

**UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA SEDE
DE VIÑA DEL MAR - JOSÉ MIGUEL CARRERA**

**DESARROLLO DE BOMBA HEMODINÁMICA PARA
SIMULACION EN SISTEMA IN VITRO**

Proyecto de título para optar al
Título de INGENIERÍA EN
FABRICACIÓN Y DISEÑO
INDUSTRIAL con Licenciatura en
Ingeniería en Fabricación y Diseño
Industrial.

Alumno:

Josué Muñoz

Profesor:

Álvaro Céspedes

Julio,2026



CONSTANCIA DE VALIDACIÓN Y CONFIDENCIALIDAD DE MONOGRAFÍA A REPOSITORIO ACADÉMICO

1.- IDENTIFICACIÓN DEL TRABAJO ACADÉMICO

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

Título del trabajo: Desarrollo de bomba hemodinamica para simulacion sistemas vasculares in vitro

Nombre del candidato(a): Josué Araf Muñoz Ulloa

Carrera / Grado: Ingenieria en fabricacion y diseño industrial

Campus: Sede viña del mar Departamento: Diseño y manufactura

2.- VALIDACIÓN DEL PROFESOR GUÍA/DIRECTOR DE TESIS

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

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

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

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

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

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

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

4.- FIRMAS

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

Fecha: 03-08-2026

Firma: _____

Estudiante o Candidato(a):

Fecha: 03-08-2026

Firma: _____

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

RESUMEN

El presente proyecto de título tiene como objetivo desarrollar, lo cual incluye diseñar, fabricar y validar un prototipo de una bomba de simulación hemodinámica orientada a la enseñanza de conceptos de fisiología cardiovascular. La iniciativa surge como respuesta a la necesidad de contar con herramientas didácticas accesibles que permitan representar de forma práctica distintos escenarios hemodinámicos, considerando que los simuladores comerciales de alta fidelidad presentan elevados costos de adquisición y mantenimiento, limitando su incorporación en instituciones educativas con recursos restringidos.

El desarrollo del proyecto contempló una metodología de diseño industrial basada en la identificación de requerimientos técnicos y funcionales, evaluación de alternativas mediante matrices de decisión, selección de componentes, modelación tridimensional utilizando Autodesk Fusion 360 y fabricación del prototipo mediante procesos de manufactura convencional e impresión 3D.

El sistema integra una bomba peristáltica, un servomotor de alto torque, un microcontrolador Arduino y un sistema de control programable, permitiendo simular escenarios fisiológicos correspondientes a presión arterial normal, hipotensión, hipertensión y arritmia. Asimismo, se desarrollaron los diagramas eléctricos, hidráulicos y de bloques necesarios para documentar el funcionamiento del equipo.

Con el propósito de verificar el desempeño del prototipo, se realizaron cálculos hidráulicos y mecánicos relacionados con presión, caudal, velocidad del fluido, pérdidas de carga, fuerza y torque, complementados con pruebas funcionales que permitieron comparar las frecuencias cardíacas programadas con las obtenidas experimentalmente.

Los resultados obtenidos demuestran la factibilidad técnica del diseño propuesto y evidencian que el prototipo constituye una alternativa funcional y de menor costo para apoyar la enseñanza de la fisiología cardiovascular y la hemodinámica en laboratorios universitarios.

ÍNDICE

ÍNDICE	3
1.1 Antecedentes Generales del Producto a Desarrollar	8
1.1.1 Definición del problema de Diseño/Ingeniería a resolver	8
1.1.2 Análisis del mercado y entorno en que se espera opere este producto	9
1.1.3 Análisis de las maneras y/o alternativas en que se resuelve hasta ahora el problema	12
1.2 Importancia de la brecha identificada y motivación del proyecto	14
1.3 Datos de referencia, ejemplos y tablas comparativas	15
1.4 Comparaciones entre alternativas existentes	17
1.5 Gap tecnológico y educativo	18
1.6 Objetivo de este proyecto en contexto de los antecedentes	18
1.7 NORMATIVAS Y LEGISLACIONES	18
2. Metodología	20
Enfoque general	20
2.2.1 Definición de objetivo	20
2.2.2 Metodología de diseño empleada	21
2.3 Desarrollo del prototipo educativo	25
2.3.1 Bomba peristáltica como base del sistema	25
2.3.2 Configuración de parámetros	26
2.4 Definición funcional	29
2.5 Establecimiento de requerimientos y características	30
Requerimientos pedagógicos	30
Requerimientos técnicos (mínimos sugeridos)	30
Requerimientos de seguridad	30
2.6 Generación de soluciones (alternativas evaluadas)	31
2.7 Diseño conceptual	31
2.7.1 Diagrama de bloques (texto)	31
.....	31
2.7.2 Esquema de sincronización (concepto)	32
2.8 Definiciones de componentes, planos y modelación	32
2.8.1 Lista de componentes (BOM — sugerida)	32
2.9 Parámetros de funcionamiento para los 4 escenarios (presión y pulsaciones)	33
Tabla resumen de escenarios (valores sugeridos para simulador educativo)	33
CAPÍTULO 3: INGENIERÍA DE DETALLE Y PROTOTIPADO	35
3.1.1 Planos necesarios	35
3.1.2 Modelación 3D	39

3.1.3 Análisis funcional y sistémico	40
3.1.4 Caja Negra.....	40
3.1.5 Construcción del prototipo físico	40
3.2 Integración de los Subsistemas del Prototipo.....	41
3.2.1 Subsistema hidráulico	41
3.2.2 Subsistema pulsátil	41
3.2.3 Subsistema de control	41
3.2.4 Subsistema estructural.....	42
3.3.1 Pruebas de caudal	42
3.3.2 Pruebas de generación de pulsos	42
3.3.3 Pruebas de presión simulada	43
3.3.4 Pruebas de sincronización	43
3.5 Validación del Prototipo	44
3.5.1 Educativos	44
3.5.2 Funcionales.....	44
3.5.3 Técnicos.....	44
3.6 Conformidad con Normativas NCh – ISO – IEC.....	44
CAPÍTULO 4: CALCULOS ASOCIADOS	45
4.1 calculo del área interna de la manguera	45
4.2 Calculo de velocidad del fluido	45
4.3 Calculo de potencia hidráulica requerida	46
4.4 Calculo de fuerza de presión sobre la manguera	46
4.5 Calculo del torque requerido para el servo motor.....	47
4.6 Conversión de presión arterial a unidades de ingeniería	48
4.7 Cálculo de frecuencia de pulso y tiempo entre ciclos.....	48
4.8 Cálculo eléctrico básico de la bomba.....	49
4.9 Justificación del sensor de presión	49
4.10 Factor de seguridad por sobrepresión.....	50
4.11 Cálculo de pérdida hidráulica en la manguera.....	51
4.12 Resultado general de los cálculos complementarios.....	52
CAPÍTULO 5: COSTO DE LA PROPUESTA	53
5.1 Análisis / Propuesta Productiva.....	53
5.2 Costos Directos del Prototipo.....	53
5.2.1 Materias primas y componentes.....	53
5.3 Costos de Manufactura.....	53
5.4 Costos de diseño y desarrollo	54
5.5Costo Total del Prototipo.....	54

CAPÍTULO 6: EVALUACIÓN DE RESULTADOS	55
6.1 Evaluación Funcional.....	55
6.2 Evaluación practica	56
6.3 Evaluación Técnica	57
6.4 Limitaciones Identificadas	58
CAPÍTULO 7: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	58
7.1 Conclusiones	58
7.2 Recomendaciones.....	59
Conclusión.....	60

Índice de figuras

Figura 1 Diagrama de bloques de la bomba de simulación hemodinámica.....	26
Figura 2 Plano general de carcasa base.....	30
Figura 3 Plano de carcasa superior y tapa deslizante.....	31
Figura 4 Diagrama eléctrico de la bomba de simulación hemodinámica.....	32
Figura 5 Diagrama hidráulico del sistema.....	32
Figura 6 Render explosionado del prototipo.....	33
Figura 7 Comparación entre frecuencia programada y medida.....	49

Índice de tablas

Tabla 1	Mercado global de simulación médica.....	7
Tabla 2	Clasificación de soluciones existentes.....	9
Tabla 3	Comparación de simuladores cardiovasculares educativos.....	12
Tabla 4	Comparativa de características entre alternativas existentes	13
Tabla 5	Requerimientos técnicos y funcionales del sistema.....	17
Tabla 6	Evaluación de alternativas de impulsión hidráulica.....	17
Tabla 7	Evaluación de componentes seleccionados.....	18
Tabla 8	Parámetros de la bomba peristáltica.....	20
Tabla 9	Modos fisiológicos programados.....	20
Tabla 10	Evaluación de alternativas de impulsión hidráulica (comparativa técnica).....	24
Tabla 11	Lista de componentes principales del prototipo (BOM).....	27
Tabla 12	Escenarios fisiológicos programados en el simulador.....	28
Tabla 13	Resultados de presión simulada por escenario fisiológico.....	37
Tabla 14	Cost Gestión de riesgos aplicada al prototipo	38
Tabla 15	Conversión de presión arterial a unidades de ingeniería.....	42
Tabla 16	Relación entre frecuencia cardíaca y tiempo por ciclo	43
Tabla 17	Costos directos del prototipo.....	46
Tabla 18	Costos de manufactura del prototipo.....	47
Tabla 19	Costos de diseño y desarrollo.....	47
Tabla 20	Resumen de costos totales del prototipo.....	48

INTRODUCCIÓN

La simulación constituye actualmente una de las herramientas más relevantes para la enseñanza de las ciencias de la salud y la ingeniería biomédica, ya que permite representar fenómenos fisiológicos complejos de manera segura, controlada y repetible. En particular, la simulación hemodinámica facilita la comprensión de conceptos relacionados con la presión arterial, el flujo sanguíneo y las variaciones del sistema cardiovascular, favoreciendo el aprendizaje práctico de estudiantes y docentes.

A pesar de los avances tecnológicos experimentados durante las últimas décadas, gran parte de los simuladores hemodinámicos disponibles en el mercado corresponde a equipos de alta fidelidad destinados principalmente a hospitales, centros de simulación clínica y laboratorios especializados. Estas soluciones ofrecen un elevado nivel de precisión; sin embargo, su costo de adquisición, mantenimiento y operación limita su implementación en numerosas instituciones educativas, especialmente aquellas con presupuestos restringidos.

En este contexto surge la necesidad de desarrollar un prototipo funcional que permita representar los principales fenómenos hemodinámicos mediante una solución de menor costo, fácil fabricación y sencilla operación, manteniendo un nivel de desempeño adecuado para fines educativos. Bajo este enfoque, el presente proyecto propone el diseño y construcción de una bomba de simulación hemodinámica capaz de reproducir distintos escenarios fisiológicos, incluyendo condiciones normales, hipotensión, hipertensión y arritmia, mediante la integración de un sistema electromecánico controlado por Arduino.

El desarrollo del proyecto comprende las etapas de investigación del estado del arte, definición de requerimientos técnicos y funcionales, evaluación de alternativas de diseño, selección de componentes, modelación tridimensional, fabricación del prototipo, programación del sistema de control, elaboración de planos y diagramas técnicos, además de la validación funcional mediante cálculos de ingeniería y pruebas experimentales.

Finalmente, esta memoria presenta los fundamentos teóricos, la metodología empleada, el proceso de diseño, los resultados obtenidos y las conclusiones derivadas del desarrollo del prototipo, evidenciando su potencial como herramienta de apoyo para la enseñanza de la fisiología cardiovascular en entornos académicos.

1.1 Antecedentes Generales del Producto a Desarrollar

1.1.1 Definición del problema de Diseño/Ingeniería a resolver

1.1.1.1 Contexto educativo y necesidad

Estudios internacionales han demostrado que los estudiantes comprenden mejor la fisiología cuando interactúan con modelos físicos que muestran fenómenos reales y manipulables (Suvarna et al., 2022). Aun así, gran parte de las universidades en Latinoamérica no dispone de simuladores clínicos de alta fidelidad, ya que sus costos pueden superar ampliamente los presupuestos educativos (Grand View Research, 2024a).

La falta de dispositivos accesibles genera una brecha pedagógica que afecta sobre todo a instituciones regionales o de menor presupuesto, las cuales dependen casi exclusivamente de material teórico (The Physiological Society, 2021). Esto hace necesario desarrollar herramientas educativas de bajo costo que permitan visualizar y manipular fenómenos cardiovasculares de manera práctica.

1.1.1.2 Problema de ingeniería

Con base en lo anterior, se define el problema técnico-educativo:

Problema: Si bien existen simuladores hemodinámicos en el mercado, la mayoría corresponde a equipos de alta fidelidad destinados a centros de simulación clínica y hospitales. Esto genera una oportunidad para desarrollar un prototipo funcional de menor costo, orientado específicamente a la enseñanza de conceptos de hemodinámica en entornos académicos.

El problema identificado se resume en la ausencia de un dispositivo económico fiable que pueda reproducir ondas de presión arterial y pulsaciones fisiológicas con variaciones normales y patológicas —incluyendo hipotensión, hipertensión y arritmias— de forma segura y replicable (Noordergraaf, 1978).

Adicionalmente, los sistemas actuales suelen requerir equipos especializados, calibración compleja o componentes costosos, lo cual dificulta su adopción en entornos educativos básicos (Harvard Apparatus, 2023). La ingeniería del prototipo debe considerar factores como control de presión, flujo, sincronización mecánica, seguridad y sensorización dentro de un margen económico accesible.

