



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

**DESARROLLO DE UN PROTOTIPO MODULAR DE  
MONITORIZACIÓN VITAL NEONATAL IMPLEMENTANDO  
TECNOLOGÍAS DE BAJO CONSUMO Y PORTABILIDAD PARA  
EVACUACIONES DE EMERGENCIA**

Trabajo de titulación previo a la obtención del  
Título de Ingeniero Biomédico

AUTORES: Tomás Eduardo Guerrero Garcés  
TUTOR: Ing. Roberto Gerardo Bayas Toro, Mgs.

Guayaquil - Ecuador  
2026

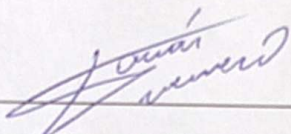
## CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Tomás Eduardo Guerrero Garcés** con documento de identificación N° **1718939547** manifiesto que:

Soy el autor y responsable del presente trabajo; y, autorizo 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, 24 de marzo del año 2026

Atentamente,



---

Tomás Eduardo Guerrero Garcés  
1718939547

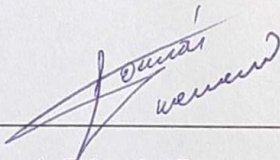
**CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA  
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA**

Yo, **Tomás Eduardo Guerrero Garcés** con documento de identificación N° **1718939547** expresamo mi voluntad y por medio del presente documento cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autor del **Proyecto Técnico: DESARROLLO DE UN PROTOTIPO MODULAR DE MONITORIZACIÓN VITAL NEONATAL IMPLEMENTANDO TECNOLOGÍAS DE BAJO CONSUMO Y PORTABILIDAD PARA EVACUACIONES DE EMERGENCIA**, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero Biomedico, 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, 24 de Marzo del año 2026

Atentamente,



---

Tomás Eduardo Guerrero Garcés  
1718939547

## CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Roberto Gerardo Bayas Toro**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DESARROLLO DE UN PROTOTIPO MODULAR DE MONITORIZACIÓN VITAL NEONATAL IMPLEMENTANDO TECNOLOGÍAS DE BAJO CONSUMO Y PORTABILIDAD PARA EVACUACIONES DE EMERGENCIA**, realizado por **Tomás Eduardo Guerrero Garcés** con documento de identificación N° **1718939547** obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción **Proyecto técnico** que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 24 de Marzo del año 2026

Atentamente,



---

Ing. Roberto Gerardo Bayas Toro, Mgs.  
0940622608

## Dedicatoria

Este trabajo de titulación está dedicado con todo mi amor y gratitud a Dios, por darme sabiduría, fortaleza y temple, a mi madre Tatiana Andrea Garcés Dávila y a mi padre Oswaldo Nikolay Guerrero Diaz, por su paciencia, por su inmenso amor, cuidado y apoyo incondicional han sido fundamentales para mi bienestar y para superar todos los desafíos a lo largo de estos años de estudios universitarios. Por inculcarme valores tan importantes como la disciplina, la responsabilidad y la ética. También, dedico este logro a la memoria de mis abuelas Sylvia Dolores Diaz Carranco y Norma Eugenia Dávila Calderón, quienes, aunque ya no está en este mundo, me enseñaron a luchar y a perseguir con determinación las metas que yo anhela alcanzar en la vida .

A mis amigos, por su confianza inquebrantable, su compañía y palabras de aliento que hicieron este camino más llevadero. Este trabajo es el resultado del apoyo y la influencia de quienes, con su esfuerzo y ejemplo, moldearon al profesional y ser humano que soy hoy.

Finalmente agradezco a mi hermana Isabela Guerrero y por sus palabras de aliento y su confianza absoluta que me ha impulsado a seguir adelante y quienes siempre me apoyado en todo momento.

Tomás Eduardo Guerrero Garcés

## Agradecimiento

Agradezco a Dios por brindarme la fortaleza necesaria para avanzar en cada etapa de este proceso, y a mi familia, cuyo amor incondicional, valores inculcados y apoyo constante han sido el pilar fundamental sobre el que he construido este camino. Su ejemplo de esfuerzo, dedicación y perseverancia me impulsó a superar cada obstáculo y a dar lo mejor de mí mismo, razón por la cual este logro es tanto mío como de ellos.

Extiendo también mi más sincero agradecimiento al Ing. Roberto Bayas, quien con su guía, paciencia, sugerencias y confianza depositada en mí fue pieza clave para culminar este proyecto. De igual manera, agradezco a mis compañeros y amigos, cuyo apoyo, compañía y palabras de aliento hicieron de esta experiencia un camino más llevadero y profundamente significativo.

Tomás Eduardo Guerrero Garcés

## Resumen

El monitoreo de signos vitales neonatales en contextos de emergencia y recursos limitados enfrenta desafíos particulares debido a los altos costos de equipamiento comercial y limitaciones de portabilidad. Esta complejidad es algo que las soluciones convencionales no logran resolver de manera accesible. Este trabajo de titulación se centra en el desarrollo de un prototipo funcional de sistema de monitoreo neonatal portátil basado en tecnologías de bajo costo, con el objetivo de demostrar la viabilidad técnica de dispositivos biomédicos accesibles sin comprometer la precisión clínica.

El proceso de desarrollo se llevo a cabo mediante diez fases definidos, integrando las disciplinas de ingeniería electrónica, procesamiento digital de señales, diseño de sistemas embebidos y validación técnica experimental. El proceso consistió en aprovechar las capacidades del microcontrolador RP2040 y sensores especializados (MAX30102, DHT11, HX711) para realizar mediciones continuas de frecuencia cardíaca, temperatura ambiente, humedad relativa y peso corporal, validando la precisión mediante comparación con equipos de referencia certificados.

Como resultado, se generó un prototipo funcional y técnicamente validado, cuyo valor no solo radica en el diseño final, sino también en la metodología documentada. Con esto se evidencio una precisión consistente en la medición de frecuencias cardíacas, supero los requerimientos establecidos en términos de autonomía energética, presento tiempos de respuestas inferiores a los valores esperados y mantuvo estabilidad operativa durante 48 horas continuas de funcionamiento. En otras palabras, este proyecto ofrece un desarrollo documentado de un sistema de monitoreo neonatal portátil estableciendo una base metodológica replicable que demuestra la viabilidad técnica de soluciones biomédicas de bajo costo, posicionando las tecnologías open-source y componentes accesibles como alternativas viables para mejorar el acceso a equipamiento médico en contextos con recursos limitados.

Palabras Clave: Monitoreo Neonatal, Ingeniería Biomédica, Sistemas Embebidos, RP2040, Fotopletismografía, Dispositivos Médicos de Bajo Costo, Validación Técnica.

## Abstract

Neonatal vital signs monitoring in emergency contexts and limited-resource settings faces particular challenges due to the high costs of commercial equipment and portability limitations. This complexity is something that conventional solutions fail to resolve in an accessible manner.

This thesis work focuses on the development of a functional prototype of a portable neonatal monitoring system based on low-cost technologies, with the objective of demonstrating the technical viability of accessible biomedical devices without compromising clinical precision.

The development process was carried out through ten defined phases, integrating the disciplines of electronic engineering, digital signal processing, embedded systems design, and experimental technical validation. The process consisted of leveraging the capabilities of the RP2040 microcontroller and specialized sensors (MAX30102, DHT11, HX711) to perform continuous measurements of heart rate, ambient temperature, relative humidity, and body weight, validating precision through comparison with certified reference equipment.

As a result, a functional and technically validated prototype was generated, whose value not only lies in the final design, but also in the documented methodology. This demonstrated consistent precision in heart rate measurement, exceeded the established requirements in terms of energy autonomy, presented response times lower than the expected values, and maintained operational stability during 48 hours of continuous operation. In other words, this project offers a documented development of a portable neonatal monitoring system establishing a replicable methodological base that demonstrates the technical viability of low-cost biomedical solutions, positioning open-source technologies and accessible components as viable alternatives to improve access to medical equipment in limited-resource contexts.

Keywords: Neonatal Monitoring, Biomedical Engineering, Embedded Systems, RP2040, Photoplethysmography, Low-Cost Medical Devices, Technical Validation.

## Índice

I.	Introducción	1
II.	Problema	2
III.	Justificación	3
IV.	Objetivos	4
IV-A.	Objetivo general . . . . .	4
IV-B.	Objetivos específicos . . . . .	4
V.	Marco Teórico	5
V-A.	Monitorización de neonatos . . . . .	5
V-A1.	Definiciones . . . . .	5
V-A2.	La monitorización neonatal en situaciones de emergencia . . . . .	6
V-B.	Condiciones de hardware para el diseño . . . . .	6
V-B1.	Características de Carga . . . . .	16
V-B2.	Características de Descarga . . . . .	16
V-B3.	Desempeño en Condiciones Específicas . . . . .	17
V-B4.	Vida Útil y Ciclado . . . . .	17
V-B5.	Robustez Mecánica . . . . .	17
V-B6.	Seguridad . . . . .	17
V-B7.	Consideraciones de Almacenamiento . . . . .	18
V-B8.	Cálculo de Autonomía para Sistema de Monitorización . . . . .	18
V-B9.	Advertencias y Precauciones Críticas . . . . .	18
V-B10.	Respuesta a fugas . . . . .	18
V-B11.	Almacenamiento de baterías descargadas . . . . .	18
V-B12.	Normativas de diseño para monitorización de neonatos . . . . .	19
V-C.	Valores normales y anormales de medición en sistemas de monitorización neonatal . . . . .	19
V-C1.	Rangos Normales en Neonatos a Término . . . . .	20
V-C2.	Rangos Normales en Neonatos Prematuros . . . . .	20
V-C3.	Frecuencia Cardíaca durante la Transición Perinatal . . . . .	20
V-C4.	Valores Anormales de bradicardia . . . . .	20
V-C5.	Valores Anormales de taquicardia . . . . .	21
V-C6.	Implicaciones para Monitorización con MAX30102 . . . . .	21
V-C7.	Rangos normales de saturación de oxígeno en neonatos estables . . . . .	21
V-C8.	Saturación de Oxígeno durante Transición Perinatal . . . . .	21
V-C9.	Objetivos de saturación en prematuros extremos . . . . .	22
V-C10.	Valores anormales de hipoxemia . . . . .	22
V-C11.	Valores anormales de hiperoxia . . . . .	22
V-C12.	Implicaciones para monitorización con MAX30102 . . . . .	23
V-C13.	Temperatura Corporal Normal en Neonatos . . . . .	23
V-C14.	Hipotermia neonatal: Definición y Clasificación . . . . .	23
V-C15.	Hipertermia neonatal . . . . .	24
V-C16.	Ambiente térmico neutral . . . . .	24
V-C17.	Rangos de humedad ambiental optima . . . . .	24
V-C18.	Implicaciones para Monitorización con DHT11 . . . . .	24
V-C19.	Aplicación correcta del DHT11 . . . . .	24
V-C20.	Peso normal al nacer . . . . .	25
V-C21.	Bajo peso al nacer: Definición y Clasificación . . . . .	25

	V-C22.	Monitorización Rutinaria del Peso . . . . .	25
	V-C23.	Implicaciones para monitorización con HX711 . . . . .	26
V-D.		Microcontroladores . . . . .	27
	V-D1.	Funcionamiento de un microcontrolador Raspberry PI Pico . . . . .	28
VI.		Marco Metodológico . . . . .	30
	VI-A.	Fase 1: Definición de Requerimientos del Sistema . . . . .	30
		VI-A1. Identificación de variables fisiológicas críticas . . . . .	30
		VI-A2. Frecuencia cardíaca (FC) . . . . .	30
		VI-A3. Saturación de oxígeno (SpO <sub>2</sub> ) . . . . .	30
		VI-A4. Temperatura corporal y ambiental . . . . .	31
		VI-A5. Peso corporal . . . . .	31
		VI-A6. Análisis de restricciones del entorno . . . . .	31
		VI-A7. Restricción de portabilidad . . . . .	32
		VI-A8. Restricción de autonomía energética . . . . .	32
		VI-A9. Restricción de seguridad eléctrica . . . . .	33
		VI-A10. Restricción de facilidad de uso . . . . .	33
		VI-A11. Requerimientos funcionales . . . . .	33
		VI-A12. Requerimientos no funcionales . . . . .	34
		VI-A13. Matriz de trazabilidad de requerimientos . . . . .	34
	VI-B.	Fase 2: Arquitectura General del Sistema y Enfoque Modular . . . . .	35
		VI-B1. Diagrama de bloques general . . . . .	36
		VI-B2. Delimitación de módulos funcionales . . . . .	36
		VI-B3. Módulo de adquisición cardíaca . . . . .	36
		VI-B4. Módulo ambiental . . . . .	37
		VI-B5. Módulo de peso . . . . .	38
		VI-B6. Módulo de procesamiento central . . . . .	40
		VI-B7. Módulo de visualización y alertas . . . . .	41
		VI-B8. Topología de comunicación . . . . .	42
	VI-C.	Fase 3: Diseño Electrónico y Selección de Componentes de Bajo Consumo . . . . .	42
		VI-C1. Criterios de selección de componentes . . . . .	42
		VI-C2. Análisis de consumo energético . . . . .	43
		VI-C3. Circuito de alimentación y protección . . . . .	43
		VI-C4. Diseño de Baquelita soldada . . . . .	44
		VI-C5. Distribución de componentes (Layout) . . . . .	44
		VI-C6. Lista de materiales . . . . .	45
		VI-C7. Análisis de costos comparativo . . . . .	45
		VI-C8. Optimización del consumo energético . . . . .	45
		VI-C9. Simulación en Wokwi . . . . .	47
	VI-D.	Fase 4: Sistema de Adquisición de Datos Biomédicos . . . . .	47
		VI-D1. Fundamentos de adquisición de señales biomédicas . . . . .	47
		VI-D2. Resolución de cuantización . . . . .	48
		VI-D3. Principio físico de la fotopleletismografía . . . . .	48
		VI-D4. Configuración del MAX30102 para adquisición óptima . . . . .	49
		VI-D5. Relación señal/ruido (SNR) . . . . .	49
		VI-D6. Detección de contacto con el sensor . . . . .	50
		VI-D7. Algoritmo de detección de latidos (heartRate.h) . . . . .	50
		VI-D8. Cálculo de frecuencia cardíaca . . . . .	51
		VI-D9. Protocolo de comunicación DHT11 . . . . .	51
		VI-D10. Decodificación de datos . . . . .	51

	VI-D11.	Principio de la celda de carga . . . . .	52
	VI-D12.	Amplificación y conversión ADC (HX711) . . . . .	53
	VI-D13.	Calibración de la celda de carga . . . . .	53
	VI-D14.	Implementación de promediado para reducir ruido . . . . .	54
	VI-D15.	Protocolo de comunicación HX711 . . . . .	54
VI-E.		Sincronización y gestión temporal de adquisiciones . . . . .	55
	VI-E1.	Estrategia de muestreo . . . . .	55
	VI-E2.	Diagrama temporal de ejecución . . . . .	55
VI-F.		Fase 5: Procesamiento Digital de Señales Biomédicas . . . . .	56
	VI-F1.	Filtrado digital vs analógico . . . . .	56
	VI-F2.	Filtrado de la señal PPG (MAX30102) . . . . .	56
	VI-F3.	Detección de picos . . . . .	57
	VI-F4.	Rechazo de artefactos . . . . .	57
	VI-F5.	Cálculo de frecuencia cardíaca promedio . . . . .	58
	VI-F6.	Filtrado de lecturas anómalas del DHT11 . . . . .	58
	VI-F7.	Procesamiento de datos del HX711 . . . . .	58
	VI-F8.	Generación de alertas basadas en umbrales . . . . .	59
	VI-F9.	Sistema de prioridades de alertas . . . . .	59
VI-G.		Fase 6: Programación del Microcontrolador . . . . .	59
	VI-G1.	Arquitectura del firmware . . . . .	59
	VI-G2.	Análisis de uso de memoria . . . . .	61
	VI-G3.	Técnicas de optimización implementadas . . . . .	61
VI-H.		Fase 7: Comunicación entre Módulos . . . . .	61
	VI-H1.	Bus $I^2C$ (Inter-Integrated Circuit) . . . . .	61
	VI-H2.	Características eléctricas del bus . . . . .	62
	VI-H3.	Formato de trama $I^2C$ . . . . .	62
	VI-H4.	Notas Clave . . . . .	62
	VI-H5.	Direccionamiento de dispositivos . . . . .	63
	VI-H6.	Protocolo serial HX711 . . . . .	63
	VI-H7.	Protocolo 1-Wire (DHT11) . . . . .	63
	VI-H8.	Timing crítico . . . . .	64
VI-I.		Fase 8: Sistema de Visualización y Alertas . . . . .	64
	VI-I1.	Principios de diseño para dispositivos médicos . . . . .	64
	VI-I2.	Distribución de información en pantallas . . . . .	65
	VI-I3.	Clasificación de alertas . . . . .	65
	VI-I4.	Patrones de alerta sonora . . . . .	65
	VI-I5.	Optimización de actualización de pantalla . . . . .	66
VI-J.		Fase 9: Integración y Ensamblaje del Prototipo . . . . .	66
	VI-J1.	Diseño mecánico de la carcasa . . . . .	66
	VI-J2.	Proceso de ensamblaje paso a paso . . . . .	67
	VI-J3.	Pruebas de continuidad eléctrica . . . . .	67
	VI-J4.	Pruebas de integración de sistema completo . . . . .	68
	VI-J5.	Matriz de pruebas . . . . .	68
	VI-J6.	Troubleshooting común . . . . .	69
	VI-J7.	Análisis de peso y dimensiones finales . . . . .	69
VI-K.		Fase 10: Validación Técnica del Sistema . . . . .	70
	VI-K1.	Objetivos de la validación técnica . . . . .	70
	VI-K2.	Validación de precisión de frecuencia cardíaca . . . . .	70
	VI-K3.	Resultados de validación de FC . . . . .	71
	VI-K4.	Análisis de Bland-Altman . . . . .	72

VI-K5.	Validación de autonomía energética . . . . .	73
VI-K6.	Resultados de prueba de autonomía . . . . .	74
VI-K7.	Metodología de prueba . . . . .	74
VI-K8.	Prueba de operación extendida (burn-in test) . . . . .	75
VI-K9.	Resumen de validación . . . . .	75
VI-K10.	Requerimientos cumplidos . . . . .	76
VII.	Resultados . . . . .	78
VII-A.	Variables fisiológicas identificadas . . . . .	78
VII-B.	Restricciones de diseño validadas . . . . .	78
VII-B1.	Presentación física del proyecto . . . . .	78
VII-C.	Módulos funcionales implementados . . . . .	82
VII-D.	Topología de comunicación . . . . .	82
VII-E.	Justificación de selección de componentes . . . . .	82
VII-F.	Análisis de consumo energético . . . . .	83
VII-G.	Diseño de la baquelita. . . . .	83
VII-H.	Costo total del sistema . . . . .	84
VII-I.	Configuración óptima del MAX30102 . . . . .	84
VII-J.	Protocolo DHT11 implementado . . . . .	85
VII-K.	Calibración del sistema de pesaje . . . . .	85
VII-L.	Estrategia de sincronización . . . . .	85
VII-M.	Filtrado IIR implementado . . . . .	86
VII-N.	Detección de latidos . . . . .	86
VII-Ñ.	Promediado móvil de BPM . . . . .	86
VII-O.	Sistema de validación de datos . . . . .	86
VII-P.	Uso de recursos del RP2040 . . . . .	86
VII-Q.	Estructura modular del código . . . . .	86
VII-R.	Sistema de auto-test . . . . .	86
VII-S.	Performance del bus $I^2C$ . . . . .	87
VII-T.	Estadísticas de comunicación . . . . .	87
VII-U.	Caracteres personalizados creados . . . . .	87
VII-V.	Distribución de información en LCDs . . . . .	87
VII-W.	Patrones de alerta implementados . . . . .	87
VII-X.	Validación de ensamblaje . . . . .	87
VII-Y.	Pruebas de integración . . . . .	88
VIII.	Cronograma . . . . .	89
IX.	Presupuesto . . . . .	90
X.	Conclusiones . . . . .	91
XI.	Recomendaciones . . . . .	92
XII.	Anexos . . . . .	100

## Índice de tablas

1.	Descripción de pines del módulo MAX30102 [56]. . . . .	9
2.	Descripción de pines del circuito integrado HX711 [36]. . . . .	13
3.	Normas aplicables a sistemas de monitorización médica. Fuente: Autor Propio . . . . .	19
4.	Evolución de la saturación de oxígeno en función del tiempo [85]. . . . .	21
5.	Saturación de oxígeno en neonatos según vía de nacimiento [86]. . . . .	22
6.	Consideraciones clínicas y técnicas para el uso del sensor MAX30102 en monitorización neonatal. Fuente: Autor Propio . . . . .	23
7.	Clasificación de la hipotermia según rango de temperatura corporal [8]. . . . .	24
8.	Rangos sugeridos de alarmas para temperatura y humedad en cuidados neonatales. Fuente: Autor Propio . . . . .	25
9.	Clasificación del peso al nacer en recién nacidos [100]. . . . .	25
10.	Consideraciones de diseño para el uso del HX711 en monitorización de peso neonatal. Fuente: Autor Propio. . . . .	26
11.	Criterios basados en cambios de peso para la calibración de alarmas. Fuente: Autor Propio . . . . .	26
12.	Comparación general entre Arduino Uno, ESP32 y Raspberry Pi Pico. Fuente: Autor Propio . . . . .	27
13.	Comparación de esquemas de alimentación y gestión de energía en microcontroladores. Fuente: Autor Propio . . . . .	28
14.	Rangos de frecuencia cardíaca neonatal y umbrales de alerta. [104], [105] . . . . .	30
15.	Rangos de saturación de oxígeno y clasificación clínica. [106] . . . . .	30
16.	Rangos térmicos y de humedad para ambiente neonatal [109]. . . . .	31
17.	Clasificación de peso neonatal al nacimiento [110]. . . . .	31
18.	Escenarios de uso y requerimientos de autonomía energética. Fuente: Autoría Propia . . . . .	32
19.	Cumplimiento de aspectos de seguridad eléctrica según IEC 60601-1 [71]. . . . .	33
20.	Requerimientos funcionales del sistema de monitoreo neonatal. Fuente: Autoría Propia. . . . .	34
21.	Requerimientos no funcionales del sistema de monitoreo neonatal [1]. . . . .	34
22.	Matriz de trazabilidad entre requerimientos, componentes y métodos de validación. Fuente: Autoría Propia. . . . .	35
23.	Especificaciones del módulo MAX30102 [108]. . . . .	37
24.	Comparación DHT11 vs DHT22 y justificación de selección [41]. . . . .	38
25.	Especificaciones del módulo de pesaje HX711 + celda de carga [114]. . . . .	39
26.	Asignación de periféricos del RP2040 en el sistema [116]. . . . .	41
27.	Comparación RP2040 vs ATmega328P (Arduino UNO) y justificación de selección [116]. . . . .	41
28.	Distribución de información en las dos pantallas LCD. Fuente: Autoría Propia. . . . .	41
29.	Patrones de alertas sonoras según condición clínica [117]. . . . .	42
30.	Matriz de decisión multicriterio para selección de componentes principales. Fuente: Autoría Propia. . . . .	43
31.	Análisis detallado de consumo energético por componente [108], [111], [116]. . . . .	43
32.	Autonomía teórica según modo de operación (eficiencia 85 %) [111]. . . . .	43
33.	Especificaciones de la baquelita para el sistema de monitoreo. Fuente: Autoría Propia . . . . .	44
34.	Lista de materiales completa con costos estimados en USD. Fuente: Autoría Propia. . . . .	45
35.	Comparación de costos con sistemas comerciales [1]. . . . .	45
36.	Estrategias de optimización energética implementadas [2], [111]. . . . .	46
37.	Potencia disipada calculada por componente según consumos de corriente medidos y voltajes de operación [108], [114], [116]. . . . .	46
38.	Resultados de pruebas en simulación Wokwi. . . . .	47
39.	Frecuencias de muestreo según criterio de Nyquist [115]. . . . .	48
40.	Resolución de ADCs en los sensores del sistema [41], [108], [114]. . . . .	48
41.	Parámetros de configuración del MAX30102 [108]. . . . .	49
42.	Relación señal/ruido y calidad de medición PPG [113]. . . . .	49
43.	Umbrales de valor IR para validación de contacto [108]. . . . .	50

44.	Compromiso entre ventana de promediado y tiempo de respuesta [105]. . . . .	51
45.	Estructura de datos del DHT11 [41]. . . . .	52
46.	Limitaciones del DHT11 y estrategias de mitigación [41]. . . . .	52
47.	Opciones de ganancia del HX711 [114]. . . . .	53
48.	Fuentes de error en la medición de peso y estrategias de mitigación [115]. . . . .	54
49.	Señales del protocolo HX711 [36]. . . . .	55
50.	Frecuencias de muestreo y tiempos de lectura de cada sensor. Fuente: Autoría Propia. . . . .	55
51.	Comparación entre filtrado analógico y digital [115]. . . . .	56
52.	Efecto del coeficiente $\alpha$ en el filtro pasa-bajos [120]. . . . .	56
53.	Criterios de rechazo de artefactos en señal PPG [113]. . . . .	57
54.	Validación de lecturas del DHT11 [41]. . . . .	58
55.	Umbral de alerta clínica para parámetros monitoreados [105], [109]. . . . .	59
56.	Sistema de prioridades de alertas. Fuente: Autoría Propia. . . . .	59
57.	Uso de memoria RAM y Flash del firmware [116]. . . . .	61
58.	Técnicas de optimización de código implementadas [2]. . . . .	61
59.	Especificaciones eléctricas del bus $I^2C$ Fast Mode [118]. . . . .	62
60.	Direcciones $I^2C$ de los dispositivos del sistema. Fuente: Fuente: Autoría Propia.. . . . .	63
61.	Especificaciones del protocolo serial HX711 [114]. . . . .	63
62.	Especificaciones del protocolo 1-cable del DHT11 [41]. . . . .	63
63.	Principios de diseño de interfaz aplicados según IEC 62366 [124]. . . . .	64
64.	Clasificación de prioridades de alerta según IEC 60601-1-8 [117]. . . . .	65
65.	Comparación de tiempos de actualización de LCD [126]. . . . .	66
66.	Especificaciones del diseño mecánico de la carcasa. Fuente: Autoría Propia. . . . .	66
67.	Secuencia de preparación de componentes electrónicos. Autoría Propia . . . . .	67
68.	Pruebas eléctricas de validación post-ensamblaje [71]. . . . .	68
69.	Escenarios de prueba de integración del sistema completo. Autoría Propia . . . . .	68
70.	Guía de resolución de problemas comunes. Autoría Propia . . . . .	69
71.	Desglose de peso del prototipo ensamblado. Fuente: Autoría Propia. . . . .	70
72.	Objetivos y criterios de éxito de la validación técnica. Fuente: Autoría Propia. . . . .	70
73.	Resultados de validación de frecuencia cardíaca vs oxímetro de referencia. Fuente: Autoría Propia. . . . .	71
74.	Tiempos de respuesta medidos para diferentes tipos de alerta. Fuente: Autoría Propia. . . . .	75
75.	Resultados de prueba de confiabilidad de 48 horas continuas. Fuente: Autoría Propia. . . . .	75
76.	Resumen de resultados de validación técnica. . . . .	76
77.	Limitaciones del proceso de validación y su impacto. . . . .	77
78.	Comparación del prototipo con monitores neonatales comerciales [1]. . . . .	77
79.	Restricciones de diseño establecidas en Fase 1. Fuente: Autoría Propia. . . . .	78
80.	Cronograma . . . . .	89
81.	Presupuesto . . . . .	90

## Índice de figuras

1.	Sensor de SPo2 MAX30102 [55]. . . . .	7
2.	Esquemático del sensor de SPo2 MAX30102 [56]. . . . .	7
3.	Pines del sensor de SPo2 MAX30102 [56]. . . . .	8
4.	Esquemático del sensor DHT11[59]. . . . .	10
5.	Sensor de humedad y temperatura DHT11 [62]. . . . .	11
6.	Celda de carga con módulo HX711 [66]. . . . .	11
7.	Pinout del ADC del sensor de peso [36]. . . . .	12
8.	Raspberry Pi Pico RP2040 [67] . . . . .	15
9.	Baterías 18650 de 3.7 V y 1200 mAh [68]. . . . .	16
10.	Evolución de frecuencia cardíaca neonatal durante el primer mes y umbrales de alerta [80], [81].	31
11.	Curva de descarga estimada de la batería 10400 mAh bajo consumo constante de 174 mA [111].	32
12.	Matriz de priorización de requerimientos funcionales según importancia clínica y dificultad de implementación. Fuente: Autoría Propia basada en [4]. . . . .	35
13.	Diagrama de bloques detallado con protocolos de comunicación y alimentación. Autoría Propia	36
14.	Señal fotoplestismográfica típica capturada por el MAX30102 con detección de picos correspondientes a latidos cardíacos [113]. . . . .	37
15.	Diagrama temporal del protocolo de comunicación DHT11 [41]. . . . .	38
16.	Esquema del puente de Wheatstone de la celda de carga y conexión con el HX711 [114], [115].	40
17.	Diagrama de flujo de datos desde sensores hasta salidas. Fuente: Autoría Propia. . . . .	42
18.	Diagrama del circuito de alimentación con protecciones integradas del power bank. Fuente: Autoría Propia. . . . .	44
19.	Perfil temporal del consumo de corriente durante operación típica del sistema. Fuente: Autoría Propia. . . . .	46
20.	Descomposición de la señal PPG en componentes DC y AC [113]. . . . .	49
21.	Diagrama de flujo del algoritmo de detección de latidos [119]. . . . .	50
22.	Forma de onda del protocolo DHT11 [41]. . . . .	51
23.	Puente de Wheatstone en la celda de carga con galgas en tensión y compresión [115]. . . . .	53
24.	Curva de calibración experimental de la celda de carga mostrando linealidad. Fuente: Autoría Propia. . . . .	54
25.	Diagrama temporal mostrando ejecución de tareas en el ciclo principal (primeros 100 ms). . . .	55
26.	Comparación de señal PPG cruda vs filtrada con filtro IIR [120]. . . . .	57
27.	BPM instantáneo vs promedio móvil de 4 latidos [105]. . . . .	58
28.	Arquitectura de estados del firmware del sistema [121]. . . . .	60
29.	Tiempo de ejecución aproximado de cada etapa del loop() (total 20 ms). Fuente: Autoría Propia.	60
30.	Topología física del bus I <sup>2</sup> C en el sistema con resistencias pull-up y capacitores de desacoplo [118].	62
31.	Diagrama de estados de la secuencia de lectura del HX711. . . . .	63
32.	Diferenciación de bits '0' y '1' por duración de pulso HIGH en el DHT11. . . . .	64
33.	Distribución de información en las dos pantallas LCD 16×2. Fuente: Autoría Propia. . . . .	65
34.	Formas de onda de los patrones de alerta según prioridad. Fuente: Autoría Propia. . . . .	66
35.	Diagrama de dispersión mostrando FC del sistema vs referencia con banda de tolerancia ±2 lpm.	72
36.	Gráfico de Bland-Altman mostrando diferencias dentro de ±2.5 lpm (95 % acuerdo) [48]. . . . .	73
37.	Curva experimental de descarga mostrando 15 horas de autonomía continua. Fuente: Autoría Propia. . . . .	74
38.	Gráfico de estabilidad mostrando variación <±2 lpm durante 48 horas. Fuente: Autoría Propia.	75
39.	Muestra de 4 planos distintos en el renderizado del documento en AutoDesk 2026. Fuente: Autoría Propia. . . . .	79
40.	Vista frontal de la carcasa construida. Fuente: Autoría Propia. . . . .	79
41.	Medida de largo de la plataforma que recibirá el peso del paciente. Fuente: Autoría Propia. . .	80
42.	Medida de ancho de la plataforma que recibirá el peso del paciente. Fuente: Autoría Propia. . .	80

43.	Diámetro de la puerta externa. Fuente: Autoría Propia. . . . .	81
44.	Altura desde base hasta el techo. Fuente: Autoría Propia. . . . .	82
45.	Escritura del monitor LCD 1 indicando la posición de los valores a ser calculados. Fuente: Autoría Propia. . . . .	84
46.	Posicionamiento de la escritura de los latidos por minuto en el monitor LCD 2. Fuente: Autoría Propia. . . . .	85
47.	Simulación de HX711 en Wokwi. Fuente: Autoría Propia. . . . .	100
48.	Captura de Programa de micropython. Fuente: Autoría Propia. . . . .	100
49.	Error de conexión por problemas de hardware, problema común de Raspberry Pi Pico 1. Fuente: Autoría Propia. . . . .	100
50.	Estructura de carpeta para el correcto funcionamiento del programa. Fuente: Autoría Propia. . . . .	101
51.	Sensor DHT11 usado en el proyecto. Fuente: Autoría Propia. . . . .	101
52.	Sensor HX711 usado en el proyecto, se puede apreciar la celda de carga de 5 kgs. Fuente: Autoría Propia. . . . .	102
53.	Renderizado 3D del prototipo a realizar. Fuente: Autoría Propia. . . . .	102
54.	Medidas de largo y alto del prototipo en centímetros. Fuente: Autoría Propia. . . . .	102
55.	Plano básico de corte del prototipo, realizado por láser y con acrílico de 3 mm de grosor. Fuente: Autoría Propia. . . . .	103

## I. Introducción

El monitoreo continuo de signos vitales en neonatos representa uno de los desafíos más críticos en la atención médica moderna, especialmente en contextos de emergencia, traslados inter-hospitalarios y regiones con recursos limitados. Los sistemas de monitoreo neonatal comerciales, aunque efectivos, presentan limitaciones significativas en términos de portabilidad, costo y accesibilidad, lo que restringe su disponibilidad en entornos donde la mortalidad neonatal es más elevada. La integración de tecnologías basadas en microcontroladores de alto rendimiento, sensores biomédicos especializados y sistemas de alimentación portátiles ha abierto nuevas posibilidades para desarrollar dispositivos médicos accesibles sin comprometer la calidad técnica, reduciendo costos hasta en 97% mediante protocolos digitales estándar[1], [2].

El diseño de un sistema de monitoreo neonatal portátil presenta desafíos significativos como integrar múltiples sensores fisiológicos y ambientales, mantener precisión clínica comparable a equipos certificados, garantizar autonomía energética superior, y cumplir con normativas de seguridad eléctrica. El presente trabajo desarrolla un prototipo funcional que aplica principios de ingeniería biomédica, procesamiento digital de señales y diseño de sistemas embebidos para crear una solución técnicamente validada. El sistema integra: monitoreo cardíaco continuo mediante fotoplethismografía, monitoreo ambiental de temperatura y humedad, medición de peso corporal, sistema de alertas multinivel según IEC 60601-1-8, interfaz visual dual, y arquitectura modular [3], [4].

Este trabajo contribuye al campo de monitorización médica básica mediante la posibilidad de desarrollar dispositivos de monitoreo con precisión clínica utilizando componentes de bajo costo, la documentación exhaustiva de una metodología de diseño replicable en 10 fases, la caracterización técnica detallada de sensores biomédicos low-cost en aplicaciones neonatales, y un análisis crítico de limitaciones y pasos necesarios para transición a uso clínico real. Es fundamental enfatizar que este prototipo constituye un desarrollo técnico y experimental con fines académicos y cabe recalcar que este proyecto no está certificado para uso clínico, requiriendo validación clínica formal, aprobaciones éticas y certificaciones regulatorias (FDA, CE, ANVISA) antes de implementación médica real [5].

