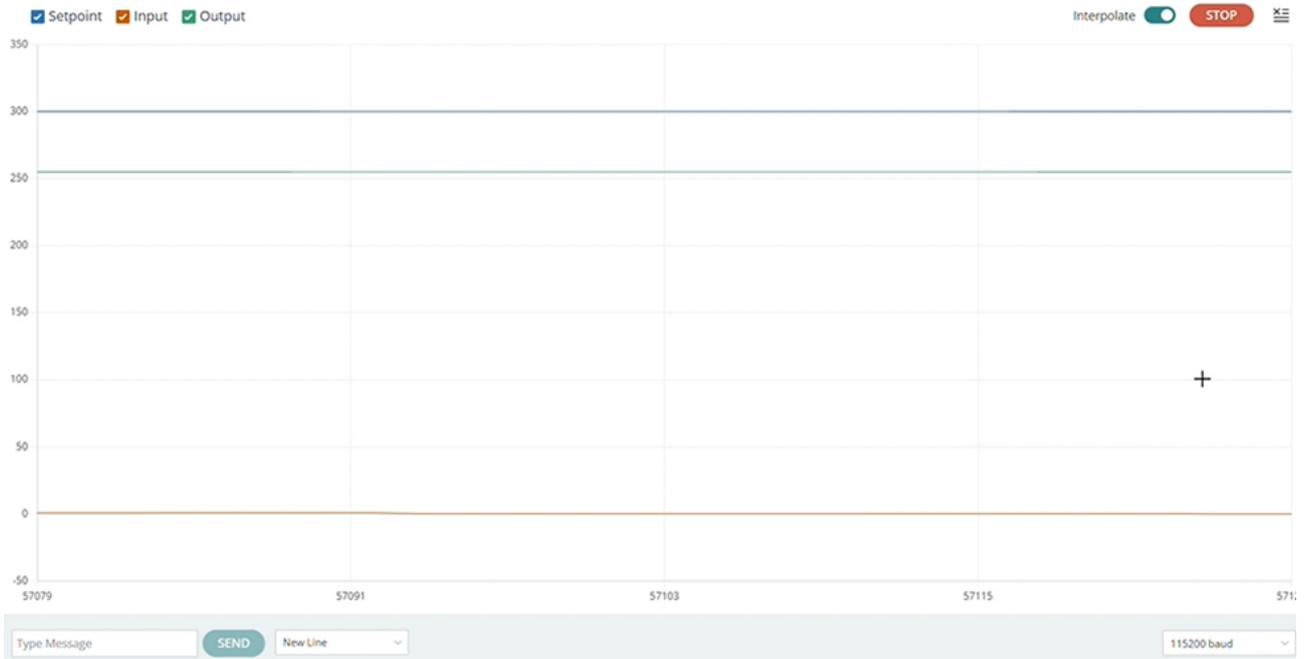


Figura 95. Prueba de 70 latidos: Validación de la respuesta del PID

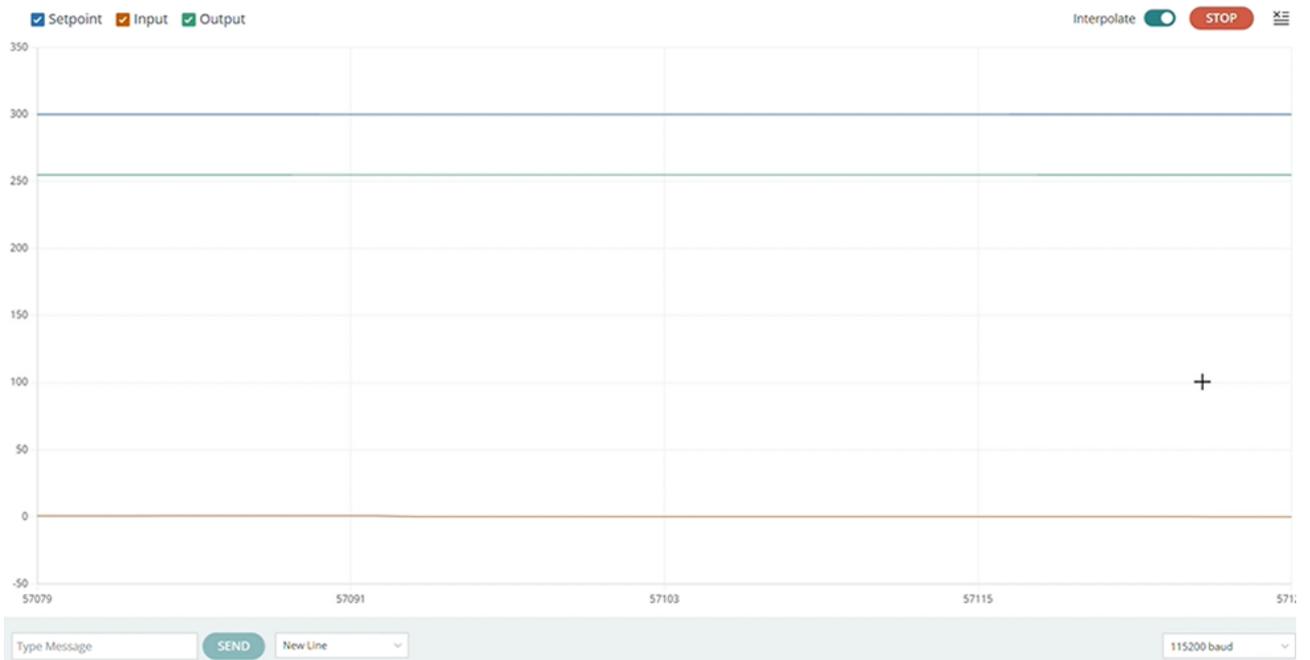


Figura 96. Prueba de 80 latidos: Validación de la respuesta del PID