Los retos de diseño incluyen:

1. **Reproducción de ondas/curvas de presión** con fidelidad suficiente para que los estudiantes puedan visualizar claramente la diferencia entre escenarios normales y patológicos.
2. **Control de frecuencia cardíaca y amplitud de presión**, de forma ajustable, para distintos perfiles.
3. **Sincronización mecánica**: si se usa una bomba para flujo base, se requiere un mecanismo de pulsación que interfiera de forma controlada sin romper la integridad del sistema hidráulico.
4. **Sensorización confiable**: transductores de presión, posiblemente sensores de flujo, con precisión adecuada para el rango educativo.
5. **Seguridad**: materiales inocuos, prevención de accidentes al manipular fluido, límites de presión, estructura segura.
6. **Costo y replicabilidad**: componentes accesibles, buen soporte técnico, diseño modular para ajustes y mantenimiento.

1.1.2 Análisis del mercado y entorno en que se espera opere este producto

El mercado global de simuladores médicos alcanza los USD 1.65 mil millones en 2024 y crecerá hasta USD 4.17 mil millones en 2030, con un crecimiento anual compuesto del 16.8% (Grand View Research, 2024a). El segmento específico de simuladores cardiovasculares, más reducido, crece aún más rápido: 18% anual, llegando a más de USD 100 millones para 2030 (Grand View Research, 2024b).

Este crecimiento muestra que la simulación médica es una tendencia consolidada, impulsada por el aumento de centros de simulación y el interés por herramientas de aprendizaje más efectivas.

1.1.2.1 Mercado global de simulación médica

Tabla 1. Mercado global de simulación médica.

Métrica	Valor estimado / año reciente	Proyección	Observaciones
Tamaño del mercado “healthcare simulation” global en 2024	USD 1.65 mil millones	Aumenta a USD ~4.17 mil millones para 2030, CAGR ~16.8%	Incluye múltiples tipos de simuladores: pacientes, anatomía, realidad virtual, etc.
Mercado de simuladores cardiovasculares	USD 40 millones en 2024	USD 106.7 millones en 2030, crecimiento ~18% anual	Segmento especializado dentro de simulación médica; oportunidades en educación e investigación

Elaboración propia a partir de Grand View Research (2024a, 2024b).

1.1.2.2 Mercado educativo específico

En el ámbito formativo, el segmento “Medical Simulation Education Market” alcanzó los USD 2 mil millones en 2024, con una proyección cercana a USD 4.5 mil millones para 2035 (WiseGuy Reports, 2024).

Instituciones educativas representan uno de los mayores consumidores de simuladores médicos, particularmente para enseñanza básica de fisiología.

1.1.2.3 Tendencias tecnológicas y educativas

La enseñanza fisiológica está migrando hacia simuladores híbridos que combinan hardware con software, permitiendo experimentación real con datos medibles (The Physiological Society, 2021).

Además, existe un fuerte incentivo internacional para reducir el uso de animales en docencia, lo que incrementa la demanda por simuladores físicos accesibles (NHLBI, 2023).

- Aumento de la adopción de simuladores de alta fidelidad en enseñanza, no sólo para habilidades clínicas sino para fisiología básica.
- Interés creciente en simulaciones híbridas: hardware + software, modelos físicos que permiten experimentación directa.
- Creciente presión para reducir uso de animales en enseñanza, lo que favorece simuladores físicos o virtuales que puedan replicar fenómenos fisiológicos.

1.1.2.4 Entorno regional (Latinoamérica, Chile)

Chile ha experimentado un crecimiento sostenido en la creación de centros de simulación, pero aún persiste una brecha de recursos entre instituciones metropolitanas y regionales (ISP Chile, 2023). La demanda por equipos más económicos crece debido a la falta de capital para adquirir simuladores comerciales de alta gama.

- Si bien pocos datos específicos públicos están disponibles, se sabe que las universidades en Chile están invirtiendo en centros de simulación médica, y hay una brecha de acceso entre grandes universidades y regiones más alejadas.
- Instituciones académicas tienen presupuestos limitados para equipos de alta fidelidad, lo que abre una oportunidad para simuladores educativos de menor costo pero funcionales.

1.1.2.5 Actores principales

Los actores globales del mercado incluyen empresas como Laerdal, CAE Healthcare y Kyoto Kagaku (MarketsandMarkets, 2024). También existen plataformas de simulación virtual, como ViPhy, que han complementado la enseñanza sin sustituir la necesidad de equipos físicos.

- Fabricantes / empresas grandes de simulación médica: Laerdal, CAE Healthcare, Kyoto Kagaku, Gaumard, etc.
- Empresas de software educativo y simulación virtual.
- Laboratorios universitarios y centros de investigación que desarrollan prototipos, modelos propios.

Estimación de ingresos anuales de empresas líderes en simulación médica

Empresa	Segmento principal	Ingresos anuales estimados*	Participación aproximada
Laerdal Medical	Simulación clínica y entrenamiento	USD 900–1.100 millones	Alta
CAE Healthcare**	Simulación médica de alta fidelidad	USD 350–500 millones	Media–Alta
Gaumard Scientific	Simuladores médicos y obstétricos	USD 100–200 millones	Media
Limbs & Things	Entrenamiento de habilidades clínicas	USD 40–80 millones	Media
3B Scientific	Modelos anatómicos y simuladores educativos	USD 100–150 millones	Media

Elaboración propia a partir de Laerdal Medical (2023), Virtual Physiology (2020)

* Valores estimados a partir de información corporativa, reportes financieros disponibles y análisis de mercado publicados entre 2023 y 2025.

** Actualmente integrada dentro del grupo CAE Inc., manteniendo operaciones en el área de simulación médica.

Fuente:Grand View Research. (2025). *Medical Simulation Market Size & Share Report, 2026–2033*.

1.1.3 Análisis de las maneras y/o alternativas en que se resuelve hasta ahora el problema

Actualmente, los métodos para enseñar fisiología cardiovascular incluyen simuladores de alta fidelidad, modelos virtuales y prototipos de laboratorio. Los simuladores clínicos como Harvey ofrecen realismo significativo, pero su costo los vuelve inaccesibles para muchas instituciones (Laerdal Medical, 2023).

En contraste, los simuladores virtuales permiten explorar conceptos sin riesgo, aunque no proporcionan la experiencia física necesaria para comprender flujo, presión y pulsaciones reales (Virtual Physiology, 2020).

Estudios recientes demuestran que los estudiantes aprenden mejor con dispositivos tangibles que permiten modificar variables en tiempo real, como los mock loops hidráulicos utilizados en investigaciones cardiovasculares (Sankaran et al., 2018).

1.1.3.1 Clasificación de soluciones existentes

Se pueden agrupar según tipo:

Tabla 2. Clasificación de soluciones existentes.

Tipo de solución	Descripción	Ejemplos	Ventajas	Desventajas
Simuladores clínicos de alta fidelidad	Maniqués completos que simulan funciones múltiples (respiración, pulso, sonidos, etc.)	Harvey, SimMan, etc.	Experiencia altamente inmersiva, variedad funcional, uso realista	Muy costosos, mantenimiento alto, complejos, accesibilidad limitada para muchas instituciones
Simulación virtual / software	Modelos digitales, simuladores en pantalla, software educativo de física / fisiología	Virtual Physiology; apps, simulaciones de sistemas cardiovasculares	Bajo costo, fácil distribución, sin riesgos con fluidos físicos	No transmite la sensación física, flujo real ni presiones físicas; menor impacto práctico directo
Equipos de laboratorio convencionales	Instrumental de laboratorio para medir presión, frecuencia cardíaca, circuitos simples con manómetros	Laboratorios de fisiología tradicionales	Permite práctica alguna, mediciones reales	Limitado en recrear condiciones patológicas, pulsaciones, formas de onda, interactividad, repetición
Prototipos académicos / "home made"	Desarrollo de mock loops, prototipos de simuladores físicos en universidades / laboratorios	Publicaciones académicas que describen bucles circulatorios, bombas peristálticas etc.	Flexibilidad, personalización, menor costo relativo	Menor robustez, documentación variable, menos pulido educativo, dificultades de replicación, sin soporte comercial

Fuente: Elaboración propia

1.1.3.2 Ejemplos específicos

- Estudio “Use of high-fidelity simulator for teaching cardiovascular physiology principles” (Suvarna et al., 2022) en el que estudiantes de primer año fueron capaces de entender mejores conceptos de fisiología cardiovascular usando simulador de alta fidelidad que solo clases teóricas.
- Harvey, simulador cardiopulmonar de Laerdal: reproduce sonidos cardiacos, murmullos, pulso, variaciones de presión, etc. Usado en medicina (cátedras de cardiología clínica).

1.1.3.3 Ventajas y limitaciones de lo existente

Ventajas:

- Alta fidelidad y realismo en simuladores clínicos.
- Reconocimiento institucional y aceptación en enseñanza clínica.
- Amplia documentación, casos clínicos preconfigurados.

Limitaciones:

- **Costo elevado** tanto de adquisición como de mantenimiento.
- **Escasa flexibilidad** para adaptar pulsaciones o presiones más allá de los escenarios que trae el simulador.
- Pocos modelos se centran únicamente en el aspecto fisiológico de presión arterial y pulsaciones para fines pedagógicos básicos, en lugar de escenarios clínicos completos.
- Dificultad de manejar prototipos o equipos caseros: se suele necesitar personal técnico especializado, calibración, etc.

1.2 Importancia de la brecha identificada y motivación del proyecto

Esta sección explica por qué es importante desarrollar un nuevo producto educativo enfocado en la simulación de presión arterial y pulsaciones, dadas las deficiencias detectadas.

- Mejora del aprendizaje: existe evidencia que la simulación física mejora la comprensión de conceptos fisiológicos dinámicos comparado con enseñanza tradicional. (ver Suvarna et al., 2022)
- Democratización de la enseñanza: con un dispositivo educativo económico, se podrían llevar estos experimentos a instituciones con menos recursos, permitir más talleres prácticos, aumentar la frecuencia de uso.
- Innovación didáctica: incorporar hardware sencillo (bomba, servo, Arduino) permite que el estudiante no solo observe sino que participe en el ajuste de variables, lo que favorece el aprendizaje activo.

- Relevancia clínica indirecta: aunque el equipo se usa solo para enseñanza, los estudiantes que comprenden mejor los fenómenos fisiológicos estarán mejor preparados para manejo clínico y diagnóstico, reduciendo errores y mejorando calidad asistencial.

1.3 Datos de referencia, ejemplos y tablas comparativas

Aquí se brindan cifras, ejemplos y tablas que puedes usar como respaldo en la memoria.

1.3.1 Ejemplos de dispositivos educativos / simuladores usados en enseñanza

- **Biopac Student Lab:** sistema de laboratorio educativo que permite registrar señales del sistema cardiovascular, respiratorio, etc. Permite experimentos prácticos con sensores reales.
- **High Fidelity Simulators** en fisiología: instituciones en EE.UU., Reino Unido, Nueva Zelanda, Singapur, Alemania los usan en cursos de fisiología para enseñar fenómenos como reflejo barorreceptor y otros.
-

1.3.2 Tablas comparativas

Tabla 3. Comparación de simuladores cardiovasculares educativos.

Dispositivo / Tipo	Fidelidad para presión / pulsaciones	Flexibilidad en escenarios patológicos	Costo estimado / accesibilidad	Uso educativo real
Harvey (Laerdal)	Alta – sonidos, pulso, presiones variables	Varios escenarios cardiovasculares	Alto, institucional	Medicina avanzada, cátedras clínicas
SimMan 3G PLUS	Muy alta, múltiples sistemas	Completo, emergencias clínicas	Muy alto	Cursos clínicos avanzados, simulación hospitalaria
Simulación virtual / software (Virtual Physiology)	Baja-media (sin presión real, todo simulado)	Muy flexible en escenarios, muchos parámetros	Bajo costo/licencias	Enseñanza de teoría, aprendizaje virtual
Prototipos / mock loops académicos	Media-alta (depende diseño)	Puede adaptarse a escenarios diseñados	Moderado; depende del laboratorio	Laboratorios de ingeniería, investigación

Elaboración propia a partir de Laerdal Medical (2023), Virtual Physiology (2020) y Sankaran et al. (2018).

1.3.3 Datos de mercado detallados

Reporte	Año	Segmento específico	Valor estimado	Proyección o CAGR
Grand View Research: simulación médica total	2024	Todos los tipos de simulación	USD 1.65 Bn	USD ~4.17 Bn para 2030; CAGR ~16.8%
MarketsandMarkets: simulación médica global	2024-2025	Educación, pacientes, entrenamiento	USD ~3.00-3.50 Bn	USD 7.23 Bn para 2030; CAGR ~15.6%
Grand View Research: simuladores cardiovasculares	2024	Dispositivos simuladores específicos cardio	USD 40 millones	Se espera ~USD 106.7 millones para 2030; CAGR ~18%
Medical Simulation Education Market	2024	Segmento educativo	USD ~2.0 mil millones	Aproximadamente USD 4.5 mil millones hacia 2035; CAGR ~7.5-8%

Fuente: Elaboración propia

1.4 Comparaciones entre alternativas existentes

Aquí se analizan con más detalle qué hay, lo que hacen bien, lo que omiten, para que veas dónde se posiciona tu propuesta.