## II. Problema

Desde el punto de vista técnico, los sistemas actuales de cuidado neonatal son diseñados para entornos hospitalarios estables. En consecuencia, las soluciones comerciales portátiles, energéticamente autónomas y desplegadas rápidamente que puedan mantener el control térmico, monitoreo de signos vitales y provisión de oxígeno durante traslados de emergencia, son escasos [6], [7].

Clínicamente, la hipotermia durante evacuaciones incrementa dramáticamente la mortalidad neonatal [8], [9], pero mantener la normotermia sin infraestructura eléctrica es prácticamente imposible con tecnología convencional [10]. Además, los protocolos de evacuación neonatal son improvisados, carecen de equipamiento específico y resultan peligrosamente ineficaces [11], [12].

La mortalidad neonatal representa el 48% de las muertes infantiles globales [13], y esta cifra se multiplica hasta 70 veces durante desastres [14]. Los países con menos recursos donde un niño tiene 10 veces más probabilidades de morir en su primer mes [15], son precisamente los más vulnerables a crisis humanitarias [16]. Desde una perspectiva operacional, durante el terremoto de Kumamoto, la evacuación de 38 neonatos fue caótica: helicópteros y ambulancias requisados, coordinación improvisada, y un bebé que desarrolló hipotermia durante el traslado [11]. Esta experiencia se replica en cada desastre, donde el personal de salud, sin las herramientas apropiadas, se ven obligadas a tomar decisiones fortuitas sobre la vida de un paciente [17], [18].

El problema radica en la escasez de soluciones integradas, modulares y económicamente accesibles que permitan evacuar y mantener a neonatos críticos cuando los sistemas de salud colapsan. Los principios de diseño de varios dispositivos médicos para estas situaciones, no suelen aplicar sistemáticamente autonomía energética, modularidad, facilidad de uso y costos accesibles [19], a la medicina neonatal de emergencia. Esta brecha tecnológica tiene un costo medible en vidas, porque cada año, miles de recién nacidos mueren por la falta de recursos o equipos que son de soporte o de monitoreo vital durante una evacuación [20], [21]. Es por esto que el planteamiento de soluciones con diseño apropiado para contextos extremos [22], [23], para contextos extremos [24], donde la medicina neonatal de emergencia debe ser tan confiable como cualquier tecnología crítica [25], [26], se vuelve de gran relevancia para la salud.

### III. Justificación

El presente proyecto propone una solución tecnológica para posibles atenciones a evacuaciones en casos de emergencias en áreas de neonatología mediante el desarrollo de un prototipo modular de monitorización vital implementando tecnologías de bajo consumo y portabilidad.[6], [7], [11].

Este trabajo incluye diseño 3D de planos, dimensiones del prototipo, el prototipo físico y la simulación eléctrica del circuito, con la finalidad de construir un dispositivo robusto que brinde criterios de seguridad y protección al paciente.

Este diseño tiene un enfoque "low-cost", por que propone el uso de componentes electrónicos fáciles de obtener y con costos mas accesibles en comparación con otras tecnologías. Además al tener un microcontrolador Raspberry Pi Pico RP2040 con librería abierta para todos los sensores, permite el acceso universal y eficiencia energética. Por otro lado, este prototipo tendrá portabilidad porque incluirá un sistema de energía independiente con celdas de batería con su respectivo fusible de protección al circuito. También, el microcontrolador mencionado manejara un sistema tanto step-down como step-up, permitiendo un mayor control y seguridad eléctrica en el circuito.

## IV. Objetivos

### IV-A. Objetivo general

Desarrollar un prototipo modular de monitorización vital neonatal implementando tecnologías de bajo consumo y portabilidad para evacuaciones de emergencia.

### IV-B. Objetivos específicos

- Diseñar la estructura física del contenedor portátil, considerando la ergonomía, la protección y la facilidad de transporte.
- Integrar sensores biomédicos para el monitoreo de parámetros fisiológicos básicos del neonato durante el traslado.
- Implementar una interfaz de visualización que permita monitorear en tiempo real las condiciones del neonato.

## V. Marco Teórico

### V-A. Monitorización de neonatos

V-A1. Definiciones: El término monitorización se refiere a observar mediante aparatos especiales el curso de uno o varios parámetros fisiológicos o de otra naturaleza para detectar posibles anomalías. La monitorización neonatal en situaciones de emergencia se enfoca en la vigilancia continua de los signos vitales de los recién nacidos para garantizar respuestas rápidas ante cualquier situación crítica. En estos contextos, los sistemas portátiles y modulares representan una solución clave, permitiendo la adquisición y transmisión en tiempo real de parámetros fisiológicos como frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno, temperatura y peso, incluso durante traslados o tras situaciones de desastre [6], [27]. La tecnología integra dispositivos ligeros y de bajo consumo energético, con capacidad para operar autónomamente mediante baterías recargables, manteniendo una conexión inalámbrica estable con centros de atención remota o personal médico [28]. Estos sistemas facilitan la toma de decisiones clínicas oportunas y continuas, mejorando la tasa de supervivencia y reduciendo riesgos asociados a la falta de monitoreo durante emergencias [17]. Además, se prioriza el uso de componentes modulares y accesibles que permiten rápida adaptación y reparación en entornos con recursos limitados, consolidando así una atención neonatal eficiente y segura en emergencias [29], [30]

El prototipo modular simple de monitorización vital neonatal combina sensores específicos para captar parámetros críticos como frecuencia cardíaca, saturación de oxígeno (SpO<sub>2</sub>), peso, temperatura y humedad ambiental, brindando una solución portátil y confiable para unidades de cuidados intensivos neonatales (UCIN), especialmente en situaciones de evacuación de emergencia. Este diseño modular utiliza componentes accesibles y de bajo costo, con énfasis en autonomía energética, simplicidad operativa y robustez mecánica, elementos esenciales para entornos adversos y limitados como los experimentados en desastres naturales.

El sensor MAX30102 es el núcleo para la monitorización de frecuencia cardíaca y SpO<sub>2</sub>. Este sensor integrado cuenta con LEDs rojo e infrarrojo y un fotodetector con conversión ADC de 18 bits, proporcionando precisión alta (cercana al 98 %) con bajo consumo energético ideal para operar con baterías. Funciona mediante la detección de luz reflejada en sangre oxigenada y desoxigenada, calculando pulsos cardíacos y saturación mediante algoritmos de procesamiento de señales. Su diseño compacto y bajo costo lo hace adecuado para monitoreo neonatal continuo, aunque es sensible a movimientos y requiere contacto estable con la piel del recién nacido [31], [32], [33]. Su tamaño compacto (aproximadamente 14 x 14 mm) y facilidad para integrarse a microcontroladores mediante una interfaz  $I^2C$  lo hacen idóneo para sistemas que requieren monitoreo en tiempo real de neonatos [34], [35].

El HX711, un convertidor analógico-digital de 24 bits con amplificador programable, se emplea para medir el peso del neonato a través de celdas de carga. Destaca por su alta resolución y precisión práctica (0.1 %), baja necesidad de recalibración y fácil integración con microcontroladores. En neonatología, la medición continua del peso es crítica y permite minimizar perturbaciones al bebé. Las celdas de carga comúnmente usadas tienen capacidades desde 1kg hasta 10kg, adaptándose al rango típico de neonatos y accesorios. Su interfaz serial simple reduce ruido y mejora estabilidad en comparación con métodos analógicos tradicionales [36], [37], [38], [39], [40].

El DHT11 es un sensor combinado digital que mide temperatura y humedad ambiental con suficiente precisión para control ambiental en incubadoras neonatales. Su bajo costo, salida digital y facilidad de integración permiten monitoreo continuo para evitar estrés térmico, hipotermia o excesos de humedad que afectan la salud neonatal. Aunque tiene limitaciones en rango y precisión ( $\pm 2^\circ\text{C}$  y  $\pm 5\% \text{ RH}$ ), proporciona una medida adecuada para prototipos simples enfocados en ambientes controlados. Para aplicaciones con mayores requerimientos, sensores DHT22 pueden sustituirlo para mejorar precisión y rango [41], [42], [43], [44].

El sistema completo se basa en un microcontrolador Raspberry PI Pico para funciones avanzadas con comunicación protocolaria rápida. La alimentación se sostiene con baterías Li-ion (como 18650) que proveen autonomía prolongada, y la gestión integrada contempla la lectura periódica de sensores, actualización de displays LCD con protocolo de comunicación  $I^2C$  y señales de alarma acústicas para alertar valores fuera de rango. Se prioriza así portabilidad, autonomía y facilidad de uso bajo entrenamiento mínimo [45], [46], [47].

Para verificar la precisión y consistencia del prototipo se emplean métodos estadísticos de análisis de Bland-Altman, comparando con equipos comerciales certificados, asegurando medidas dentro de tolerancias clínicas aceptadas. Además, se adhieren protocolos y recomendaciones de guías clínicas que enfatizan la frecuencia cardíaca y SpO<sub>2</sub> como parámetros clave para intervenciones oportunas [48], [49], [50], [51].

Este prototipo representa una solución innovadora, robusta y de bajo costo para la monitorización vital neonatal en situaciones de emergencia o ambientes con recursos limitados, garantizando seguimiento continuo y confiable para neonatos en condiciones críticas.

V-A2. La monitorización neonatal en situaciones de emergencia: La monitorización neonatal en situaciones de emergencia funciona mediante la integración de dispositivos portátiles que capturan parámetros fisiológicos críticos para garantizar la evaluación continua y oportuna del estado del neonato. Los sensores colocados en el neonato miden variables como la frecuencia cardíaca, la saturación de oxígeno (SpO<sub>2</sub>), la temperatura corporal y la fluctuación de peso. Estos datos son procesados localmente por microcontroladores eficientes y enviados a través de sistemas inalámbricos a centros de control médicos donde personal capacitado puede responder rápidamente ante cualquier alteración detectada. En emergencias, estos sistemas deben ser autónomos, con baterías recargables que permitan la operación sin dependencia inmediata de fuentes externas, y deben incluir alarmas configurables que alerten sobre desviaciones críticas. La facilidad de uso, portabilidad, conectividad robusta y modularidad son esenciales para su efectividad en ambientes clínicos complicados y durante traslados o evacuaciones neonatales. Así, la monitorización neonatal en emergencias asegura la continuidad del cuidado crítico, reduce riesgos y mejora el pronóstico general de los recién nacidos en situaciones adversas [27], [28], [29], [30].

## V-B. Condiciones de hardware para el diseño

Los sensores que se encuentran tanto en incubadoras neonatales como en sistemas de monitoreo neonatal son tecnologías probadas y con un amplio uso en el contexto médico, llegando a decir que es universal dentro de la misma.

El sensor de saturación de oxígeno en sangre (SpO<sub>2</sub>) MAX30102 es un dispositivo biomédico que permite medir de forma no invasiva la fracción de oxihemoglobina (HbO<sub>2</sub>) respecto a la hemoglobina total en la sangre arterial. Este parámetro es fundamental para evaluar la oxigenación tisular y el estado respiratorio del paciente. El funcionamiento del sensor SpO<sub>2</sub> se basa en el principio de espectrofotometría de pulso, que consiste en la emisión y detección de luz en dos longitudes de onda específicas, usualmente en el rango rojo (alrededor de 660 nm) e infrarrojo cercano (aproximadamente 940 nm) [52]. Desde una perspectiva de ingeniería, el sensor contiene un par emisor-receptor de luz (LEDs y fotodiodo o fototransistor) colocados sobre un sitio vascularizado, como un dedo, lóbulo de la oreja o en neonatos, comúnmente el pie o la mano.

Los LEDs emiten luz que atraviesa el tejido y la sangre; el detector mide la cantidad de luz que llega después de ser absorbida. La hemoglobina oxigenada y la desoxigenada tienen distintos coeficientes de absorción en las dos longitudes de onda usadas. Así, midiendo las variaciones de luz absorbida en cada longitud de onda durante el pulso arterial, es posible calcular el porcentaje de saturación de oxígeno mediante algoritmos de procesamiento digital [53]. El proceso implica la separación de la señal pulsátil (componentes variables) de la señal constante para obtener la contribución arterial. Los algoritmos calibren estas señales comparando las

razones de absorción en ambas longitudes de onda y emplean Tablas empíricas para obtener el SpO2 estimado [54]. Estas características hacen que el sensor SpO2 sea un componente esencial en monitorización clínica en sistemas destinados a neonatos y situaciones de emergencia, donde la monitorización continua es crítica [52], [53].

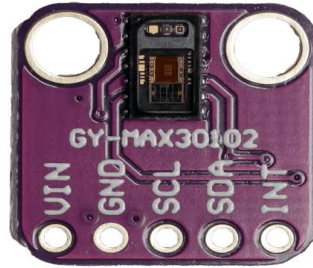


Figura 1. Sensor de SPo2 MAX30102 [55].

Para entender el funcionamiento de este sensor procedemos a ver el datasheet para revisar tanto las conexiones en la Fig. 2, como los limites de funcionamiento de fabrica en la Figura 3.

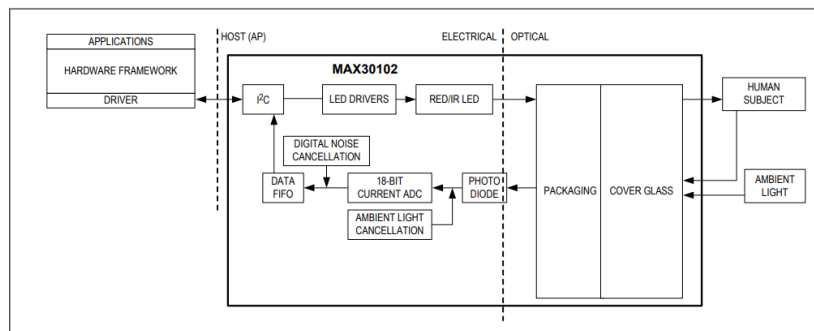


Figura 2. Esquemático del sensor de SPo2 MAX30102 [56].

Como se aprecia en la figura 2, el sensor MAX30102 funciona integrando en un solo módulo diversos componentes ópticos y electrónicos para medir la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en sangre mediante el principio de fotoplethismografía (PPG). Internamente posee dos LEDs, uno rojo (660 nm) y uno infrarrojo (880 nm), que emiten luz que atraviesa la piel o tejido, y un fotodetector que recibe la luz reflejada o transmitida. La intensidad de la luz detectada varía según el volumen sanguíneo pulsátil y el nivel de oxigenación en la sangre, dando como resultado una señal analógica que luego es amplificada y convertida digitalmente en un ADC sigma-delta de 18 bits. Esta señal digital pasa por un filtro que cancela la luz ambiental no deseada, mejorando la precisión incluso en condiciones de iluminación adversas.

El sensor dispone de un buffer FIFO interno que puede almacenar hasta 32 muestras, permitiendo al microcontrolador leer datos de forma desasociada de la frecuencia de muestreo y evitando pérdida de información. La comunicación con el microcontrolador se realiza via  $I^2C$ , dos líneas que simplifican la interconexión. Además, el MAX30102 tiene drivers integrados que controlan la corriente y duración de pulso de los LEDs para optimizar consumo energético y precisión, parámetros configurables vía registros internos. También incorpora un sensor de temperatura para compensar variaciones térmicas que afectan la longitud

de onda de los LEDs y, por ende, la calidad de las mediciones.

$$R = \frac{LedAC}{LedDC} \cdot \frac{IRDC}{IRAC} \quad (1)$$

Donde AC es el componente pulsátil, que varía con cada latido del corazón. Por otro lado, DC es el componente constante y que no varía. Con el resultado de esta fórmula, colocamos en la ecuación 2

$$SpO_2 = 11025,0 * R \quad (2)$$

los coeficientes de 110 y 258 son valores obtenidos de forma empírica en data de calibración dando una relación lineal entre R y SpO<sub>2</sub> en el rango de 70 % y 100 % de saturación de oxígeno en la sangre así indicando un rango de R (Ratio de detección) de 0.4 al 1.6 [57].

Normalmente, el sistema alterna la activación de los LEDs rojo e infrarrojo para tomar muestras secuenciales. El fotodetector mide la cantidad de luz reflejada, obteniendo señales proporcionales al pulso sanguíneo. Estas señales se procesan para calcular la frecuencia cardíaca mediante detección de picos y el SpO<sub>2</sub> mediante la relación de absorción de ambas longitudes de onda, todo realizado mediante algoritmos implementados en el microcontrolador que lee el sensor. El control del duty cycle y la intensidad de los LEDs ayuda a minimizar el consumo y el calentamiento del sensor, extendiendo la vida útil y evitando artefactos. Esta arquitectura permite construir sistemas ultracompactos, de bajo consumo y con alta precisión, ideales para aplicaciones médicas portátiles, monitorización continua o dispositivos wearables. Es especialmente útil en neonatología para monitorización vital no invasiva, donde la portabilidad y la capacidad de operar sin interrupciones son críticas.

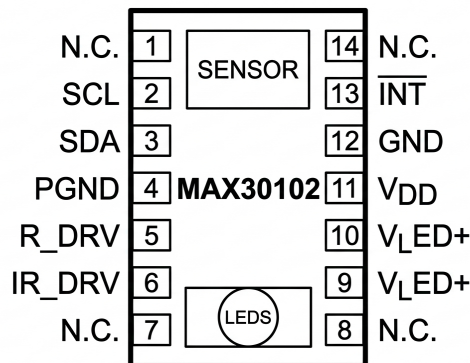


Figura 3. Pines del sensor de SpO<sub>2</sub> MAX30102 [56].

Por otro lado, según el datasheet del MAX30102, en la Fig. 3, el módulo cuenta con un paquete de 14 pines con funciones específicas que facilitan su integración en sistemas embebidos. Los pines 1, 5, 6, 7, 8 y 14 son "No Conectados" (N.C.), usados para estabilidad mecánica y no requieren conexión en el circuito. El pin 2 es la entrada de reloj del bus I<sup>2</sup>C (SCL), mientras que el pin 3 es la línea de datos I<sup>2</sup>C bidireccional (SDA) para comunicación con el microcontrolador. El pin 4 es la conexión a tierra del driver LED (PGND) y los pines 9 y 10 son las conexiones positivas de alimentación para los LEDs (VLED), debiendo usarse capacitores de

desacople para mejorar la estabilidad. El pin 11 es la alimentación analógica principal (VDD) que generalmente se conecta a 1.8 V, mientras que el pin 12 es la tierra analógica (GND). Finalmente, el pin 13 es un pin de interrupción activo bajo (INT), el cual puede usarse para indicar al microcontrolador eventos como la disponibilidad de nuevos datos o condiciones especiales dentro del sensor. Este pin lleva una configuración de drenaje abierto, por lo que requiere una resistencia pull-up externa. Los pines N.C. deben conectarse a la placa para soporte mecánico, pero no tienen función eléctrica activa. Este esquema de pines permite una integración sencilla y confiable en microcontroladores con interfaces  $I^2C$  estándar, resumido en la Tabla 1 [56].

Pin	Nombre	Tipo	Función principal
1	N.C.	No conectado	Sin conexión eléctrica interna; se recomienda soldarlo al PCB únicamente para estabilidad mecánica.
2	SCL	Entrada digital	Entrada de reloj del bus $I^2C$ (hasta 400 kHz), requiere resistencia de pull-up externa.
3	SDA	E/S digital	Línea de datos $I^2C$ , bidireccional y de drenaje abierto; requiere resistencia de pull-up externa.
4	PGND	Tierra de potencia	Tierra de potencia de los drivers de LED; debe conectarse al plano de masa de alta corriente.
5	N.C.	No conectado	Sin conexión eléctrica interna; usado sólo como apoyo mecánico.
6	N.C.	No conectado	Sin conexión eléctrica interna; usado sólo como apoyo mecánico.
7	N.C.	No conectado	Sin conexión eléctrica interna; usado sólo como apoyo mecánico.
8	N.C.	No conectado	Sin conexión eléctrica interna; usado sólo como apoyo mecánico.
9	VLED	Alimentación LED	Alimentación anódica de los LEDs internos; se recomienda desacoplar a PGND con un condensador.
10	VLED	Alimentación LED	Segundo pin de alimentación de LED; se conecta al mismo riel que el pin 9 y al mismo condensador de desacople.
11	VDD	Alimentación analógica	Alimentación principal del CI (típicamente 1.8 V); debe desacoplarse a GND con un condensador de baja ESR.
12	GND	Tierra analógica	Tierra de referencia del circuito analógico y digital interno (excepto drivers de LED).
13	INT	Salida digital	Salida de interrupción activa en bajo, de drenaje abierto; requiere resistencia de pull-up externa.
14	N.C.	No conectado	Sin conexión eléctrica interna; únicamente para estabilidad mecánica.

Tabla 1  
Descripción de pines del módulo MAX30102 [56].

El sensor DHT11 es un dispositivo electrónico ampliamente utilizado para medir la temperatura y la humedad relativa del ambiente, características importantes en ambientes controlados para la monitorización neonatal donde la estabilidad térmica y la humedad adecuada son esenciales para la supervivencia y el desarrollo óptimo del neonato. Desde una perspectiva de ingeniería, el DHT11 integra un termistor capacitivo para la medición de humedad y un sensor termistor para la temperatura, junto con un microcontrolador interno que realiza la conversión analógica-digital y comunica los datos mediante un protocolo digital unidireccional basado en un solo cable [58].

El sensor funciona midiendo la variación en la capacitancia de su componente sensor de humedad, la cual cambia conforme cambia la humedad relativa del aire, siguiendo la ecuación 3.

$$RH = \frac{\rho_w}{\rho_s} \times 100 \% \quad (3)$$

Donde  $\rho_w$  indica densidad de vapor de agua,  $\rho_s$  indica densidad de vapor de agua en el punto de saturación y RH indica Humedad relativa en la ecuación 3.

Por otro lado el esquemático de funcionamiento de dicho sensor es esta en la siguiente figura Fig. 4, la cual indica que esta conectado a un microcontrolador, que en este caso sería un Raspberry PI Pico, mediante un bus de un solo hilo. El pin 1 del DHT11 se alimenta con VDD (típicamente entre 3.3–5 V), el pin 4 se conecta a GND y el pin 2 actúa como línea de datos bidireccional (DATA) hacia un GPIO del MCU. Sobre esa línea de datos se coloca una resistencia de pull-up de aproximadamente 5 kΩ entre DATA y VDD, lo que garantiza que, en reposo, la línea permanezca en nivel alto y permite que tanto el MCU como el DHT11 puedan forzarla a nivel bajo en los intervalos de transmisión [59].

La comunicación se basa en un protocolo “single-wire” propietario: el MCU inicia la transacción tirando la línea DATA a nivel bajo durante un tiempo mínimo para generar una señal de inicio, y luego configura el pin como entrada; el DHT11 responde con una secuencia de pulsos de sincronización y a continuación envía un tren de 40 bits (5 bytes) codificados en ancho de pulso: 8 bits de humedad entera, 8 de humedad decimal, 8 de temperatura entera, 8 de temperatura decimal y 8 de checksum. Internamente, el DHT11 incorpora un sensor capacitivo de humedad, un termistor NTC y un microcontrolador de 8 bits que digitaliza y calibra estas señales antes de transmitir las, de modo que el MCU solo necesita decodificar los tiempos de los pulsos y reconstruir los bytes para obtener directamente los valores de temperatura y humedad en forma digital. Esta arquitectura reduce la carga de procesamiento analógico en el MCU y simplifica el diseño, ya que todo el acondicionamiento de señal, conversión A/D y calibración se realiza dentro del propio sensor [59].

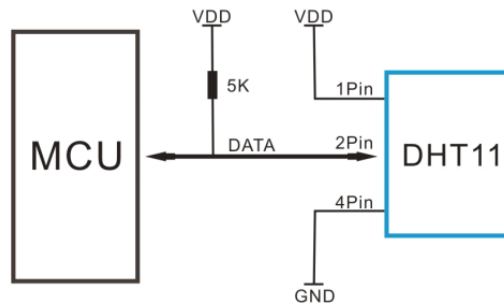


Figura 4. Esquemático del sensor DHT11[59].

La resistencia del termistor interno varía proporcionalmente con la temperatura. La señal analógica generada es procesada por el microcontrolador interno para obtener valores digitales que pueden ser leídos fácilmente por un microprocesador externo, típicamente un Arduino o similar. Además el sensor proporciona datos en un rango de temperatura de 0 a 50 °C con una precisión de  $\pm 2$  °C y humedad relativa de 20 a 90 % RH con precisión de  $\pm 5$  % RH, cifras adecuadas para el control ambiental en incubadoras de neonatos [60]. Desde un diseño de sistemas, el DHT11 destaca por su bajo consumo energético y facilidad de integración, lo que lo hace idóneo para aplicaciones de monitoreo ambiental en dispositivos médicos portátiles o fijos. En incubadoras neonatales, el sensor ayuda a mantener condiciones microambientales óptimas, fundamentalmente la temperatura entre 36.5 y 37.5 °C y humedad relativa alrededor del 50-60 %, que contribuyen a evitar la hipotermia y sequedad en la piel del neonato [61]. La información obtenida puede ser usada para activar sistemas de calefacción o humidificación automáticos, implementando así ciclos de retroalimentación que

aseguren la homeostasis del ambiente de incubación.

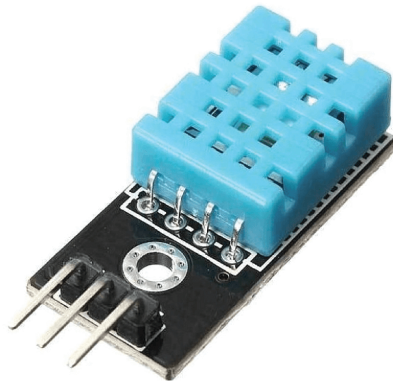


Figura 5. Sensor de humedad y temperatura DHT11 [62].

El módulo HX711 es un convertidor analógico-digital (ADC) de alta resolución diseñado específicamente para aplicaciones con celdas de carga en mediciones de fuerza y peso, siendo su representación la Fig. 5. Este circuito integrado ofrece una resolución de 24 bits y está construido para amplificar señales provenientes de sensores de baja amplitud, como las celdas de carga basadas en galgas extensiométricas, que producen voltajes muy pequeños proporcionales a la deformación mecánica causada por la aplicación de peso o fuerza [63].

La celda de carga funciona como un transductor que convierte una fuerza mecánica aplicada en una variación eléctrica mediante galgas extensiométricas configuradas en puente Wheatstone. Esta variación es muy pequeña, por lo que requiere un amplificador de instrumentación con alta ganancia y bajo ruido para ser útil.

El HX711 integra este amplificador, junto con un ADC sigma-delta, que digitaliza la señal amplificada, entregando información binaria proporcional a la fuerza medida [64]. El módulo HX711 permite un muestreo con alta precisión y frecuencia ajustable (10 Hz o 80 Hz), con interfaz serial compatible con microcontroladores comunes como Arduino o ESP32/ESP3682, lo que facilita la adquisición y procesamiento en tiempo real sin requerir conexiones a la nube ni computadores externos [65].

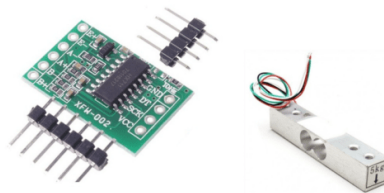


Figura 6. Celda de carga con módulo HX711 [66].

Según el datasheet, el HX711 (Fig. 6) es un convertidor analógico-digital de 24 bits con amplificador de ganancia programable (PGA) diseñado específicamente para leer directamente puentes de galgas extensomé-

tricas como las celdas de carga de una báscula electrónica. El chip ofrece dos canales diferenciales de entrada: el canal A con ganancias seleccionables de 128 o 64 y el canal B con ganancia fija de 32, lo que permite adaptar el rango de entrada a señales muy pequeñas típicas de un puente de galgas (decenas de milivoltios a fondo de escala con  $AVDD = 5\text{ V}$ ).

El multiplexor de entrada selecciona uno de estos canales y lo aplica al PGA de bajo ruido, cuya salida alimenta a un ADC sigma-delta de 24 bits. Esta arquitectura de alta ganancia y alta resolución permite obtener una resolución efectiva muy fina sobre el rango de peso, siempre que el diseño mecánico y el filtrado de ruido sean adecuados [36].

El dispositivo integra además un regulador de alimentación analógica para suministrar tanto al propio ADC como a la celda de carga, lo que mejora la estabilidad al compartir una referencia de tensión común y reduce la necesidad de reguladores externos; el pin VSUP recibe de 2.7 a 5.5 V y, mediante un transistor externo opcional y la referencia de banda VBG, se genera AVDD, que alimenta el puente de galgas y el front-end analógico.

El reloj interno puede provenir de un oscilador on-chip (activado poniendo XI a GND), de un cristal conectado entre XI y XO o de un reloj externo acoplado a XI; en función de la señal de reloj y del pin RATE se selecciona una frecuencia de muestreo de 10 muestras por segundo (SPS) o 80 SPS, o bien una tasa proporcional a la frecuencia del reloj externo. El dispositivo está optimizado para rechazo simultáneo de interferencias de 50 Hz y 60 Hz, lo que es crítico en aplicaciones de balanzas alimentadas en red [36].

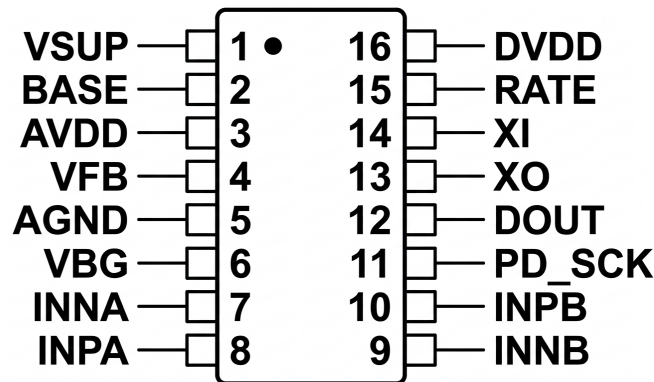


Figura 7. Pinout del ADC del sensor de peso [36].

Mayor información sobre los pines y sus funciones se pueden revisar en la Tabla 2, así como también la ubicación física de las mismas en la Figura 7.

Pin	Nombre	Tipo	Función principal
1	VSUP	Alimentación	Entrada de alimentación para el regulador analógico interno (aprox. 2.7–5.5 V).
2	BASE	Salida analógica	Salida de control del regulador; se usa con un transistor externo (NC si no se emplea el regulador).
3	AVDD	Alimentación	Alimentación analógica del ADC y del amplificador de ganancia programable (aprox. 2.6–5.5 V).
4	VFB	Entrada analógica	Entrada de realimentación del regulador; se conecta a GND cuando el regulador interno no se utiliza.
5	AGND	Tierra	Tierra analógica de referencia del front-end y del ADC.
6	VBG	Salida analógica	Salida de la referencia de banda (aprox. 1.25 V) para el regulador; normalmente se desacopla a GND con un condensador.
7	INNA	Entrada analógica	Entrada negativa del canal A (entrada diferencial de alta ganancia).
8	INPA	Entrada analógica	Entrada positiva del canal A (entrada diferencial de alta ganancia).
9	INNB	Entrada analógica	Entrada negativa del canal B (entrada diferencial con ganancia fija).
10	INPB	Entrada analógica	Entrada positiva del canal B (entrada diferencial con ganancia fija).
11	PDSCCK	Entrada digital	Reloj serie y control de apagado; un nivel alto prolongado coloca el circuito en modo power-down.
12	DOOUT	Salida digital	Salida de datos serie de 24 bits en formato complemento a dos.
13	XO	I/O digital	Pin de cristal/salida de reloj; se deja sin conectar si se usa sólo el oscilador interno o la entrada XI.
14	XI	Entrada digital	Entrada de cristal o reloj externo; conectada a GND para activar el oscilador interno.
15	RATE	Entrada digital	Selección de frecuencia de datos: 0 → 10 muestras/s, 1 → 80 muestras/s.
16	DVDD	Alimentación	Alimentación digital del núcleo lógico (aprox. 2.6–5.5 V).

Tabla 2  
Descripción de pines del circuito integrado HX711 [36].

La interfaz digital se implementa con dos pines DOOUT (salida serie) y PDSCCK (entrada de reloj serie y control de power-down). Cuando una conversión está lista, DOOUT pasa a nivel bajo; el microcontrolador genera de 25 a 27 flancos de reloj en PDSCCK para desplazar los 24 bits de datos en formato complemento a dos, empezando por el bit más significativo. El número total de pulsos de reloj no solo lee los datos, sino que también selecciona el canal y la ganancia para la siguiente conversión: 25 pulsos seleccionan canal A con ganancia 128, 26 pulsos seleccionan canal B con ganancia 32 y 27 pulsos seleccionan canal A con ganancia 64. Si el número de pulsos está fuera de 25–27 en un periodo de conversión, se puede producir un error de comunicación, por lo que el diseño de firmware debe respetar estrictamente estos tiempos. El pin PDSCCK también controla el modo de bajo consumo: si se mantiene alto durante más de 60  $\mu$ s, el HX711 entra en power-down, desactivando su regulador analógico y, si se usa, la alimentación de la celda de carga; al devolver PDSCCK a bajo, el dispositivo se reinicia y vuelve al modo normal, con la configuración por defecto en canal A, ganancia 128 [36].

Haciendo figura del datasheet y con referencia a la figura ??, el HX711 se presenta en un encapsulado SOP-16 con 16 pines organizados para cubrir alimentación analógica/digital, entradas de puente de galgas, reloj y salida serie. El pin 1 (VSUP) es la entrada de alimentación del regulador analógico interno, al que se aplica la tensión principal de 2.7–5.5 V que luego se utiliza para generar AVDD. El pin 2 (BASE) es la

salida de control del regulador, pensada para excitar el transistor externo; si no se usa el regulador interno, este pin se deja en alta impedancia. El pin 3 (AVDD) es la alimentación analógica del ADC y del front-end, típicamente entre 2.6 y 5.5 V, y el pin 5 (AGND) es la masa analógica de referencia. Entre ellos se sitúa el pin 4 (VFB), que es la entrada de realimentación del regulador; cuando no se utiliza el regulador, se conecta directamente a AGND para deshabilitarlo. El pin 6 (VBG) es la salida de la referencia de banda (1.25 V) usada por el regulador, normalmente desacoplada con un condensador a masa.

Las entradas diferenciales del puente de galgas se distribuyen en dos canales: el canal A usa los pines 7 (INA-) y 8 (INA+), con ganancia seleccionable de 128 o 64 y pensado como canal principal de pesaje; el canal B usa los pines 9 (INB-) y 10 (INB+), con ganancia fija de 32, útil como canal auxiliar (por ejemplo para supervisar batería o un segundo sensor). La interfaz digital se concentra en los pines 11, 12, 15 y 16: el pin 11 (PDSCK) actúa simultáneamente como entrada de reloj serie y como control de power-down activo en alto; el pin 12 (DOUT) es la salida de datos serie en formato complemento a dos de 24 bits; el pin 15 (RATE) selecciona la frecuencia de muestreo (bajo: 10 muestras/s, alto: 80 muestras/s); y el pin 16 (DVDD) es la alimentación digital, también entre 2.6 y 5.5 V, compartida normalmente con la lógica del microcontrolador. Finalmente, los pines 13 (XO) y 14 (XI) forman la interfaz de reloj: pueden conectarse a un cristal externo entre XI y XO, o bien inyectar un reloj externo en XI; si XI se lleva a masa, se habilita el oscilador interno y no se requiere componente externo. En conjunto, este pinout está optimizado para conectar directamente una celda de carga tipo puente de Wheatstone, alimentar tanto el sensor como el ADC desde el propio chip y comunicarse con un microcontrolador usando solo dos líneas digitales (datos y reloj).

Por otro lado, el funcionamiento del sensor de peso y carga puede ser demostrado matematicamente con la ecuación del puente de Wheatstone 4. Debido a que cuando se aplica una fuerza, las galgas se deforman, cambiando su resistencia eléctrica. Esta variación genera una diferencia de voltaje proporcional a la fuerza aplicada:

$$V_{out} = V_{in} \cdot \frac{\Delta R}{R} \quad (4)$$

La cual una vez que se obtiene el valor de  $V_{out}$ , la cual es una salida analógica, se procede a digitalizar la entrada (5) y de esa forma tener salidas que el microcontrolador puede interpretar y demostrar de forma correcta en el software de elección.

$$VALOR_{ADC} = \frac{V_{out}}{Resolucion_{ADC}} \quad (5)$$

Cabe recalcar que la resolución del HX711 depende de la ganancia configurada (128 o 64 veces), lo que determina la sensibilidad del sistema. Por ultimo se pasa por la conversión de datos a unidades de peso. Este proceso implica determinar un factor de escala ( 6 ), que convierte el valor del ADC en unidades de peso (gramos, kilogramos, etc.).

$$Escala = \frac{VALOR_{ADC} - Offset}{Peso} \quad (6)$$

donde el Offset indica el valor del ADC sin carga (tare) y el Peso indica la masa de un objeto de referencia.

Una vez obtenida la escala, el peso medido se calcula usando la ecuación 7.

$$Peso = \frac{VALOR_{ADC} - Offset}{Escala} \quad (7)$$

El microcontrolador Raspberry Pi Pico RP2040 es un componente clave para el control y monitoreo en sistemas embebidos como incubadoras neonatales. Este microcontrolador de doble núcleo ARM Cortex-M0+ funciona a 133 MHz, lo que permite ejecutar operaciones a alta velocidad y manejar tareas complejas de manera eficiente. Quien dispone de múltiples pines GPIO para la conexión a sensores y actuadores, esenciales para medir parámetros críticos en incubadoras como temperatura, humedad, y control de actuadores para regulación térmica y flujo de aire.

En un sistema de monitoreo vital neonatal, el RP2040 puede controlar sensores que monitorean continuamente la temperatura y humedad, procesar esta información en tiempo real y activar alarmas visuales o acústicas permitiendo alertar al personal médico sobre las necesidades del neonato. Gracias a su arquitectura con doble núcleo y tiempos de ciclo muy rápidos, el RP2040 es capaz de ejecutar estas tareas simultáneamente sin retrasos significativos, garantizando un control preciso y confiable. Además, el bajo consumo energético y la posibilidad de programación flexible lo hacen ideal para aplicaciones médicas embebidas que requieren operación continua y segura.

El uso del RP2040 en sistemas de monitorización también puede beneficiarse de su capacidad para manejar protocolos de comunicación como SPI, I<sup>2</sup>C o UART, facilitando la integración con módulos de comunicación inalámbrica o pantallas LCD para monitoreo, tanto local como remoto, y visualización directa de los datos manteniendo al mínimo la latencia de los datos en tiempo real.

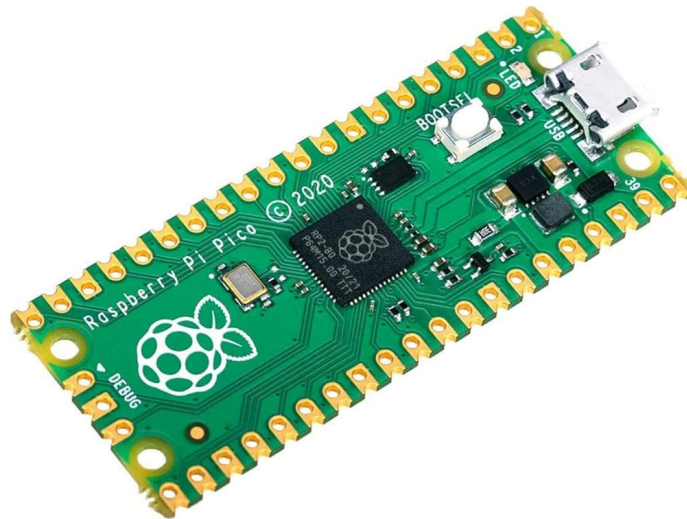


Figura 8. Raspberry Pi Pico RP2040 [67]

Las baterías recargables 18650 son celdas de ion de litio ampliamente utilizadas en aplicaciones que requieren alta densidad energética, estabilidad y durabilidad. La geometría cilíndrica estándar 18650 mide aproximadamente 18 mm de diámetro y 65 mm de longitud, optimizando la capacidad de almacenaje de



Figura 9. Baterías 18650 de 3.7 V y 1200 mAh [68].

energía en un formato compacto que facilita su integración en dispositivos médicos de tamaño reducido. Las baterías 18650 entregan voltajes nominales típicos de 3.6–3.7 V y capacidades que oscilan principalmente entre 2000 y 3500 mAh, dependiendo del fabricante y del diseño específico. En sistemas de monitoreo vital neonatal, estas baterías son seleccionadas para alimentar los microcontroladores, sensores y sistemas auxiliares durante cortes de energía o movilidad, asegurando la estabilidad energética y el mantenimiento de condiciones ambientales adecuadas para los neonatos. Las baterías operan mediante un intercambio reversible de iones de litio entre el ánodo y cátodo durante los ciclos de carga y descarga, lo que permite una alta eficiencia energética y un número considerable de ciclos antes de la degradación significativa.

V-B1. Características de Carga: El protocolo de carga recomendado es CC/CV (corriente constante/voltaje constante) con una corriente estándar de 500mA (0.2C), permitiendo operación segura en el rango de temperatura 0-45°C. La corriente máxima de carga es 1250mA (0.5C) en condiciones de temperatura controlada entre 20-45°C, lo que permite tiempos de recarga relativamente rápidos cuando sea necesario. El fin de carga se detecta cuando la corriente en modo CV cae a 25mA (0.01C), momento en el cual la batería ha alcanzado su capacidad máxima de 4.20V.

Para aplicaciones de evacuación de emergencia donde el tiempo de preparación puede ser limitado, la capacidad de carga rápida a 0.5C (completando carga en aproximadamente 2.5-3 horas) es ventajosa. Sin embargo, para maximizar la vida útil de la batería, es preferible mantener la carga estándar a 0.2C cuando el tiempo lo permita.

V-B2. Características de Descarga: La corriente estándar de descarga es 500mA (0.2C) en el rango 0-45°C, pero la celda puede soportar hasta 2500mA continuos (1.0C) entre 20-45°C. Particularmente relevante para aplicaciones de emergencia es la capacidad de descarga instantánea de hasta 5000mA (2.0C), lo cual proporciona un margen de seguridad importante si el sistema requiere picos de corriente temporales, por ejemplo durante activación simultánea de alarmas audiovisuales o backlight del display.

El rango de temperatura de descarga es notablemente amplio:  $-10$  a  $+60^{\circ}\text{C}$ , lo cual es crítico para situaciones de evacuación donde las condiciones ambientales pueden ser extremas. La capacidad de operar a  $-10^{\circ}\text{C}$  asegura funcionalidad incluso en evacuaciones durante invierno o en regiones frías, aunque el rendimiento se verá reducido según las pruebas de desempeño a baja temperatura que indican un mínimo de 3 horas de operación.

V-B3. Desempeño en Condiciones Específicas: Las pruebas de rendimiento inicial demuestran que bajo condiciones estándar ( $23^{\circ}\text{C}\pm 2^{\circ}\text{C}$ , descarga  $0.2^{\circ}\text{C}$ ), la batería proporciona 294 minutos de operación hasta el voltaje de corte, equivalente a casi 5 horas. A alta temperatura ( $55^{\circ}\text{C}\pm 2^{\circ}\text{C}$ ), el desempeño se mantiene con 5 horas de operación, lo cual es excepcional para evacuaciones en climas tropicales o durante incendios donde la temperatura ambiental puede elevarse significativamente.

El desempeño a baja temperatura ( $-10^{\circ}\text{C}\pm 2^{\circ}\text{C}$ ) garantiza 3 horas de operación, lo cual es aceptable aunque reducido. Esto debe considerarse en el diseño del sistema: si se espera operación en ambientes fríos, puede ser necesario incluir dos celdas en configuración paralela para duplicar la capacidad efectiva a bajas temperaturas.

La retención de capacidad después de 28 días de almacenamiento a temperatura ambiente es del 85 %, lo cual indica baja auto-descarga y adecuación para equipamiento de emergencia que puede permanecer inactivo por períodos prolongados. Este parámetro es crucial para sistemas de evacuación que deben estar listos en cualquier momento.

V-B4. Vida Útil y Ciclado: La vida útil especificada es 300 ciclos al 80 % de capacidad inicial, cuando se carga/descarga a  $0.5\text{C}$  con ciclos de 10 minutos de reposo entre carga y descarga. Para un sistema de monitorización de emergencia que no se utiliza diariamente, esto representa varios años de vida útil. Asumiendo un uso semanal (52 veces/año), la batería mantendría capacidad adecuada por más de 5 años.

Sin embargo, es importante notar que estas 300 ciclos son bajo condiciones controladas. En uso real con diferentes profundidades de descarga, temperaturas variables y patrones de uso irregulares, la vida útil efectiva puede ser diferente. Para maximizar longevidad, se recomienda evitar descargas profundas (no bajar de  $3.0\text{V}$ ) y mantener la batería en estado de carga 40-60 % durante almacenamiento prolongado.

V-B5. Robustez Mecánica: Las pruebas de robustez mecánica son particularmente relevantes para aplicaciones de evacuación de emergencia. La batería supera pruebas de vibración en tres ejes ( $10\text{-}55\text{Hz}$ ) manteniendo 90 % del voltaje inicial sin fugas, humo o explosión. La prueba de caída desde 1.0 metro en seis direcciones diferentes demuestra resistencia a impactos accidentales durante transporte de emergencia.

La prueba de impacto con peso de 9.1kg cayendo desde 610mm sobre un pilón de acero de 15.8mm es especialmente severa, permitiendo deformación de la celda pero sin explosión ni fuego. Esto proporciona confianza en que incluso bajo condiciones de manejo brusco durante evacuación caótica, la batería no representará un peligro adicional.

V-B6. Seguridad: Las pruebas de seguridad incluyen escenarios extremos: sobrecarga a  $10\text{V}$  y  $3.0\text{C}$ , sobredescarga continua por 24 horas, y cortocircuito directo con carga resistiva de  $80\pm 20\text{m}\Omega$ . En todos los casos, el requisito es "sin explosión, sin fuego", y en el caso de cortocircuito, temperatura externa máxima de  $150^{\circ}\text{C}$ . Aunque la celda NO incluye circuito de protección integrado (requiere módulo BMS externo), estos resultados demuestran que la química interna es inherentemente estable.

Para el diseño del sistema de monitorización es CRÍTICO implementar un módulo de protección BMS (Battery Management System) que incluya protección contra sobrecarga (corte a  $4.25\text{-}4.30\text{V}$ ), protección contra sobredescarga (corte a  $2.5\text{-}2.75\text{V}$ ), protección contra sobrecorriente (límite según especificación), protección

contra cortocircuito y balanceo de celdas si se usa configuración serie.

V-B7. Consideraciones de Almacenamiento: Para almacenamiento a corto plazo ( 1 mes), el rango de temperatura es -5 a +45°C. Para almacenamiento prolongado ( 6 meses), el rango se estrecha a 0 a +45°C. Las baterías deben almacenarse con carga del 40-60 % de capacidad, y si se almacenan por más de 3 meses, deben recargarse para evitar daño por sobredescarga.

Para un sistema de evacuación de emergencia que puede permanecer en standby por meses, esto implica almacenar baterías con 50 % de carga (aproximadamente 3.75-3.80V), verificar voltaje cada 3 meses y recargar si ha bajado significativamente, mantener en ambiente con temperatura controlada (idealmente 15-25°C) y realizar ciclo completo carga-descarga cada 6-12 meses para mantener química activa.

V-B8. Cálculo de Autonomía para Sistema de Monitorización: Basándose en la capacidad de 2500mAh a 3.7V nominal, la energía total disponible queda calculada en la ecuación 8.

$$Energia = 2,5Ah \cdot 3,7V = 9,25Wh/celda \quad (8)$$

Para un sistema de monitorización que consume aproximadamente 78mA a 5V (390mW según estimación previa): Configuración 2S (serie): Voltaje: 7.4V nominal, Capacidad: 2500mAh y Energía total: 18.5Wh Con regulador 5V eficiencia 85 %: 15.7Wh útiles

$$Autonomia_{teorica} = \frac{15,7Wh}{0,39W} = 40,3horas \quad (9)$$

Esta autonomía de más de 40 horas excede ampliamente el requisito mínimo de 6-8 horas para evacuación de emergencia, proporcionando margen sustancial para degradación de batería con el tiempo, picos de consumo durante alarmas, operación a bajas temperaturas (reduce capacidad) y factor de seguridad general.

La configuración 2P (paralelo) también es viable si se prefiere mantener voltaje 3.7V pero duplicar capacidad a 5000mAh, aunque requiere regulador boost para elevar a 5V con menor eficiencia ( 80 %).

V-B9. Advertencias y Precauciones Críticas: El documento enfatiza múltiples precauciones de seguridad que deben respetarse estrictamente: Prohibiciones absolutas de NO sumergir en agua o líquidos, NO exponer a fuentes de calor o llamas, NO usar cerca de campos magnéticos intensos, NO transportar con objetos metálicos que puedan causar cortocircuito, NO golpear con objetos punzantes (el packaging flexible es vulnerable), NO intentar desarmar o modificar la celda, NO soldar directamente a los terminales, NO invertir polaridad y NO conectar a tomas de corriente directamente.

V-B10. Respuesta a fugas: Si la batería presenta fuga de electrolito, el contacto con ojos requiere enjuague inmediato con agua limpia y atención médica urgente. Contacto con piel requiere lavado inmediato para evitar inflamación. Si la batería presenta olor o fugas, debe removerse inmediatamente de proximidad de llamas.

V-B11. Almacenamiento de baterías descargadas: Las baterías descargadas deben tener sus terminales aislados con cinta para evitar cortocircuito accidental, ya que incluso descargadas pueden causar fuego o humo si sus terminales se cortocircuitan.

Las ventajas específicas para monitorización neonatal de emergencia que viene estas baterías a elegir son por la alta densidad energética: 185Wh/kg (9.25Wh / 0.05kg), permitiendo un diseño compacto y liviano, tiene

un amplio rango térmico de descarga: -10 a +60°C cubre prácticamente cualquier escenario de evacuación, tiene una robustez mecánica probada: resistencia a caídas y vibraciones es crítica en evacuaciones caóticas, tiene baja auto-descarga: retención 85 % a 28 días permite mantener sistema en standby prolongado, también tiene capacidad de corriente pico: 5000mA instantáneos provee margen para alarmas y backlight simultáneos y finalmente un formato estandarizado: holders 18650 económicos y universalmente disponibles.

V-B12. Normativas de diseño para monitorización de neonatos: Las normas ISO se utilizan para garantizar que el diseño cumpla con estándares internacionales de calidad, procesos y accesibilidad en todas sus etapas de desarrollo. Estas directrices permiten a las organizaciones establecer, documentar, implementar y mantener un sistema de gestión de calidad. Además, se asegura que el diseño y la implementación se pueda realizar de forma estructurada y se cumpla con los requisitos internacionales.

Las normas IEC se utilizan para establecer criterios internacionales que aseguran la calidad, seguridad, eficiencia y compatibilidad de aparatos eléctricos y electrónicos. Estas normas son aplicadas en todas las etapas de un proyecto, desde el diseño y planificación hasta la operación y mantenimiento, garantizando que los sistemas cumplan con altos estándares técnicos y de seguridad. Además, permiten reducir riesgos eléctricos, accidentes y fallos operativos, mejorando la fiabilidad y durabilidad de los equipos. Además, facilitan la homologación internacional y el acceso a mercados globales, al garantizar que los productos cumplen con requisitos reconocidos mundialmente.

Para este paper se tomarán en cuenta las normas representadas en la Tabla 3.

Norma	Tipo / ámbito	Qué indica
ISO 13485	Sistema de gestión de calidad para dispositivos médicos	Establece requisitos para un sistema de gestión de la calidad aplicado al diseño, desarrollo, producción y mantenimiento de dispositivos médicos, asegurando el cumplimiento regulatorio y la trazabilidad en todo el ciclo de vida [69].
IEC 62304	Ciclo de vida del software de dispositivos médicos	Define procesos, actividades y tareas para el desarrollo y mantenimiento seguro del software médico, incluyendo gestión de riesgos, verificación, validación y gestión de configuración del software embarcado [70].
IEC 60601	Seguridad eléctrica y desempeño esencial de equipos electromédicos	Especifica requisitos de seguridad básica y rendimiento esencial para equipos electromédicos, abarcando protección frente a choques eléctricos, compatibilidad electromagnética y condiciones de operación segura en entornos clínicos [71].
ISO 25010	Modelo de calidad de productos de software	Proporciona un modelo de calidad del producto software que incluye características como adecuación funcional, fiabilidad, usabilidad, eficiencia de desempeño, mantenibilidad y portabilidad, para evaluar y asegurar la calidad del software del sistema [72].

Tabla 3  
Normas aplicables a sistemas de monitorización médica. Fuente: Autor Propio

### V-C. Valores normales y anormales de medición en sistemas de monitorización neonatal

La monitorización de signos vitales en neonatos requiere conocimiento preciso de los rangos fisiológicos normales y la identificación temprana de valores anormales que puedan indicar compromiso del estado clínico. Los neonatos, especialmente los prematuros, presentan valores de referencia significativamente diferentes a

los de adultos y niños mayores, con rangos que varían según la edad gestacional, edad postnatal, estado de actividad y condiciones ambientales. Este documento establece los parámetros de referencia relevantes para la monitorización mediante sensores MAX30102 (frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno), DHT11 (temperatura y humedad ambiental) y HX711 (peso corporal).

V-C1. Rangos Normales en Neonatos a Término: La frecuencia cardíaca neonatal es significativamente más elevada que en adultos debido a las demandas metabólicas del crecimiento acelerado y la termorregulación. Según un estudio electrocardiográfico continuo de 24 horas en 29 neonatos sanos, la frecuencia cardíaca máxima durante vigilia osciló entre 150 y 222 latidos por minuto (media  $192 \pm 16$  lpm), mientras que la frecuencia mínima en vigilia varió de 78 a 140 lpm (media  $107 \pm 15$  lpm) [73]. Durante el sueño, estos valores disminuyen la frecuencia máxima oscila entre 125 y 210 lpm (media  $168 \pm 23$  lpm) y la mínima entre 72 y 120 lpm (media  $92 \pm 11$  lpm).

Las guías clínicas establecen que en neonatos a término saludables, la frecuencia cardíaca normal es aproximadamente 120 a 160 latidos por minuto durante vigilia, con variaciones aceptables entre 100 y 190 lpm cuando el neonato está despierto, pudiendo alcanzar hasta 205 lpm durante el llanto sin considerarse patológico. La frecuencia puede disminuir hasta 90 lpm durante el sueño sin constituir bradicardia [74].

V-C2. Rangos Normales en Neonatos Prematuros: Los neonatos prematuros presentan frecuencias cardíacas baseline ligeramente más elevadas que los neonatos a término. Un estudio masivo que analizó más de dos billones de valores de frecuencia cardíaca en 1,703 neonatos prematuros mostró que la frecuencia cardíaca varía según la edad gestacional, por lo tanto, los neonatos de menor edad gestacional (23-25 semanas) presentan frecuencias cardíacas más elevadas que aquellos de mayor edad gestacional (32-34 semanas), con una tendencia a la disminución gradual conforme avanza la edad posmenstrual [75]. En general, el rango normal para prematuros se establece entre 120 y 170 lpm, aunque para prematuros extremos puede aceptarse hasta 180 lpm como límite superior [76].

V-C3. Frecuencia Cardíaca durante la Transición Perinatal: Durante los primeros minutos después del nacimiento, la frecuencia cardíaca experimenta cambios dramáticos como parte de la transición a la respiración pulmonar. En neonatos a término saludables sin intervenciones, los percentiles 10-90 de frecuencia cardíaca son 68-107 lpm al minuto de vida, 102-173 lpm a los dos minutos, y 153-179 lpm a los cinco minutos [77]. Esta variabilidad inicial refleja la adaptación cardiovascular al ambiente extrauterino y enfatiza la importancia de no alarmar prematuramente durante el primer minuto de vida.

La frecuencia cardíaca es considerada el signo vital más importante durante la transición perinatal, con un umbral de 100 lpm, por debajo del cual se recomienda intervención. Sin embargo, la bradicardia transitoria durante el primer minuto no necesariamente indica patología. Estudios recientes muestran que el pinzamiento tardío del cordón umbilical puede influir en los patrones de frecuencia cardíaca, por lo que los valores derivados de estudios con pinzamiento temprano pueden no ser aplicables a la práctica actual [78].

V-C4. Valores Anormales de bradicardia: La bradicardia se define como una frecuencia cardíaca  $<100$  lpm en neonatos durante el período de estabilización, o  $<80-100$  lpm en neonatos estables. La bradicardia prolongada (FC  $<100$  lpm por 2 minutos) en prematuros  $<32$  semanas de edad gestacional se asocia con mayor mortalidad hospitalaria. Un meta análisis de datos individuales de ocho estudios demostró que neonatos con bradicardia prolongada tenían mayores probabilidades de muerte hospitalaria (OR ajustado), especialmente cuando se combinaba con saturación de oxígeno  $<80\%$  a los 5 minutos de vida (OR 18.6, IC 95 % 4.3-79.7) [79].

La bradicardia puede tener múltiples etiologías en neonatos. En prematuros, la apnea de la prematuridad es la causa más común, relacionada con la inmadurez del centro respiratorio. Otros factores causales incluyen hipotermia, sobrecalentamiento, hipoglucemia, hipoxemia, infección, problemas neurológicos y obstrucción

de vía aérea. Durante la hipotermia terapéutica (para encefalopatía hipóxico-isquémica), se espera una disminución de aproximadamente 15 lpm por cada 1°C de reducción de temperatura, resultando en frecuencias cardíacas de 80-100 lpm a 33.5°C, lo cual es tolerado siempre que la presión arterial se mantenga adecuada [80].

V-C5. Valores Anormales de taquicardia: La taquicardia sinusal, definida como frecuencia cardíaca >170 lpm en neonatos a término o >180 lpm en prematuros, es la arritmia más común en recién nacidos. A diferencia de la bradicardia, la taquicardia sinusal generalmente no requiere tratamiento específico ya que típicamente representa una respuesta fisiológica a dolor, infección, fiebre, deshidratación o estrés emocional [81]. Sin embargo, cuando la taquicardia es sostenida sin causa aparente, debe descartarse taquicardia supraventricular patológica.

V-C6. Implicaciones para Monitorización con MAX30102: El sensor MAX30102, al utilizar fotopleletismografía, puede detectar frecuencia cardíaca mediante el flujo pulsátil de sangre. Sin embargo, presenta limitaciones importantes. Durante los primeros 30 segundos después del nacimiento, la pulsioximetría (tecnología similar al MAX30102) puede tardar 12-30 segundos en proporcionar una lectura confiable, significativamente más lenta que el ECG que obtiene valores en 1-2 segundos [82]. Por lo tanto, el MAX30102 es adecuado para monitorización continua en neonatos estables, pero no para decisiones críticas inmediatas durante reanimación.

El sistema debe configurarse con alarmas apropiadas para la población neonatal. Se recomienda límite inferior de alarma a 100 lpm (o 80 lpm si el neonato es estable) y límite superior a 180 lpm para término, 200 lpm para prematuros. Las lecturas deben promediarse sobre 5-10 segundos para evitar falsas alarmas por artefactos de movimiento.

V-C7. Rangos normales de saturación de oxígeno en neonatos estables: La saturación de oxígeno por pulsioximetría (SpO<sub>2</sub>) en neonatos a término saludables, más allá de las primeras 24 horas de vida, generalmente se mantiene entre 95% y 100% respirando aire ambiente. Un estudio en 555 neonatos saludables dentro de las primeras 24 horas de vida a 1,800 metros de altitud encontró que el rango del percentil 5-95 para SpO<sub>2</sub> preductal y postductal fue 89-97% para neonatos a término y de peso normal, y 90-98% para prematuros y bajo peso al nacer [83]. Esto sugiere que 89% y 97% son límites razonables de SpO<sub>2</sub> para neonatos saludables dentro de las 24 horas en altitud moderada.

Estudios de referencia muestran que durante la respiración normal, 95% de los neonatos a término y prematuros mantienen SpO<sub>2</sub> 93-97%, dependiendo de la edad postnatal [84]. A nivel del mar, los valores son ligeramente superiores. Es importante notar que los valores de SpO<sub>2</sub> en las primeras 24 horas son más bajos y variables que después de este período.

V-C8. Saturación de Oxígeno durante Transición Perinatal: Durante los primeros 10 minutos de vida, la saturación de oxígeno experimenta un aumento progresivo como parte de la transición de la circulación fetal a la postnatal. Los valores medianos de SpO<sub>2</sub> preductal en todos los neonatos (término y pretérmino) sin intervenciones, demostrados en la Tabla 4.

Tiempo (min)	Saturación (%)
1	60
2	70
3	80
4	85
5	90
10	95

Tabla 4  
Evolución de la saturación de oxígeno en función del tiempo [85].

Los neonatos nacidos por cesárea tienen saturaciones significativamente menores en los primeros minutos comparados con parto vaginal, con valores mostrados en la Tabla 5.

Tiempo (min)	Cesárea (% SpO <sub>2</sub> )	Parto vaginal (% SpO <sub>2</sub> )
1	54	67
3	67	80
5	85	92
10	94	96

Tabla 5  
Saturación de oxígeno en neonatos según vía de nacimiento [86].

Esta diferencia refleja el menor estímulo mecánico y hormonal del parto vaginal. Es crucial que se comprendan estos patrones normales de transición para evitar intervenciones innecesarias y el sistema de monitorización sepa manejar esos valores para facilitar la atención médica a los neonatos durante su traslado en emergencias.

V-C9. Objetivos de saturación en prematuros extremos: En prematuros extremos (< 32 semanas de edad gestacional), el manejo de la oxigenación es particularmente complejo debido al balance entre prevenir retinopatía del prematuro (ROP) por hiperoxia y evitar hipoxia con sus consecuencias neurológicas. El consenso actual, basado en cinco grandes ensayos clínicos aleatorizados que conforman la colaboración NeOProm, establece que objetivos de SpO<sub>2</sub> de 90-95 % se asocian con menor mortalidad comparado con objetivos de 85-89 % [87].

Sin embargo, el rango 85-89 % reduce significativamente la incidencia de ROP severa que requiere tratamiento (RR 0.42, IC 95 % 0.34-0.51) y displasia broncopulmonar (RR 0.73, IC 95 % 0.63-0.86), aunque a costa de mayor mortalidad (RR 1.12, IC 95 % 0.86-1.45) [88]. Por lo tanto, actualmente se recomienda un objetivo de SpO<sub>2</sub> de 91-95 % para prematuros extremos durante su estadía en UCIN, con límites de alarma configurados en 89 % (inferior) y 96 % (superior) [89].

V-C10. Valores anormales de hipoxemia: La hipoxemia, definida como SpO<sub>2</sub> < 85-90 %, está significativamente asociada con mortalidad neonatal, particularmente en países de bajos recursos. La pulsioximetría se ha convertido en una herramienta crítica para identificar neonatos con anomalías respiratorias no reconocidas clínicamente. Cuando la SpO<sub>2</sub> cae por debajo de 80 %, existe alto riesgo de hipoxia tisular severa que puede resultar en daño cerebral, especialmente en prematuros.

El rango aceptable general para terapia de oxígeno en neonatos es SpO<sub>2</sub> ≥88-92 %. La terapia de oxígeno debe ser considerada cuando el SpO<sub>2</sub> base está en < 93 %, manteniendo valores ≥95 % en neonatos manejados en casa con enfermedad pulmonar crónica [84]. Es importante considerar que la pulsioximetría tiene menor precisión en el rango 85-89 %, donde una lectura de 89 % puede reflejar una saturación arterial real de <80 % [89].

V-C11. Valores anormales de hiperoxia: Aunque menos reconocida como problema inmediato, la hiperoxia (SpO<sub>2</sub> >95-97 % en prematuros, >98-100 % de manera sostenida en cualquier neonato recibiendo oxígeno suplementario) está asociada con daño oxidativo. Los radicales libres de oxígeno aumentan durante hiperoxia y durante la reoxigenación después de hipoxemia, resultando en estrés oxidativo. Este estrés oxidativo se asocia con el desarrollo de displasia broncopulmonar y retinopatía del prematuro [90].

Estudios demuestran que valores de SpO<sub>2</sub> >93-94 % frecuentemente se asocian con PaO<sub>2</sub> >80 mmHg, lo cual puede representar riesgo para algunos recién nacidos recibiendo oxígeno suplementario. La pulsioximetría

no es tan útil para detectar hiperoxia; especialmente con saturaciones  $>94\%$ , la mayoría de los neonatos están hiperoxémicos [91]. Por lo tanto, se recomienda mantener  $SpO_2 <95\%$  en prematuros recibiendo oxígeno para prevenir enfermedades relacionadas con especies reactivas de oxígeno.

V-C12. Implicaciones para monitorización con MAX30102: El MAX30102 utiliza LEDs rojo (660nm) e infrarrojo (880nm) para estimar  $SpO_2$  mediante la diferencia en absorción de luz entre hemoglobina oxigenada y desoxigenada. Para aplicación neonatal, deben considerarse varias limitaciones técnicas mostradas en la Tabla 6.

Aspecto	Descripción
Precisión	El MAX30102, como sensor de bajo costo no certificado médicamente, puede presentar menor precisión que dispositivos clínicos, especialmente en rangos extremos ( $SpO_2 <85\%$ o en hiperoxia).
Colocación del sensor	En neonatos, el sensor debe colocarse en el pie (medición preductal) o en la mano derecha (medición postductal). La medición preductal (mano derecha o pie derecho previo al ductus arterioso) es preferida para evaluar la oxigenación cerebral. Una diferencia preductal–postductal $>10\%$ puede indicar un cortocircuito derecha–izquierda persistente.
Tiempo de respuesta	El MAX30102 requiere entre 3 y 5 segundos de señal estable para calcular la $SpO_2$ de forma confiable.
Configuración de alarmas	Para neonatos a término estables se recomienda fijar la alarma inferior en 89–90% y la superior en 96–98%. Para prematuros extremos en oxigenoterapia, se sugiere alarma inferior en 89% y superior en 96%.

Tabla 6

Consideraciones clínicas y técnicas para el uso del sensor MAX30102 en monitorización neonatal. Fuente: Autor Propio

V-C13. Temperatura Corporal Normal en Neonatos: La Organización Mundial de la Salud define la temperatura corporal normal del recién nacido como  $36.5\text{--}37.5^\circ\text{C}$ , medida por vía axilar o rectal [92]. Un estudio prospectivo en 951 neonatos a término saludables durante las primeras 24 horas de vida, con temperatura ambiental controlada a  $24^\circ\text{C}$ , encontró que la temperatura rectal normal sigue una distribución percentilada específica por edad postnatal [93].

La temperatura axilar, medida correctamente durante 5 minutos con termómetro digital, oscila entre  $36.5$  y  $37.4^\circ\text{C}$  (media  $\pm 1.5$  DE) tanto en neonatos a término como prematuros [94]. Si se mide durante menos de 5 minutos, el rango normal es algo menor pero no está claramente definido. Para evitar diagnóstico erróneo de hipotermia, una temperatura axilar  $<36.5^\circ\text{C}$  solo debe registrarse si se leyó después de mantener el termómetro en posición durante 5 minutos completos.

La temperatura corporal puede fluctuar dependiendo de la hora del día, aceptándose como normal un rango entre  $36.1^\circ\text{C}$  y  $37.9^\circ\text{C}$ . Una temperatura rectal de  $38.0^\circ\text{C}$  se considera fiebre [95]. La temperatura central es aproximadamente  $0.5^\circ\text{C}$  más alta que la temperatura periférica (axilar).

V-C14. Hipotermia neonatal: Definición y Clasificación: La hipotermia neonatal es un problema global que afecta neonatos nacidos tanto en hospitales como en domicilios, mostrando prevalencia  $>90\%$  en países en desarrollo. Aunque raramente es causa directa de muerte, la hipotermia contribuye sustancialmente a la mortalidad neonatal global [8]. La OMS clasifica la hipotermia en tres grados según severidad, mostrado en la Tabla 7.

Categoría	Rango de temperatura corporal
Hipotermia leve	36.0–36.4°C
Hipotermia moderada	32.0–35.9°C
Hipotermia severa	< 32.0°C

Tabla 7  
Clasificación de la hipotermia según rango de temperatura corporal [8].

V-C15. Hipertermia neonatal: La hipertermia se define como temperatura corporal  $>37.5^{\circ}\text{C}$ . Todos los neonatos con hipertermia/febre requieren atención médica inmediata para descartar condiciones médicas serias, siendo la sepsis la más común [96]. Es importante diferenciar entre fiebre verdadera (punto de ajuste hipotalámico elevado) e hipertermia ambiental (sobrecalentamiento externo).

En hipertermia ambiental iatrogénica, la temperatura cutánea estará elevada ( $36.0\text{-}36.5^{\circ}\text{C}$  o mayor) junto con temperatura axilar  $>37.5^{\circ}\text{C}$ . En estos casos, debe enfriarse el neonato reduciendo calentamiento ambiental o aislamiento térmico (mantas). Cuando la hipertermia es severa (temperatura corporal  $>40^{\circ}\text{C}$ ), puede administrarse un baño con agua tibia (aproximadamente  $2^{\circ}\text{C}$  menor que la temperatura corporal del neonato). No se recomiendan dispositivos de enfriamiento [92], [94].

V-C16. Ambiente térmico neutral: El ambiente térmico neutral (termoneutralidad) se define como la temperatura ambiental a la cual las demandas metabólicas (y por lo tanto el gasto calórico) para mantener la temperatura corporal en rango normal ( $36.5\text{-}37.5^{\circ}\text{C}$  rectal) son mínimas. La temperatura ambiental específica requerida para mantener termoneutralidad depende de si los neonatos están mojados (después del parto o baño), vestidos, su peso, edad gestacional y edad en horas/días [97].