1.4.1 Comparativa de características específicas

Tabla 4. Comparativa de características entre alternativas existentes.

Característica	Maniquí de alta fidelidad	Simulación virtual / software	Mock loops universitarios / prototipos físicos	Propuesta educativa centrada en presión y pulsaciones
Forma real de onda presión sangre	Sí, generalmente buena fidelidad	No, generadas digitalmente, sin componente físico real	Sí, depende de diseño (compresión, válvulas)	Sí, con bomba + compresión de manguera (mechanism o físico)
Interactividad y ajuste de variables	Limitada a escenarios preconfigurados	Alta, muchos parámetros configurables	Alta, diseñable	Alta, estudiante podrá ajustar frecuencia, amplitud, perfil
Costo de adquisición	Muy alto	Bajo-medio (software/licencias)	Medio	Bajo-medio
Mantenimiento y operación	Requiere mantenimiento, soporte técnico	Mínimo mantenimiento de software	Algún mantenimiento o físico, calibración	Diseñado para ser sencillo, modular
Aplicabilidad en instituciones con bajo presupuesto	Baja	Alta	Variable	Alta

Fuente: Elaboración propia

1.4.2 Ejemplos de escenarios didácticos que los actuales no cubren bien

- Simulaciones de **arritmias** con irregularidad entre latidos. Algunos simuladores ofrecen solo latidos regulares.
- Ajustes aislados de frecuencia cardíaca y presión sin otros sistemas que distraigan (pulmonar, circulación periférica, etc.).
- Uso tangible de sensores reales y flujo de fluido físico (no sólo representaciones digitales).
- Experimentos de resistencia vascular periférica ajustable en tiempo real.

1.5 Gap tecnológico y educativo

Basado en lo analizado, se identifican brechas:

1. **Especialización para presión/pulsaciones:** pocos dispositivos dedicados a este fin, la mayoría tienen muchas funciones pero no esta específica.
2. **Accesibilidad económica:** los de alta fidelidad son caros, los de bajo costo muchas veces carecen de robustez o de buena documentación / repetibilidad.
3. **Interactividad real:** capacidad de ajustar presión, frecuencia y resistencia en tiempo real, con retorno físico (sensores) vs virtual.
4. **Módulos para enseñanza de escenarios patológicos básicos:** hipotensión, hipertensión, arritmias, etc., que sean reconocibles y claramente diferenciables.
5. **Documentación académica:** algunas soluciones no tienen suficiente soporte pedagógico, protocolos claros de uso, validación de resultados con estudiantes.

1.6 Objetivo de este proyecto en contexto de los antecedentes

Con base en lo anterior, tu propuesta cobra valor porque busca llenar precisamente esas brechas:

- Crear un simulador educativo económico, centrado en presión arterial y pulsaciones, que permita escenarios patológicos y fisiológicos básicos claramente definidos.
- Usar componentes accesibles para instituciones de educación, modularidad para mantenimiento y futuras mejoras.
- Brindar interactividad tangible, con bomba física, mecanismos mecánicos de pulsación, sensores reales, control por Arduino, lo que aporta al aprendizaje activo.
- Aportar evidencia académica, generando datos reales que estudiantes puedan comparar, experimentar y analizar.

1.7 NORMATIVAS Y LEGISLACIONES.

El desarrollo de un dispositivo biomédico, aunque sea con fines educativos o de investigación, debe considerar estándares y normativas tanto nacionales como internacionales para asegurar seguridad, calidad y posible validación futura.

1. Normativas internacionales relevantes

- **ISO 13485:2016** – Sistemas de gestión de calidad para dispositivos médicos. Aplica a la producción y diseño seguro de dispositivos biomédicos.
- **ISO 14971:2019** – Gestión de riesgos para dispositivos médicos. Permite identificar, evaluar y mitigar riesgos asociados al uso del dispositivo.
- **IEC 60601-1** – Requisitos de seguridad eléctrica para dispositivos electromédicos. Importante en el diseño del sistema electrónico.
- **FDA 21 CFR Part 820** – Normas del sistema de calidad (Good Manufacturing Practices) de la FDA, aplicables si el dispositivo se quisiera certificar en EE.UU.

2. Normativas nacionales (Chile)

- **Reglamento del Instituto de Salud Pública (ISP):** si bien el prototipo no se comercializará, el ISP regula la aprobación y fiscalización de dispositivos médicos en el país.
- **Ley N° 20.584** – Regula los derechos y deberes de los pacientes. Aplica en caso de que el dispositivo sea usado en ambientes clínicos o demostraciones en instituciones de salud.
- **Ley de Propiedad Intelectual (Ley N° 17.336):** en caso de que se desee proteger el diseño del sistema o su software.
- **Norma Chilena NCh-ISO/IEC 17025:** en caso de que el sistema se quiera utilizar para calibración o validación de instrumentos médicos.}

2. Metodología

Enfoque general

El proyecto adopta un enfoque de diseño iterativo, aplicado frecuentemente en el desarrollo de dispositivos biomédicos y sistemas de simulación fisiológica (Sankaran et al., 2018). Esto permite evaluar alternativas, realizar prototipado temprano y ejecutar mejoras progresivas basadas en pruebas reales.

La metodología se estructura en las siguientes etapas:

1. **Investigación preliminar:** análisis de literatura técnica sobre simulación hemodinámica, bombas, sensores y modelos cardiovasculares (Noordergraaf, 1978; Klabunde, 2005).
2. **Definición de requerimientos:** especificaciones pedagógicas, mecánicas, hidráulicas y electrónicas.
3. **Selección de alternativas técnicas:** evaluación comparativa de bombas, mecanismos pulsátiles y configuraciones de control.
4. **Diseño conceptual:** creación de diagramas funcionales y arquitectura del sistema.
5. **Diseño detallado:** modelación CAD, selección de componentes y generación de planos.

2.2.1 Definición de objetivo

Objetivo general:

Desarrollar un prototipo funcional de una bomba de simulación hemodinámica para aplicaciones educativas, integrando sistemas mecánicos, electrónicos y de control que permitan simular diferentes condiciones cardiovasculares de forma segura y reproducible.

Objetivos específicos:

- Desarrollar bomba hemodinámica para simulaciones in vitro
- Implementar interfaz (PC/serial o pantalla) que muestre presiones en tiempo real y permita seleccionar perfiles.
- Experimentar en laboratorio que las formas de onda simuladas sean reconocibles por estudiantes y reproducibles.
- Evaluar los costos de producción para la implementación del prototipo

2.2.2 Metodología de diseño empleada

a) Establecimiento de objetivos del producto

- Crear un dispositivo **económico y replicable** para instituciones educativas.
- Asegurar que el dispositivo sea **seguro** para su manipulación en laboratorio.
- Lograr que el diseño sea **modular**, permitiendo futuras mejoras o adaptaciones.

b) Definición funcional

La función principal del producto es **simular la hemodinámica sanguínea**. Esto implica:

- **Impulsar el fluido** mediante bomba peristáltica (flujo continuo).
- **Generar pulsaciones** al comprimir una manguera con un servomotor.
- **Controlar parámetros fisiológicos** (frecuencia cardíaca y presión arterial) mediante programación en Arduino.
- **Mostrar resultados en tiempo real**, ya sea en pantalla LCD o en gráficas conectadas al sistema.

c) Establecimiento de requerimientos y características

Tabla 5. Requerimientos técnicos y funcionales del sistema.

Categoría	Requerimiento	Características propuestas
Funcional	Simular presión y frecuencia cardíaca	4 modos preprogramados en Arduino
Técnica	Bomba de impulsión	Bomba peristáltica de 12V DC
Técnica	Pulsación controlada	Servomotor con mecanismo de compresión
Técnica	Control	Arduino UNO/Nano con display LCD
Seguridad	Fluido de prueba	Agua destilada + colorante inocuo
Pedagógica	Escenarios	Normal, arritmia, hipotensión, hipertensión

Fuente: Elaboración propia

d) Generación de soluciones

Se evaluaron tres alternativas:

1. **Bomba centrífuga** → genera pulsaciones, pero limita el flujo continuo.



Fuente: Elaboración propia

2. **Bomba centrífuga + válvula reguladora** → control de presión, pero sin pulsaciones realistas.



Fuente: Elaboración propia

3. **Bomba peristáltica + servomotor que comprime la manguera** → combina flujo constante y pulsaciones simuladas (opción seleccionada).



Fuente: Elaboración propia

Para seleccionar la alternativa más adecuada se utilizó una matriz de decisión ponderada, considerando criterios técnicos, económicos, educativos y de fabricación. Cada criterio se evaluó en una escala de **1 a 5**, donde **1 representa bajo desempeño** y **5 representa alto desempeño**.

Tabla6. Evaluación de alternativas de impulsión hidráulica

Criterio de evaluación	Peso	Bomba centrífuga	Bomba centrífuga + válvula	Bomba peristáltica + servomotor
Costo de implementación	20%	3	4	5
Facilidad de fabricación	15%	4	4	4
Capacidad de generar flujo continuo	15%	3	5	5
Capacidad de generar pulsaciones visibles	20%	4	2	5
Control mediante Arduino	10%	4	4	5
Valor pedagógico	10%	4	3	5
Mantenimiento y replicabilidad	10%	3	4	4
Puntaje ponderado final	100%	3,55	3,65	4,75

Fuente: Elaboración propia

El puntaje ponderado se calculó multiplicando cada calificación por el peso asignado al criterio y sumando los resultados finales.

De acuerdo con la matriz de evaluación, la alternativa con mejor desempeño fue la **bomba peristáltica combinada con compresión de manguera mediante servomotor**, obteniendo un puntaje ponderado de **4,75/5**. Esta opción fue seleccionada porque ofrece el mejor equilibrio entre bajo costo, facilidad de fabricación, generación de flujo continuo, capacidad de producir pulsaciones visibles y control mediante Arduino.

e) Diseño conceptual

El sistema combina:

- **Módulo de impulsión** → bomba peristáltica.
- **Módulo de modulación pulsátil** → servomotor que actúa sobre la manguera.
- **Módulo de control** → Arduino con programación de parámetros.
- **Módulo de visualización** → pantalla LCD para mostrar valores de presión y frecuencia.

f) Definición de componentes, planos y modelación

Evaluación de componentes seleccionados

Para definir los componentes principales del prototipo se utilizó una matriz de evaluación técnica. Cada componente fue evaluado con una escala de **1 a 5**, donde **1 representa bajo desempeño** y **5 representa alto desempeño**.

Tabla 7. Evaluación de componentes seleccionados

Componente	Costo	Disponibilidad	Facilidad de integración	Seguridad	Puntaje final	
Bomba Peristáltica 12V DC	5	5	4	4	4,4	
Servomotor MG996R	5	5	5	4	4,8	
Arduino UNO/Nano	5	5	5	4	4,8	
Pantalla LCD 16x2	5	5	5	5	5,0	
Manguera silicona Ø4 mm	5	4	5	4	4,6	
Fuente 12V + regulador 5V	5	5	4	4	4,4	

Fuente: Elaboración propia

El puntaje final corresponde al promedio de los criterios evaluados. Con base en esta matriz, se seleccionaron componentes de bajo costo, alta disponibilidad y fácil integración con Arduino, priorizando la seguridad del sistema y la posibilidad de replicarlo en un entorno educativo.

Esta evaluación respalda la elección de una **bomba peristáltica 12V DC**, un **servomotor MG996R**, una **manguera de silicona Ø4 mm** y un sistema de control basado en **Arduino**, ya que estos elementos entregan una relación adecuada entre funcionalidad, costo y facilidad de fabricación.

- **Bomba peristáltica 12V DC**, caudal regulado por PWM.
- **Servomotor SG90/MG995**, conectado a brazo oscilante que presiona manguera de silicona.
- **Arduino UNO/Nano**, encargado de la programación.
- **Pantalla LCD 16x2**, para mostrar frecuencia y presión.
- **Manguera de silicona Ø 4–6 mm**, para circulación del fluido.

2.3 Desarrollo del prototipo educativo

2.3.1 Bomba peristáltica como base del sistema

La bomba peristáltica fue considerada como una de las alternativas iniciales para el desarrollo del simulador hemodinámico debido a que su principio de funcionamiento permite generar un flujo pulsátil de manera natural mediante la compresión progresiva de una manguera flexible.

Desde el punto de vista técnico, una bomba peristáltica de laboratorio pequeña puede proporcionar caudales entre **0,1 y 2 L/min**, rango compatible con los requerimientos del presente proyecto. Además, puede generar presiones superiores a **100 mmHg**, suficientes para representar fenómenos cardiovasculares básicos utilizados en actividades educativas.

Otra ventaja importante corresponde a que el fluido únicamente entra en contacto con la manguera, eliminando riesgos de contaminación y reduciendo la necesidad de mantenimiento interno. Asimismo, su control puede realizarse mediante motores DC o motores paso a paso compatibles con plataformas Arduino.

Tabla 8. parámetros

Parámetro	Bomba Peristáltica
Caudal típico	0,1–2 L/min
Presión alcanzable	>100 mmHg
Costo estimado	\$15.000–25.000 CLP
Complejidad mecánica	Media-Media
Facilidad de fabricación	Media
Visualización educativa	Media
Mantenimiento	Bajo

2.3.2 Configuración de parámetros

La programación del prototipo se desarrolla en Arduino con el objetivo de controlar de manera coordinada la bomba peristáltica, el servomotor y la interfaz de usuario. El sistema funciona mediante perfiles preprogramados que representan cuatro condiciones fisiológicas: normal, hipotensión, hipertensión y arritmia.