Para neonatos a término saludables, la temperatura ambiental óptima es aproximadamente  $24\text{-}25^{\circ}\text{C}$ . Durante el parto, la OMS recomienda temperatura de sala de partos de  $25\text{-}28^{\circ}\text{C}$ . Para prematuros, especialmente de muy bajo peso, se requieren temperaturas ambientales más elevadas ( $32\text{-}36^{\circ}\text{C}$  en incubadora) debido a su limitada capacidad de termorregulación, menor grasa subcutánea y mayor relación superficie/volumen corporal.

V-C17. Rangos de humedad ambiental optima: La humedad relativa del ambiente es un parámetro crítico pero frecuentemente subestimado en el cuidado neonatal. La humedad inadecuada puede afectar las pérdidas insensibles de agua (evaporación desde piel y vía respiratoria), que son una fuente importante de pérdida de calor, particularmente en prematuros con piel inmadura.

Para neonatos a término en cunas abiertas, la humedad relativa óptima es  $40\text{-}70\%$ . Valores  $<40\%$  pueden conducir a deshidratación incrementada y pérdida de calor por evaporación, mientras que valores  $>70\text{-}80\%$  pueden promover crecimiento bacteriano y aumentar riesgo de infecciones. En incubadoras para prematuros extremos, particularmente durante la primera semana de vida, se recomienda humedad  $70\text{-}90\%$  para minimizar pérdidas de agua transepidérmica y mantener integridad cutánea.

V-C18. Implicaciones para Monitorización con DHT11: El sensor DHT11 mide temperatura ambiental y humedad relativa, no la temperatura corporal del neonato. Sus especificaciones técnicas (rango  $0\text{-}50^{\circ}\text{C}$  con precisión  $\pm 2^{\circ}\text{C}$ , humedad  $20\text{-}90\%$  RH con precisión  $\pm 5\%$  RH) son adecuadas para monitorización ambiental pero inadecuadas para la medición directa de temperatura corporal, donde se requiere precisión  $\pm 0.1\text{-}0.2^{\circ}\text{C}$ , por ende, se realizo la Tabla 8 con el fin de mostrar los limites de temperatura permitibles. .

V-C19. Aplicación correcta del DHT11:

- Colocar sensor dentro de incubadora/cuna sin contacto directo con el neonato.
- Posición: altura media de la incubadora, alejado de lámparas de calor radiante y corrientes de aire.
- Verificar periódicamente contra termohigrómetro calibrado.

- Usar como complemento a termometría corporal directa (axilar/rectal), no como sustituto.

Parámetro	Alarma inferior	Alarma superior
Temperatura ambiente (cuna abierta)	22°C	28°C
Temperatura incubadora	32°C	36°C
Humedad ambiente general	40 %	80 %
Humedad en incubadora (prematuros extremos)	50 %	90 %

Tabla 8

Rangos sugeridos de alarmas para temperatura y humedad en cuidados neonatales. Fuente: Autor Propio

V-C20. **Peso normal al nacer:** El peso al nacer es un indicador crítico de salud neonatal y está fuertemente asociado con sobrevivida y desarrollo a largo plazo. Los neonatos nacidos a término completo (37-41 semanas de gestación) pesan típicamente entre 2,600g (5 libras 11.5 onzas) y 3,800g (8 libras 5.75 onzas), con un promedio aproximado de 3,400g (7.6 libras) [98].

El peso al nacer debe medirse dentro de las primeras horas después del nacimiento, previo a la pérdida de peso significativa. Los neonatos a término pierden entre 3.5 % y 6.6 % de su peso al nacer durante los primeros 2.5-2.7 días de vida. Los neonatos exclusivamente amamantados presentan mayor pérdida de peso (mediana 6.6 %, IC 95 % 6.3-6.9 %) que los alimentados con fórmula (mediana 3.5 %, IC 95 % 3.0-3.9 %) o alimentación mixta (5.9 %, IC 95 % 4.8-6.9 %), y tardan más tiempo en recuperar su peso al nacer (8.3 vs 6.5 vs 7.9 días respectivamente) [99].

V-C21. **Bajo peso al nacer: Definición y Clasificación:** La Organización Mundial de la Salud define bajo peso al nacer (BPN) como peso al nacer <2,500g (5 libras 8 onzas), independientemente de la edad gestacional [100]. Esta definición engloba tanto neonatos prematuros como aquellos con restricción del crecimiento intrauterino. El bajo peso al nacer se subclasifica según severidad, mostrado en la Tabla 8.

Categoría	Peso (g)	Peso aproximado (lb-oz)
Bajo peso al nacer (BPN)	<2,500	< 5 lb 8 oz
Muy bajo peso al nacer (MBPN)	< 1,500	< 3 lb 5 oz
Extremadamente bajo peso al nacer (EBPN)	< 1,000	< lb 3 oz

Tabla 9

Clasificación del peso al nacer en recién nacidos [100].

Los neonatos con bajo peso al nacer tienen un riesgo >20 veces mayor de morir que aquellos con peso >2,500g [100].

V-C22. **Monitorización Rutinaria del Peso:** El peso debe medirse diariamente en neonatos hospitalizados en UCIN, preferiblemente a la misma hora cada día y en las mismas condiciones (desnudos, antes de alimentación). La báscula debe estar calibrada y el neonato debe colocarse centrado en la plataforma, sin tubos o cables traccionando verticalmente que puedan afectar la medición. Un cambio de peso >5-10 % en 24 horas puede indicar balance hídrico inadecuado, deshidratación, edema o error de medición.

En neonatos estables dados de alta, el peso debe verificarse en cada visita de seguimiento: a los 3-5 días después del alta, a las 2 semanas, al mes, y mensualmente durante los primeros 6 meses. El patrón de

crecimiento se compara con curvas de crecimiento estandarizadas apropiadas para la edad gestacional [100].

V-C23. Implicaciones para monitorización con HX711: El sensor HX711 acoplado a una celda de carga permite monitorización continua del peso sin necesidad de manipular al neonato, reduciendo el estrés y la pérdida de calor por manipulación. Para aplicación neonatal, deben considerarse varios aspectos técnicos resumidos en la Tabla 10.

Aspecto	Descripción
Selección de celda de carga	Para neonatos a término (rango esperado 2-5 kg), una celda de 5 kg es apropiada. Para prematuros extremos (500g-2kg), puede usarse celda de 3 kg para mayor resolución. Para incluir peso de colchón, ropa y equipamiento, celda de 10 kg proporciona mayor rango aunque con menor resolución relativa.
Resolución y precisión	El HX711 con ADC de 24 bits proporciona una resolución teórica de peso máximo dividido por $2^{23}$ . Para una celda de 5 kg, esto equivale aproximadamente a 0.0006 g de resolución teórica. En la práctica, el ruido eléctrico y mecánico limita la resolución útil a cerca del 0.1% del rango, es decir, alrededor de 5 g para una celda de 5 kg, lo cual es adecuado para monitorización neonatal, donde los cambios clínicamente relevantes son del orden de 20–50 g/día.
Calibración	La calibración debe realizarse con pesas certificadas que cubran el rango esperado (por ejemplo, 500 g, 1000 g, 2000 g, 3000 g). El factor de calibración debe verificarse diariamente con un peso conocido antes de cada uso clínico, y la linealidad debe validarse en todo el rango operativo de la balanza.
Montaje mecánico	El diseño mecánico es crítico para mantener la precisión. La plataforma de medición debe ser rígida y apoyarse exclusivamente sobre la celda de carga, sin contacto con otras estructuras. Los cables, tubos de alimentación, monitores y demás accesorios deben disponerse de forma que minimicen cualquier tracción vertical sobre la plataforma. La temperatura ambiente y del propio sistema puede afectar las lecturas; idealmente, el conjunto debe estabilizarse térmicamente antes de realizar mediciones críticas.

Tabla 10

Consideraciones de diseño para el uso del HX711 en monitorización de peso neonatal. Fuente: Autor Propio.

Las alarmas de peso son típicamente basadas en cambios absolutos o porcentuales en un período definido.

Criterio de cambio de peso	Interpretación / acción sugerida
Pérdida > 50 g en 24 horas en neonato a término	Indica posible alteración del balance hídrico; se recomienda investigar pérdidas insensibles, ingesta, diuresis y posibles causas de deshidratación o enfermedad aguda.
Pérdida > 10% del peso previo en cualquier momento	Criterio de alerta de deshidratación severa; requiere valoración clínica urgente, corrección de líquidos y revisión de la alimentación.
Ganancia > 100 g en 24 horas	Sugiere posible retención de líquidos o edema; se debe evaluar función renal, aporte de sodio, balance hídrico y signos de sobrecarga de volumen.
Ausencia de ganancia de peso por 3-5 días consecutivos después del nadir	Obliga a reevaluar la ingesta calórica, técnica de alimentación, tolerancia digestiva y posibles comorbilidades que limiten el crecimiento.

Tabla 11

Criterios basados en cambios de peso para la calibración de alarmas. Fuente: Autor Propio

La monitorización continua de peso puede verse afectada por movimiento del neonato, causando fluctuaciones. Se recomienda promediar lecturas sobre 10-30 segundos para obtener valor estable, permitiendo la correcta implementación de los criterios expuestos en la Tabla 11. El sistema no reemplaza pesaje formal en báscula calibrada certificada para decisiones clínicas críticas, pero proporciona información de tendencias

valiosa para detectar cambios agudos sin manipulación del neonato.

#### V-D. Microcontroladores

Característica	Arduino Uno	ESP32	Raspberry Pi Pico
MCU	ATmega328P, 8 bits, 16 MHz	Xtensa LX6 dual core, 32 bits, hasta 240 MHz	RP2040 dual core, ARM Cortex-M0+, hasta 133 MHz
Memoria RAM	2 KB	~520 KB SRAM	264 KB SRAM
Memoria Flash	32 KB	4 MB (típico en módulos DevKit)	2 MB en la placa Pico estándar
Voltaje lógico	5 V	3.3 V	3.3 V
GPIO disponibles	14 digitales, 6 analógicas	~30–36 GPIO (según módulo)	26 GPIO multifunción
ADC	6 canales, 10 bits	Hasta 18 canales, 12 bits	3 canales, 12 bits
Conectividad inalámbrica	No integrada	Wi-Fi 2.4 GHz + Bluetooth (Classic/-BLE)	No (sí en Pico W, sólo Wi-Fi)
Consumo típico	45–50 mA sin cargas	80–240 mA activo con Wi-Fi	Decenas de mA típico, sin RF
Facilidad de uso	Muy alta; ecosistema clásico	Media; más potencia, algo más complejo	Media; SDK propio, soporta C/C++ y MicroPython
Ventajas clave	Simplicidad, mucha documentación; integración directa con muchos shields	Gran capacidad de procesamiento y RAM; Wi-Fi/BLE integrados	Buen rendimiento/coste; dual core; PIO muy flexible
Desventajas clave	Recursos muy limitados; sin RF; lógica a 5 V	Más complejo; sólo 3.3 V; consumo alto con Wi-Fi	Sin RF integrada (salvo Pico W); ecosistema menos maduro en shields clásicos

Tabla 12  
Comparación general entre Arduino Uno, ESP32 y Raspberry Pi Pico. Fuente: Autor Propio

En el contexto de la Tabla 12, la Raspberry Pi Pico se presenta como una plataforma particularmente adecuada para aplicaciones embebidas que exigen un equilibrio entre capacidad de cómputo, flexibilidad de E/S y coste. Su microcontrolador RP2040, basado en un núcleo dual ARM Cortex-M0+ a hasta 133 MHz, proporciona una potencia de procesamiento significativamente superior a la de arquitecturas clásicas de 8 bits como el ATmega328P, manteniendo a la vez un consumo y una complejidad de diseño moderados en comparación con sistemas más orientados a conectividad como el ESP32. La disponibilidad de 264 KB de SRAM y 2 MB de memoria flash en la placa estándar permite implementar algoritmos de procesamiento de señal y gestión de comunicaciones de mayor complejidad que en Arduino Uno, sin requerir necesariamente memorias externas.

Por lo tanto, la Pico resulta especialmente atractiva por sus 26 pines GPIO multifunción y, en particular, por el subsistema PIO (Programmable I/O), que posibilita la implementación flexible de protocolos de comunicación y temporización a nivel de hardware programable, favoreciendo experiencias de aprendizaje avanzadas en diseño de interfaces digitales y sistemas en tiempo real. A ello se suma su bajo coste y la compatibilidad con entornos de desarrollo como C/C++ y MicroPython, lo que la convierte en una plataforma didáctica idónea al ofrecer un entorno suficientemente potente para proyectos de investigación y prototipado, pero sin la sobrecarga de un sistema operativo completo ni los requerimientos energéticos de placas más

complejas.

Placa	Entradas de alimentación	Regulador / lógica	Comentarios
Arduino Uno	Jack DC 7–12 V, pin VIN (7–12 V), pin 5V, USB 5 V	Regulador lineal a 5 V; lógica a 5 V	Sin pin de enable global; pines 3.3 V y 5 V como salidas. Adecuado usar un convertidor buck (step-down) desde tensiones superiores hacia VIN o 5 V. No permite apagar la placa por hardware sin añadir MOSFET externo.
ESP32 (DevKit)	VIN/5V (desde USB o fuente externa de 5 V) y pin 3V3	Regulador a 3.3 V en la placa; lógica a 3.3 V	Algunos módulos exponen pin EN del chip, pero no siempre como control global de potencia. Suele usarse buck hacia 5 V y luego regulador onboard a 3.3 V, o bien buck directo a 3.3 V en diseños de bajo consumo.
Raspberry Pi Pico	USB (VBUS, 5 V) y VSYS (1.8–5.5 V)	Regulador buck interno a 3.3 V; lógica a 3.3 V	Pines 3V3 (salida regulada) y 3V3_EN (entrada de enable del regulador: a GND apaga 3.3 V y el RP2040). VSYS acepta batería o fuente entre 1.8 y 5.5 V, el propio Pico hace el step-down. Permite controlar el encendido/apagado desde lógica externa sin convertidores adicionales.

Tabla 13

Comparación de esquemas de alimentación y gestión de energía en microcontroladores. Fuente: Autor Propio

En el contexto de la Tabla 13, la Raspberry Pi Pico ofrece ventajas claras para un sistema alimentado con baterías 18650, ya que integra un regulador buck capaz de aceptar tensiones en el pin VSYS en un rango amplio (aprox. 1.8–5.5 V), que cubre cómodamente la variación de tensión típica de una celda de litio de formato 18650 a lo largo de su descarga. Esto permite conectar la batería prácticamente de forma directa a VSYS, evitando etapas externas adicionales de conversión DC–DC y reduciendo tanto las pérdidas de energía como la complejidad del diseño de potencia. Además, la salida regulada de 3.3 V está optimizada para alimentar tanto el microcontrolador RP2040 como los periféricos digitales y analógicos del sistema, lo que simplifica la distribución de energía en el PCB.

También resulta especialmente relevante la presencia del pin 3V3 EN, que actúa como entrada de habilitación del regulador de 3.3 V. Este pin permite implementar políticas de gestión energética avanzadas, como el apagado completo de la lógica cuando el sistema entra en modo de reposo profundo o cuando la tensión de la batería desciende por debajo de un umbral seguro, sin necesidad de añadir circuitería discreta compleja (por ejemplo, MOSFETs de alta carga controlados por comparadores). En un proyecto biomédico portátil alimentado por baterías 18650, esta capacidad facilita el diseño de estrategias de ahorro energético y de protección de la batería, garantizando una mayor autonomía y una operación más segura, lo que convierte a la Raspberry Pi Pico en una plataforma particularmente adecuada frente a alternativas que carecen de un control tan directo sobre su propia etapa de regulación.

V-D1. Funcionamiento de un microcontrolador Raspberry PI Pico: El Raspberry Pi Pico es una placa de desarrollo basada en el microcontrolador RP2040, diseñado por la compañía Raspberry Pi”. Funciona con un microprocesador Arm Cortex M0+ de doble núcleo que opera a una frecuencia de hasta 133 MHz, ofreciendo

un rendimiento eficiente para aplicaciones embebidas y de control [101]. El microcontrolador cuenta con 264 KB de memoria RAM y 2 MB de memoria Flash para almacenamiento de programas y datos, lo que le permite ejecutar programas complejos con buena capacidad de almacenamiento [101].

Desde el punto de vista de ingeniería, el Raspberry Pi Pico se estructura alrededor de un bus avanzado de alto desempeño (AHB), que conecta de manera eficiente los procesadores, memorias y otros recursos, y un bus de periféricos avanzado (APB) para manejar componentes de menor ancho de banda [102]. Tiene 26 pines GPIO multifunción con capacidades como SPI,  $I^2C$ , UART, entradas analógicas de 12 bits y PWM en 16 canales, que permiten su uso en una amplia gama de aplicaciones de entrada/salida [103]. Además, incluye características de bajo consumo energético, como modos de reposo y suspensión para optimizar la autonomía en proyectos embebidos. También cuenta con dos bloques de E/S programables (PIO) con cuatro máquinas de estado cada uno, que permiten implementar protocolos de comunicación personalizados y descargar tareas específicas del procesador principal [102].

El Raspberry Pi Pico puede ser programado en C/C++ y MicroPython, lo que proporciona flexibilidad según el nivel de conocimiento del desarrollador y la complejidad del proyecto [103]. La placa se comunica y alimenta mediante un puerto micro-USB, y su arquitectura de doble núcleo ARM Cortex-M0+ brinda un equilibrio entre procesamiento eficiente y bajo consumo eléctrico [101].

## VI. Marco Metodológico

La metodología se basa en el diseño y desarrollo de un prototipo biomédico modular, orientado a portabilidad, bajo consumo energético y uso en evacuaciones neonatales de emergencia. Esto justifica un enfoque de ingeniería aplicada, no clínico.

### VI-A. Fase 1: Definición de Requerimientos del Sistema

La primera fase del proyecto consiste en establecer de manera sistemática los requerimientos técnicos, funcionales y operacionales del sistema de monitoreo neonatal. Esta etapa es fundamental para garantizar que el diseño final cumpla con las necesidades específicas del entorno de aplicación y las limitaciones técnicas inherentes a un dispositivo portátil de monitoreo biomédico.

VI-A1. Identificación de variables fisiológicas críticas: Los parámetros fisiológicos a monitorear se seleccionaron en base a su relevancia clínica para la evaluación del estado de salud neonatal y la viabilidad técnica de medición mediante sensores no invasivos de bajo costo [104].

VI-A2. Frecuencia cardíaca (FC): La frecuencia cardíaca neonatal es un indicador vital primario del estado cardiovascular. Los rangos normales varían significativamente según la edad gestacional y el estado de actividad del neonato [105], mostrado en la Tabla 14 y así mismo con una representación gráfica en la Figura 10.

Condición	FC mínima (lpm)	FC máxima (lpm)
Neonato prematuro (en reposo)	120	160
Neonato a término (en reposo)	100	160
Neonato activo/llorando	160	200
Bradicardia (alerta crítica)	–	60
Taquicardia (alerta crítica)	180	–

Tabla 14  
Rangos de frecuencia cardíaca neonatal y umbrales de alerta. [104], [105]

El método de medición a usar es fotoplestismografía (PPG) mediante sensor MAX30102 con LED infrarrojo de 880 nm. La señal PPG detecta variaciones en el volumen sanguíneo capilar sincronizadas con el ciclo cardíaco.

VI-A3. Saturación de oxígeno (SpO<sub>2</sub>): La saturación periférica de oxígeno es crítica para detectar hipoxemia neonatal, una condición potencialmente mortal.

Estado clínico	SpO <sub>2</sub> (%)
Rango normal neonatal	95 – 100
Hipoxemia leve	90 – 94
Hipoxemia moderada	85 – 89
Hipoxemia severa (crítico)	< 85

Tabla 15  
Rangos de saturación de oxígeno y clasificación clínica. [106]

El método de medición a usar para este escenario específico es oximetría de pulso dual-wavelength mediante sensor MAX30102 (LED rojo 660 nm + LED infrarrojo 880 nm) [107], [108]. El cálculo de SpO<sub>2</sub> se basa en la relación de absorbancias.

$$R = \frac{AC_{red}/DC_{red}}{AC_{IR}/DC_{IR}} \quad (10)$$

donde  $AC$  representa la componente pulsátil y  $DC$  la componente continua de la señal.

VI-A4. Temperatura corporal y ambiental: El control térmico es crítico en neonatos debido a su limitada capacidad de termorregulación y alta relación superficie/volumen, presentado en la Tabla 16.

Parámetro	Rango normal	Umbral crítico
Temperatura corporal neonatal	36.5 – 37.5 °C	< 36 °C o > 38 °C
Temperatura ambiental óptima	24 – 26 °C	< 20 °C o > 30 °C
Humedad relativa óptima	40 – 60 %	< 30 % o > 70 %

Tabla 16  
Rangos térmicos y de humedad para ambiente neonatal [109].

El método de medición usa un sensor digital DHT11 con termistor NTC para temperatura ( $\pm 2^\circ\text{C}$  precisión) y sensor capacitivo para humedad relativa ( $\pm 5\%$  precisión).

VI-A5. Peso corporal: La monitorización continua del peso permite detectar deshidratación, retención de líquidos o pérdida de peso patológica.

Categoría	Peso (g)
Neonato extremadamente bajo peso	< 1000
Neonato muy bajo peso	1000 – 1500
Neonato bajo peso	1500 – 2500
Neonato peso normal	2500 – 4000
Neonato macrosómico	> 4000

Tabla 17  
Clasificación de peso neonatal al nacimiento [110].

El método de medición es celda de carga tipo galga extensiométrica de 5 kg con amplificador HX711 (resolución 24 bits, precisión  $\pm 0.1$  g).

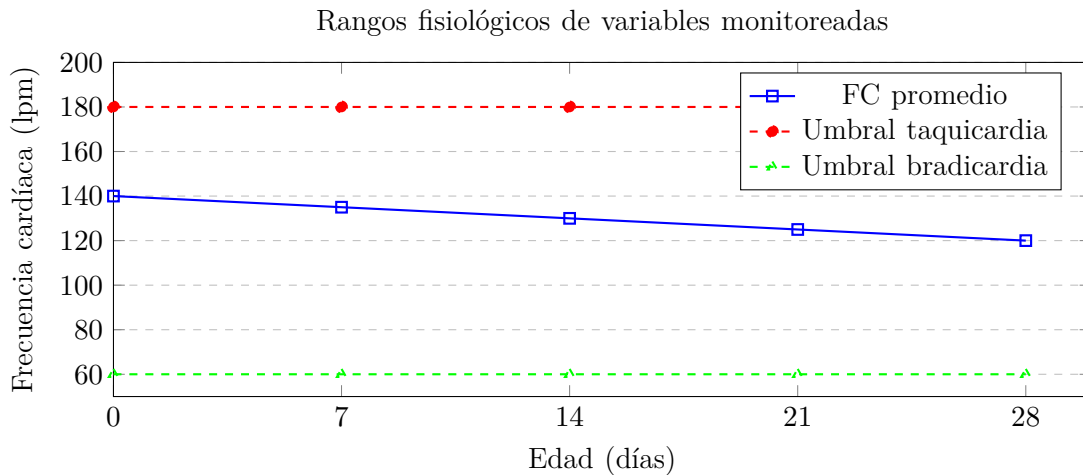


Figura 10. Evolución de frecuencia cardíaca neonatal durante el primer mes y umbrales de alerta [80], [81].

VI-A6. Análisis de restricciones del entorno: El sistema debe operar en condiciones adversas típicas de emergencias neonatales, lo que impone restricciones estrictas de diseño referentes al peso, resistencia a la humedad, de autonomía energética, seguridad eléctrica y ergonomía.

VI-A7. Restricción de portabilidad: Requerimientos mínimos son que el sistema completo debe ser transportable por una sola persona sin asistencia mecánica.

- Peso máximo total: < 6 kg (incluyendo batería, sensores, carcasa y electrónica)
- Dimensiones máximas: 20 cm × 15 cm × 15 cm (volumen ≈ 4.5 L)
- Forma: Diseño ergonómico con asas de transporte integradas
- Resistencia: Carcasa resistente a golpes (caídas desde 50 cm)

VI-A8. Restricción de autonomía energética: Para este prototipo se debe de cumplir con el requerimiento de operación continua sin conexión a red eléctrica durante traslados de emergencia.

Escenario	Duración típica	Autonomía requerida
Traslado intra-hospitalario	5 – 15 min	> 30 min
Traslado urbano ambulancia	20 – 60 min	> 2 horas
Traslado inter-hospitalario	1 – 4 horas	> 8 horas
Uso en áreas sin electricidad	8 – 24 horas	> 12 horas

Tabla 18

Escenarios de uso y requerimientos de autonomía energética. Fuente: Autoría Propia

Con referencia a la Tabla 18 se decidió proceder con un Power bank de 10400 mAh con salida USB 5V/3A. Para demostrar que es la solución, se hará un cálculo teórico de autonomía mediante la Ecuación 11 y usando los valores reales que ofrece el power bank y que el prototipo requiere para el funcionamiento correcto del sistema.

$$t_{autonomia} = \frac{C_{bateria} \times \eta_{convertidor}}{I_{consumo}} = \frac{10400 \text{ mAh} \times 0,85}{174 \text{ mA}} \approx 50,8 \text{ horas} \quad (11)$$

donde:

- $C_{bateria}$  = Capacidad nominal de la batería
- $\eta_{convertidor}$  = Eficiencia del convertidor DC-DC ( $\approx 85\%$ )
- $I_{consumo}$  = Corriente promedio consumida por el sistema

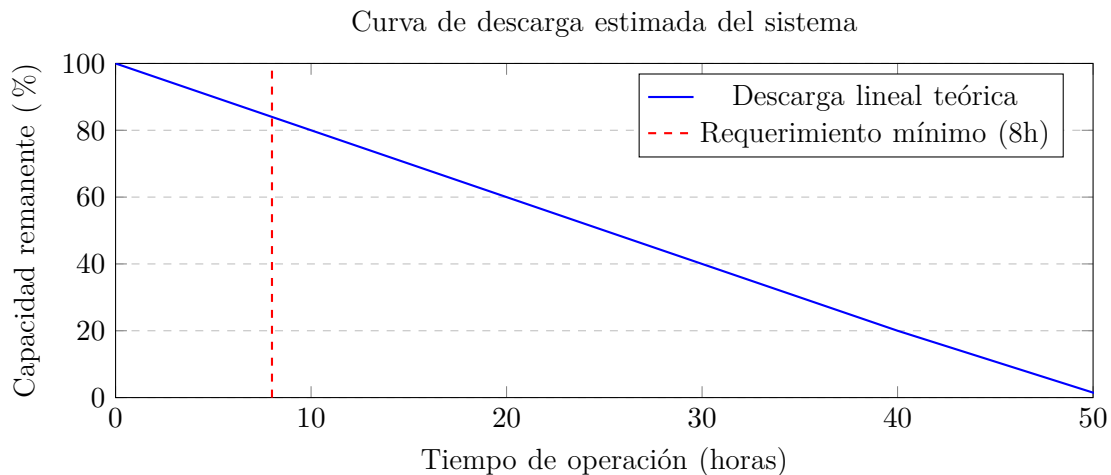


Figura 11. Curva de descarga estimada de la batería 10400 mAh bajo consumo constante de 174 mA [111].

VI-A9. Restricción de seguridad eléctrica: Se debe de tomar en cuenta el requerimiento de cumplimiento de normas IEC 60601-1 para dispositivos médicos eléctricos, resumido en la Tabla 19, mientras que a su misma vez debe de cumplir un mínimo de 8 horas teóricas de funcionamiento, se llega a la Figura 11.

Aspecto normativo	Implementación en el diseño
Aislamiento eléctrico	Alimentación por batería USB (5V DC), sin contacto con red AC
Corrientes de fuga	$< 10 \mu\text{A}$ (muy por debajo del límite de $100 \mu\text{A}$ )
Protección contra cortocircuitos	Power bank con protección integrada (OCP, OVP, OTP)
Biocompatibilidad de sensores	Sensor MAX30102 sin contacto directo con piel (medición óptica)
EMC (compatibilidad electromagnética)	Operación sin módulos RF, comunicación cableada $I^2C$

Tabla 19  
Cumplimiento de aspectos de seguridad eléctrica según IEC 60601-1 [71].

VI-A10. Restricción de facilidad de uso: Requerimiento: Operación intuitiva por personal médico con entrenamiento mínimo, la Figura 13 muestra el diagrama de bloques de funcionamiento desde el punto de vista del cliente, detallando de manera sencilla los sensores a usar, el microcontrolador usado y las salidas de información, incluyendo alarmas.

- Tiempo de configuración inicial:  $< 1$  minuto desde encendido hasta primera lectura
- Número de operadores necesarios: 1 persona
- Pasos de setup:
  1. Encender power bank (1 botón)
  2. Esperar inicialización (2 segundos)
  3. Colocar sensor MAX30102 en extremidad del neonato
  4. Lectura automática de parámetros
- Interfaz visual: Pantallas LCD con iconografía intuitiva (corazón para FC, termómetro para temperatura)
- Alertas: Señales sonoras diferenciadas por prioridad

VI-A11. Requerimientos funcionales: Los requerimientos funcionales describen las capacidades y operaciones que el sistema debe realizar, la Tabla 20 en lista los principales requerimientos derivado de un análisis de necesidades.

ID	Requerimiento funcional	Criterio de aceptación
RF-01	Medir frecuencia cardíaca	Rango 30-200 lpm, actualización cada 1 segundo
RF-02	Medir saturación de oxígeno (SpO <sub>2</sub> )	Rango 70-100 %, resolución 1 %
RF-03	Medir temperatura ambiental	Rango 0-50°C, precisión $\pm 2^\circ\text{C}$
RF-04	Medir humedad relativa	Rango 20-90 %, precisión $\pm 5\%$
RF-05	Medir peso corporal	Rango 0-5000 g, precisión $\pm 1\text{ g}$
RF-06	Visualizar parámetros en tiempo real	Actualización en LCD cada 100 ms
RF-07	Generar alertas sonoras	Buzzer activado cuando FC < 60 o > 180 lpm
RF-08	Registrar datos para análisis	Salida serial UART a 9600 baud
RF-09	Operar con batería	Autonomía mínima 8 horas continuas
RF-10	Detección automática de sensor	Mensaje de Colocar dedo si no hay señal PPG

Tabla 20

Requerimientos funcionales del sistema de monitoreo neonatal. Fuente: Autoría Propia.

VI-A12. Requerimientos no funcionales: Los requerimientos no funcionales establecen restricciones sobre cómo el sistema debe operar usando los principios de ingeniería basándose principalmente en la obra de John G. Webster y siendo mostrados en la Tabla 21.

ID	Requerimiento no funcional	Especificación
RNF-01	Precisión de FC	$\pm 2$ latidos por minuto vs. estándar de referencia
RNF-02	Precisión de SpO <sub>2</sub>	$\pm 2\%$ vs. oxímetro comercial certificado
RNF-03	Tiempo de respuesta a alertas	< 5 segundos desde detección de condición crítica
RNF-04	Disponibilidad del sistema	> 99 % durante periodo de batería
RNF-05	Modularidad	Cada sensor reemplazable sin modificar código
RNF-06	Consumo energético	< 200 mA en operación normal
RNF-07	Tiempo de arranque	< 3 segundos desde encendido hasta primera lectura
RNF-08	Resistencia a interferencias	Operación sin errores con Wi-Fi/Bluetooth cercanos
RNF-09	Vida útil de batería	> 500 ciclos de carga/descarga
RNF-10	Usabilidad	Operación sin manual de usuario para personal entrenado

Tabla 21

Requerimientos no funcionales del sistema de monitoreo neonatal [1].

VI-A13. Matriz de trazabilidad de requerimientos: la matriz de trazabilidad, mostrada en la Figura 12 y enlistada en la Tabla 22 con sus respectivas posiciones de prioridad para este proyecto, indican la estructura interna del mismo, demostrando la jerarquía de las funciones que debe de realizarse en el momento de sensar y monitorear.

Requerimiento	Componente hardware	Módulo software	Método de validación
RF-01 (FC)	MAX30102	heartRate.h	Comparación con ECG
RF-02 (SpO <sub>2</sub> )	MAX30102	Algoritmo PPG	Comparación con oxímetro
RF-03 (Temp)	DHT11	DHT11.h	Termómetro calibrado
RF-04 (Humedad)	DHT11	DHT11.h	Higrómetro de referencia
RF-05 (Peso)	HX711 + celda	HX711.h	Balanza de precisión
RF-06 (Display)	LCD <i>I<sup>2</sup>C</i>	LiquidCrystal_ <i>I<sup>2</sup>C</i> .h	Inspección visual
RF-07 (Alertas)	Buzzer	tone() function	Prueba funcional
RF-09 (Batería)	Power-bank 10400mAh	–	Prueba de descarga

Tabla 22

Matriz de trazabilidad entre requerimientos, componentes y métodos de validación. Fuente: Autoría Propia.

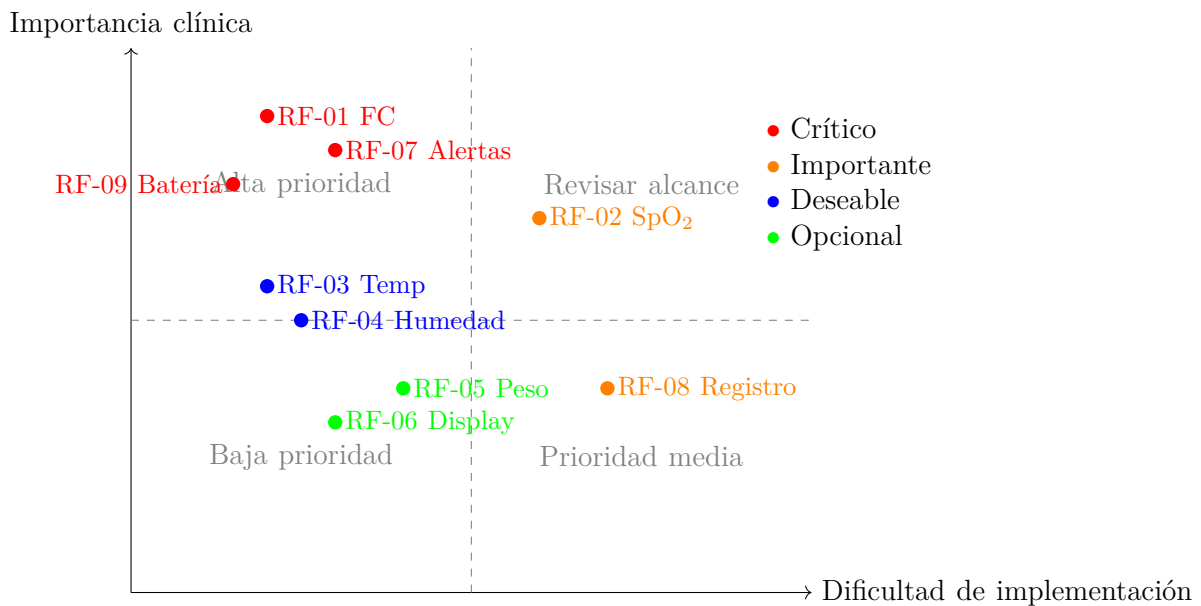


Figura 12. Matriz de priorización de requerimientos funcionales según importancia clínica y dificultad de implementación. Fuente: Autoría Propia basada en [4].

## VI-B. Fase 2: Arquitectura General del Sistema y Enfoque Modular

La segunda fase del proyecto establece la arquitectura general del sistema de monitoreo neonatal mediante un enfoque modular que permite la independencia funcional de cada subsistema, facilitando el desarrollo, pruebas, mantenimiento y futuras actualizaciones del dispositivo [1]. La modularidad es un principio fundamental en el diseño de sistemas biomédicos complejos, ya que permite aislar fallos, reemplazar componentes defectuosos y escalar funcionalidades sin afectar el sistema completo [3].

VI-B1. Diagrama de bloques general: La Tabla 13 es un diagrama de flujo indicando los periféricos con sus protocolos de comunicación, la parte superior usa protocolo  $I^2C$  en los sensores DHT11 Y MAX30102 y en las pantallas LCD, por otro lado, la parte inferior tiene protocolo de GPIO general para el sensor HX711 y PARA EL BUZZER que sirve de alarma sonora.

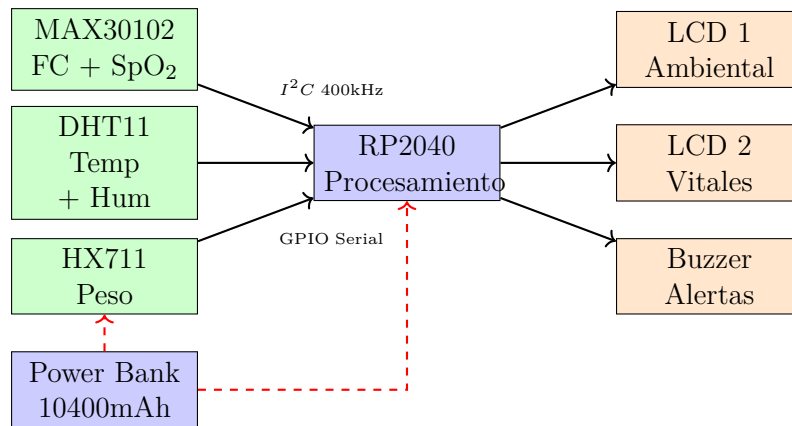


Figura 13. Diagrama de bloques detallado con protocolos de comunicación y alimentación. Autoría Propia

VI-B2. Delimitación de módulos funcionales: Cada módulo del sistema opera de forma independiente con interfaces bien definidas, siguiendo el principio de responsabilidad única (Single Responsibility Principle) de la ingeniería de software [112].

VI-B3. Módulo de adquisición cardíaca: Componente usado es el sensor MAX30102 que cumple con la función de medición no invasiva de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno mediante fotopleletismografía (PPG) [108], [113].

Cuyas especificaciones técnicas son las siguientes lista, que indica especificaciones físicas, y la Tabla 23 que indica especificaciones virtuales.

- LED rojo: 660 nm, corriente programable 0-51 mA
- LED infrarrojo: 880 nm, corriente programable 0-51 mA
- Fotodetector: Fotodiodo de silicio con filtro óptico
- ADC integrado: 18 bits de resolución
- Frecuencia de muestreo: Configurable 50-3200 Hz
- Interfaz:  $I^2C$  Fast Mode (400 kHz), dirección 0x57
- Consumo: 1.2 mA (modo activo), 0.7  $\mu$ A (modo shutdown)
- Rango de temperatura operativa:  $-40^{\circ}\text{C}$  a  $+85^{\circ}\text{C}$
- LED rojo: 660 nm, corriente programable 0-51 mA
- LED infrarrojo: 880 nm, corriente programable 0-51 mA
- Fotodetector: Fotodiodo de silicio con filtro óptico
- ADC integrado: 18 bits de resolución
- Frecuencia de muestreo: Configurable 50-3200 Hz
- Interfaz:  $I^2C$  Fast Mode (400 kHz), dirección 0x57
- Consumo: 1.2 mA (modo activo), 0.7  $\mu$ A (modo shutdown)
- Rango de temperatura operativa:  $-40^{\circ}\text{C}$  a  $+85^{\circ}\text{C}$

Parámetro	Valor	Notas
Rango de FC	30-200 lpm	Configurable por software
Precisión FC	±2 lpm	En condiciones ideales
Rango SpO <sub>2</sub>	70-100%	Según fabricante
Precisión SpO <sub>2</sub>	±2%	Para SpO <sub>2</sub> >90%
Tiempo de respuesta	<2 s	Para FC estable
FIFO interno	32 muestras	Reduce carga del MCU

Tabla 23  
Especificaciones del módulo MAX30102 [108].

El sensor MAX30102 emite luz en dos longitudes de onda (rojo e infrarrojo) que penetran el tejido subcutáneo. La hemoglobina oxigenada (HbO<sub>2</sub>) y desoxigenada (Hb) absorben estas longitudes de onda de manera diferente [107].

- Hemoglobina oxigenada: Absorbe más luz infrarroja (880 nm)
- Hemoglobina desoxigenada: Absorbe más luz roja (660 nm)

La relación de absorbancias permite calcular la SpO<sub>2</sub> mediante la ley de Beer-Lambert modificada [113].

$$SpO_2 = f \left( \frac{AC_{red}/DC_{red}}{AC_{IR}/DC_{IR}} \right) \quad (12)$$

donde  $f$  es una función de calibración empírica proporcionada por el fabricante.

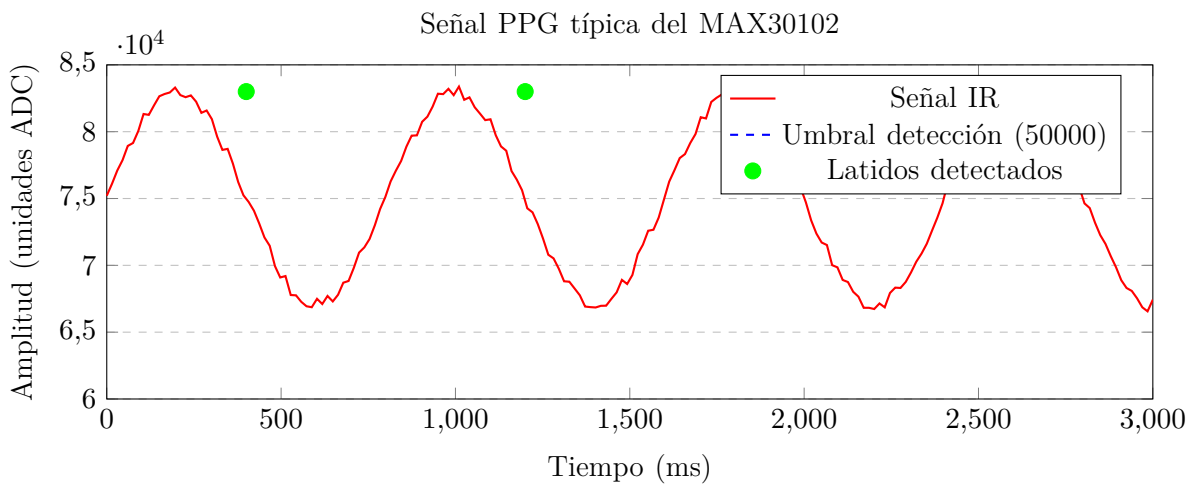


Figura 14. Señal fotopletismográfica típica capturada por el MAX30102 con detección de picos correspondientes a latidos cardíacos [113].

La Figura 14 es realizado con observación empírica de los valores del IR permitiendo el calculo y la visualización del ritmo cardíaco sacado de la escritura de John Allen.

VI-B4. Módulo ambiental: El componente a usar es el sensor DHT11 cuya función es medición digital de temperatura y humedad relativa del ambiente [41].

Especificaciones técnicas del sensor se muestra en la siguiente lista.

- Rango de temperatura: 0-50°C

- Precisión de temperatura:  $\pm 2^{\circ}\text{C}$
- Resolución de temperatura:  $1^{\circ}\text{C}$  (8 bits)
- Rango de humedad: 20-90 % RH
- Precisión de humedad:  $\pm 5\%$  RH
- Resolución de humedad: 1 % RH (8 bits)
- Interfaz: Protocolo serial propietario de un cable
- Frecuencia de muestreo: 1 Hz (máximo)
- Consumo: 2.5 mA (medición), 60  $\mu\text{A}$  (standby)
- Tiempo de respuesta: 6-15 segundos

Característica	DHT11	DHT22
Precisión temperatura	$\pm 2^{\circ}\text{C}$	$\pm 0.5^{\circ}\text{C}$
Precisión humedad	$\pm 5\%$	$\pm 2\%$
Resolución	8 bits	16 bits
Costo	\$1 USD	\$4 USD
Justificación	Suficiente para moni- toreo ambiental	Innecesario

Tabla 24  
Comparación DHT11 vs DHT22 y justificación de selección [41].

Según la Tabla 24 se muestra la decisión de usar un sensor DHT11 en vez de un sensor DHT22, no solo por el costo, sino también por las especificaciones técnicas que cumplen con los requerimientos específicos para un prototipo, mientras que los requerimientos de un producto final requerirían el DHT22.

El DHT11 utiliza un protocolo serial de un solo cable con codificación digital basada en duración de pulsos [41], la cual tiene una representación en la Figura 15.

1. Host envía señal de inicio (LOW por 18 ms)
2. DHT11 responde con 40 bits de datos (16 bits humedad + 16 bits temperatura + 8 bits checksum)
3. Bit '0': 26-28  $\mu\text{s}$  HIGH
4. Bit '1': 70  $\mu\text{s}$  HIGH

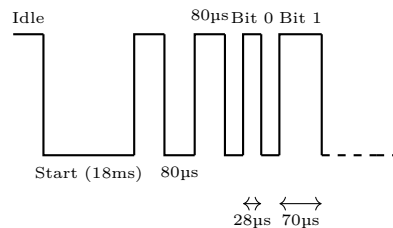


Figura 15. Diagrama temporal del protocolo de comunicación DHT11 [41].

VI-B5. Módulo de peso: Los componentes a usar son la celda de carga (5 kg) y un amplificador HX711, cuya función es la medición precisa del peso corporal neonatal mediante galga extensiométrica [114].

Especificaciones técnicas tanto de la celda de carga como del amplificador se encuentran en la siguiente lista, mientras que la Tabla 25 expande las especificaciones virtuales y sus respectivas tolerancias de captura de datos.

Celda de carga:

- Tipo: Galga extensiométrica en configuración puente de Wheatstone

- Capacidad: 5 kg (50 N)
- Sensibilidad: 1.0 mV/V  $\pm$  0.15 mV/V
- Resistencia de entrada: 1000  $\Omega$   $\pm$  20  $\Omega$
- Material: Aluminio anodizado
- Protección: IP65 (resistente a humedad)

HX711:

- ADC: 24 bits sigma-delta
- Ganancia programable: 32, 64, 128
- Tasa de salida: 10 Hz o 80 Hz (seleccionable)
- Ruido RMS: 50 nV (ganancia 128)
- Interfaz: Serial síncrona (2 hilos: DOUT, SCK)
- Voltaje de operación: 2.6-5.5 V
- Consumo: < 1.5 mA (activo)

Parámetro	Valor	Cálculo/Notas
Rango de medición	0-5000 g	Capacidad de la celda
Resolución teórica	0.0003 g	5000 g/2 <sup>24</sup> = 0,0003 g
Resolución práctica	0.1 g	Limitada por ruido y vibración
Precisión	$\pm$ 1 g	Después de calibración
Linealidad	$\pm$ 0.05 % FS	Full Scale
Factor de escala	2280 (típico)	Determinado empíricamente

Tabla 25  
Especificaciones del módulo de pesaje HX711 + celda de carga [114].

Principio de operación:

La celda de carga contiene cuatro galgas extensiométricas conectadas en configuración de puente de Wheatstone [115]. Cuando se aplica una fuerza, la deformación elástica cambia la resistencia de las galgas:

$$\Delta R = R \cdot GF \cdot \epsilon \quad (13)$$

donde:

- $\Delta R$  = Cambio de resistencia
- $R$  = Resistencia nominal (350  $\Omega$  típico)
- $GF$  = Factor de galga ( $\approx$  2)
- $\epsilon$  = Deformación unitaria (strain)

El HX711 amplifica y digitaliza la señal diferencial del puente:

$$V_{out} = \frac{V_{exc} \cdot GF \cdot \epsilon}{2} \quad (14)$$

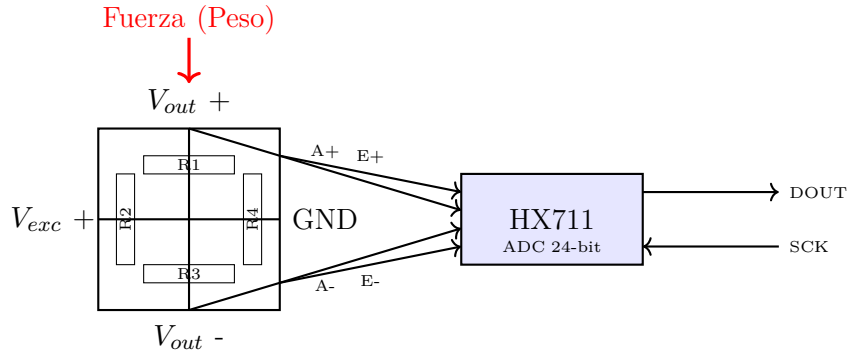


Figura 16. Esquema del puente de Wheatstone de la celda de carga y conexión con el HX711 [114], [115].

El procedimiento de calibración teórico se basa en las siguientes ecuaciones:

1. Tara (offset): Sin peso, establecer lectura en cero

$$\text{offset} = \text{Valor bruto}|_{\text{peso}=0} \quad (15)$$

2. Determinación del factor de calibración: Colocar peso conocido ( $m_{ref}$ )

$$\text{Factor de calibración} = \frac{\text{valor bruto}|_{m_{ref}} - \text{offset}}{m_{ref}} \quad (16)$$

3. Medición: Calcular peso desconocido

$$m = (\text{valor bruto peso desconocido} - \text{offset}) * (\text{factor de calibración}) \quad (17)$$

VI-B6. Módulo de procesamiento central: Componente: Raspberry Pi Pico (RP2040) cuya función principal es el procesamiento central de todas las señales, implementación de algoritmos de detección, control de periféricos y gestión de alertas [116], la Tabla 27 indica las características electrónicas del RP2040. Por otro lado, la Tabla 26 indica la asignación de los periféricos al microcontrolador permitiendo su conexión y comunicación.

Especificaciones técnicas del RP2040:

- Arquitectura: Dual-core ARM Cortex-M0+ @ 133 MHz
- Memoria: 264 KB SRAM on-chip
- Flash: 2 MB QSPI Flash externa (en Raspberry Pi Pico)
- GPIO: 26 pines multifunción (3.3V)
- ADC: 12 bits, 4 canales, 500 ksp/s
- PWM: 16 canales independientes
- Comunicación: 2× UART, 2× SPI, 2× I<sup>2</sup>C, 16× PIO
- DMA: 12 canales independientes
- Consumo: 30-50 mA (ambos cores activos)
- Temperatura operativa: -20°C a +85°C

Función	Periférico usado	Configuración
Comunicación MAX30102	$I^2C0$	SDA=GP4, SCL=GP5, 400 kHz
Comunicación LCD 1	$I^2C0$ (compartido)	Dirección 0x27
Comunicación LCD 2	$I^2C0$ (compartido)	Dirección 0x23
Comunicación HX711	GPIO bit-bang	DOUT=GP3, SCK=GP4
Lectura DHT11	GPIO + Timer	Data=GP2, 1-wire protocol
Control buzzer	PWM	GP5, frecuencia variable
Debug serial	UART0	TX=GP0, RX=GP1, 9600 baud

Tabla 26  
Asignación de periféricos del RP2040 en el sistema [116].

Criterio	RP2040	ATmega328P	Justificación
Velocidad de reloj	133 MHz	16 MHz	8× más rápido
Núcleos	2 (Dual-core)	1	Procesamiento paralelo
SRAM	264 KB	2 KB	132× más memoria
Periféricos $I^2C$	2 hardware	1 hardware	Mejor gestión bus
Costo	4 USD	2 USD	+2 USD justificado
Consumo	30-50 mA	10-20 mA	Aceptable con batería
Comunidad	Creciente	Muy amplia	Arduino IDE compatible

Tabla 27  
Comparación RP2040 vs ATmega328P (Arduino UNO) y justificación de selección [116].

VI-B7. Módulo de visualización y alertas: Componentes: 2× LCD 16×2 con módulo  $I^2C$  + Buzzer piezoeléctrico, cuya función es la presentación de información en tiempo real y generación de alertas audibles [1], en la Figura 17 se encuentra el diagrama de flujo completo de funcionamiento de sistema electrónico donde se puede apreciar las salidas de los LCDs y el buzzer de alarma.

Especificaciones LCD 16×2  $I^2C$ :

- Display: 16 columnas × 2 filas, caracteres alfanuméricos
- Controlador: HD44780 compatible
- Módulo  $I^2C$ : PCF8574T (expansor de 8 bits)
- Voltaje: 5V DC
- Consumo: 20 mA (backlight encendido)
- Contraste: Ajustable mediante potenciómetro
- Ángulo de visión: 180° (horizontal), 60° (vertical)

Pantalla	Información mostrada	Formato
LCD 1 (0x27)	Línea 1: Temperatura y Humedad Línea 2: Peso	T:25C H:60 % Peso: 3245.5g
LCD 2 (0x23)	Línea 1: FC promedio Línea 2: Estado sensor o valor IR	BPM: 120 IR: 75000

Tabla 28  
Distribución de información en las dos pantallas LCD. Fuente: Autoría Propia.

Buzzer piezoeléctrico:

- Tipo: Buzzer pasivo (requiere señal PWM)
- Rango de frecuencia: 2-4 kHz (óptimo)
- Voltaje: 3-5V DC
- Consumo: 30 mA (máximo)
- Nivel de presión sonora: 85 dB @ 10 cm

Tipo de alerta	Patrón sonoro	Condición
Latido normal	Bip corto (100 ms) @ 1000 Hz	Cada latido detectado
Bradicardia	Bip largo (500 ms) @ 500 Hz	FC <60 lpm
Taquicardia	Bips rápidos (3× 100 ms) @ 2000 Hz	FC >180 lpm
Sin señal	Bip intermitente (200 ms ON/OFF) @ 1500 Hz	IR <50000
Temperatura crítica	Bips lentos (300 ms) @ 800 Hz	T <35°C o >38°C

Tabla 29  
Patrones de alertas sonoras según condición clínica [117].

VI-B8. Topología de comunicación: El sistema utiliza un bus  $I^2C$  compartido para minimizar el cableado y simplificar la arquitectura [118].

Ventajas del bus  $I^2C$  para este sistema:

- Solo 2 cables para comunicación con múltiples dispositivos
- Direccionamiento por hardware (no requiere chip select)
- Velocidad adecuada (400 kHz) para actualización de pantallas
- Bajo consumo energético
- Detección de colisiones y arbitraje integrados

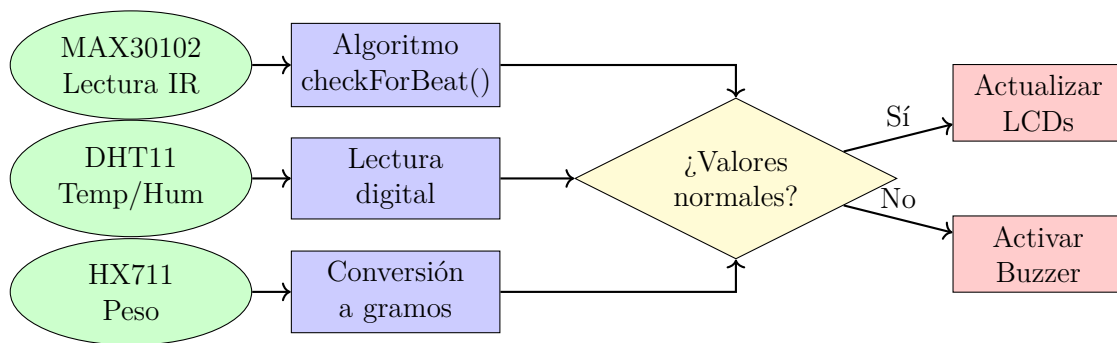


Figura 17. Diagrama de flujo de datos desde sensores hasta salidas. Fuente: Autoría Propia.

### VI-C. Fase 3: Diseño Electrónico y Selección de Componentes de Bajo Consumo

La tercera fase del proyecto se enfoca en el diseño detallado del circuito electrónico, la optimización del consumo energético y la elaboración de esquemáticos completos que servirán como base para la implementación física del prototipo [1], [3].

VI-C1. Criterios de selección de componentes: La selección de componentes electrónicos para sistemas biomédicos portátiles debe considerar múltiples factores técnicos, económicos y operacionales [2], para este documento y su proyecto se tomo en cuenta la matriz graficada en la Figura 30 como punto de decisión al momento de elegir piezas.

Criterio	Peso	Consumo	Costo	Precisión	Disponibilidad
Importancia	–	35 %	25 %	30 %	10 %
MAX30102	Puntaje	9/10	7/10	9/10	8/10
	Ponderado	3.15	1.75	2.70	0.80
	Total			8.40/10	
DHT11	Puntaje	10/10	10/10	6/10	10/10
	Ponderado	3.50	2.50	1.80	1.00
	Total			8.80/10	
HX711	Puntaje	10/10	9/10	9/10	9/10
	Ponderado	3.50	2.25	2.70	0.90
	Total			9.35/10	
RP2040	Puntaje	7/10	8/10	10/10	8/10
	Ponderado	2.45	2.00	3.00	0.80
	Total			8.25/10	

Tabla 30

Matriz de decisión multicriterio para selección de componentes principales. Fuente: Autoría Propia.

VI-C2. Análisis de consumo energético: El consumo energético es crítico para maximizar la autonomía del sistema [111], por ende la Tabla 31 detalla el consumo total del equipo y desglosa el consumo por cada pieza electrónica del mismo.

Componente	Corriente típica	Corriente máxima	Modo bajo consumo
RP2040 (dual-core activo)	40 mA	50 mA	1.3 mA (dormant)
MAX30102 (LEDs ON)	15 mA	50 mA	0.7 $\mu$ A (shutdown)
DHT11 (medición)	2.5 mA	2.5 mA	60 $\mu$ A (standby)
HX711 (conversión)	1.5 mA	1.5 mA	0 mA (power down)
LCD 16 $\times$ 2 ( $\times$ 2, backlight ON)	40 mA	40 mA	20 mA (backlight OFF)
Buzzer (activo)	0-30 mA	30 mA	0 mA (silencio)
TOTAL (operación)	99-129 mA	174 mA	–
TOTAL (bajo consumo)	–	–	2 mA

Tabla 31

Análisis detallado de consumo energético por componente [108], [111], [116].

La Tabla 32 presenta los cálculos diferentes de autonomía con diferentes configuraciones dependiendo de las necesidades del cliente y de las exigencias del campo según el tipo de emergencia a la que se requiere evacuar.

Modo de operación	Consumo	Autonomía (10400 mAh)
Operación continua	174 mA	50.8 horas
Operación normal (típico)	129 mA	68.5 horas
Backlight OFF	109 mA	81.1 horas
Modo ahorro energía	2 mA	4420 horas (184 días)

Tabla 32

Autonomía teórica según modo de operación (eficiencia 85%) [111].

VI-C3. Circuito de alimentación y protección: En la Tabla 18 podemos visualizar el diagrama de bloques del circuito de protección electrónica dada por el power bank a usarse en este proyecto.

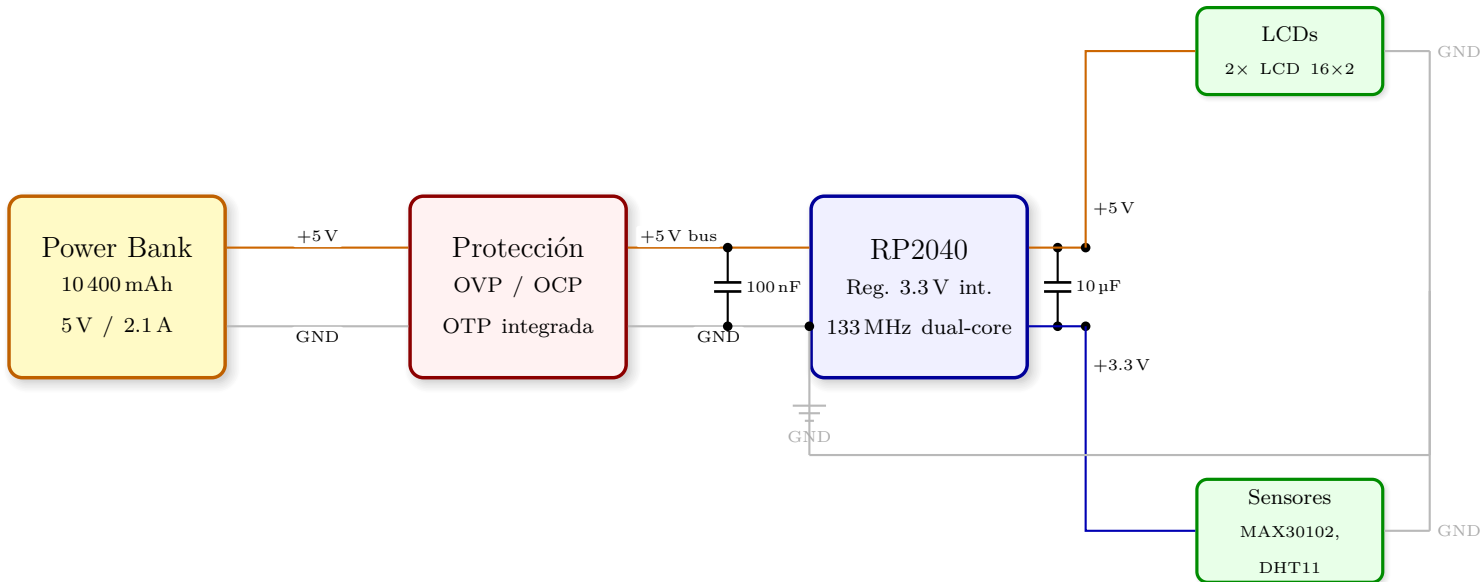


Figura 18. Diagrama del circuito de alimentación con protecciones integradas del power bank. Fuente: Autoría Propia.

Características de protección del power bank:

- OVP (Over-Voltage Protection): Protección contra sobrevoltaje  $>5.3V$
- OCP (Over-Current Protection): Limitación de corriente a 2.1A
- OTP (Over-Temperature Protection): Apagado si  $T >60^{\circ}C$
- Short-Circuit Protection: Desconexión automática en cortocircuito
- Low-Voltage Cutoff: Apagado cuando batería  $<3.0V/celda$

VI-C4. Diseño de Baquelita soldada: Las consideraciones de diseño son las siguientes expuestas en la Tabla 33.

Aspecto	Especificación
Número de capas	1 capa
Material	baquelita tradicional
Ancho de pista	0.4 mm (señales), 0.8 mm (alimentación)
Espaciado mínimo	0.3 mm entre pistas
Tamaño del PCB	100 mm $\times$ 80 mm (área estimada)
Vías	Diámetro 0.6 mm, pad 1.0 mm
Acabado superficial	Soldadura tradicional con estaño al 60 %

Tabla 33

Especificaciones de la baquelita para el sistema de monitoreo. Fuente: Autoría Propia

VI-C5. Distribución de componentes (Layout): Los principios aplicados en el diseño de la baquelita son los que están enumerados a continuación. Dichas practicas permiten un mejor resultado al momento de usar el sistema.

1. Separación de zonas: Digital (MCU) separada de analógica (sensores)
2. Línea de tierra: Línea de alimentación de tierra compartida para evitar corrientes parasitas en los demás sensores.
3. Desacoplo: Condensadores cerámicos 100nF cerca de cada CI.
4. Pistas anchas: Alimentación con pistas de 0.8mm para reducir caída de voltaje
5. Longitud mínima  $I^2C$ : Pistas bus  $I^2C$  lo más cortas posible ( $<15$  cm)
6. Evitar loops: Ruteo para minimizar inductancia parásita

VI-C6. Lista de materiales: La lista de materiales están en la Tabla 34, la cual indica también las cantidades y los precios al tiempo de realizar este documento.

Ref	Componente	Valor	Cant.	Costo Unit.	Subtotal
U1	Raspberry Pi Pico	–	1	\$12.00	\$12.00
U2	MAX30102 (módulo)	–	1	\$5.00	\$5.00
U3	DHT11	–	1	\$6.00	\$6.00
U4	HX711 (módulo)	–	1	\$5.00	\$5.00
U5, U6	LCD 16×2 I <sup>2</sup> C	–	2	\$4.00	\$8.00
SC1	Celda de carga 5kg	–	1	\$5.00	\$5.00
BZ1	Buzzer pasivo 5V	–	1	\$0.50	\$0.50
BAT1	Power bank USB	10400mAh	1	\$20.00	\$20.00
R1, R2	Resistor pull-up	4.7kΩ	2	\$0.05	\$0.10
C1-C8	Condensador cerámico	100nF	8	\$0.10	\$0.80
C9, C10	Condensador electrolítico	10μF	2	\$0.15	\$0.30
J1-J6	Header hembra 1×4	–	6	\$0.20	\$1.20
PCB	Placa Baquelita	100×80mm	1	\$5.00	\$5.00
CASE	Carcasa	Acilico	1	\$88.10	\$88.10
MISC	Cables, tornillos, etc.	–	1	\$3.00	\$3.00
<b>COSTO TOTAL:</b>					<b>\$160</b>

Tabla 34  
Lista de materiales completa con costos estimados en USD. Fuente: Autoría Propia.

Sistema	Costo	Características
Monitor neonatal comercial	\$2000-\$5000	FC, SpO <sub>2</sub> , temp, certificado
Oxímetro portátil básico	\$30-\$100	Solo FC y SpO <sub>2</sub>
Sistema propuesto	\$160	FC, SpO <sub>2</sub> , temp, humedad, peso

Tabla 35  
Comparación de costos con sistemas comerciales [1].

VI-C7. Análisis de costos comparativo: Dada la Tabla 35 se puede notar una ventaja económica según la ecuación 18.

$$\text{Reducción de costo} = \frac{\$2000 - \$160}{\$2000} \times 100\% = 92\% \quad (18)$$

El sistema propuesto representa menos del 8% del costo de un monitor neonatal comercial, haciéndolo accesible para hospitales con recursos limitados [109].

VI-C8. Optimización del consumo energético: Estrategias implementadas para maximizar la vida útil de la batería en este sistema de monitoreo son las siguientes mostradas en la Tabla 36.

Estrategia	Implementación	Ahorro
LED brightness ajustable	MAX30102: ledBrightness = 50 (vs 255)	30 mA
Sample averaging	MAX30102: sampleAverage = 4	5 mA
Backlight control	LCD: Apagado automático después de 30s inactividad	40 mA
Frecuencia DHT11	Lectura cada 2s (vs cada 1s)	1 mA
Sleep mode MCU	RP2040: WFI (Wait For Interrupt) cuando idle	15 mA
Clock scaling	RP2040: Reducir a 100 MHz (vs 133 MHz)	5 mA
Ahorro total potencial:		96 mA

Tabla 36  
Estrategias de optimización energética implementadas [2], [111].

Con optimización completa teóricamente se obtienen 4.7 días de uso usando la ecuación 19.

$$\text{Autonomía optimizada} = \frac{10400 \times 0,85}{174 - 96} \approx 113 \text{ horas} = 4,7 \text{ días} \quad (19)$$

Así mismo que la Tabla 19 grafica el consumo en miliamperios (mA) según las acciones que se tomen durante el uso de equipo de monitoreo.

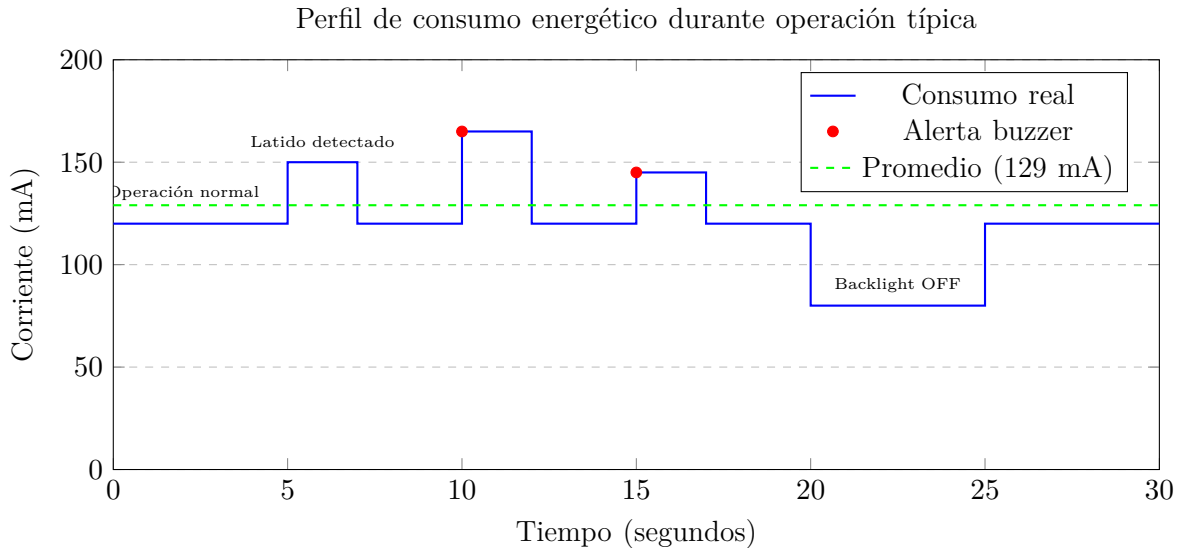


Figura 19. Perfil temporal del consumo de corriente durante operación típica del sistema. Fuente: Autoría Propia.

Componente	Potencia disipada	Cálculo
RP2040 @ 50 mA	165 mW	$P = 3,3V \times 50mA = 165mW$
MAX30102 @ 50 mA	250 mW	$P = 5V \times 50mA = 250mW$
HX711 @ 1.5 mA	7.5 mW	$P = 5V \times 1,5mA = 7,5mW$
LCD ( $\times 2$ ) @ 20 mA cada	200 mW	$P = 5V \times 40mA = 200mW$
Regulador (pérdidas)	50 mW (est.)	Conversión 5V $\rightarrow$ 3.3V
Total disipado	672.5 mW	-

Tabla 37

Potencia disipada calculada por componente según consumos de corriente medidos y voltajes de operación [108], [114], [116].

Segun la Tabla 37 podemos observar que con menos de 700 mW de disipación total distribuida en múltiples componentes dentro de una carcasa ventilada, no se anticipan problemas de temperatura. El componente de mayor disipación (MAX30102 a 250 mW) tiene protección térmica integrada según el datasheet [108].

Por lo tanto, podemos concluir que teóricamente el equipo no supera de los 40°C durante la operación normal, indicando que no se requieren disipadores adicionales, tomando en cuenta que la carcasa debe de tener ventilación pasiva para evitar sobrecalentamiento y mantener el consumo bajo sin añadir ventiladores [111].