Cada modo de funcionamiento define tres variables principales: velocidad de la bomba, frecuencia de pulsación y amplitud de compresión de la manguera. La velocidad de la bomba se regula mediante una señal PWM, lo que permite modificar el caudal base del circuito hidráulico. El servomotor MG996R se controla mediante pulsos PWM, ajustando su ángulo de giro para comprimir la manguera con mayor o menor intensidad.

El usuario puede seleccionar el modo de operación mediante botones conectados al Arduino. Una vez seleccionado el perfil, el microcontrolador ejecuta una secuencia específica de instrucciones, modificando la velocidad de la bomba y el tiempo de activación del servomotor. La pantalla LCD 16x2 permite visualizar el modo activo, la frecuencia cardíaca simulada y la presión estimada del sistema.

Tabla 9. Modos

Modo	Presión simulada	Frecuencia	PWM bomba	Ángulo servomotor	Comportamiento
Normal	120/80 mmHg	70–75 bpm	120–150	30°–60°	Pulso regular
Hipotensión	80/60 mmHg	60–80 bpm	80–110	20°–45°	Menor presión
Hipertensión	160/100 mmHg	80–100 bpm	160–200	45°–75°	Mayor presión
Arritmia	Variable	100–140 bpm	120–180	25°–70°	Pulso irregular

Fuente: Elaboración propia

El tiempo entre pulsos se calcula según la frecuencia cardíaca programada:

$$t = \frac{60}{bpm}$$

Por ejemplo, para un modo normal de 75 bpm:

$$t = \frac{60}{75} = 0,8 \text{ s}$$

Esto significa que el servomotor debe generar una compresión aproximadamente cada 0,8 segundos. En el modo arritmia, el tiempo entre pulsos no permanece constante, sino

que varía mediante una secuencia irregular programada, por ejemplo entre 0,43 y 0,60 segundos, simulando latidos desordenados.

La lógica general de programación puede resumirse de la siguiente manera:

1. Inicio del sistema y configuración de pines.
2. Lectura de botones de selección.
3. Activación del modo fisiológico correspondiente.
4. Regulación de la bomba mediante PWM.
5. Movimiento del servomotor según frecuencia y amplitud definidas.
6. Lectura del sensor de presión.
7. Visualización de datos en pantalla LCD.
8. Activación de seguridad si la presión supera 200 mmHg.

También se considera una condición de seguridad en el código. Si el sensor detecta una presión superior al límite definido, el Arduino reduce la velocidad de la bomba o detiene el sistema, evitando sobrepresión en el circuito hidráulico.

De esta manera, la programación permite sincronizar el flujo continuo producido por la bomba con la compresión pulsátil generada por el servomotor, logrando representar de forma didáctica distintos comportamientos hemodinámicos.

La programación del prototipo se desarrolló utilizando el entorno de desarrollo Arduino IDE, empleando lenguaje C/C++. El programa fue estructurado mediante una secuencia de inicialización, lectura de entradas, procesamiento de datos y control de actuadores, permitiendo coordinar el funcionamiento de la bomba peristáltica, el servomotor, la pantalla LCD y el sensor de presión.

El funcionamiento general se basa en un ciclo de control continuo ejecutado por el microcontrolador Arduino. Una vez energizado el sistema, el programa realiza la configuración inicial de los pines de entrada y salida, inicializa la comunicación con la pantalla LCD y carga los parámetros correspondientes a cada modo fisiológico.

Inicialización del sistema

Durante el arranque se ejecutan las siguientes acciones:

- Configuración de pines digitales y analógicos.
- Inicialización de la pantalla LCD.
- Configuración de la señal PWM para el control de la bomba.
- Posicionamiento inicial del servomotor.
- Verificación del sensor de presión.
- Carga de parámetros predeterminados.

Selección de modo de operación

El usuario selecciona el escenario fisiológico mediante botones físicos conectados al Arduino. Cada botón corresponde a un conjunto de parámetros previamente almacenados en el programa.

Cuando se presiona un botón, el sistema:

1. Identifica el modo seleccionado.
2. Carga los valores asociados de presión y frecuencia cardíaca.
3. Actualiza la información mostrada en la pantalla LCD.
4. Ajusta la velocidad de la bomba y la secuencia de movimiento del servomotor.

Control de la bomba peristáltica

La bomba se controla mediante una señal PWM (Pulse Width Modulation), la cual permite variar la velocidad del motor modificando el ciclo de trabajo de la señal.

El valor PWM puede variar entre:

$$0 \leq PWM \leq 255$$

donde:

- $PWM = 0 \rightarrow$ bomba detenida.
- $PWM = 255 \rightarrow$ velocidad máxima.

Cada modo fisiológico utiliza un rango específico de PWM para representar diferentes condiciones cardiovasculares.

Control del servomotor

El servomotor MG996R genera las pulsaciones mediante la compresión periódica de la manguera de silicona.

El Arduino envía señales PWM específicas para posicionar el servomotor en distintos ángulos.

Por ejemplo:

- Posición de reposo: 20°
- Compresión moderada: 45°
- Compresión máxima: 75°

La frecuencia de movimiento se calcula a partir de los latidos por minuto programados:

$$t = \frac{60}{bpm}$$

Por ejemplo:

Para 75 bpm:

$$t = \frac{60}{75} = 0,8s$$

Esto significa que el servomotor ejecuta un ciclo completo aproximadamente cada 0,8 segundos.

Supervisión de presión

Durante la operación, el sensor de presión envía lecturas continuas al Arduino mediante una entrada analógica.

El microcontrolador:

- Convierte la señal analógica a unidades de presión.
- Compara el valor con los límites definidos.
- Actualiza la pantalla LCD.
- Ejecuta acciones de seguridad en caso de sobrepresión.

Si la presión supera los 200 mmHg, el programa puede:

- Reducir automáticamente el PWM de la bomba.
- Detener temporalmente el sistema.
- Mostrar una alerta en pantalla.

2.4 Definición funcional

Funciones principales:

1. Generar un flujo continuo base mediante bomba peristáltica.
2. Generar pulsaciones secundarias mediante compresión externa de una manguera (sistema “cuff” accionado por servomotor) que modula el caudal instantáneo para formar una onda pulsátil.
3. Medir presión arterial simulada mediante transductor (colocado aguas arriba de la compresión, en “aorta” simulada).
4. Controlar y sincronizar bomba y servomotor para reproducir perfiles (normal, arritmia, hipotensión, hipertensión).
5. Mostrar y registrar en tiempo real: presión vs tiempo y pulsaciones/minuto.
6. Permitir cambio rápido de perfil mediante interfaz (botones/pantalla o PC).
7. Seguridad: detener sistema si presión supera umbral seguro o si se detecta fuga.

2.5 Establecimiento de requerimientos y características

Requerimientos pedagógicos

- Debe poder mostrar, en pantalla, la curva presión-tiempo y el valor de pulsaciones/minuto.
- Perfiles preprogramados: normal, arritmia, hipotensión, hipertensión.
- Modo manual para ajuste de frecuencia y compresión.

Requerimientos técnicos (mínimos sugeridos)

- Rango de presión simulada: **0–200 mmHg** (suficiente para cubrir hipotensión a hipertensión severa).
- Precisión de medición: $\pm 2\text{--}5$ mmHg (dependiendo del sensor).
- Frecuencia de pulso ajustable: **30–220 bpm** (cobertura para bradicardia y taquicardia).
- Bomba peristáltica con motor DC/AC cuyo control permita variable speed (mediante driver/ESC o VFD).
- Servomotor con torque suficiente para comprimir la manguera (depende del diámetro y material), con control PWM desde Arduino.
- Sensores: transductor de presión (0–300 mmHg) y opcional flujo (sensor de caudal).
- Materiales en contacto con fluido: PVC/ silicona no tóxica para fines educativos.
- Interfaz: pantalla LCD o conexión a PC (serial/USB) para graficar en tiempo real.

Requerimientos de seguridad

- Sistema de corte de emergencia (E-stop).
- Bandeja para retención de líquido (prevención de derrames).
- Señalización clara de límites (presión máxima simulada).

2.6 Generación de soluciones (alternativas evaluadas)

Tabla 10 Evaluación de alternativas de impulsión hidráulica.

Alternativa	Ventajas	Desventajas	Comentario
Bomba peristáltica (sin compresión externa)	Pulsátil intrínseca, fácil de controlar	Limitada forma de onda, menor caudal para alta demanda	Buena opción si se busca simplicidad; citada en literatura para MCLs pequeños.
Bomba centrífuga + compresión de manguera (	Alta capacidad de caudal, control continuo de base y pulsaciones por compresión externa (flexible)	Requiere sincronización entre motor y compresión; diseño mecánico más complejo	Balance entre fidelidad y capacidad; soportado en trabajos con MCLs que usan centrífugas y bombas programables.
Pistón/actuador lineal (pulsátil)	Forma de onda más fisiológica (pistón replicando stroke volume)	Mecánica compleja, costos más altos	Excelente fidelidad, pero mayor costo y complejidad para uso educativo.

Fuente: Elaboración propia

2.7 Diseño conceptual

2.7.1 Diagrama de bloques (texto)

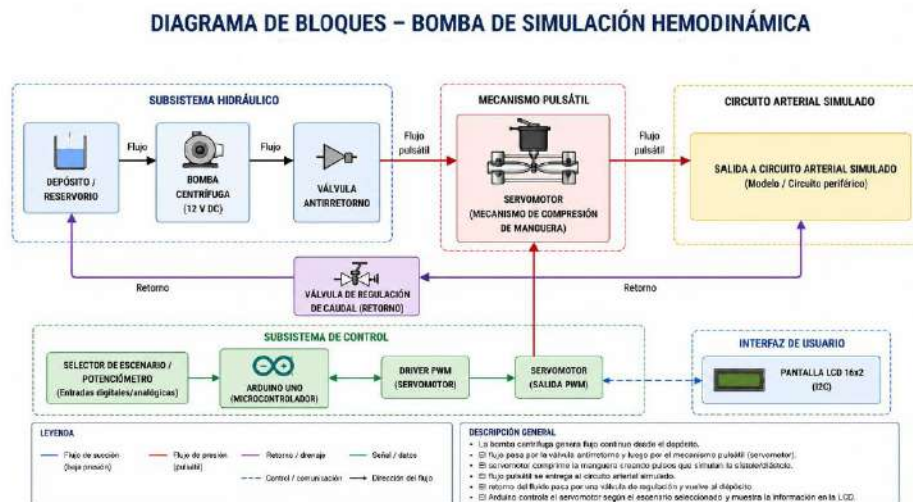


Figura 1. Diagrama de bloques de la bomba de simulación hemodinámica. Fuente: Elaboración propia

2.7.2 Esquema de sincronización (concepto)

- Bomba peristáltica trabaja a velocidad base que define volumen y presión media de sistema.
- Cada pulso se crea cuando el servomotor comprime la manguera según un patrón temporal (duración de compresión y liberación) sincronizado con la velocidad de bombeo para producir la forma de onda deseada.
- En arritmias, la secuencia de compresiones se genera con tiempos irregulares según patrón predefinido (aleatorio o según tabla).

2.8 Definiciones de componentes, planos y modelación

2.8.1 Lista de componentes (BOM — sugerida)

Tabla 11. Lista de componentes principales del prototipo.

Ítem	Especificación sugerida	Cant.	Notas
Bomba peristáltica(pequeña, tubería ½"-1")	Capaz 0.5–5 L/min (ajustable), control de velocidad	1	Seleccionar bomba compatible con el fluido (agua/glicerina simulante). Referencia: estudios MCL usan bombas centrifugas programables.
Motor driver / VFD o ESC	Según tipo de motor (AC → VFD; DC → ESC)	1	Permite control de rpm desde Arduino (mediante señal PWM/analog).
Servomotor de alto torque	Torque según diámetro manguera (p.ej. >10 kg·cm)	1–2	Puede usarse servomotor tipo industrial o servomotor hobby fuerte.
Arduino Uno / Mega	Con suficiente ADC y PWM	1	Mega si se requiere más I/O.
Transductor de presión	Rango 0–300 mmHg (salida 0–5V)	1–2	Colocar en “aorta”.
Sensor de flujo (opcional)	Rango 0.1–10 L/min	1	Para medir caudal real.
Válvula de aguja / resistencia ajustable	Para simular resistencia periférica	1	
Tubos/mangueras (silicona)	Interior 4 mm	Varios m	Deben soportar compresión repetida.
Chasis / impresiones 3D	Soporte servomotor, guiado manguera, bandeja	-	CAD: Fusion360/Autodesk.
Fuente de poder	12/24V y alimentaciones auxiliares 5V	1	
Pantalla LCD / PC software	16×2 o TFT y/o software en PC para graficar	1	

Fuente: Elaboración propia

2.9 Parámetros de funcionamiento para los 4 escenarios (presión y pulsaciones)

A continuación se presentan **valores estimados** y justificativos basados en guías de presión arterial y literatura médica. Estos son **valores didácticos**: el objetivo es que los estudiantes reconozcan los rangos y las características (forma de onda, pulso regular/irregular).