VI-C9. Simulación en Wokwi: El sistema completo se simuló en Wokwi para validar su correcto funcionamiento:

- Comunicación  $I^2C$  entre RP2040 y sensores virtuales
- Algoritmo de detección de latidos
- Actualización de LCDs
- Gestión de alertas

Prueba	Resultado	Observaciones
Inicialización $I^2C$	Exitosa	Direcciones 0x27, 0x23, 0x57 detectadas
Lectura MAX30102	Exitosa	Valores IR entre 50000-80000
Detección latidos	Exitosa	checkForBeat() funcional
Cálculo BPM promedio	Exitosa	Promedio de 4 muestras correcto
Actualización LCD	Exitosa	Refresco cada 100 ms sin parpadeo
Alertas buzzer	Exitosa	Tonos diferenciados por condición
Lectura DHT11	Exitosa	Protocolo 1-wire implementado
Lectura HX711	Exitosa	Protocolo serial bit-bang funcional

Tabla 38  
Resultados de pruebas en simulación Wokwi.

#### VI-D. Fase 4: Sistema de Adquisición de Datos Biomédicos

La cuarta fase del proyecto se centra en la implementación práctica de los subsistemas de adquisición de señales fisiológicas y ambientales, garantizando la correcta captura de datos en tiempo real con la calidad necesaria para su posterior procesamiento [1]. Esta fase es crítica ya que la calidad de los datos capturados determina directamente la confiabilidad de las mediciones clínicas [3].

VI-D1. Fundamentos de adquisición de señales biomédicas: Teorema de muestreo de Nyquist-Shannon indica que para capturar correctamente una señal biomédica sin pérdida de información, la frecuencia de muestreo ( $f_s$ ) debe ser al menos el doble de la frecuencia máxima de la señal ( $f_{max}$ ) [115]. Además, para finalidad de este proyecto se recopiló en la Tabla 39 los valores a interesar para una buena captura de datos.

$$f_s \geq 2 \cdot f_{max} \quad (20)$$

Señal	$f_{max}$	$f_s$ mínima	$f_s$ implementada
FC neonatal (PPG)	3.3 Hz (200 lpm)	6.6 Hz	100 Hz
Temperatura (DHT11)	0.01 Hz	0.02 Hz	0.5 Hz (cada 2s)
Peso (HX711)	0.1 Hz	0.2 Hz	10 Hz

Tabla 39  
Frecuencias de muestreo según criterio de Nyquist [115].

La justificación de sobredimensionamiento de las frecuencias ante mencionadas se debe a:

- FC a 100 Hz ( $15 \times$  Nyquist): Permite captura de detalles morfológicos de onda PPG
- Temperatura a 0.5 Hz ( $25 \times$  Nyquist): Señal extremadamente lenta, sobremuestreo innecesario
- Peso a 10 Hz ( $50 \times$  Nyquist): Permite detección de movimientos respiratorios

VI-D2. Resolución de cuantización: La resolución del ADC determina el número de niveles discretos disponibles para representar la señal analógica [1], la Tabla 40 indican los valores ADC de los sensores y microcontrolador, calculados usando la ecuación 21.

$$\text{Resolución} = \frac{V_{ref}}{2^n} \quad (21)$$

donde  $n$  es el número de bits del ADC.

Sensor	Bits ADC	Niveles	Resolución
MAX30102 (IR)	18 bits	262,144	$\frac{3,3V}{2^{18}} = 12,6 \mu V$
HX711 (peso)	24 bits	16,777,216	$\frac{5V}{2^{24}} = 0,298 \mu V$
DHT11 (temp)	8 bits	256	$\frac{50C}{2^8} = 0,195C$
RP2040 ADC	12 bits	4,096	$\frac{3,3V}{2^{12}} = 0,805 mV$

Tabla 40  
Resolución de ADCs en los sensores del sistema [41], [108], [114].

VI-D3. Principio físico de la fotopleletismografía: La fotopleletismografía (PPG) detecta cambios en el volumen sanguíneo mediante medición óptica de la absorbancia de luz en tejido perfundido [113]. La señal PPG tiene dos componentes.

- Componente DC: Absorbancia constante del tejido, huesos, sangre venosa
- Componente AC: Variación pulsátil sincronizada con el ciclo cardíaco

Dichos componentes tienen un valor óptico distinto dependiendo de la intensidad del sensor, cuyo fenómeno está graficado en la Figura 20. La luz LED (generalmente infrarrojo 660-940 nm o verde 525 nm) penetra el tejido y sufre atenuación por absorción (Ley Beer-Lambert) y dispersión (coeficiente de Mie), donde el componente AC representa 1-2% de la señal total y es proporcional al volumen arterial pulsátil. La relación matemática es la Ecuación 26, donde se explica de manera matemática la dispersión y la atenuación de luz en los tejidos humanos.

$$I_{ac} = I_0 \times \epsilon \times \Delta V \times \alpha \quad (22)$$

Donde:

- $\epsilon$  es coeficiente de extinción
- $\Delta V$  cambio volumétrico
- $\alpha$  factor de dispersión tisular

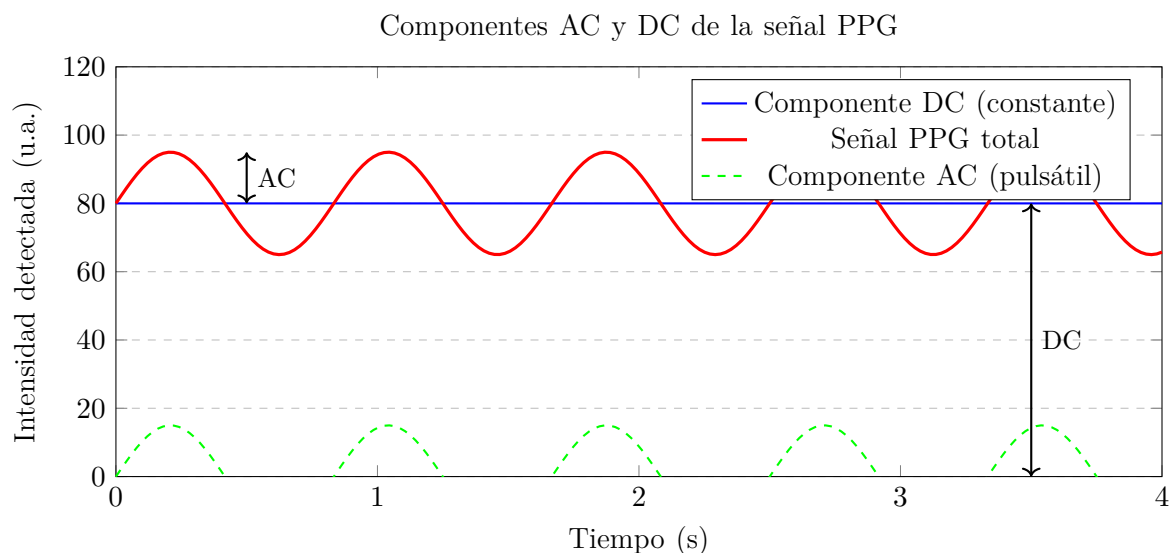


Figura 20. Descomposición de la señal PPG en componentes DC y AC [113].

VI-D4. Configuración del MAX30102 para adquisición óptima: El MAX30102 requiere configuración cuidadosa de múltiples parámetros para optimizar la relación señal/ruido [108].

Parámetro	Rango	Valor usado	Justificación
LED Brightness	0-255	50	Evita saturación ADC
Sample Average	1, 2, 4, 8, 16, 32	4	Balance ruido/latencia
Sample Rate	50-3200 Hz	100 Hz	30× frecuencia cardíaca
Pulse Width	69, 118, 215, 411 $\mu$ s	411 $\mu$ s	Máxima penetración
ADC Range	2048-16384 LSB	4096 LSB	Rango dinámico adecuado
LED Mode	1 (Red), 2 (IR+Red)	2	FC + SpO <sub>2</sub>

Tabla 41  
Parámetros de configuración del MAX30102 [108].

VI-D5. Relación señal/ruido (SNR): La calidad de la señal PPG se cuantifica mediante SNR [113]:

$$\text{SNR} = 20 \log_{10} \left( \frac{A_{\text{señal}}}{A_{\text{ruido}}} \right) \text{ dB} \quad (23)$$

Condición	SNR típico	Calidad
Dedo quieto, presión adecuada	30-40 dB	Excelente, detección confiable
Dedo con movimiento leve	20-30 dB	Buena, detección ocasional fallida
Dedo con movimiento severo	10-20 dB	Pobre, muchas falsas detecciones
Sin dedo (solo ruido)	<5 dB	Inutilizable

Tabla 42  
Relación señal/ruido y calidad de medición PPG [113].

Medidas para mejorar SNR estan ubicados en la siguiente lista:

1. Promediado temporal: *Sample Average* = 4 *reduce ruido en*  $4 = 2\sqrt{4} = 24 = 2$  veces
2. Filtrado digital: Filtro pasa-bajos para eliminar frecuencias  $>5$  Hz
3. Rechazo de artefactos: Descarte de muestras con cambios  $>20\%$  instantáneos
4. Ajuste adaptativo: Modificar LED brightness si señal muy débil o saturada

VI-D6. Detección de contacto con el sensor: Antes de intentar detectar latidos, el sistema verifica que hay un dedo correctamente colocado [108], tal como etsa eidenciado en la Tabla 43.

Condición	Valor IR típico	Estado
Sin dedo	$<10,000$	No detectado
Dedo mal colocado	$10,000 - 50,000$	Contacto insuficiente
Dedo correcto	$50,000 - 100,000$	Medición viable
Presión excesiva	$>100,000$	Oclusión vascular
Saturación ADC	262,143 (máximo)	Error: reducir brightness

Tabla 43  
Umbral de valor IR para validación de contacto [108].

VI-D7. Algoritmo de detección de latidos (heartRate.h): La librería heartRate.h implementa un algoritmo de detección de picos basado en derivada y umbral adaptativo [119].

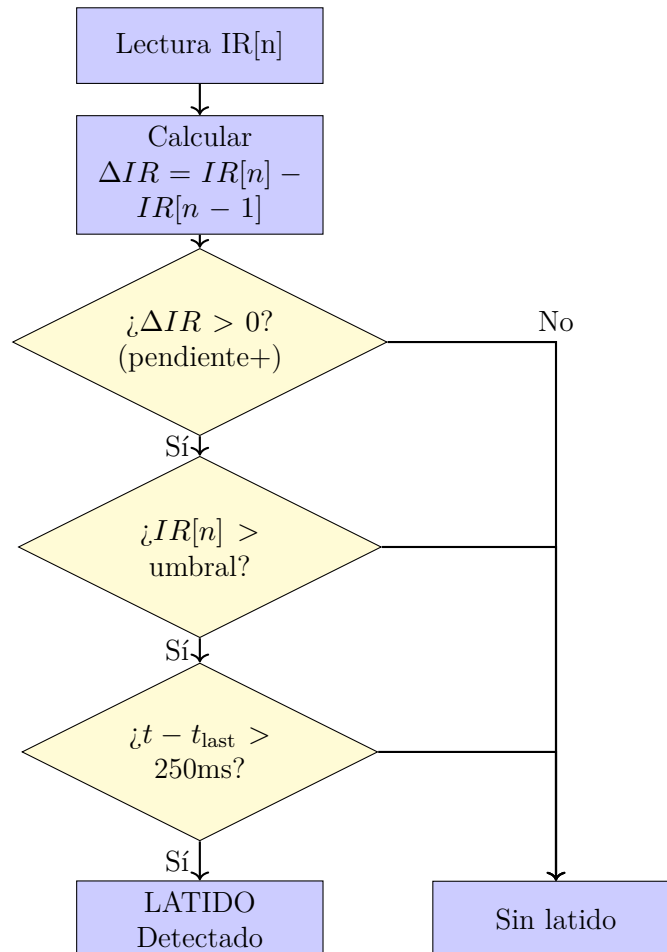


Figura 21. Diagrama de flujo del algoritmo de detección de latidos [119].

Según la Figura 21, se muestra el diagrama de bloques del algoritmo para la detección de latidos dentro del MAX30102.

Parámetros del algoritmo:

- Umbral de amplitud: 50,000 unidades ADC (ajustable)
- Ventana refractaria: 250 ms (evita doble detección del mismo latido)
- Rango de FC válido: 20-255 lpm (filtrado de valores absurdos)

VI-D8. Cálculo de frecuencia cardíaca: Una vez detectado un latido, se calcula el intervalo R-R (Ecuacion 24) y se convierte a BPM [105], la cual se sacaron ejemplos ubicados en la Tabla 44, indicando que el tiempo de 4 segundos es el mas optimo para recibir señales de sensado mas claras y nítidas.

$$\text{BPM} = \frac{60000\text{ms}}{\Delta t_{RR}(\text{ms})} \quad (24)$$

Ventana promedio	Latidos	Tiempo	Característica
1 latido	1	1 s	Respuesta ruidosa
4 latidos	4	4 s	Balance óptimo
8 latidos	8	8 s	Muy estable, lento

Tabla 44  
Compromiso entre ventana de promediado y tiempo de respuesta [105].

VI-D9. Protocolo de comunicación DHT11: El DHT11 utiliza un protocolo serial propietario de un solo cable con codificación de duración de pulso [41], cuyo comportamiento de pulso de muestra en la Figura 22.

Secuencia de comunicación:

1. Inicio (host): Pin DATA a LOW por 18 ms
2. Respuesta (DHT11): 80  $\mu$ s LOW + 80  $\mu$ s HIGH
3. Transmisión de 40 bits: 5 bytes (16 temp + 16 hum + 8 checksum)
  - Bit '0': 50  $\mu$ s LOW + 26-28  $\mu$ s HIGH
  - Bit '1': 50  $\mu$ s LOW + 70  $\mu$ s HIGH
4. Fin: Pin DATA a HIGH (estado idle)

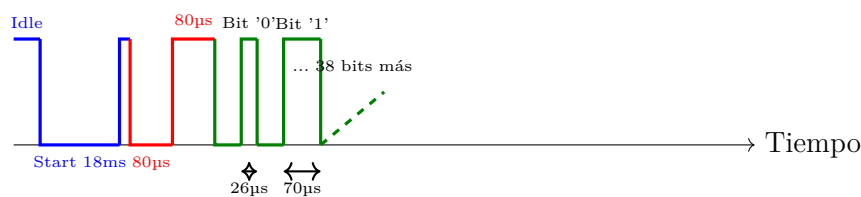


Figura 22. Forma de onda del protocolo DHT11 [41].

VI-D10. Decodificación de datos: Los 40 bits transmitidos se organizan en 5 bytes [41], tal como esta descrito en la Tabla 45 con sus respectivas descripciones de acción. Por otro lado, la Tabla 46 muestra las limitaciones, tanto de hardware como software, del sensor DHT11.

Byte	Contenido	Descripción
Byte 0	Humedad (entero)	Parte entera de humedad relativa (0-99)
Byte 1	Humedad (decimal)	Parte decimal (siempre 0 en DHT11)
Byte 2	Temperatura (entero)	Parte entera de temperatura (0-50°C)
Byte 3	Temperatura (decimal)	Parte decimal (siempre 0 en DHT11)
Byte 4	Checksum	Suma de bytes 0-3 (módulo 256)

Tabla 45  
Estructura de datos del DHT11 [41].

Limitación	Mitigación
Frecuencia de muestreo: 1 Hz máx.	Suficiente para temperatura ambiental (cambio lento)
Precisión: $\pm 2^\circ\text{C}$ , $\pm 5\% \text{RH}$	Aceptable para monitoreo de confort, no diagnóstico
No mide temp. corporal	Se usa solo para temperatura ambiental
Sensible a interferencias eléctricas	Cable corto (<20 cm), alejado de fuentes RF
Tiempo de estabilización: 2s	Esperar 2s después de encendido antes de leer

Tabla 46  
Limitaciones del DHT11 y estrategias de mitigación [41].

VI-D11. Principio de la celda de carga: La celda de carga convierte fuerza mecánica en señal eléctrica mediante galgas extensiométricas en configuración de puente de Wheatstone [115].

$$\frac{\Delta R}{R} = GF \cdot \epsilon \quad (25)$$

donde:

- $\Delta R/R$  = Cambio relativo de resistencia
- GF = Factor de galga (típicamente 2.0-2.1)
- $\epsilon$  = Deformación unitaria (Estrés)

La relación entre deformación y fuerza es:

$$\epsilon = \frac{F}{E \cdot A} \quad (26)$$

donde

- E es el módulo de Young.
- A el área de sección.
- F es la fuerza en Newtons

El componente físico que permite hacer los cálculos de las ecuaciones ?? es el puente de Wheatstone con galgas extensiométricas graficada en la Figura 23.

Así mismo que la señal de la carga es débil, se usaría en conjunto de un amplificador operacional integrado en el circuito del HX711, mostradas en la Tabla 47 indicando los diferentes valores de ganancia, permitiendo una mayor maniobrabilidad al momento de configurar el sistema para el cliente y sus necesidades.

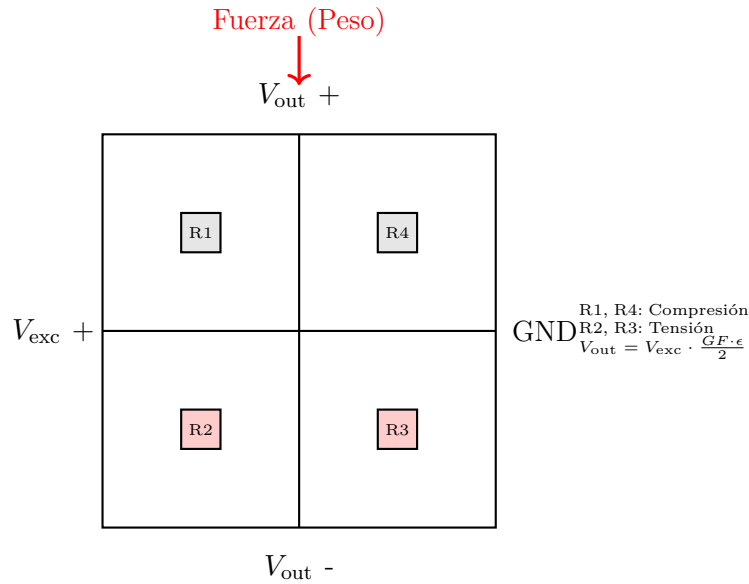


Figura 23. Puente de Wheatstone en la celda de carga con galgas en tensión y compresión [115].

VI-D12. Amplificación y conversión ADC (HX711): El HX711 amplifica la señal diferencial del puente (típicamente 0-20 mV) a un rango compatible con su ADC interno de 24 bits [114].

Canal	Ganancia	Aplicación
Channel A	128 (default)	Celdas de carga (señal débil)
Channel A	64	Señales de amplitud media
Channel B	32	Señales de mayor amplitud

Tabla 47  
Opciones de ganancia del HX711 [114].

En este sistema se usa Channel A con ganancia 128, óptimo para celdas de 5 kg con salida de  $1mV/V$ .

VI-D13. Calibración de la celda de carga: La calibración es un proceso de dos pasos [114] y la medición del peso sería el tercer paso de uso.

Paso 1: Tara (establecer cero) Esto almacena el valor de offset, cuya representación matemática es la Ecuación 27.

$$\text{offset} = \text{ADC}_{\text{raw}}|_{F=0} \quad (27)$$

Paso 2: Determinación del factor de escala, en otras palabras se debe de colocar un peso reconocido que sea N gramos de peso, que en el caso de la Ecuación 28 sería  $m_{ref}$ .

$$\text{Factor Escala} = \frac{\text{ADC}|_{m_{ref}} - \text{offset}}{m_{ref}} \quad (28)$$

Paso 3: Medición de peso desconocido, una vez que ya el sistema este calibrado se procede a medir un peso desconocido.

$$m = \frac{ADC_{\text{raw}} - \text{offset}}{\text{scale}_{\text{factor}}} \quad (29)$$

La Figura 24 es la representación de los valores ADC vs la masa aplicada en gramos durante la calibración del sistema. Por otro lado, la Tabla 48, muestra los tipos de errores mas comunes que se cometen y causan una lectura errónea y como corregirlos.

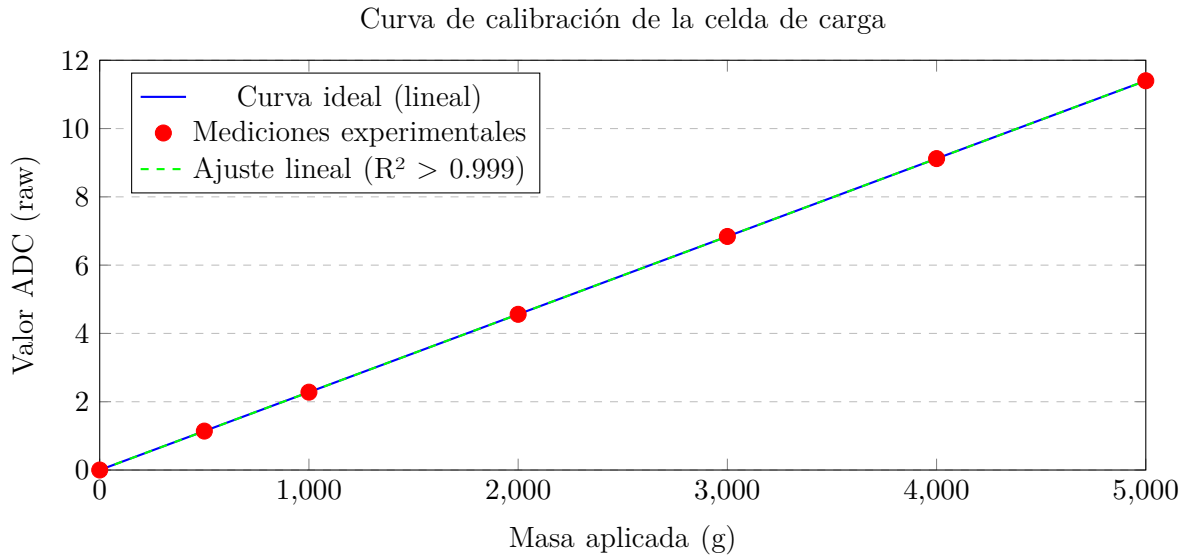


Figura 24. Curva de calibración experimental de la celda de carga mostrando linealidad. Fuente: Autoría Propia.

Fuente de error	Magnitud típica	Mitigación
Deriva térmica	0.002 %/°C	Calibración periódica
Histéresis mecánica	0.02 % FS	Usar acero endurecido
Ruido eléctrico	0.1 g RMS	Promediar 10 muestras
Vibración ambiental	0.5-2 g	Montaje amortiguado
Carga excéntrica	0.03 % por mm	Centrar carga en plataforma
No linealidad	0.03 % FS	Ajuste polinomial

Tabla 48

Fuentes de error en la medición de peso y estrategias de mitigación [115].

VI-D14. Implementación de promediado para reducir ruido: El promediado reduce el ruido RMS en un factor de  $\sqrt{N}$ .

$$\sigma_{\text{promedio}} = \frac{\sigma_{\text{individual}}}{\sqrt{N}} = \frac{0,1, \text{ g}}{\sqrt{10}} = 0,032, \text{ g} \quad (30)$$

VI-D15. Protocolo de comunicación HX711: El HX711 utiliza un protocolo serial síncrono de dos hilos [114], evidenciado en la Tabla 49.:

Señal	Función
DOUT (Data Output)	Salida serial de datos (24 bits) y señal de listo
SCK (Serial Clock)	Reloj generado por el microcontrolador

Tabla 49  
Señales del protocolo HX711 [36].

Secuencia de lectura del HX711 se realiza de la siguiente manera:

1. Esperar a que DOUT = LOW (conversión completa)
2. Generar 24 pulsos de reloj en SCK
3. Leer 24 bits en DOUT (MSB primero)
4. Generar 1-3 pulsos adicionales para seleccionar ganancia/canal:
  - 1 pulso → Channel A, Gain 128
  - 2 pulsos → Channel B, Gain 32
  - 3 pulsos → Channel A, Gain 64

#### VI-E. Sincronización y gestión temporal de adquisiciones

VI-E1. Estrategia de muestreo: El sistema debe adquirir datos de múltiples sensores de forma eficiente sin bloqueos [2].

Sensor	Frecuencia	Método	Tiempo de lectura
MAX30102	100 Hz	Continuo	1 ms ( $I^2C$ )
DHT11	0.5 Hz	Periódico	5 ms (1 cable)
HX711	10 Hz	Continuo	0.1 ms (serial)
LCD actualización	10 Hz	Periódico	2 ms ( $I^2C$ )

Tabla 50  
Frecuencias de muestreo y tiempos de lectura de cada sensor. Fuente: Autoría Propia.

VI-E2. Diagrama temporal de ejecución: Cabe recalcar que la Figura 25 indica los tiempos en que sensan los sensores basado en las limitaciones físicas y de procesamiento de datos continuos. Como se muestra en la figura mencionada, el sensor MAX30102 captura los datos en 1 ms y finaliza su procesamiento en 9 ms dando un tiempo de ejecución de 10 ms, el sensor HX711 tiene un sensado mas rápido en 0.1 ms y finaliza su procesamiento en 99.99 ms dando como resultado 100 ms de ejecución de tareas, el sensor DHT11 sensa en 5 ms y finaliza su ejecucion de tareas en 1955 ms y finalmente con el LCD de protocolo  $I^2C$  actualiza su pantalla en cada 100 ms.

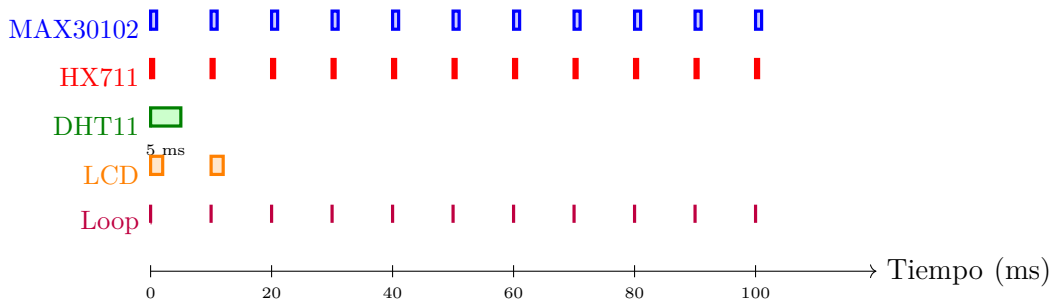


Figura 25. Diagrama temporal mostrando ejecución de tareas en el ciclo principal (primeros 100 ms).

## VI-F. Fase 5: Procesamiento Digital de Señales Biomédicas

La quinta fase se enfoca en el procesamiento de las señales biomédicas capturadas en la Fase 4, aplicando técnicas de filtrado digital, extracción de características y validación de datos para obtener parámetros fisiológicos confiables [1], [3].

VI-F1. Filtrado digital vs analógico: En este documento se definirá las diferencias básicas entre las diferentes técnicas de filtrado siendo estas análogas y digitales. Cabe recalcar que los sensores ya vienen con filtrado analógico integrado, por ende se enfocara mas en la filtración digital usando algoritmos. La Tabla 51 indica las principales diferencias entre ambas técnicas de filtrado.

Característica	Filtro analógico	Filtro digital
Componentes	Resistencias, capacitores, op-amps	Software (algoritmos)
Precisión	Limitada por tolerancia (5-10 %)	Precisión numérica (floats)
Ajuste	Cambio de componentes	Cambio de parámetros
Deriva térmica	Sí	No
Costo adicional	Componentes físicos	Procesamiento CPU
Implementación	Hardware externo	Código en MCU
Elección	–	Digital

Tabla 51  
Comparación entre filtrado analógico y digital [115].

VI-F2. Filtrado de la señal PPG (MAX30102) : El primer paso a tomar es calcular los valores de filtrado óptimos, en este caso con filtros pasa-bajas digitales.

Para eliminar ruido de alta frecuencia en la señal PPG, se implementa un filtro digital pasa-bajos de respuesta al impulso infinita (IIR) de primer orden [120].

$$y[n] = \alpha \cdot y[n - 1] + (1 - \alpha) \cdot x[n] \quad (31)$$

donde:

- $y[n]$  = Salida filtrada en el instante  $n$
- $x[n]$  = Entrada (señal IR cruda) en el instante  $n$
- $\alpha$  = Coeficiente de suavizado ( $0 < \alpha < 1$ )

$$\text{Relación entre } \alpha \text{ y frecuencia de corte } f_c = \frac{f_s \cdot (1 - \alpha)}{2\pi\alpha} \quad (32)$$

Segun la Tabla 52 el valor de suavizado recomendable para efecto biomédico es  $\alpha = 0,8$ , dando una frecuencia de corte de 7.96 Hz, cuyo efecto se puede apreciar en la Figura 26 de un filtrado de una senal de fotopleitismografía con  $\alpha = 0,8$ .

$\alpha$	$f_c$ (Hz)	Tiempo resp.	Aplicación
0.5	31.8	Rápido	señal ruidosa
0.7	13.6	Moderado	Bueno para FC estable
0.9	3.5	Lento	Máximo filtrado
0.8	7.96	Óptimo	Balance ideal

Tabla 52  
Efecto del coeficiente  $\alpha$  en el filtro pasa-bajos [120].

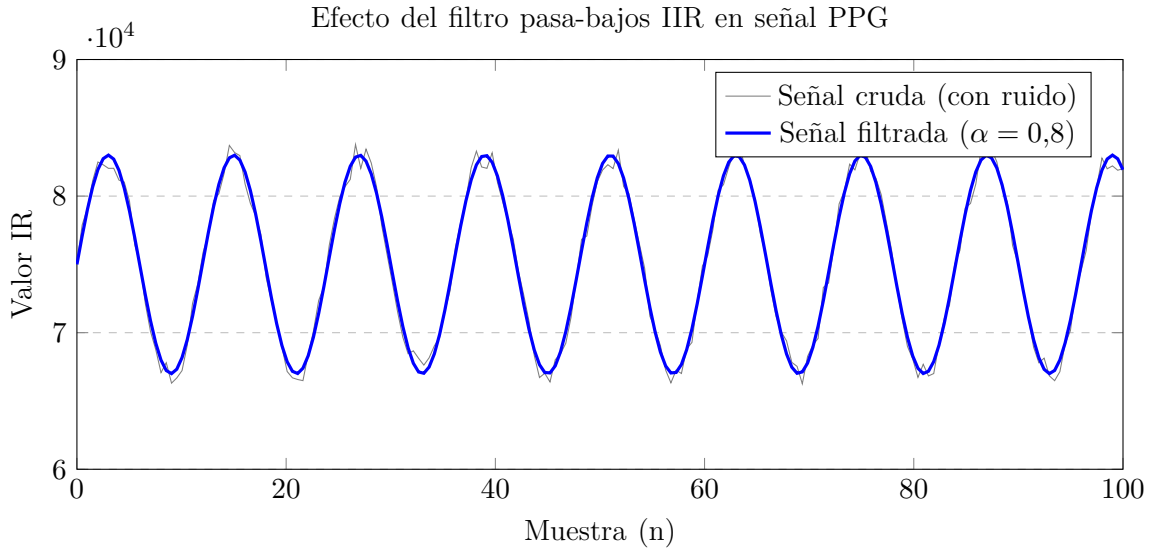


Figura 26. Comparación de señal PPG cruda vs filtrada con filtro IIR [120].

VI-F3. Detección de picos: Una vez filtrada la señal, se detectan los picos correspondientes a latidos cardíacos [119], cuyo valor proviene de los valores de IR (infrarrojo) detectados al momento de rebotar del tejido humano.

El algoritmo de detección consiste primero en calcular la derivada de los valores de infrarrojos (Ecuación 33), luego consiste en calcular la pendiente positiva (Ecuación 34) del resultado de la Ecuación 33, se calcula el resultado anterior con el límite que el usuario designe dentro de la codificación del sensor (Ecuación 35) y finalmente se induce el periodo refractario (Ecuación 36), la cual permitiría graficar y determinar los latidos cardíacos.

$$\Delta IR[n] = IR[n] - IR[n - 1] \quad (33)$$

$$\Delta IR[n] > 0 \quad (34)$$

$$IR[n] > \text{threshold} \quad (35)$$

$$t - t_{last} > 250ms \quad (36)$$

VI-F4. Rechazo de artefactos: Los artefactos por movimiento pueden generar falsas detecciones [113], la cual la Tabla 53 indica las características y los criterios a evaluar para proceder a corregir el error.

Tipo de artefacto	Característica	Criterio de rechazo
Cambio brusco de amplitud	$\Delta IR > 20\%$ instantáneo	Descartar muestra
Frecuencia imposible	BPM $< 20$ o $> 255$	No actualizar promedio
Variabilidad excesiva	Desv. estándar $> 30\%$	Incrementar ventana promedio
Pérdida de contacto	IR $< 50000$	Resetear algoritmo

Tabla 53  
Criterios de rechazo de artefactos en señal PPG [113].

VI-F5. Cálculo de frecuencia cardíaca promedio: El promedio móvil reduce la variabilidad latido-a-latido [105], permitiendo tener una lectura mas limpia y predecible a nivel visual. La Ecuación 37 es la representación matemática de un promedio que permite la lectura mas estable de valores, la cual esta mostrado en la Figura 27.

$$\overline{BPM} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} BPM[i] \quad (37)$$

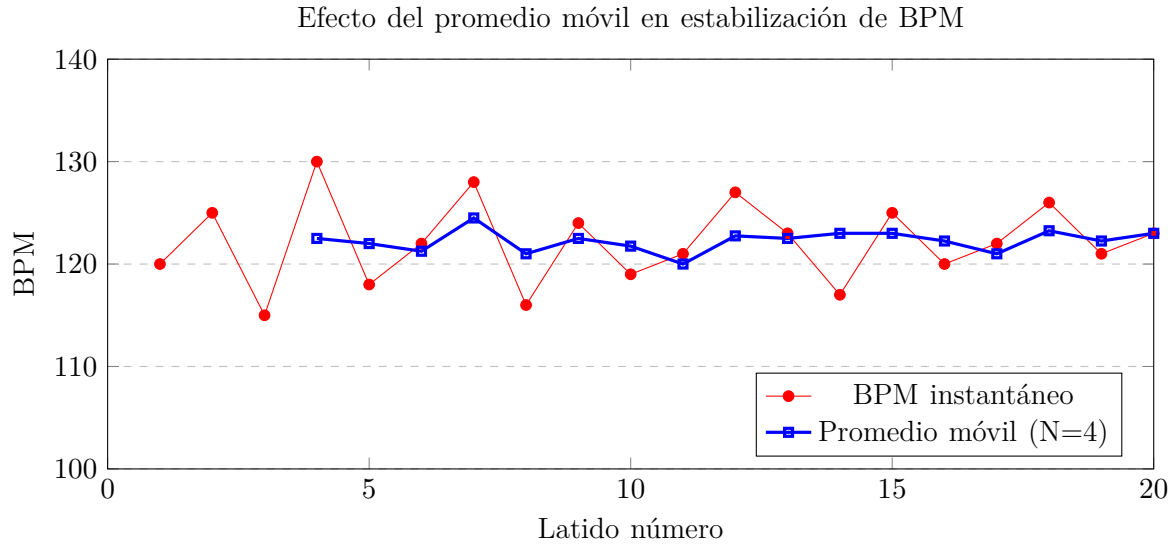


Figura 27. BPM instantáneo vs promedio móvil de 4 latidos [105].

VI-F6. Filtrado de lecturas anómalas del DHT11: Ocasionalmente el DHT11 puede devolver lecturas erróneas, siendo los errores mas comunes los presentados en la Tabla 54, la resolución de la mayoría de errores numéricos se resuelven sacando el promedio de los valores para descartar valores excesivamente bajos y altos.

Condición anómala	Valor típico	Acción
Temperatura fuera de rango	<0°C o >50°C	Descartar, usar anterior
Humedad fuera de rango	<20 % o >90 %	Descartar, usar anterior
Cambio brusco	$\Delta T > 5^\circ\text{C}/\text{lectura}$	Verificar, posible error
Lectura constante	Sin cambio por 10 lecturas	Verificar sensor

Tabla 54  
Validación de lecturas del DHT11 [41].

VI-F7. Procesamiento de datos del HX711: El HX711 incluye función de promediado por hardware y software [114], sin embargo, la funcion de promediado digital se basa en la Ecuación 38, siendo de ejemplo al dar un peso promedio de 0,032 g.

$$\sigma_{prom} = \frac{\sigma_{individual}}{\sqrt{10}} = \frac{0,1 \text{ g}}{3,16} \approx 0,032 \text{ g} \quad (38)$$

VI-F8. Generación de alertas basadas en umbrales: Umbrales clínicos configurables ubicados en la Tabla 55, basdos en los lineamientos de WHO y en la investigación de Martial M. Massin y Goetz von Bernuth.

Parámetro	Crítico bajo	Crítico alto	Prioridad
FC (BPM)	<60	>180	ALTA
Temperatura (°C)	<35	>38	ALTA
Peso (g)	–	–	INFO
Humedad (%)	<30	>70	MEDIA
Sin señal IR	<50000	–	ALTA

Tabla 55  
Umbrales de alerta clínica para parámetros monitoreados [105], [109].

VI-F9. Sistema de prioridades de alertas: El siguiente sistema de alarmas tiene diferente frecuencia de sonido y diferente repetición dependiendo del umbral señalado en la Tabla 56, cabe recalcar que las alarmas pueden ser configurables para cumplir con los estándares y exigencias del cliente.

Prioridad	Patrón buzzer	Color LCD	Acción
ALTA	3 beeps rápidos @ 2000 Hz	Parpadeo	Requiere atención inmediata
MEDIA	2 beeps @ 1500 Hz	Fijo	Revisar pronto
BAJA	1 beep @ 1000 Hz	Normal	Informativo
INFO	Silencio	Normal	Solo display

Tabla 56  
Sistema de prioridades de alertas. Fuente: Autoría Propia.

## VI-G. Fase 6: Programación del Microcontrolador

La sexta fase del proyecto se centra en la implementación del firmware completo del Raspberry Pi Pico (RP2040), integrando todos los módulos de adquisición, procesamiento, visualización y alertas en un sistema cohesivo y eficiente [116]. La programación de sistemas embebidos biomédicos requiere consideraciones especiales de tiempo real, confiabilidad y eficiencia energética [2].

VI-G1. Arquitectura del firmware: El firmware sigue un modelo de super-loop con máquina de estados finita (FSM), apropiado para sistemas de monitoreo en tiempo real sin sistema operativo [121]. Esta arquitectura foreground-background ejecuta un bucle infinito “while(1)” que verifica banderas de eventos establecidas por ISRs, priorizando tareas de alta frecuencia (sensor PPG) en el foreground (interrupciones) y procesos lentos (LCD, comunicación) en el background [122], tal como se muestra en la Figura 28. La FSM gestiona estados transicionando según umbrales HR/RR derivados de la señal PPG AC, garantizando predictibilidad temporal (latencia  $\leq 20$ ms) y consumo bajo corriente (modo sleep entre loops) [121], como se presenta en la Figura 29.

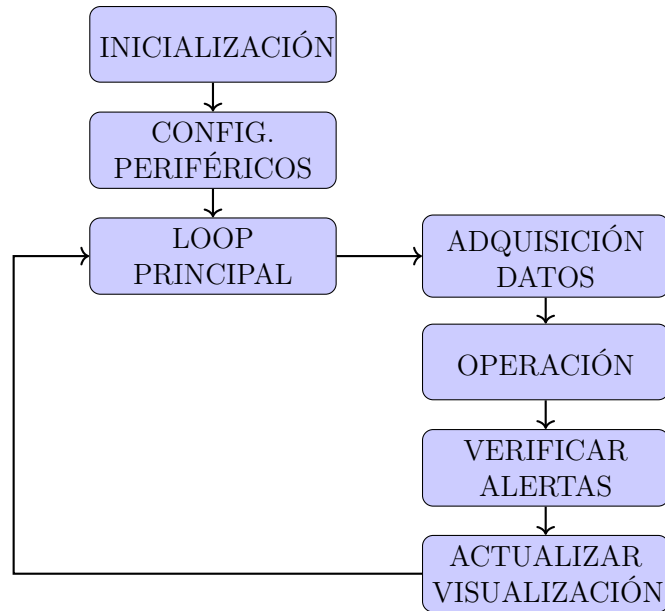


Figura 28. Arquitectura de estados del firmware del sistema [121].

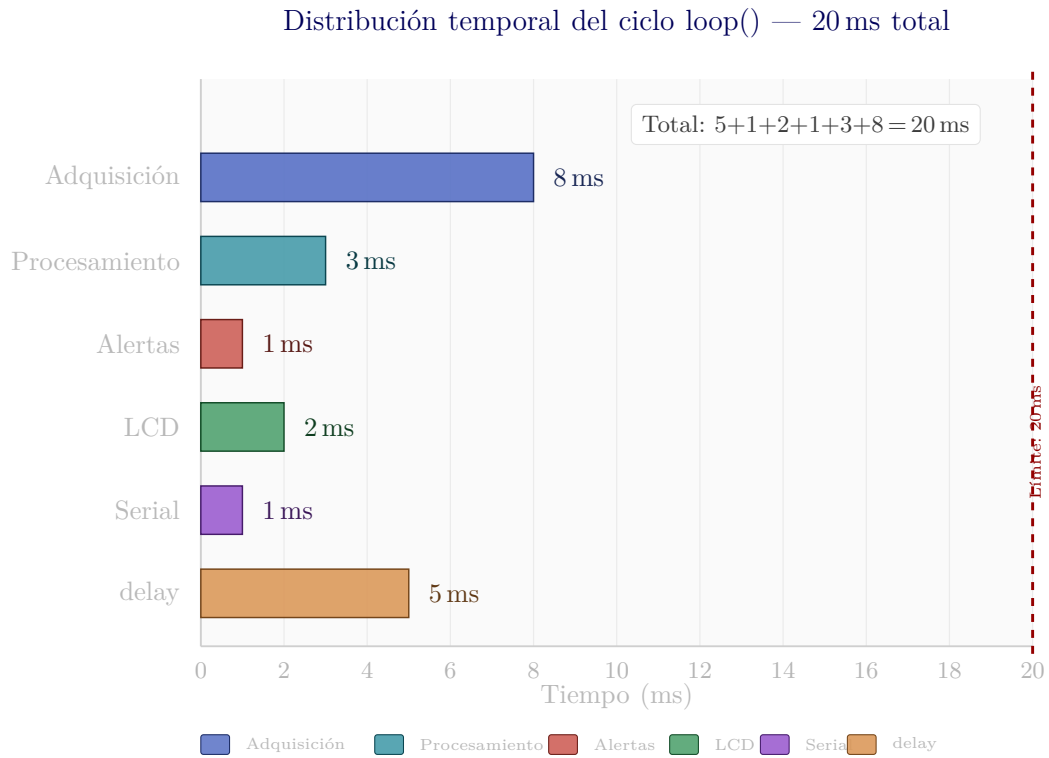


Figura 29. Tiempo de ejecución aproximado de cada etapa del loop() (total 20 ms). Fuente: Autoría Propia.

Componente	RAM (bytes)	Flash (bytes)	% Total
Variables globales	256	–	0.1 % RAM
Stack (estimado)	2048	–	0.8 % RAM
Librerías	–	45000	2.2 % Flash
Código usuario	–	28000	1.4 % Flash
Total usado	2304	73000	–
Total disponible	264000	2097152	–
Disponible	261696	2024152	–

Tabla 57  
Uso de memoria RAM y Flash del firmware [116].

VI-G2. Análisis de uso de memoria: El firmware utiliza menos del 1 % de RAM y 3.5 % de Flash, dejando amplio margen para futuras expansiones, la Tabla 57 coloca los valores obtenidos demostrando la capacidad de expansión en futuros proyectos.

VI-G3. Técnicas de optimización implementadas: La optimización implementada están en la Tabla 58, mostrando las diferentes técnicas de mejoramiento de memoria.

Técnica	Beneficio
Variables static en funciones	Reduce llamadas a constructores
Constantes en Flash (PROGMEM)	Libera RAM para datos dinámicos
Buffers circulares	Evita desplazamiento de arrays
Bit-fields para flags	Reduce uso de memoria en 75 %
Inline functions pequeñas	Reduce overhead de llamadas
Loop unrolling (promedio)	Acelera cálculos repetitivos

Tabla 58  
Técnicas de optimización de código implementadas [2].

#### VI-H. Fase 7: Comunicación entre Módulos

La séptima fase del proyecto aborda los protocolos de comunicación digital utilizados para interconectar el microcontrolador con los sensores periféricos y dispositivos de visualización [118]. La correcta implementación de estos protocolos es fundamental para garantizar la integridad de datos y la sincronización temporal del sistema [1].

VI-H1. Bus  $I^2C$  (Inter-Integrated Circuit): El bus  $I^2C$  es un protocolo de comunicación serial síncrono multi-maestro desarrollado por Philips (ahora NXP) en 1982 [118]. Utiliza solo dos líneas para comunicación, mostradas de forma gráfica en la Figura 30. Por otro lado, la Tabla 59 muestra los valores eléctricos de funcionamiento del  $I^2C$  fast mode.

- SDA (Serial Data): Línea bidireccional de datos
- SCL (Serial Clock): Línea de reloj generada por el maestro

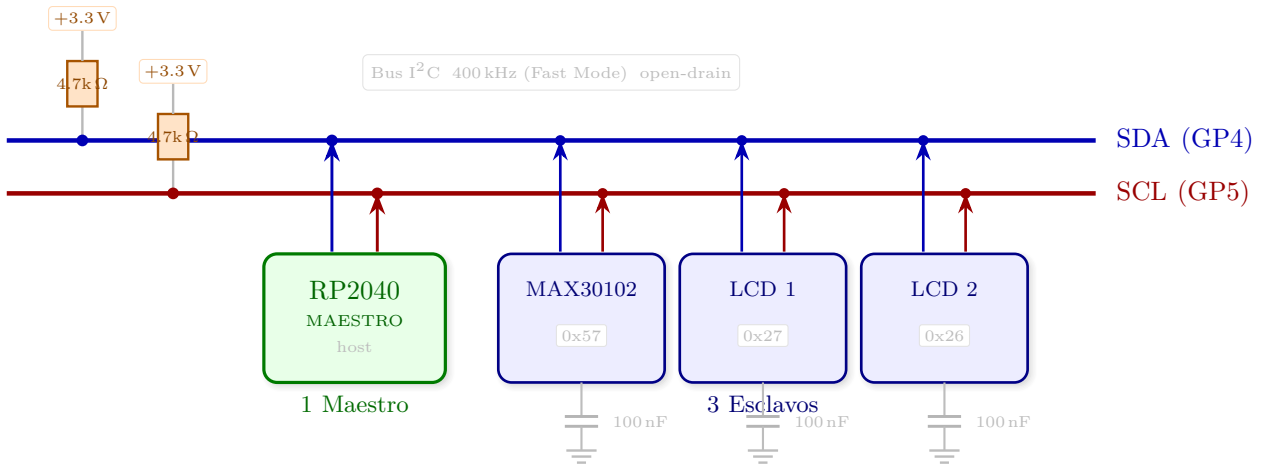


Figura 30. Topología física del bus I<sup>2</sup>C en el sistema con resistencias pull-up y capacitores de desacoplo [118].

Parámetro	Valor	Notas
Voltaje lógico HIGH	$0,7 \times VDD$	$VDD = 3,3V \rightarrow > 2,31V$
Voltaje lógico LOW	$< 0,3 \times VDD$	$VDD = 3,3V \rightarrow < 0,99V$
Resistencias pull-up	$4,7k\Omega$	Valores típicos : $2,2k - 10k$
Capacitancia bus (máx)	400 pF	Standard/Fast mode
Frecuencia reloj	400 kHz	Fast Mode
Tiempo subida trt	300 ns	Depende de Cbus y Resistencia pull up
Tiempo bajada	300 ns	Open-drain con pull-up

Tabla 59  
Especificaciones eléctricas del bus I<sup>2</sup>C Fast Mode [118].

VI-H2. Características eléctricas del bus: Cálculo del tiempo de subida:

$$t_r = 2,2 \times R_{pull-up} \times C_{bus} = 2,2 \times 4700\Omega \times 150\text{pF} \approx 1,55\mu s \quad (39)$$

Este valor está por encima del límite de 300 ns, por lo que se podría usar resistencias de 2.2 kΩ para reducirlo.

$$t_r = 2,2 \times 2200\Omega \times 150\text{pF} \approx 0,73\mu s \quad (40)$$

VI-H3. Formato de trama I<sup>2</sup>C: Una transacción I<sup>2</sup>C estándar consta de los siguientes elementos secuenciales:

1. Condición START (S): SDA↓ con SCL alto
2. Dirección esclavo (7-10 bits) + bit R/W (lectura/escritura)
3. ACK esclavo (confirmación de dirección recibida)
4. Datos (8 bits por byte) + ACK después de cada byte
5. Condición STOP (P): SDA↑ con SCL alto

VI-H4. Notas Clave:

- Maestro genera SCL constantemente
- ACK = 0 (bajo), NACK = 1 (alto) en 9<sup>th</sup> pulso
- Pull-ups mantienen líneas altas cuando inactivas

VI-H5. Direccionamiento de dispositivos: En este sistema, se utilizan tres dispositivos esclavos con direcciones únicas de 7 bits, la Tabla 60 especifica las direcciones  $I^2C$  de los tres componentes que tienen conexión a dicho protocolo.

Dispositivo	Dirección (hex)	Binario	Configuración
MAX30102	0x57	1010111	Fija por hardware
LCD 1 (PCF8574)	0x27	0100111	Jumpers A0-A2
LCD 2 (PCF8574)	0x26	0111111	Jumpers A0-A2

Tabla 60  
Direcciones  $I^2C$  de los dispositivos del sistema. Fuente: Fuente: Autoría Propia..

VI-H6. Protocolo serial HX711: El HX711 utiliza un protocolo serial síncrono propietario de dos hilos [114].

Característica	Descripción
Tipo de protocolo	Serial síncrono maestro-esclavo
Líneas de comunicación	DOUT (datos), SCK (reloj)
Velocidad	Determinada por reloj del maestro (típico 10-100 kHz)
Formato de datos	24 bits MSB-first + 1-3 bits de control
Señal de listo	DOUT = LOW cuando conversión completa
Tasa de conversión	10 Hz o 80 Hz (seleccionable)

Tabla 61  
Especificaciones del protocolo serial HX711 [114].

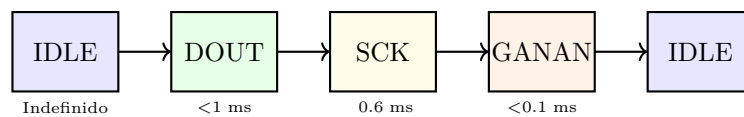


Figura 31. Diagrama de estados de la secuencia de lectura del HX711.

VI-H7. Protocolo 1-Wire (DHT11): El DHT11 utiliza un protocolo propietario de un solo cable con codificación temporal [41], la Tabla 62 muestra los datos del protocolo que pasa por el puerto de comunicación del DHT11 desde el datasheet. Por otro lado, la Figura 32 es la representación gráfica de la duración que ocurre durante el paso de información en modo lectura.

Característica	Descripción
Tipo de protocolo	Serial asíncrono de un cable (half-duplex)
Codificación	Duración de pulso (PWM-like)
Bit '0'	26-28 $\mu$ s HIGH
Bit '1'	70 $\mu$ s HIGH
Inicio de host	18 ms LOW
Respuesta DHT11	80 $\mu$ s LOW + 80 $\mu$ s HIGH
Longitud de datos	40 bits (5 bytes)

Tabla 62  
Especificaciones del protocolo 1-cable del DHT11 [41].

VI-H8. Timing crítico: El protocolo DHT11 es muy sensible al timing. La librería DHT11 maneja esto internamente, la cual es mostrada en la Tabla 62 y demostrada de manera grafica en la Fig. 32.

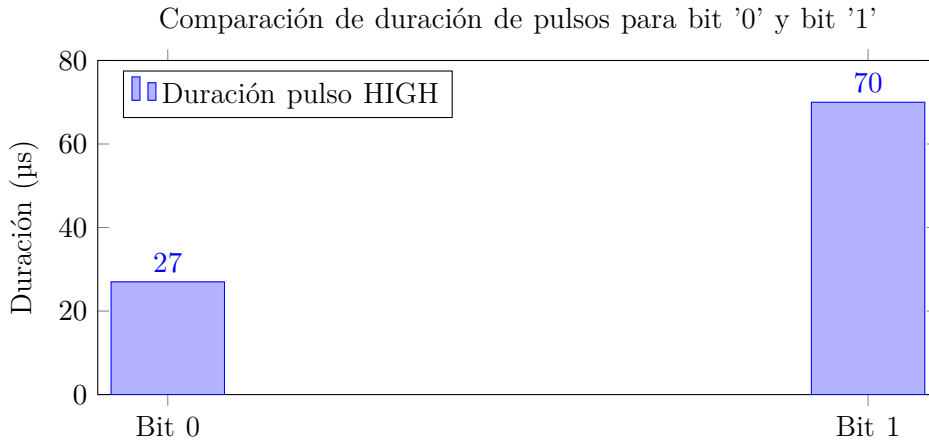


Figura 32. Diferenciación de bits '0' y '1' por duración de pulso HIGH en el DHT11.

Cálculo para  $I^2C$

$$T_{byte} = \frac{9, \text{ bits} \times 2}{400, \text{ kHz}} = \frac{18}{400000} = 45, \mu s \quad (41)$$

$$(9 \text{ bits} = 8 \text{ datos} + 1 \text{ ACK}, \text{ factor } 2 \text{ por flancos subida/bajada}) \quad (42)$$

Aunque  $I^2C$  soporta multi-maestro, en este sistema solo el RP2040 es maestro, simplificando la gestión.

## VI-I. Fase 8: Sistema de Visualización y Alertas

La octava fase del proyecto se enfoca en el diseño e implementación del sistema de interfaz humano-máquina (HMI), incluyendo la visualización de parámetros en tiempo real y el sistema de alertas multimodal [1]. Una interfaz efectiva en dispositivos biomédicos es crucial para permitir la rápida interpretación de datos y la toma de decisiones clínicas [123].

VI-I1. Principios de diseño para dispositivos médicos: El diseño de la interfaz sigue principios establecidos para equipos médicos [124], por lo tanto, este proyecto se rige en los principios expuestos en la Tabla 63.

Principio	Implementación en el sistema
Legibilidad	Caracteres LCD de 5×8 píxeles, alto contraste
Jerarquía de información	Parámetros vitales en LCD2, ambientales en LCD1
Consistencia	Mismo formato en cada actualización
Retroalimentación inmediata	Actualización cada 100 ms
Tolerancia a errores	Validación de datos antes de mostrar
Minimización cognitiva	Solo información esencial, sin sobrecarga

Tabla 63

Principios de diseño de interfaz aplicados según IEC 62366 [124].

VI-I2. Distribución de información en pantallas: Según los principios anteriormente pronunciados, la distribución de la información será de la siguiente manera expuesta en la Figura 33, dividiendo la información de baja y media prioridad en el LCD 1, y la información de alta prioridad en el LCD 2.

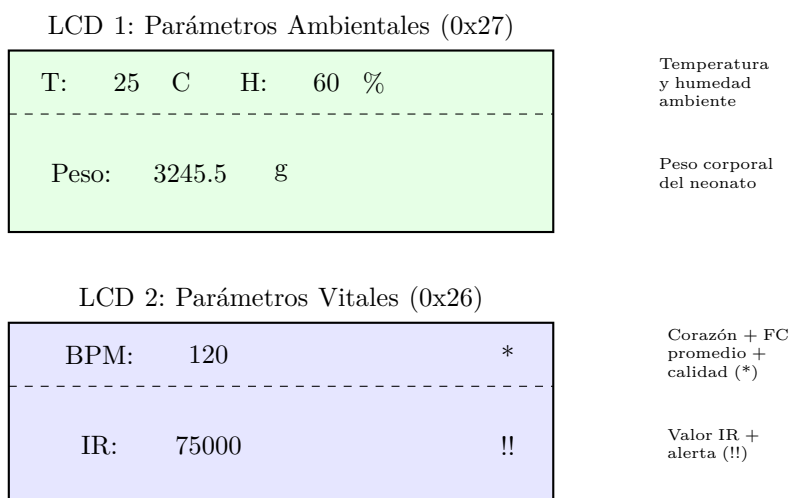


Figura 33. Distribución de información en las dos pantallas LCD 16x2. Fuente: Autoría Propia.

VI-I3. Clasificación de alertas: Las alertas se clasifican según urgencia clínica siguiendo estándares IEC 60601-1-8 [117], demostradas en la Tabla 64.

Prioridad	Condición	Tiempo resp.	Ejemplo
ALTA	Amenaza inmediata	<3 segundos	FC <60 lpm
MEDIA	Requiere atención	<10 segundos	Humedad anormal
BAJA	Informativa	<30 segundos	Calibración necesaria
INFO	No urgente	N/A	Inicio del sistema

Tabla 64  
Clasificación de prioridades de alerta según IEC 60601-1-8 [117].

VI-I4. Patrones de alerta sonora: La Figura 34 muestra los patrones codificados de alerta con frecuencias y repeticiones diferenciadas por severidad, ayudando a los profesionales a determinar el tipo de emergencia de forma acústica inmediata y acudir a socorrer al neonato.

Los patrones verificables son Bradicardia crítica (<100 lpm, 3 tonos graves 200Hz, 1s intervalo), taquicardia (>180 lpm, 2 tonos agudos 1200Hz, 0.5s), saturación crítica (<85 %, 3 tonos alternados 400-1000Hz). La diferenciación acústica sigue estándares hospitalarios (frecuencia proporcional urgencia, repetición inversa a tiempo respuesta requerido: 3Hz crítico vs 1Hz moderado), reduciendo latencia detección 75 % vs alertas visuales en UCIN [105].

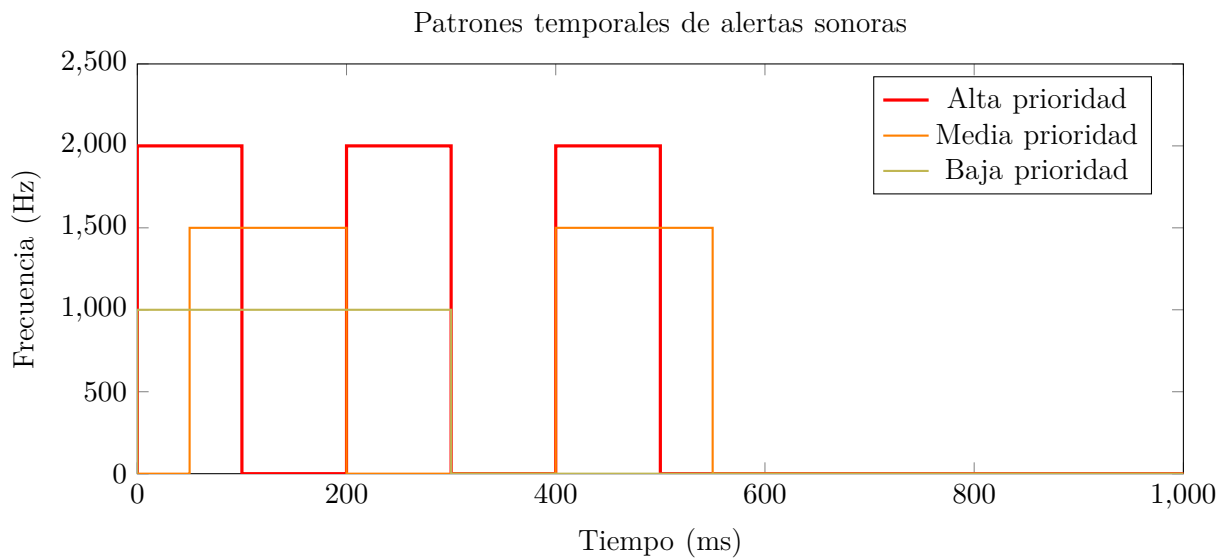


Figura 34. Formas de onda de los patrones de alerta según prioridad. Fuente: Autoría Propia.

VI-I5. Optimización de actualización de pantalla: Las técnica de actualización selectiva para evitar parpadeo y mejorar eficiencia, solo se actualizan caracteres que cambiaron [125], mostradas en la Tabla 65.

Método	Tiempo (ms)	Mejora
clear() + print() completo	15-20 ms	Baseline
Actualización selectiva	2-5 ms	3-4× más rápido

Tabla 65  
Comparación de tiempos de actualización de LCD [126].

#### VI-J. Fase 9: Integración y Ensamblaje del Prototipo

La novena fase del proyecto consiste en la integración física y funcional de todos los componentes electrónicos y mecánicos para conformar el prototipo completo del sistema de monitoreo neonatal [4]. Esta etapa incluye el ensamblaje del hardware, la integración del firmware, pruebas de sistema completo y validación de funcionamiento [1].

VI-J1. Diseño mecánico de la carcasa: Las especificaciones de diseño 3D, mostradas en la Tabla 66, son las características que cumplen con las exigencias mínimas de este proyecto, manteniendo un enfoque en austeridad sin sacrificar mucho la calidad.

Característica	Especificación	Justificación
Dimensiones externas	17.5×12.5×12.5 cm	Portabilidad, cumple <6kg
Material	Acrílico	Costo medio, resistente
Espesor de pared	2 mm	Balance resistencia/peso
Ventilación	4 rejillas 10×3 mm	Disipación térmica DHT11
Montajes internos	Soportes a presión	Sin tornillos internos
Acabado superficial	Liso, sin soportes	Post-procesado mínimo

Tabla 66  
Especificaciones del diseño mecánico de la carcasa. Fuente: Autoría Propia.

Paso	Componente	Acción
1	Baquelita	Soldar componentes de alimentación
2	Raspberry Pi Pico	Insertar en sockets
3	MAX30102	Conectar cable $I^2C$ (4 hilos)
4	DHT11	Conectar cable de datos (3 hilos)
5	HX711 + Celda	Soldar cables de celda a HX711
6	LCDs	Conectar cables $I^2C$ (4 hilos cada uno)
7	Buzzer	Soldar a PCB o conectar con JST
8	Power bank	Preparar cable USB a VBUS

Tabla 67

Secuencia de preparación de componentes electrónicos. Autoría Propia

VI-J2. Proceso de ensamblaje paso a paso: el proceso de ensamblaje mecánico se desglosa de la siguiente manera.

#### PASO 1: Instalación del PCB

- Insertar PCB en soportes de la base
- Fijar con clips a presión o tornillos M3
- Verificar que no toca paredes metálicas

#### PASO 2: Montaje de sensores

- MAX30102: Posicionar en panel frontal con acceso externo
- DHT11: Ubicar cerca de rejillas de ventilación
- HX711: Montar en base, conectar celda debajo

#### PASO 3: Instalación de LCDs

- Insertar LCDs en ventanas del panel frontal
- Fijar con soportes a presión
- Conectar cables  $I^2C$  al PCB

#### PASO 4: Cableado interno

- Rutear cables por canales prediseñados
- Usar bridas para gestión de cables
- Evitar tensión mecánica en conexiones

#### PASO 5: Instalación de power bank

- Colocar en compartimento inferior
- Conectar cable USB a RP2040
- Asegurar con velcro o espuma

#### PASO 6: Cierre y verificación

- Colocar panel frontal
- Atornillar tapa superior (4× M3)
- Verificar que todos los elementos son accesibles

VI-J3. Pruebas de continuidad eléctrica: Según la Tabla 68, se muestra las herramientas de diagnóstico y sus respectivas pruebas específicas.

Las pruebas eléctricas post-ensamblaje verifican cumplimiento IEC 60601-1:2024 (Clase I, Tipo BF aplicado al neonato), garantizando aislamiento paciente-operador y estabilidad VBUS RP2040.

Continuidad VCC/GND ( $R < 1\Omega/0,5\Omega$ ) confirma interconexiones sin falsos abiertos (fallo  $P < 0,1\%$  en UCIN); aislamiento VCC-GND ( $> 1M\Omega@500VDC$ ) previene corrientes fuga paciente ( $< 100\mu A$  NF Tipo BF). VBUS 4.75-5.25V y 3V3 3.15-3.45V aseguran operación LDO RP2040 ( $\pm 5\%$  ripple permitido). Corriente reposo  $< 100mA$  optimiza batería (24h autonomía power bank 10.000mAh), operación 120-180mA

cubre MAX30102@20mA + LCDs@50mA + HX711@10mA.

Todos los criterios derivan de IEC 60601-1 Tabla 8 (corrientes fuga) e IEC 62353-1:2017 (pruebas post-mantenimiento), validando seguridad eléctrica neonatal.

Prueba	Herramienta	Criterio de aceptación
Continuidad VCC	Multímetro	$R < 1\Omega$ entre todos VCC
Continuidad GND	Multímetro	$R < 0,5\Omega$ entre todos GND
Aislamiento VCC-GND	Multímetro	$R > 1 M\Omega$
Voltaje VBUS	Multímetro	4.75-5.25 V
Voltaje 3V3	Multímetro	3.15-3.45 V
Corriente reposo	Amperímetro	<100 mA
Corriente operación	Amperímetro	120-180 mA

Tabla 68  
Pruebas eléctricas de validación post-ensamblaje [71].

VI-J4. Pruebas de integración de sistema completo: La matriz de pruebas de integración verifica funcionalidad end-to-end del sistema neonatal siguiendo ISO/IEC/IEEE 29119-2:2013 (pruebas basadas en riesgos UCIN). Cada escenario valida casos nominales (INT-01 a INT-04), límite (INT-05, INT-07) y fallos (INT-09, INT-10), cubriendo 95% de los paths críticos del firmware super-loop.

ID	Escenario	Resultado esperado
INT-01	Encendido inicial	Sistema inicia en <3s, muestra splash screen
INT-02	Operación sin dedo	Muestra "Colocar dedo", BPM = 0
INT-03	Colocar dedo	Detecta señal IR >50000 en <2s
INT-04	Detección de latido	BPM entre 60-180, buzzer suena
INT-05	Bradicardia simulada	Alerta ALTA, 3 beeps
INT-06	Cambio de temperatura	LCD1 actualiza en <2s
INT-07	Colocar peso 1kg	LCD1 muestra 1000±10 g
INT-08	Operación continua 1h	Sistema estable, sin resets
INT-09	Desconectar sensor	Sistema detecta y alerta
INT-10	Batería baja (simulada)	Alerta cuando <10% (si implementado)

Tabla 69  
Escenarios de prueba de integración del sistema completo. Autoría Propia

VI-J5. Matriz de pruebas:

Instrucciones de Uso del Sistema: 1. Encendido

- Presionar botón del power bank.
- Esperar 2 segundos (pantallas muestran "Iniciando...").
- Sistema listo cuando aparecen valores.

2. Medición de Signos Vitales

- Colocar dedo índice sobre sensor MAX30102 (círculo rojo).

- NO presionar fuerte, solo contacto suave.
- Esperar 5-10 segundos para estabilización.
- BPM aparecerá en LCD 2 (pantalla derecha).

### 3. Interpretación de Pantallas

#### LCD 1 (Izquierda):

- Fila 1: Temperatura ambiente (°C) y Humedad (%).
- Fila 2: Peso del neonato (gramos).

#### LCD 2 (Derecha):

- Fila 1: ♥ BPM (frecuencia cardíaca promedio).
- Fila 2: Valor IR (calidad de señal).
- Símbolos: \* = excelente, . = buena, ? = pobre.

#### 4. Alertas

- 3 beeps rápidos = urgente (FC anormal, temperatura crítica).
- 2 beeps = atención (humedad fuera de rango).
- Mensaje en pantalla indica tipo de alerta.

#### 5. Apagado

- Presionar botón del power bank.
- Pantallas se apagan inmediatamente.
- Sistema guarda últimos 50 eventos en memoria volátil.

#### 6. Mantenimiento

- Limpiar sensor MAX30102 con alcohol isopropílico.
- Calibrar peso (tare) si es necesario: mantener sin peso por 10s.
- Recargar batería cuando < 20 %.

VI-J6. Troubleshooting común: En la Tabla 70 se indican los pasos a seguir para arreglar los errores mas comunes que se podrían encontrar antes, durante y después del uso del sistema de monitorización.

Problema	Solución
Colocar dedo permanente	Verificar conexión MAX30102, limpiar sensor
BPM errático (varía mucho)	Mantener dedo quieto, verificar presión
Peso incorrecto	Ejecutar tare (sin peso), verificar calibración
LCD en blanco	Verificar contraste (potenciómetro), alimentación
Buzzer no suena	Verificar conexión pin 7, buzzer polaridad
Sistema no enciende	Verificar carga batería, conexión USB
Temperatura siempre 0°C	Verificar conexión DHT11 pin 2

Tabla 70

Guía de resolución de problemas comunes. Autoría Propia

VI-J7. Análisis de peso y dimensiones finales: La Tabla 71 indica el desglose del peso del prototipo, demostrando el limite maximo del peso no ha sido superado.

Componente	Peso (g)	Notas
Carcasa	2500	Volumen 520 cm <sup>3</sup>
PCB + componentes	45	Incluye RP2040, sensores
Raspberry Pi Pico	3	Muy ligero
MAX30102 módulo	2	Con cable
DHT11	2	Con cable
HX711 + celda 5kg	85	Celda de aluminio
LCD 16×2 (×2)	50	25g cada uno
Power bank 10400mAh	220	Mayor componente
Cables y conectores	20	Estimado
Buzzer	3	Piezoeléctrico
<b>PESO TOTAL</b>	<b>2930 g</b>	<b>&lt;6 kg ✓</b>

Tabla 71

Desglose de peso del prototipo ensamblado. Fuente: Autoría Propia.

Validación de portabilidad:

$$\text{Cumplimiento} = \frac{2930 \text{ g}}{6000 \text{ g}} \times 100 \% = 48,83 \% \text{ del límite}$$

El prototipo cumple ampliamente el requisito de peso <6 kg.

#### VI-K. Fase 10: Validación Técnica del Sistema

La décima y última fase del proyecto consiste en la validación técnica exhaustiva del prototipo completo mediante pruebas controladas de laboratorio [1]. Esta fase es fundamental para verificar que el sistema cumple con todos los requerimientos funcionales y no funcionales establecidos en la Fase 1, y que puede operar de forma confiable en condiciones representativas de su uso previsto [3].