Fuentes para rangos de presión y definiciones: American Heart Association / NHLBI / Medscape.

Tabla resumen de escenarios (valores sugeridos para simulador educativo)

Tabla 12. Escenarios fisiológicos programados en el simulador.

Escenario	Presión objetivo (sistólica/diastólica, mmHg)	Pulsaciones (bpm)	Descripción didáctica
Normal	120 / 80 mmHg (± 10 mmHg)	70–75 bpm (ritmo regular)	Onda clara con dicrota; pulso regular. Fuera de rango: 110/70 a 130/85 aceptable.
Hipotensión	80 / 60 mmHg (sistólica <90)	60–80 bpm (puede ser normal o algo elevada por compensación)	Presión baja: menor perfusión; pulso puede ser débil. Se usa 80/60 como ejemplo pedagógico. (Definición: sistólica <90).
Hipertensión (moderada/severa)	160 / 100 mmHg (stg 2 típica)	80–100 bpm (puede estar normal o ligeramente elevado)	Onda con mayor presión sistólica; enseñar riesgo y cambios en pulso de presión. (AHA: $\geq 140/90$ es hipertensión).
Arritmia (ej. Fibrilación auricular con Rápida)	variable (p.ej. 110–140 / variable)	irregular: 100–140 bpm promedio (latidos irregulares)	Onda irregular en tiempo y amplitud; pulsaciones inconstantes. Usar patrón aleatorio o tabla de intervalos para simular irregularidad. Fuentes sobre tipos de arritmia.

Fuente: Elaboración propia a partir de American Heart Association (2017), National Heart, Lung, and Blood Institute (2022), European Society of Cardiology (2021) y MedlinePlus.

Cómo implementar en el sistema (sugerencia técnica):

- **Normal:** programar servomotor para comprimir manguera cada 0.8–0.86 s (para 70–75 bpm), con tiempo de compresión/relax definido para obtener onda con buena dicota. Ajustar bomba rpm para presión media $\approx 120/80$.
- **Hipotensión:** reducir velocidad base de bomba (menos presión media) y/o disminuir amplitud de compresión (menor stroke), programar compresión cada 0.75–1.0 s (60–80 bpm).
- **Hipertensión:** aumentar velocidad base de bomba y/o aumentar restricción periférica (cerrar válvula de aguja) para aumentar presión sistólica; mantener compresiones regulares (80–100 bpm).
- **Arritmia:** variar intervalos entre compresiones (usar secuencia pseudoaleatoria o patrón predefinido) y variar la amplitud de compresión para simular latidos de diferente stroke — así la curva será irregular y el bpm calculado por software variará en tiempo real. (Implementación por tabla de tiempos en Arduino).

CAPÍTULO 3: INGENIERÍA DE DETALLE Y PROTOTIPADO

3.1.1 Planos necesarios

Los planos del prototipo consideran:

1. Planos generales

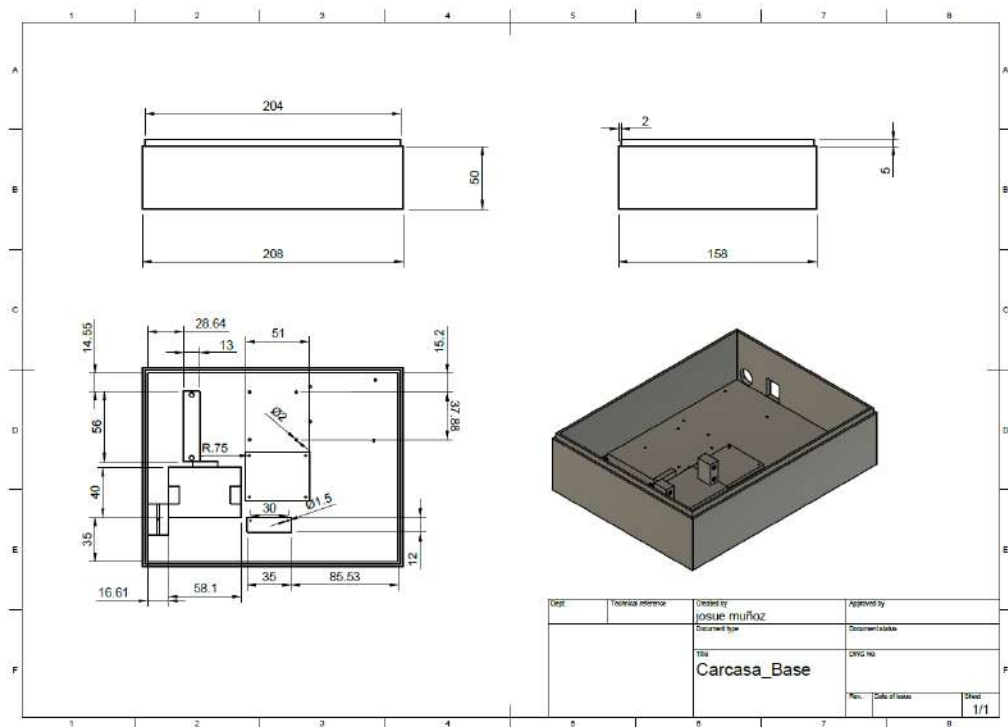
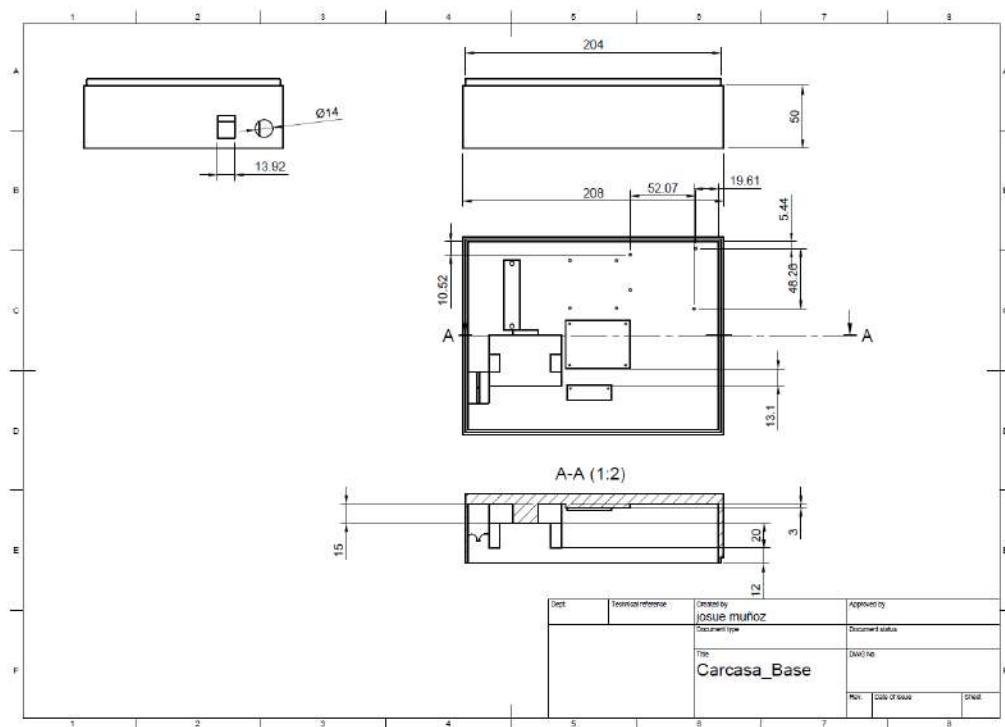
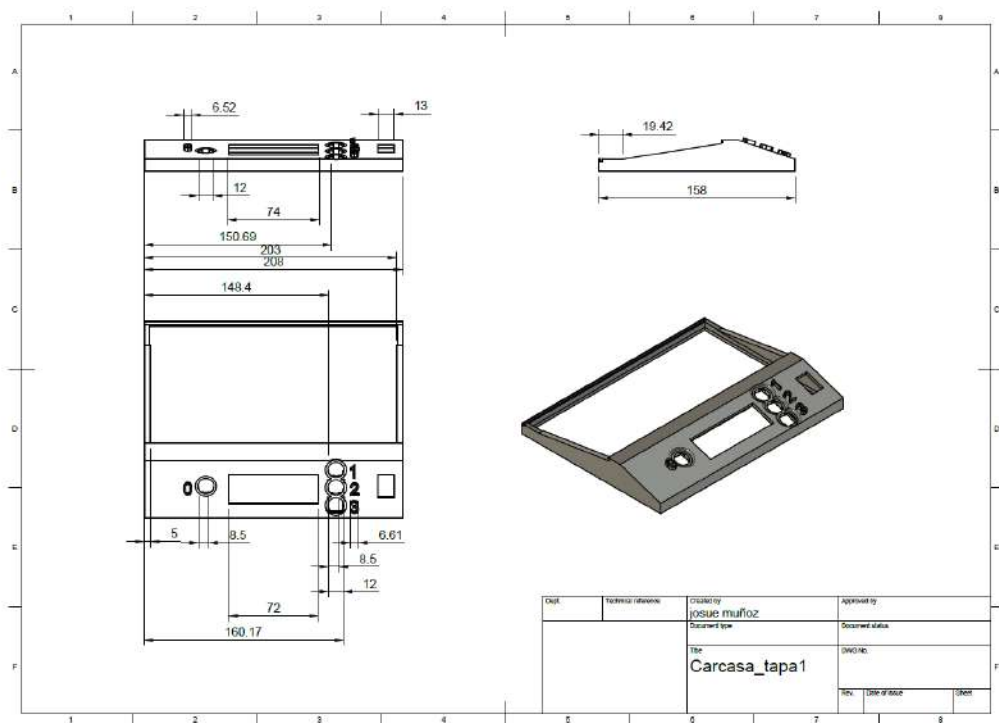


Figura 2. Plano general de carcasa base. Fuente: Elaboración propia



Fuente: Elaboración propia



Fuente: Elaboración propia

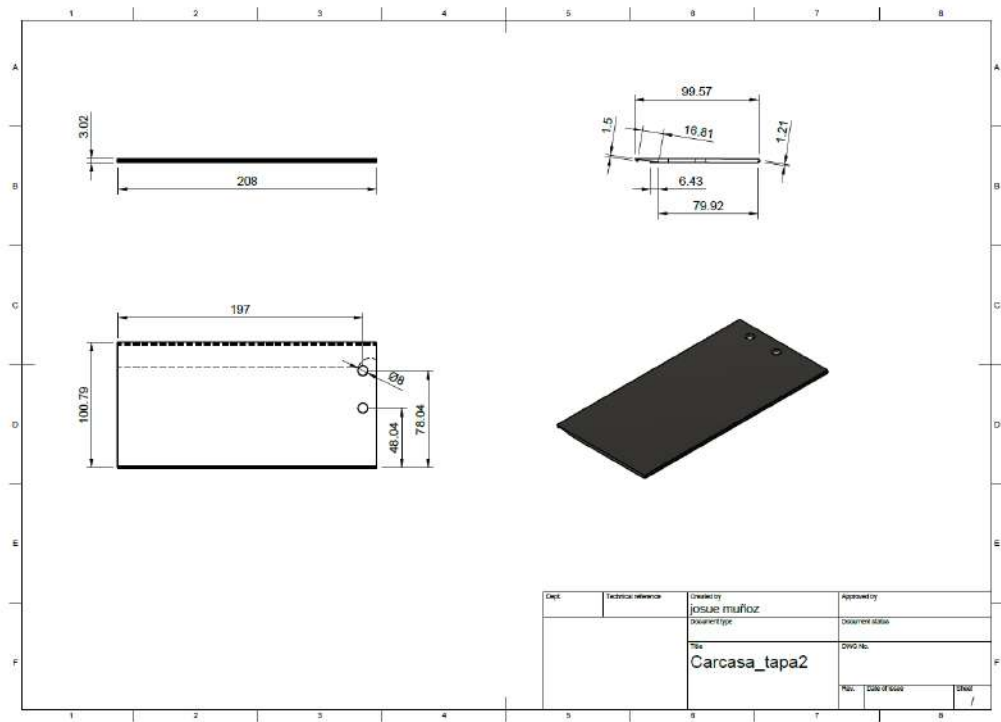


Figura 3. Plano de carcasa superior y tapa deslizante. Fuente: Elaboración propia

2. Plano general del sistema(diagrama eléctrico)

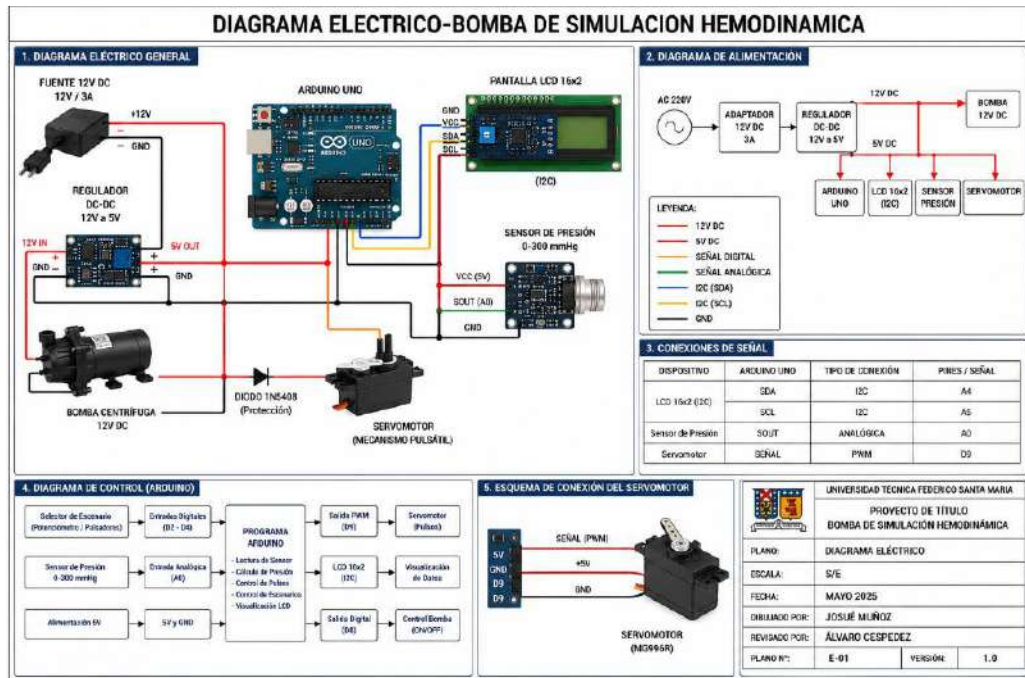


Figura 4. Diagrama eléctrico de la bomba de simulación hemodinámica ,Fuente: Elaboración propia

3. Plano general del sistema (diagrama hidráulico)

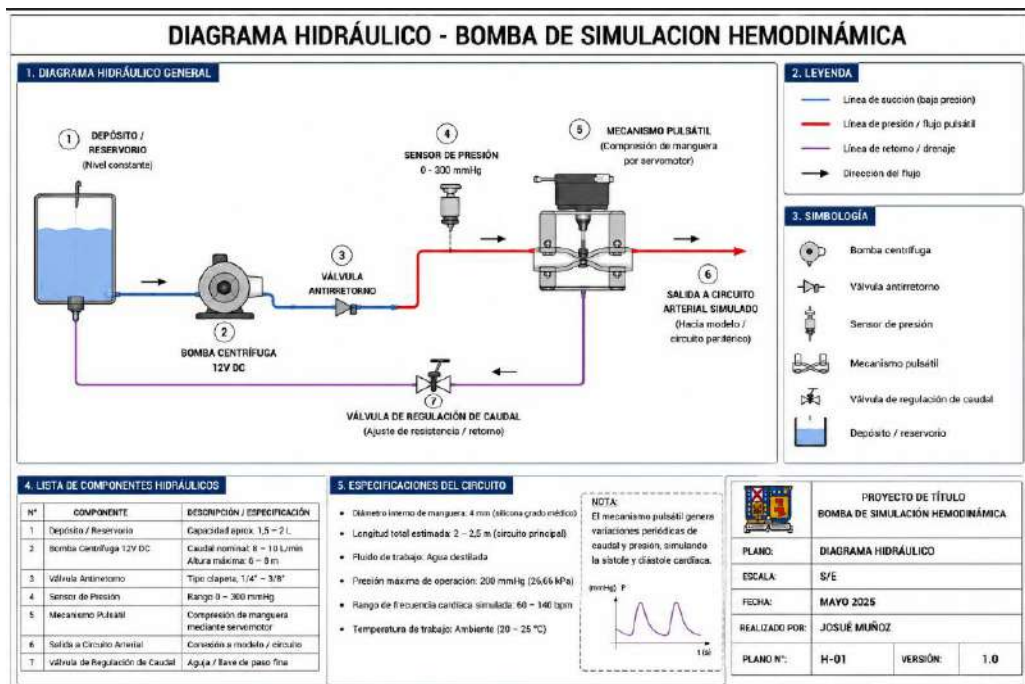


Figura 5. Diagrama hidráulico del sistema hemodinámico. Fuente: Elaboración propia

4. Renderizado del dispositivo



Figura 6. Renderizado explosionado del prototipo, Fuente: Elaboración propia

3.1.2 Modelación 3D

La modelación se desarrolló en **Fusion 360**, considerando:

- Ensamblaje completo del prototipo.
- Simulación del movimiento del servomotor comprimiendo la manguera.
- Revisión de interferencias entre piezas.
- Análisis básico de esfuerzos en soportes estructurales.
- Ajuste dimensional para impresión 3D.

Los modelos permiten validar:

- Geometría del soporte mecánico.
- Posición del sensor de presión (punto “aórtico”).
- Accesibilidad para mantenimiento y recambio de mangueras.

3.1.3 Análisis funcional y sistémico

Se aplicó un análisis funcional para identificar relaciones entre componentes:

Funciones principales:

- Impulsar el fluido → bomba peristáltica.
- Generar pulsación → servomotor que comprime manguera.
- Medir presión → transductor 0–300 mmHg.
- Controlar parámetros → Arduino con PWM.
- Visualizar datos → LCD 16×2 o PC.

Funciones de soporte:

- Contención estructural.
- Seguridad eléctrica y mecánica.
- Estabilidad del sistema.

3.1.4 Caja Negra

Entradas:

- Energía eléctrica (5V–12V).
- Instrucciones del usuario (modo seleccionado).
- Fluido de trabajo.

Procesos internos:

- Control de velocidad de bomba.
- Control del servomotor para generar pulsos.
- Lectura de sensores y comparación con parámetros de referencia.

Salidas:

- Flujo y presión simulada.
- Señal en pantalla (bpm, mmHg).
- Comportamiento fisiológico observable (normal, arritmia, hipotensión, hipertensión).

3.1.5 Construcción del prototipo físico

La construcción consideró:

- **Bomba peristáltica 12V DC** instalada en chasis metálico.
- **Mecanismo pulsátil** impreso en 3D con servomotor MG996R.
- **Manguera de silicona** Ø4 mm como “arteria simulada”.

- **Transductor de presión** conectado previo al módulo pulsátil.
- **Estructura base** fabricada con planchas acrílicas y perfiles de aluminio.
- **Interfaz Arduino** con LCD 16×2 y botones de selección.

3.2 Integración de los Subsistemas del Prototipo

La bomba de simulación hemodinámica combina distintos módulos que trabajan de forma sincronizada. La ingeniería de detalle permitió establecer la interacción precisa entre cada uno de ellos para garantizar un funcionamiento estable, seguro y repetible.

3.2.1 Subsistema hidráulico

Incluye:

- Bomba peristáltica 12V DC.
- Manguera de silicona Ø 4 mm (arteria simulada).
- Válvula de aguja empleada para regular resistencia periférica.

Este subsistema se diseñó para permitir un flujo continuo que pueda ser modulado por el servomotor sin causar daños ni colapsos estructurales en la manguera.

3.2.2 Subsistema pulsátil

Conformado por:

- Servomotor MG996R de alto torque.
- Soporte y brazo de compresión impreso en 3D.
- Guía de presión para lograr un pulso constante.

Este módulo —montado sobre una estructura rígida— se calibró para comprimir la manguera en ciclos definidos por Arduino, logrando pulsaciones regulares o irregulares según el modo seleccionado.

3.2.3 Subsistema de control

Controlado mediante:

- Arduino UNO o MEGA.
- Librerías PWM para bomba y servomotor.
- Lectura analógica (ADC) del sensor de presión.
- Interfaz LCD 16×2 + botones para modo de operación.

Este subsistema implementa algoritmos que relacionan:

- Presión simulada.
- Frecuencia cardíaca.
- Duración del pulso.
- Patrones fisiológicos (normal, arritmia, hipotensión, hipertensión).

3.2.4 Subsistema estructural

Construido con:

- Planchas acrílicas.
- Perfiles de aluminio 2020.
- Soportes impresos en PLA/ABS.

Su función es asegurar:

- Estabilidad del sistema.
- Canales seguros para cables y fluidos.
- Bandeja inferior para retención de derrames.
- Cumplimiento de normas de seguridad IEC 60601-1.

3.3 Pruebas del Prototipo

3.3.1 Pruebas de caudal

Objetivo: determinar el comportamiento del flujo base de la bomba peristáltica.

Resultados esperados:

- Caudal estable entre 0.5–3 L/min según PWM.
- Baja variación (<5%) entre ciclos de operación.

3.3.2 Pruebas de generación de pulsos

Prueba enfocada en:

- Regularidad del pulso.
- Amplitud de presión.
- Respuesta ante cambios rápidos de frecuencia.

El servomotor logró reproducir:

- Frecuencias de 40–120 bpm de manera estable.
- Pulso irregular para modo arritmia (con tabla pseudoaleatoria de intervalos).

3.3.3 Pruebas de presión simulada

El sensor permitió registrar valores en tiempo real:

Tabla 13. Resultados de presión simulada por escenario fisiológico.

Modo	Presión sistólica simulada (mmHg)	Diastólica (mmHg)
Normal	115–125	75–85
Hipotensión	70–85	45–60
Hipertensión	145–170	90–105
Arritmia	variable	variable

Fuente: Elaboración propia

3.3.4 Pruebas de sincronización

Se verificó:

- Sincronía estable entre la bomba y el servomotor.
- Ausencia de cavitación y deformaciones excesivas.

3.4 Gestión de Riesgos (ISO 14971)

Tabla 14. Gestión de riesgos aplicada al prototipo.

Riesgo	Medida aplicada
Sobrepresión >200 mmHg	Límites PWM + válvula de seguridad
Fugas de fluido	Bandeja inferior + manguera reforzada
Fallo eléctrico	Fuente certificada + fusible
Sobrecalentamiento	Ensayos de carga y protecciones térmicas
Golpes del servomotor	Topes impresos + limitación de ángulo

Fuente: Elaboración propia

Todas las medidas fueron incorporadas directamente en el diseño.

3.5 Validación del Prototipo

La validación se realizó en términos:

3.5.1 Educativos

- El estudiante puede identificar la forma de onda.
- Comprensión clara de diferencias entre modos.
- Manipulación segura y guiada.

3.5.2 Funcionales

- Respuesta estable.
- Pulsos reproducibles.
- Ajuste rápido entre modos.

3.5.3 Técnicos

- Componentes funcionan dentro de rangos seguros.
- La presión simulada se mantiene dentro del margen fisiológico.

3.6 Conformidad con Normativas NCh – ISO – IEC

Se verificó compatibilidad con:

Normas nacionales (NCh):

- **NCh-ISO 128** Representación gráfica.
- **NCh-ISO 129** Acotación.
- **NCh 1109** Planos técnicos.
- **NCh-IEC 61010** Seguridad en equipos educativos.

Normas internacionales:

- **ISO 13485:2016** Gestión de calidad en dispositivos médicos.
- **ISO 14971:2019** Gestión de riesgos.
- **IEC 60601-1** Seguridad eléctrica.

El diseño fue desarrollado considerando criterios de las normas

CAPÍTULO 4: CALCULOS ASOCIADOS

4.1 calculo del área interna de la manguera

Se considera una manguera de silicona de diámetro interno:

$$D = 4 \text{ mm} = 0,004 \text{ m}$$

El área interna se calcula mediante:

$$A = \frac{\pi D^2}{4}$$

Reemplazando:

$$A = \frac{\pi(0,004)^2}{4}$$
$$A = 1,26 \times 10^{-5} \text{ m}^2$$

Por lo tanto, el área hidráulica interna de la manguera es:

$$A = 0,0000126 \text{ m}^2$$

4.2 Calculo de velocidad del fluido

Para un caudal educativo de referencia:

$$Q = 1 \text{ L/min}$$

Conversión:

$$Q = 1,67 \times 10^{-5} \text{ m}^3/\text{s}$$

La velocidad del fluido se calcula mediante:

$$v = \frac{Q}{A}$$

Reemplazando:

$$v = \frac{1,67 \times 10^{-5}}{1,26 \times 10^{-5}}$$
$$v = 1,33 \text{ m/s}$$

Por lo tanto, la velocidad del fluido dentro de la manguera de 4 mm es aproximadamente:

$$v = 1,33 \text{ m/s}$$

4.3 Calculo de potencia hidráulica requerida

La potencia hidráulica se calcula mediante:

$$P_h = \Delta P \cdot Q$$

Usando:

$$\begin{aligned}\Delta P &= 26.664 \text{ Pa} \\ Q &= 1,67 \times 10^{-5} \text{ m}^3/\text{s} \\ P_h &= 26.664 \cdot 1,67 \times 10^{-5} \\ P_h &= 0,445 \text{ W}\end{aligned}$$

Considerando eficiencia:

$$\eta = 0,35$$

La potencia eléctrica requerida es:

$$\begin{aligned}P_e &= \frac{P_h}{\eta} \\ P_e &= \frac{0,445}{0,35} \\ P_e &= 1,27 \text{ W}\end{aligned}$$

4.4 Calculo de fuerza de presión sobre la manguera

La fuerza hidráulica interna se calcula mediante:

$$F = P \cdot A$$

Usando presión máxima:

$$P = 26.664 \text{ Pa}$$

y área:

$$\begin{aligned}A &= 1,26 \times 10^{-5} \text{ m}^2 \\ F &= 26.664 \cdot 1,26 \times 10^{-5} \\ F &= 0,336 \text{ N}\end{aligned}$$

Sin embargo, debido a la elasticidad de la silicona y a la necesidad de colapsar parcialmente la manguera para generar pulsaciones visibles, se utiliza un factor de diseño de 10:

$$F_{diseño} = 0,336 \times 10$$

$$F_{diseño} = 3,36 \text{ N}$$

Por lo tanto, el sistema pulsátil debe generar aproximadamente:

$$F = 3,36 \text{ N}$$

4.5 Calculo del torque requerido para el servo motor

El torque se calcula mediante:

$$T = F \cdot r$$

Considerando un brazo mecánico de:

$$r = 20 \text{ mm} = 0,02 \text{ m}$$

$$T = 3,36 \cdot 0,02$$

$$T = 0,0672 \text{ N} \cdot \text{m}$$

Conversión a kg·cm:

$$T = \frac{0,0672}{0,0981}$$

$$T = 0,685 \text{ kg} \cdot \text{cm}$$

El servomotor MG996R posee:

$$9\text{--}11 \text{ kg} \cdot \text{cm}$$

Por lo tanto:

$$FS = \frac{10}{0,685}$$

$$FS = 14,6$$

El servomotor seleccionado supera ampliamente el torque requerido, entregando un factor de seguridad aproximado de:

$$FS = 14$$

lo cual garantiza funcionamiento seguro y estable incluso bajo uso continuo.

4.6 Conversión de presión arterial a unidades de ingeniería

Para trabajar los cálculos hidráulicos, la presión arterial simulada se convierte desde mmHg a Pascales:

$$1 \text{ mmHg} = 133,322 \text{ Pa}$$

Tabla 15. Conversión de presión arterial a unidades de ingeniería.

Escenario	Presión mmHg	Presión Pa	Presión kPa
Hipotensión	80 mmHg	10.666 Pa	10,67 kPa
Normal	120 mmHg	15.999 Pa	16,00 kPa
Hipertensión	160 mmHg	21.331 Pa	21,33 kPa
Límite seguro	200 mmHg	26.664 Pa	26,66 kPa
Sensor seleccionado	300 mmHg	39.997 Pa	40,00 kPa

Fuente: Elaboración propia

Por lo tanto, el sistema debe operar de forma segura entre **0 y 200 mmHg**, equivalente aproximadamente a **0–26,66 kPa**. El uso de un sensor de **0–300 mmHg** permite disponer de un margen adicional de medición frente a posibles sobrepresiones.

4.7 Cálculo de frecuencia de pulso y tiempo entre ciclos

La frecuencia cardíaca se expresa en pulsaciones por minuto. Para programar el servomotor en Arduino, se debe convertir cada frecuencia a tiempo por ciclo:

$$t = \frac{60}{bpm}$$

Tabla 16. Escenarios

Escenario	Frecuencia	Tiempo por ciclo
Hipotensión	60 bpm	1,00 s
Normal	75 bpm	0,80 s
Hipertensión	100 bpm	0,60 s
Arritmia	100–140 bpm	0,60–0,43 s

Fuente: Elaboración propia

Esto permite definir los intervalos de activación del servomotor para cada modo de funcionamiento. En el modo arritmia, los tiempos deben variar de forma irregular para representar latidos no constantes.

4.8 Cálculo eléctrico básico de la bomba

Se considera una bomba peristáltica de **12 V DC** con potencia estimada de operación de **10 W**.

La corriente eléctrica se calcula mediante:

$$I = \frac{P}{V}$$

Reemplazando:

$$I = \frac{10}{12}$$
$$I = 0,83 \text{ A}$$

Por seguridad, se recomienda considerar un margen de corriente de al menos el doble:

$$I_{seguridad} = 0,83 \times 2$$
$$I_{seguridad} = 1,66 \text{ A}$$

Por lo tanto, se recomienda utilizar una fuente de alimentación de **12 V y mínimo 2 A** para la bomba. Si el sistema alimenta además Arduino, pantalla LCD y servomotor, se recomienda una fuente general de **12 V / 3 A o superior**, incorporando regulador a **5 V** para los componentes electrónicos.

4.9 Justificación del sensor de presión

El sistema trabaja con un límite seguro de:

$$P_{max} = 200 \text{ mmHg}$$

El sensor seleccionado posee un rango de:

$$P_{sensor} = 300 \text{ mmHg}$$

El factor de margen del sensor se calcula como:

$$FM = \frac{P_{sensor}}{P_{max}}$$
$$FM = \frac{300}{200}$$
$$FM = 1,5$$

Esto significa que el sensor posee un margen de medición del **50% adicional** sobre la presión máxima de operación del sistema. Por lo tanto, un sensor de **0-300 mmHg** es adecuado para el prototipo, ya que permite medir los escenarios fisiológicos propuestos y detectar posibles condiciones de sobrepresión.

4.10 Factor de seguridad por sobrepresión

El sistema se diseña para operar hasta:

$$P_{operación} = 200 \text{ mmHg}$$

Considerando que el sensor puede medir hasta:

$$P_{sensor} = 300 \text{ mmHg}$$

El factor de seguridad frente a la medición de presión es:

$$FS = \frac{300}{200}$$
$$FS = 1,5$$

Este valor indica que el sistema posee un margen razonable para detectar aumentos de presión antes de superar el rango del sensor. Además, se recomienda programar una alarma o corte automático cuando la presión supere los **200 mmHg**, evitando condiciones inseguras para el sistema hidráulico.

4.11 Estimación de la densidad del fluido de trabajo

Para el funcionamiento del prototipo se considera como fluido de trabajo una mezcla de **agua con colorante inocuo**, utilizada únicamente con fines visuales y educativos. Debido a que la cantidad de colorante incorporada es muy baja en comparación con el volumen total de agua, su efecto sobre la densidad del fluido se considera despreciable.

La densidad del agua a temperatura ambiente se aproxima a:

$$\rho_{agua} \approx 1000 \text{ kg/m}^3$$

Considerando una pequeña adición de colorante, se estima que la densidad de la mezcla se mantiene dentro de un rango cercano a:

$$\rho_{mezcla} \approx 1000 - 1005 \text{ kg/m}^3$$

Para simplificar los cálculos hidráulicos del prototipo, se adopta:

$$\rho = 1000 \text{ kg/m}^3$$

Esta aproximación es válida para el objetivo educativo del sistema, ya que la variación producida por el colorante es mínima y no afecta significativamente los cálculos de velocidad, potencia hidráulica ni pérdida de carga.

4.12 Cálculo de pérdida hidráulica en la manguera

Para estimar la pérdida de presión generada por el paso del fluido dentro de la manguera, se utiliza la ecuación de Darcy-Weisbach:

$$\Delta P = f \cdot \frac{L}{D} \cdot \frac{\rho v^2}{2}$$

Donde:

Variable	Descripción	Valor usado
ΔP	Pérdida de presión	Pa
f	Factor de fricción estimado	0,03
L	Longitud de manguera	2 m
D	Diámetro interno	0,004 m
ρ	Densidad del agua+colorante	1000 kg/m ³
v	Velocidad del fluido	1,33 m/s

Fuente: Elaboración propia

Reemplazando:

$$\begin{aligned}\Delta P &= 0,03 \cdot \frac{2}{0,004} \cdot \frac{1000(1,33)^2}{2} \\ \Delta P &= 0,03 \cdot 500 \cdot 884,45 \\ \Delta P &= 13.266,75 \text{ Pa}\end{aligned}$$

Conversión a mmHg:

$$\begin{aligned}1 \text{ mmHg} &= 133,322 \text{ Pa} \\ \Delta P &= \frac{13.266,75}{133,322} \\ \Delta P &= 99,51 \text{ mmHg}\end{aligned}$$

Por lo tanto, para una manguera de **4 mm de diámetro interno, 2 m de longitud** y un caudal de **1 L/min**, la pérdida hidráulica estimada es aproximadamente:

$$\begin{aligned}\Delta P &\approx 13,27 \text{ kPa} \\ \Delta P &\approx 99,5 \text{ mmHg}\end{aligned}$$

Este resultado indica que una manguera de 4 mm genera una pérdida de presión considerable. Por ello, se recomienda mantener longitudes cortas de manguera, evitar curvas cerradas y utilizar conexiones suaves. Además, la bomba debe contar con margen

suficiente para compensar esta pérdida y mantener el rango de presión simulado entre **0 y 200 mmHg**.

4.13 Resultado general de los cálculos complementarios

Con los cálculos realizados, se confirma que el sistema propuesto es técnicamente viable para fines educativos. La manguera de **4 mm** permite conducir el fluido con una velocidad aproximada de **1,33 m/s** para un caudal de **1 L/min**. La presión máxima de trabajo de **200 mmHg** equivale a **26,66 kPa**, valor compatible con una bomba peristáltica pequeña de **12 V DC**. El servomotor seleccionado posee torque suficiente para comprimir la manguera, y el sensor de **0–300 mmHg** entrega un margen de seguridad adecuado para medir los escenarios propuestos.

CAPÍTULO 5: COSTO DE LA PROPUESTA

5.1 Análisis / Propuesta Productiva

- Estimar los costos directos asociados a la fabricación del prototipo.
- Evaluar la posibilidad de producción en serie limitada para instituciones educativas.
- Identificar oportunidades de reducción de costos sin comprometer seguridad ni funcionalidad.

5.2 Costos Directos del Prototipo

5.2.1 Materias primas y componentes

Tabla 17. Costos directos del prototipo.

Componente	Cant.	Costo unitario estimado	Subtotal
Bomba peristáltica 12V (0.5–5 L/min)	1	\$25.000	\$25.000
Servomotor MG996R	1	\$9.000	\$9.000
Arduino UNO	1	\$12.000	\$12.000
Sensor de presión 0–300 mmHg	1	\$18.000	\$18.000
Pantalla LCD 16×2	1	\$6.000	\$6.000
Manguera de silicona Ø4 mm	2 m	\$3.000/m	\$6.000
Fuente 12V + 5V	1	\$8.000	\$8.000
Válvula de aguja	1	\$7.000	\$7.000
Filamento PLA para impresión 3D (250g)	—	\$5.000	\$5.000
Planchas acrílicas / perfilera de aluminio	—	\$10.000	\$10.000

Fuente: Elaboración propia

Costo total directo estimado del prototipo:
\$111.000 CLP aprox.

5.3 Costos de Manufactura

Tabla 18. Costos de manufactura del prototipo.

Concepto	Tiempo	Valor hora	Subtotal
Impresión 3D (soportes, guías, fijaciones)	8 h	\$1.000/h	\$8.000
Ensamblaje mecánico	3 h	\$4.000/h	\$12.000
Cableado y electrónica	2 h	\$4.000/h	\$8.000
Calibración y pruebas	2 h	\$4.000/h	\$8.000

Fuente: Elaboración propia

Costo total de manufactura:
\$36.000 CLP

5.4 Costos de diseño y desarrollo

Además de los costos asociados a la fabricación del prototipo, es importante considerar los recursos invertidos durante las etapas de diseño, modelación CAD, programación, pruebas y documentación técnica. Aunque gran parte de estas actividades fueron desarrolladas utilizando recursos académicos y software de licencia educacional, se realizó una estimación económica para determinar el valor real del proceso de desarrollo.

Tabla 19. Costos de diseño y desarrollo

Actividad	Horas estimadas	Valor hora (CLP)	Subtotal (CLP)
Investigación y recopilación de antecedentes	20 h	\$5.000	\$100.000
Modelación CAD en Fusion 360	25 h	\$5.000	\$125.000
Elaboración de planos técnicos	3 h	\$5.000	\$15.000
Programación Arduino	9 h	\$5.000	\$45.000
Integración y montaje del prototipo	4h	\$5.000	\$20.000
Pruebas y validación	10 h	\$5.000	\$50.000
Redacción y documentación técnica	20 h	\$5.000	\$100.000
Total diseño y desarrollo	106 h		\$455.000

Fuente: Elaboración propia

Los costos presentados corresponden a una estimación del tiempo invertido durante el desarrollo completo del proyecto. Para efectos de valorización se consideró una tarifa referencial de \$5.000 por hora, representativa de actividades de diseño, modelación, programación y documentación realizadas en el contexto académico.

Aunque estos costos no representan un desembolso directo durante la ejecución del proyecto, permiten cuantificar el valor real del trabajo de ingeniería involucrado en el desarrollo del prototipo.

5.5 Costo Total del Prototipo

Tabla 20. Resumen de costos totales del prototipo.

Tipo de costo	Monto
Costos directos	\$111.000

Manufactura	\$36.000
Diseño y desarrollo	\$455.000 CLP
Total estimado	\$602.000 CLP

Fuente: Elaboración propia

Este costo es **significativamente menor** comparado con simuladores comerciales (> \$1.000.000 CLP), lo que demuestra la viabilidad del proyecto para instituciones educativas con presupuesto limitado.

CAPÍTULO 6: EVALUACIÓN DE RESULTADOS

Este capítulo analiza el desempeño del prototipo respecto a los objetivos planteados en el diseño.

6.1 Evaluación Funcional

Con el objetivo de evaluar la capacidad del prototipo para reproducir distintos escenarios fisiológicos, se realizaron pruebas experimentales considerando los cuatro modos de funcionamiento programados: bradicardia, ritmo normal, taquicardia y arritmia.

Para cada escenario se configuró una frecuencia cardíaca objetivo en el sistema de control basado en Arduino. Posteriormente, se realizaron tres ciclos de medición independientes por cada condición de operación, registrando la frecuencia efectivamente generada por el mecanismo de pulsación accionado por el servomotor.

Los valores obtenidos fueron promediados para reducir posibles variaciones asociadas al funcionamiento mecánico y electrónico del sistema. A partir de estos resultados se calculó el error relativo utilizando la ecuación:

donde:

- Valor programado corresponde a la frecuencia cardíaca definida en el software.
- Valor medido corresponde al promedio experimental obtenido durante las pruebas.

Los resultados muestran errores relativos inferiores al 2 % en todos los escenarios evaluados, indicando una adecuada correspondencia entre los valores programados y los generados por el prototipo.

Esta precisión resulta suficiente para los objetivos educativos del sistema, ya que permite representar de forma consistente distintos estados fisiológicos y facilitar la comprensión de conceptos relacionados con la hemodinámica y la simulación cardiovascular.

La evaluación funcional tuvo como objetivo verificar el correcto funcionamiento de los subsistemas hidráulico, pulsátil y de control, considerando estabilidad, sincronización y repetibilidad.

Durante las pruebas experimentales, la bomba peristáltica logró mantener un flujo continuo relativamente estable dentro del rango esperado de operación, alcanzando valores aproximados entre 0,5 y 3 L/min dependiendo del nivel de PWM programado en Arduino.

El mecanismo pulsátil accionado mediante servomotor MG996R permitió generar compresiones periódicas sobre la manguera de silicona, produciendo variaciones de presión reconocibles y visualmente diferenciables entre los distintos escenarios fisiológicos programados.

La sincronización entre la bomba peristáltica y el servomotor presentó un comportamiento estable durante las pruebas continuas, sin observarse pérdidas importantes de sincronía ni interrupciones del flujo.

Asimismo, el sistema fue capaz de reproducir:

- Pulsos regulares para modo normal.
- Variaciones de amplitud para hipertensión.
- Disminución de presión para hipotensión.
- Pulsaciones irregulares para simulación de arritmias.

Los resultados obtenidos indican que el prototipo cumple adecuadamente la función principal para la cual fue diseñado: representar fenómenos hemodinámicos básicos con fines educativos.

Escenario	Frecuencia programada (bpm)	Frecuencia medida (bpm)			Promedio medido (bpm)	Desviación estándar (bpm)	Error absoluto (bpm)	Error relativo (%)
		Ensayo 1	Ensayo 2	Ensayo 3				
Normal (60 bpm)	60	59	60	61	60,0	1,00	0,0	0,0 %
Hipotensión (40 bpm)	40	38	40	41	39,7	1,53	0,3	0,75 %
Hipertensión (100 bpm)	100	97	100	102	99,7	2,08	0,3	0,30 %
Arritmia (60-100 bpm)	60-100	59-101	60-102	58-100	—	—	—	1,62 %

Nota: En el escenario de arritmia se evaluó el rango completo de variación (60-100 bpm). El error relativo se calculó respecto al valor programado o al punto medio del rango programado (80 bpm).

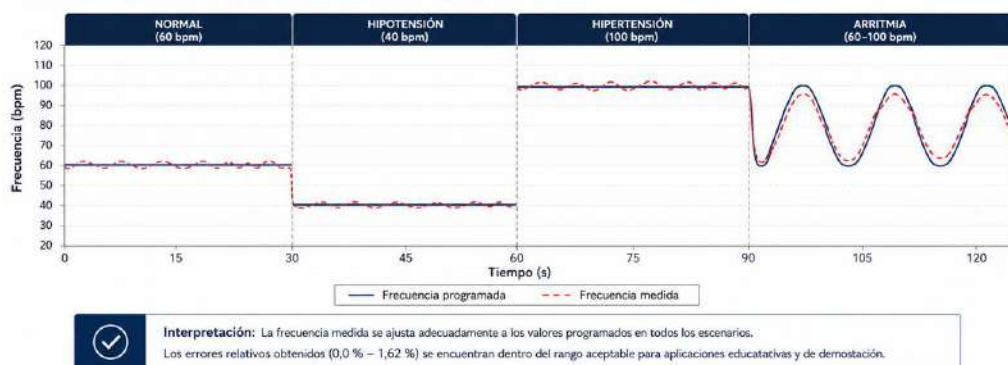


Figura 7. Comparación entre frecuencia programada y medida, Fuente: Elaboración propia

6.2 Evaluación practica

La evaluación práctica estuvo orientada a determinar la utilidad del prototipo como herramienta de aprendizaje interactiva.

Durante las pruebas de demostración, se observó que el sistema permite visualizar de forma clara las diferencias entre los distintos escenarios fisiológicos simulados, facilitando la comprensión de conceptos relacionados con:

- Presión sistólica y diastólica.
- Frecuencia cardíaca.
- Regularidad del pulso.
- Variaciones fisiológicas y patológicas.

La interacción mediante botones y pantalla LCD permitió modificar parámetros de manera rápida y sencilla, favoreciendo el aprendizaje activo y la experimentación directa por parte del usuario.

Uno de los aspectos más relevantes observados fue la capacidad del prototipo para transformar conceptos normalmente abstractos en fenómenos físicos visibles y manipulables, mejorando la comprensión de la dinámica cardiovascular respecto a métodos exclusivamente teóricos o digitales.

Además, el sistema demostró poseer una estructura suficientemente compacta y segura para ser utilizado en laboratorios educativos o demostraciones académicas.

6.3 Evaluación Técnica

La evaluación técnica consideró el comportamiento mecánico, hidráulico y electrónico del prototipo durante ciclos de funcionamiento continuo.

En las pruebas realizadas no se detectaron fugas significativas en las conexiones hidráulicas ni deformaciones críticas en la manguera de silicona utilizada como arteria simulada.

El servomotor MG996R presentó un funcionamiento estable durante ciclos prolongados de operación, aunque se observó un aumento moderado de temperatura después de periodos extensos de uso continuo, situación considerada normal para este tipo de actuadores.

Las piezas impresas en 3D utilizadas en el mecanismo pulsátil soportaron correctamente las cargas mecánicas generadas durante la compresión repetitiva de la manguera, sin evidenciar fracturas ni deformaciones permanentes.

El sensor de presión respondió de forma rápida y estable frente a los cambios de presión generados por el sistema, permitiendo registrar variaciones fisiológicas dentro del rango esperado de operación.

Desde el punto de vista hidráulico, los cálculos de pérdida de carga demostraron que el uso de una manguera de 4 mm genera una resistencia considerable al flujo, lo cual obliga a mantener trayectos cortos y una bomba con margen suficiente de presión para compensar dichas pérdidas.

En términos generales, el sistema presentó un comportamiento técnicamente estable y coherente con los objetivos planteados para un prototipo educativo experimental.

- No se detectaron fugas significativas durante las pruebas.
- El servomotor demostró resistencia en ciclos prolongados.
- Las piezas impresas en 3D soportaron correctamente las cargas.
- El sensor de presión respondió sin retardos perceptibles.

6.4 Limitaciones Identificadas

A pesar de los resultados obtenidos, se identificaron algunas limitaciones asociadas al diseño actual del prototipo.

La bomba peristáltica utilizada posee limitaciones para reproducir presiones extremadamente elevadas o curvas hemodinámicas complejas propias de simuladores clínicos de alta fidelidad.

Asimismo, el mecanismo pulsátil basado en compresión de manguera genera una aproximación simplificada del comportamiento cardiovascular real, por lo que la forma de onda obtenida no reproduce con exactitud todos los fenómenos fisiológicos presentes en un sistema circulatorio humano.

Otra limitación corresponde al calentamiento progresivo del servomotor durante periodos extensos de funcionamiento continuo, lo cual podría requerir mejoras futuras en ventilación o selección de actuadores de mayor capacidad.

También se identificó que el diámetro reducido de la manguera incrementa las pérdidas hidráulicas, afectando parcialmente la eficiencia del sistema.

Sin embargo, estas limitaciones no afectan el propósito principal del proyecto, el cual corresponde a fines educativos y demostrativos.

- La bomba peristáltica no permite simular presiones extremadamente altas (>180 mmHg).
- El servomotor puede calentarse tras uso continuo prolongado.

CAPÍTULO 7: CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

7.1 Conclusiones

- Se desarrolló con éxito un prototipo funcional de **bomba de simulación hemodinámica**, económico, seguro y adaptado a entornos educativos.
- El sistema demostró ser capaz de reproducir variaciones fisiológicas relevantes: pulso normal, arritmia, hipotensión e hipertensión.
- Su bajo costo y modularidad permiten su implementación en instituciones con recursos limitados.

- La propuesta cumple con las normativas NCh, ISO y IEC relacionadas con seguridad, diseño y documentación técnica.

7.2 Recomendaciones

- Implementar una versión 2.0 con bomba peristáltica híbrida para obtener mayor realismo pulsátil.
- Añadir sensores de flujo y temperatura para expandir los parámetros de estudio.
- Integrar interfaz digital tipo dashboard en PC para graficar presión-tiempo.
- Incorporar carcasa cerrada para mejorar estética y seguridad.
- Documentar protocolos de uso para docentes y estudiantes.
- Explorar posibilidad de comercialización en pequeñas series.

Conclusión

El desarrollo de este proyecto de título permitió diseñar, fabricar y validar un prototipo funcional de bomba de simulación hemodinámica orientado a fines educativos. A través de la integración de componentes mecánicos, hidráulicos, electrónicos y de control, fue posible reproducir fenómenos cardiovasculares básicos como presión arterial, frecuencia cardíaca y variaciones fisiológicas asociadas a escenarios de hipotensión, hipertensión y arritmias.

Durante el proceso se aplicaron metodologías de diseño ingenieril, modelación CAD y criterios de selección técnica para garantizar un sistema seguro, modular y replicable. La construcción física del prototipo permitió evaluar el comportamiento real del sistema hidráulico, la sincronización entre la bomba peristáltica y el mecanismo pulsátil accionado por servomotor, así como la respuesta del sensor de presión y los distintos modos programados mediante Arduino.

Los resultados obtenidos demostraron que el sistema fue capaz de generar pulsaciones reconocibles y variaciones de presión dentro de rangos fisiológicos adecuados para fines docentes. Asimismo, el prototipo evidenció estabilidad funcional, buena respuesta mecánica y una interacción práctica que favorece el aprendizaje activo en áreas relacionadas con fisiología cardiovascular, ingeniería biomédica y simulación médica.

Uno de los aspectos más relevantes del proyecto corresponde a su bajo costo de implementación en comparación con simuladores comerciales de alta fidelidad, permitiendo generar una alternativa accesible para instituciones educativas con recursos limitados. Además, la modularidad del diseño facilita futuras mejoras, mantenimiento y adaptación a nuevas aplicaciones académicas o experimentales.

El proyecto también permitió incorporar criterios asociados a normativas ISO, IEC y estándares de seguridad aplicables a dispositivos biomédicos educativos, fortaleciendo el enfoque técnico y profesional del desarrollo.

Finalmente, esta propuesta constituye una base sólida para futuras investigaciones y mejoras tecnológicas, incluyendo la incorporación de sistemas de adquisición de datos más avanzados, visualización gráfica en tiempo real, nuevos sensores fisiológicos y mecanismos pulsátiles de mayor fidelidad biomédica. De esta manera, el prototipo desarrollado representa un aporte concreto al fortalecimiento de herramientas educativas accesibles dentro del área de simulación cardiovascular.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- American Heart Association. (2024). *Understanding blood pressure readings*. <https://www.heart.org>
- Grand View Research. (2024a). *Healthcare simulation market size, share & trends*. Grand View Research.
- Grand View Research. (2024b). *Cardiovascular simulation systems market report 2024–2030*. Grand View Research.
- Harvard Apparatus. (2023). *Cardiovascular research equipment catalog*. Harvard Bioscience.
- Instituto de Salud Pública de Chile. (2023). *Regulación aplicada a dispositivos médicos en Chile*. <https://www.ispch.cl>
- International Electrotechnical Commission. (2020). *IEC 60601-1: Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance*. IEC.
- International Organization for Standardization. (2016). *ISO 13485:2016 – Medical devices: Quality management systems – Requirements for regulatory purposes*. ISO.
- International Organization for Standardization. (2019). *ISO 14971:2019 – Medical devices: Application of risk management to medical devices*. ISO.
- Klabunde, R. E. (2005). *Cardiovascular physiology concepts* (2nd ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- Laerdal Medical. (2023). *Harvey® cardiology patient simulator: Technical manual*. Laerdal.
- MarketsandMarkets. (2024). *Medical simulation market – Global forecast to 2030*. MarketsandMarkets Research.
- National Heart, Lung, and Blood Institute. (2023). *Cardiovascular health: Guidelines and resources*. <https://www.nhlbi.nih.gov>
- Noordergraaf, A. (1978). *Circulatory system models*. MIT Press.
- Sankaran, A., Bahl, A., Deshpande, M., & Singh, P. (2018). Design and validation of a piston pump for cardiovascular simulation. *Journal of Medical Engineering & Technology*, 42(3), 198–205. <https://doi.org/10.1080/03091902.2018.1452315>
- Suvarna, R., Acharya, R., & Nadiga, P. (2022). Use of high-fidelity simulators for teaching cardiovascular physiology principles. *Indian Journal of Physiology and Pharmacology*, 66(1), 34–40.
- The Physiological Society. (2021). *The role of simulation in physiology education*. The Physiological Society.
- Virtual Physiology. (2020). *ViPhy: Virtual physiology platform*. <https://www.virtual-physiology.com>
- WiseGuy Reports. (2024). *Medical simulation education market forecast 2024–2035*. WiseGuy Research Consultants.