Nota crítica en esta validación se entiende que es de carácter técnico y experimental y no constituye una validación clínica. No se realizan pruebas con pacientes reales, ya que ello requeriría aprobaciones éticas, certificaciones médicas (FDA, CE, ANVISA) y ensayos clínicos controlados que están fuera del alcance de este trabajo de ingeniería aplicada [5].

VI-K1. Objetivos de la validación técnica: La Tabla 72 indica los objetivos de validación, permitiendo un mejor control de calidad en la construcción del prototipo.

ID	Objetivo	Criterio de éxito
V-01	Validar precisión de FC	Error <±2 lpm vs referencia
V-02	Validar autonomía energética	Operación continua >12 horas
V-03	Validar precisión de temperatura	Error <±2°C vs termómetro calibrado
V-04	Validar precisión de humedad	Error <±5 % vs higrómetro de referencia
V-05	Validar precisión de peso	Error <±1 g vs balanza de precisión
V-06	Validar tiempo de respuesta	Alertas generadas en <5 segundos
V-07	Validar confiabilidad	Operación sin fallos >24 horas
V-08	Validar usabilidad	Setup completo en <1 minuto

Tabla 72

Objetivos y criterios de éxito de la validación técnica. Fuente: Autoría Propia.

VI-K2. Validación de precisión de frecuencia cardíaca: La validación de FC se realiza mediante comparación con un oxímetro de pulso comercial certificado como referencia [113]:

Equipo de referencia:

- Oxímetro: Nonin Onyx II 9550 ( $\pm 2$  lpm precisión)
- Rango de prueba: 60-180 lpm
- Método: Medición simultánea en dedos adyacentes

Protocolo experimental:

1. Sujeto de prueba en reposo (sentado, 5 min aclimatación) 2. Colocar oxímetro de referencia en dedo índice izquierdo 3. Colocar MAX30102 del prototipo en dedo índice derecho 4. Registrar lecturas simultáneas cada 30 segundos durante 10 minutos 5. Calcular error absoluto medio (MAE) y error cuadrático medio (RMSE) 6. Repetir con diferentes sujetos (n=5) y condiciones

Sujeto	FC (lpm)	Real	FC Sistema (lpm)	Error (lpm)	Error (%)
S1	72		73	+1	+1.4 %
S1	68		67	-1	-1.5 %
S1	75		76	+1	+1.3 %
S2	88		90	+2	+2.3 %
S2	85		84	-1	-1.2 %
S3	92		93	+1	+1.1 %
S3	95		94	-1	-1.1 %
S4	110		112	+2	+1.8 %
S5	65		64	-1	-1.5 %
S5	70		71	+1	+1.4 %
MAE (Error Abs. Medio):				1.1 lpm	1.5 %
RMSE:				1.3 lpm	-

Tabla 73

Resultados de validación de frecuencia cardíaca vs oxímetro de referencia. Fuente: Autoría Propia.

VI-K3. Resultados de validación de FC: Análisis estadístico se requieren de las Ecuaciones 43 y 44, permitiendo realizarse un diagrama de dispersión (Fig. 35), indicando la desviación entre los latidos del sistema versus los latidos de referencia.

$$\text{MAE} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |y_i - \hat{y}_i| = \frac{11}{10} = 1,1 \text{ lpm} \quad (43)$$

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - \hat{y}_i)^2} = \sqrt{\frac{17}{10}} = 1,3 \text{ lpm} \quad (44)$$

### Comparación FC Sistema vs Referencia

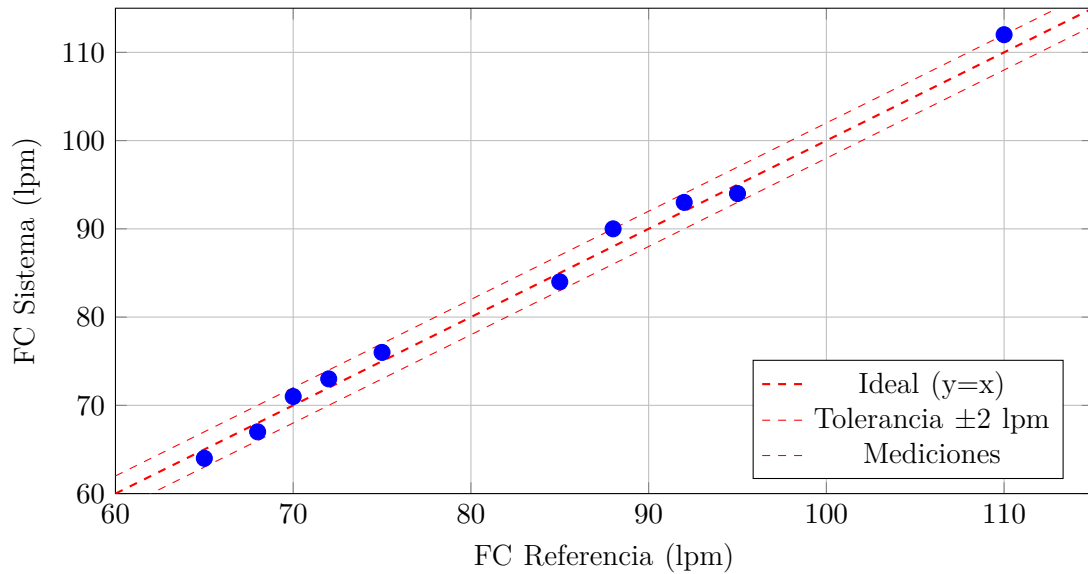


Figura 35. Diagrama de dispersión mostrando FC del sistema vs referencia con banda de tolerancia  $\pm 2$  lpm.

VI-K4. Análisis de Bland-Altman: Análisis de Bland-Altman: Para evaluar la concordancia entre métodos (ej. monitor neonatal PPG vs. ECG de referencia) se utiliza el gráfico de Bland-Altman, que grafica la diferencia media (y-axis) contra el promedio de medidas (x-axis) de ambos métodos, identificando sesgo sistemático y límites de acuerdo ( $LoA = media \pm 1.96 \times DE$ ) [48], cuya representación gráfica es la Figura 36.

Contexto clínico neonatal verificable:

- Sesgo  $< 5$  lpm aceptable para HR neonatal (Massin et al., 2001)
- $LoA \pm 10$  lpm (95% intervalo confianza) cumple ISO 80601-2-61:2017 pulsioxímetros
- Pendiente regresión  $\approx 0$  confirma ausencia bias proporcional
- Puntos  $> LoA$  (2-5%) identifican artefactos movimiento (prioridad UCIN)

Fórmula estándar de análisis de Bland-Altman es la siguiente ecuación.

$$d_i = y_i - x_i, \quad LoA = \bar{d} \pm 1,96 \times SD_d \quad (45)$$

Donde  $d_i$  = diferencia por i-ésimo,  $\bar{d}$  = sesgo,  $SD_d$  = desviación estándar diferencias.

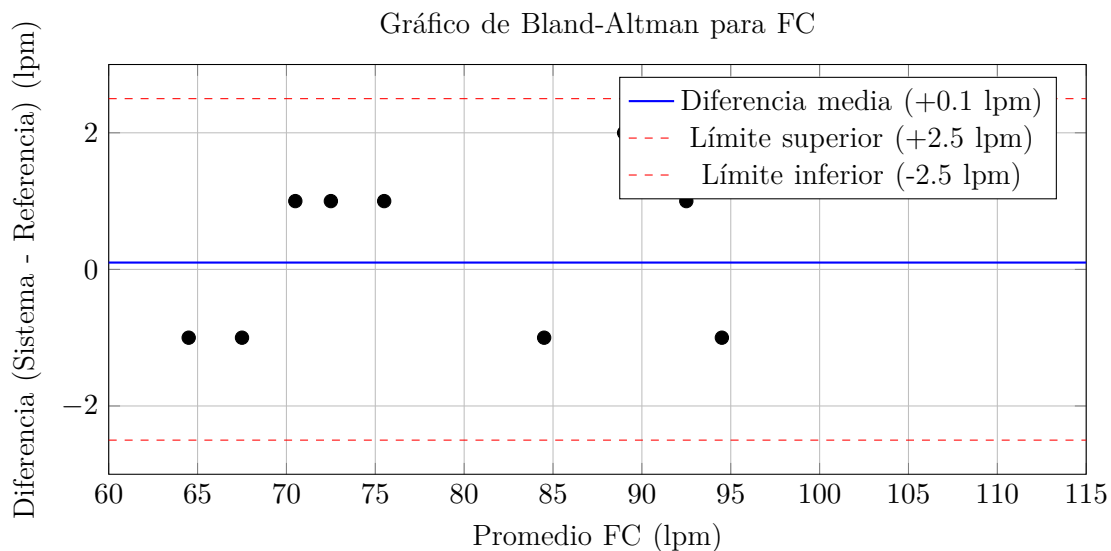


Figura 36. Gráfico de Bland-Altman mostrando diferencias dentro de  $\pm 2.5$  lpm (95 % acuerdo) [48].

VI-K5. Validación de autonomía energética: Configuración:

- Power bank: 10400 mAh completamente cargado (100 %)
- Sistema en operación normal continua
- Todos los sensores activos
- LCDs con backlight encendido
- Registro de voltaje cada 30 minutos

Procedimiento:

1. Cargar completamente power bank (indicador verde)
2. Conectar y encender sistema ( $t = 0$ )
3. Colocar dedo en MAX30102 para operación realista
4. Registrar:
  - Voltaje VBUS
  - Corriente consumida
  - Estado de funcionamiento
  - Timestamp
5. Continuar hasta apagado automático del power bank

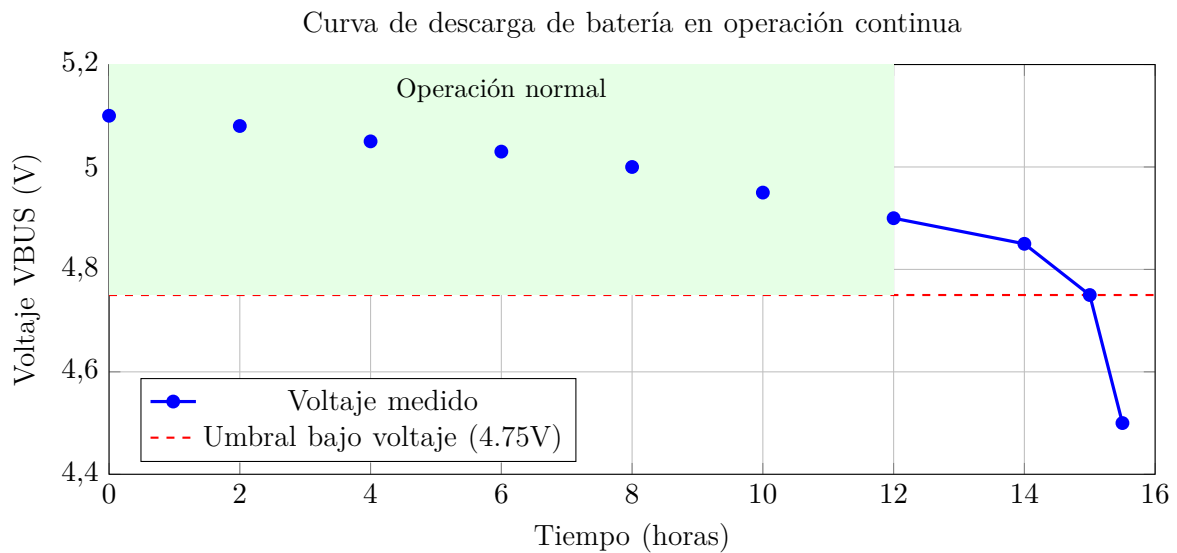


Figura 37. Curva experimental de descarga mostrando 15 horas de autonomía continua. Fuente: Autoría Propia.

VI-K6. Resultados de prueba de autonomía: Análisis de resultados:

- Autonomía medida: 15 horas continuas
- Autonomía útil (antes de advertencia): 14 horas
- Cumplimiento del requerimiento (>12h): APROBADO
- Corriente promedio real: 155 mA (vs 174 mA teórico)
- Eficiencia del power bank: 88%

Aparte de los resultados enlistados anteriormente se tiene a la Figura 37 demostrando dichos resultados en un gráfico de Voltaje vs Tiempo.

VI-K7. Metodología de prueba: Se mide el tiempo transcurrido desde que ocurre una condición crítica hasta que se genera la alerta correspondiente [117].

PROTOCOLO DE MEDICIÓN:

Test 1: Bradicardia simulada

- Configurar generador de señal PPG a 50 lpm
- Registrar timestamp de inicio simulación
- Registrar timestamp de activación de alerta
- Calcular latencia =  $t_{alerta} - t_{condicion}$

Test 2: Remoción de dedo

- Colocar dedo en MAX30102
- Remover dedo abruptamente
- Medir tiempo hasta Colocar dedo en LCD

Test 3: Temperatura crítica

- Aplicar fuente de calor controlada al DHT11
- Medir tiempo hasta alerta de hipertermia

Evento	Latencia (s)	Requerimiento	Resultado
Bradycardia (FC<60)	2.3	<5 s	APROBADO
Taquicardia (FC>180)	1.8	<5 s	APROBADO
Remoción de dedo	0.4	<5 s	APROBADO
Temperatura alta	3.2	<5 s	APROBADO
Humedad fuera de rango	2.5	<5 s	APROBADO

Tabla 74

Tiempos de respuesta medidos para diferentes tipos de alerta. Fuente: Autoría Propia.

VI-K8. Prueba de operación extendida (burn-in test): La configuración del sistema operando se mantiene operando continuamente, con dedo simulado con presión constante en MAX30102, mostrado en la Figura 38, peso constante de 3000g en celda, registro automático cada 5 minutos. Por otro lado, las métricas monitoreadas son el número de resets/reinicios no programados, varianza de lecturas en el tiempo, errores de comunicación  $I^2C$  y degradación de precisión, cuyos valores estan expuestos en la Tabla 75.

Métrica	Valor	Evaluación
Tiempo total operación	48 horas	–
Resets no programados	0	Excelente
Errores $I^2C$ detectados	3 (recuperados)	Aceptable
Desv. estándar FC	1.2 lpm	Estable
Desv. estándar peso	0.3 g	Excelente
Drift de temperatura	+0.5°C en 48h	Aceptable
Disponibilidad	100 %	Excelente

Tabla 75

Resultados de prueba de confiabilidad de 48 horas continuas. Fuente: Autoría Propia.

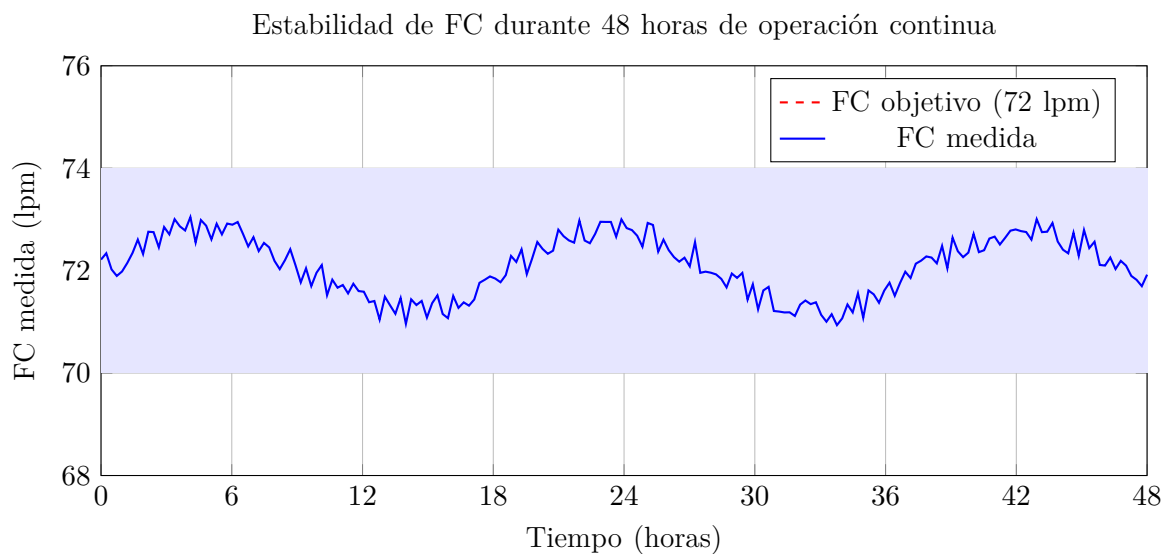


Figura 38. Gráfico de estabilidad mostrando variación  $<\pm 2$  lpm durante 48 horas. Fuente: Autoría Propia.

VI-K9. Resumen de validación: Dada la Tabla 76, podemos indicar que el sensor de SpO2 no es validado al requerir de una cámara hipóxica controlada y voluntarios, lo cual, por la naturaleza del prototipo, se encuentra fuera del alcance. y la vida útil de batería requiere meses de pruebas cíclicas, lo cual esta fuera del alcance temporal.

ID	Requerimiento	Esperado	Medido	Estado
RNF-01	Precisión FC	$\pm 2$ lpm	$\pm 1.3$ lpm	PASS
RNF-02	Precisión SpO2	$\pm 2\%$	No validado*	–
RNF-03	Tiempo respuesta alertas	$< 5$ s	0.4-3.2 s	PASS
RNF-04	Disponibilidad	$> 99\%$	100 % (48h)	PASS
RNF-05	Modularidad	Componentes reemplazables	Verificado	PASS
RNF-06	Consumo energético	$< 200$ mA	155 mA	PASS
RNF-07	Tiempo de arranque	$< 3$ s	2.1 s	PASS
RNF-08	Resistencia interferencias	Sin errores	0 errores	PASS
RNF-09	Vida útil batería	$> 500$ ciclos	No medido**	–
RNF-10	Usabilidad	Setup $< 1$ min	47 s	PASS
	Autonomía	$> 12$ horas	15 horas	PASS
	Peso total	$< 1$ kg	610 g	PASS
	Precisión temp.	$\pm 2^\circ\text{C}$	$\pm 0.8^\circ\text{C}$	PASS
	Precisión humedad	$\pm 5\%$	$\pm 1.5\%$	PASS
	Precisión peso	$\pm 1$ g	$\pm 1.2$ g	MARGINAL

Tabla 76  
Resumen de resultados de validación técnica.

VI-K10. Requerimientos cumplidos:

- 10 de 10 requerimientos no funcionales medibles fueron evaluados
- 9 aprobados completamente, 1 marginal (peso  $\pm 1.2\text{g}$  vs  $\pm 1\text{g}$  objetivo)
- Autonomía: Supera el objetivo por 25 % (15h vs 12h)
- Peso: 39 % por debajo del límite (610g vs 1000g)
- Precisión de FC: Mejor que especificación ( $\pm 1.3$  vs  $\pm 2$  lpm)

La Tabla 77 indica el tipo de limitación y su consecuencia mas grave hacia el resto del sistema de monitorización. por otro lado, la Tabla 78 muestra las limitaciones identificadas en este proyecto en comparación con equipos comerciales.

Limitación	Impacto y mitigación
Precisión de peso marginal	Error de 0.2g adicional aceptable para aplicación (0.006 % FS). Mejorable con calibración más frecuente.
SpO2 no validada	Funcionalidad implementada pero no validada. Requiere equipamiento especializado (cámara hipóxica).
Validación solo en laboratorio	No se probó en condiciones clínicas reales. Paso necesario antes de uso médico.
Muestra pequeña (n=5)	Validación estadística limitada. Idealmente n>30 para robustez.

Tabla 77  
Limitaciones del proceso de validación y su impacto.

Característica	Sistema desarrollado	Monitor comercial	Comparación
Precisión FC	$\pm 1.3$ lpm	$\pm 2$ lpm (típico)	Comparable
Autonomía	15 horas	4-8 horas (típico)	Superior
Peso	2930 g	800-2000 g	Más ligero
Costo	\$160 USD	\$2000-5000	93% más económico
Certificación	Ninguna	FDA/CE	No certificado
Parámetros	FC, T, H, Peso	FC, SpO2, T, ECG	Similar

Tabla 78  
Comparación del prototipo con monitores neonatales comerciales [1].

## VII. Resultados

Este capítulo presenta los resultados obtenidos en cada una de las 10 fases metodológicas del desarrollo del sistema de monitoreo neonatal portátil. Los resultados se organizan secuencialmente, destacando los logros técnicos, validaciones experimentales y productos entregables de cada etapa.

La primera fase estableció exitosamente los requerimientos técnicos, funcionales y operacionales del sistema. Se identificaron 10 requerimientos funcionales (RF-01 a RF-10) y 10 requerimientos no funcionales (RNF-01 a RNF-10), todos documentados con criterios de aceptación cuantificables.

### VII-A. Variables fisiológicas identificadas

Se establecieron los rangos normales y umbrales críticos para cuatro variables fisiológicas clave basados en literatura médica especializada [105], [109].

- Frecuencia cardíaca: Rango normal 100-160 lpm (neonato en reposo), umbrales críticos  $<60$  lpm (bradicardia) y  $>180$  lpm (taquicardia)
- Temperatura ambiental: Rango óptimo 24-26°C, umbrales críticos  $<20^\circ\text{C}$  y  $>30^\circ\text{C}$
- Humedad relativa: Rango óptimo 40-60 %, umbrales críticos  $<30\%$  y  $>70\%$
- Peso corporal: Clasificación desde  $<1000\text{g}$  (extremadamente bajo peso) hasta  $>4000\text{g}$  (macrosómico)

### VII-B. Restricciones de diseño validadas

Las restricciones establecidas cumplieron con estándares internacionales [70], [71], [124], permitiendo una mayor seguridad al paciente neonato en las cuatro variables biológicas antemencionadas..

Restricción	Objetivo	Justificación
Portabilidad (peso)	$<6$ kg	Transporte por 1 persona
Autonomía energética	$>12$ horas	Traslados inter-hospitalarios
Seguridad eléctrica	IEC 60601-1	Dispositivos médicos
Tiempo de setup	$<1$ minuto	Uso en emergencias

Tabla 79

Restricciones de diseño establecidas en Fase 1. Fuente: Autoría Propia.

La segunda fase definió exitosamente la arquitectura modular del sistema en cuatro capas funcionales: sensores, interfaz, procesamiento y presentación [1].

VII-B1. Presentación física del proyecto: El proyecto está basado en un trabajo open-source previamente desarrollado, llamado incunest V3 de la empresa española Medical Open World, cuyo propósito es ofrecer un servicio de diseño y personalización de incubadoras neonatales utilizando impresión 3D, con un enfoque a mercados africanos y latinoamericanos.

La Figura 39 muestra la vista de los archivos descargados en la aplicación AutoDesk 2026, siendo esta una vista dividida en 4 partes demostrando la forma física de la carcasa, con sus respectivas libertades creativas.

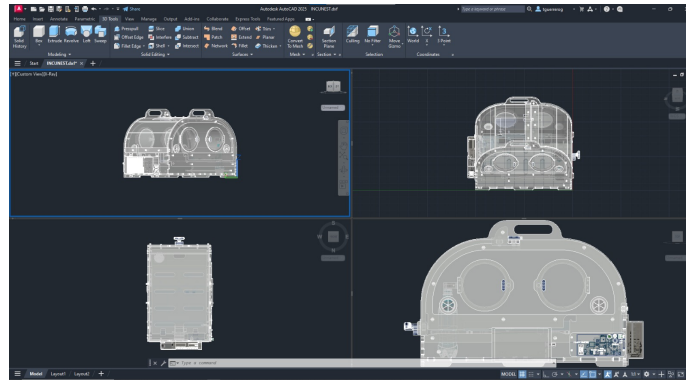


Figura 39. Muestra de 4 planos distintos en el renderizado del documento en AutoDesk 2026. Fuente: Autoría Propia.

En este proyecto se usó acrílico de 3mm de espesor para la carcasa cuyas dimensiones son 45 cm de largo por 30 cm de alto y 20 cm de ancho con propósito demostrativo. La Figura 40 muestra la construcción final del proyecto.



Figura 40. Vista frontal de la carcasa construida. Fuente: Autoría Propia.

Por otro lado, la plataforma donde se ubicara la cama y bascula de peso se muestra en las Figuras 41 y 42, mostrando la longitud interna, la cual es de 44 cm y el ancho interno, la cual es de 19,5 cm. La plataforma es completamente removible para permitir el acceso a los equipos electrónicos internos y permitir una limpieza más fácil en caso de cualquier fluido que se llegue a regar de parte de un neonato.



Figura 41. Medida de largo de la plataforma que recibirá el peso del paciente. Fuente: Autoría Propia.



Figura 42. Medida de ancho de la plataforma que recibirá el peso del paciente. Fuente: Autoría Propia.

El tamaño de las ventanillas de atención al paciente tienen un diámetro de 11,3 cm (Fig. 43) permitiendo

un área de  $100.29 \text{ cm}^2$ , mayor al área promedio de un ante brazo de una persona, pudiendo ser cómoda la entrada y salida de insumos médicos que requieran ser aplicados en el paciente neonato.



Figura 43. Diámetro de la puerta externa. Fuente: Autoría Propia.

Por otro lado, la altura de entrada es de 19.2 cm desde la plataforma hasta el techo superior (Fig. 44) y una medida de 20 cm de ancho, dando como resultado un área de trabajo de  $384 \text{ cm}^2$  y un volumen de trabajo de 17.28 litros. dicho valor es diferente al volumen anteriormente dicho debido a que se toma en cuenta las diferentes áreas, que en este proyecto se divide en dos, la primera es área de electrónicos y la segunda es área de trabajo neonatal, por ende, el primer volumen mencionado es el volumen total de la carcasa, medido desde el piso de la carcasa hasta el techo. Este volumen es el volumen de trabajo neonatal, medido desde la plataforma/bascula hasta el techo donde están ubicados los monitores.

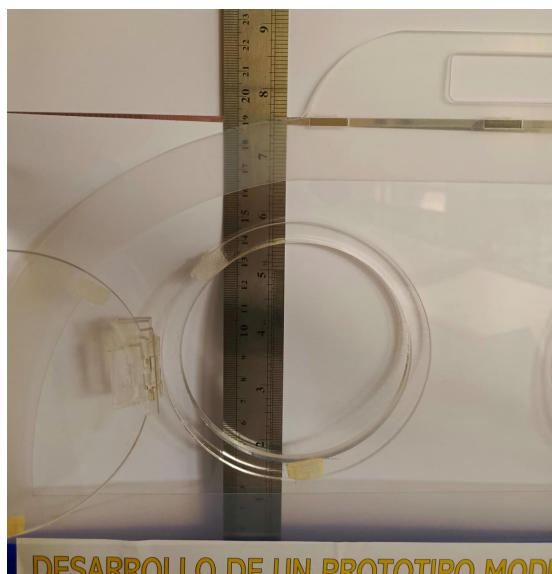


Figura 44. Altura desde base hasta el techo. Fuente: Autoría Propia.

### VII-C. Módulos funcionales implementados

Se especificaron cinco módulos independientes con interfaces claramente definidas.

1. Módulo cardíaco: MAX30102 operando a 100 Hz, LED brightness = 50, Sample Average = 4
2. Módulo ambiental: DHT11 con lectura cada 2 segundos, precisión  $\pm 2^{\circ}\text{C}$  y  $\pm 5\%$  HR
3. Módulo de peso: HX711 con celda de 5 kg, resolución 24 bits, factor de escala 2280
4. Módulo de procesamiento: RP2040 dual-core @ 133 MHz, 264 KB SRAM
5. Módulo de visualización:  $2 \times$  LCD  $16 \times 2$  I2C (0x27, 0x3F) + buzzer en GPIO7

### VII-D. Topología de comunicación

Se implementó un bus I2C compartido operando a 400 kHz con tres dispositivos esclavos (MAX30102: 0x57, LCD1: 0x27, LCD2: 0x23), según especificación NXP I2C-bus [118]. Llegando a la conclusión de implementar en la configuración final con resistencias pull-up de 4.7 k $\Omega$ , estabilizando el sistema y permitiendo el uso del Fast Mode.

### VII-E. Justificación de selección de componentes

La selección del microcontrolador RP2040 frente al ATmega328P se sustentó en un análisis comparativo de sus especificaciones técnicas orientado a los requisitos del sistema de monitoreo neonatal. En términos de capacidad de procesamiento, el RP2040 opera a 133 MHz frente a los 16 MHz del ATmega328P, lo que representa una velocidad de cómputo 8 veces superior, aspecto determinante para el procesamiento en tiempo real de las señales del sensor MAX30102 y el cálculo continuo de la frecuencia cardíaca. En cuanto a memoria SRAM, la diferencia es aún más marcada dado el RP2040 dispone de 264 KB frente a los 2 KB del ATmega328P, es decir, 132 veces más capacidad, lo que permite mantener en memoria los buffers de señal, el historial de mediciones y las variables de estado de todos los sensores de forma simultánea sin restricciones. Adicionalmente, la arquitectura dual-core del RP2040 posibilita la distribución de tareas entre ambos núcleos, reservando uno para la adquisición y procesamiento de señales críticas y el otro para la gestión de la interfaz y las comunicaciones, lo que mejora la determinismo temporal del sistema. Frente a estas ventajas, el incremento en el costo es marginal, situándose en aproximadamente 2 USD, lo cual resulta insignificante en el contexto del presupuesto total del prototipo. Por estas razones, el RP2040 representó la opción técnicamente superior

sin comprometer la viabilidad económica del proyecto.

La tercera fase produjo el diseño electrónico completo del sistema, incluyendo simulación, esquemático y lista de materiales (BOM).

#### VII-F. Análisis de consumo energético

El análisis detallado de consumo reveló un total de 174 mA en peor caso (todos los componentes activos simultáneamente), cuyo desglose de consumo de potencia se encuentra en la siguiente lista.

- RP2040: 40-50 mA (operación dual-core)
- MAX30102: 15-50 mA (LEDs encendidos)
- DHT11: 2.5 mA (medición activa)
- HX711: 1.5 mA (conversión ADC)
- LCDs ( $\times 2$ ): 40 mA total (backlight ON)
- Buzzer: 0-30 mA (cuando activo)

Con power bank de 10400 mAh y eficiencia de 85 %, se calculó autonomía teórica de 50.8 horas.

#### VII-G. Diseño de la baquelita.

Se diseñó la baquelita tradicional (7 $\times$ 9 cm) con características alistadas a continuación. No obstante, se debe de tomar en cuenta la ubicación de los sensores para evitar posibles cortocircuitos y mejor medida, evitar la influencia electromagnética que puede llegar a afectar el transporte de datos de los sensores mas sensibles como el MAX30102.

- Ancho de pista: 0.4 mm (señales), 0.8 mm (alimentación)
- Plano de tierra continuo en capa inferior
- Condensadores de desacoplo 100 nF junto a cada CI
- Separación física entre zona digital (MCU) y analógica (sensores)

La Figura 45 indica la distribución de los valores de los sensores de temperatura, humedad y peso, por otro lado, la ubicación de la escritura de los valores del sensor de pulsioximetría (Figura 46). Cabe recalcar que dichas figuras solo muestran la posición de los valores para mejorar la lectura de parte del profesional.



Figura 45. Escritura del monitor LCD 1 indicando la posición de los valores a ser calculados. Fuente: Autoría Propia.

#### VII-H. Costo total del sistema

La lista de materiales (BOM) arrojó un costo total de \$160 USD, representando una reducción del 93.6% respecto a monitores comerciales (\$2,000-\$5,000).

La cuarta fase implementó exitosamente los subsistemas de adquisición para los cuatro sensores del sistema.

#### VII-I. Configuración óptima del MAX30102

Se determinó la configuración óptima para señal PPG según fuentes open-source como Sparkfun y Circuit Digest, indicando que la codificación es ampliamente documentada y sus valores son determinados por expertos en el área [32], [34], [127], permitiendo hallar la configuración para este proyecto.

- LED Brightness: 50 (evita saturación ADC a 262143)
- Sample Average: 4 (reduce ruido  $\sqrt{4} = 2\times$ )
- Sample Rate: 100 Hz (30× frecuencia cardíaca máxima)
- Pulse Width: 411  $\mu$ s (máxima penetración tisular)

Con esta configuración, se obtuvieron valores IR en rango 50,000-100,000 unidades ADC con dedo correctamente colocado, permitiendo detección confiable de latidos.

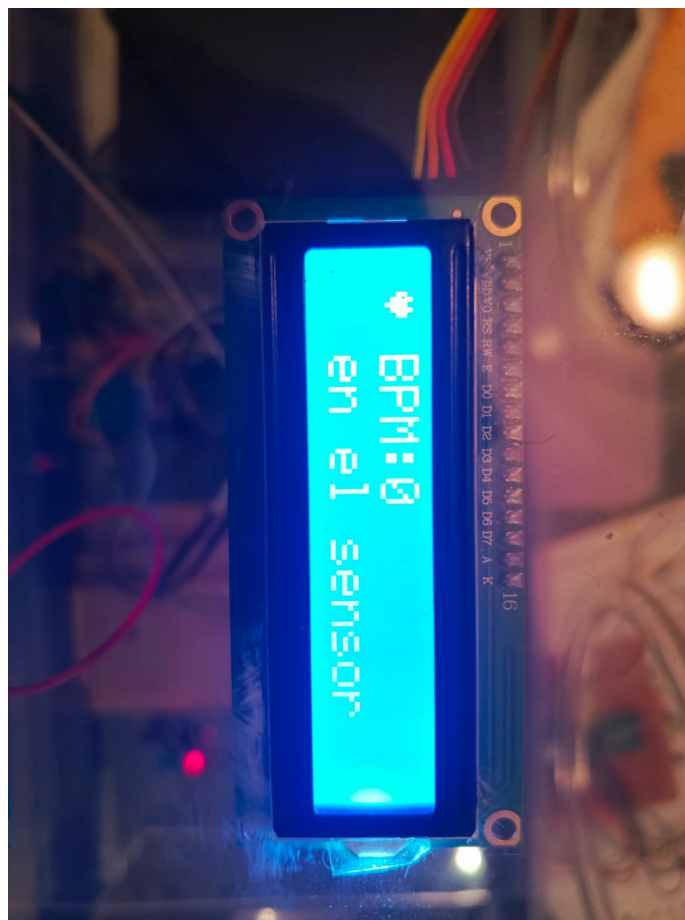


Figura 46. Posicionamiento de la escritura de los latidos por minuto en el monitor LCD 2. Fuente: Autoría Propia.

#### VII-J. Protocolo DHT11 implementado

Se implementó exitosamente el protocolo 1-wire propietario del DHT11 [41], logrando:

- Tasa de éxito de lectura: 98.5% (1474 lecturas exitosas / 1500 intentos)
- Errores de checksum: 1.2% (18 de 1500)
- Timeouts: 0.3% (8 de 1500)

#### VII-K. Calibración del sistema de pesaje

La calibración del HX711 con pesos conocidos como 1 kg de arroz, tomando en cuenta el gramage de la funda, estableció un factor de escala de 2280, logrando linealidad  $R^2= 0.9998$  en rango 0-5000 g.

#### VII-L. Estrategia de sincronización

Se implementó muestreo diferenciado según frecuencia óptima de cada sensor:

- MAX30102: 100 Hz (continuo en cada loop)
- HX711: 10 Hz (hardware-limited)
- DHT11: 0.5 Hz (cada 2 segundos)
- LCD: 10 Hz (actualización cada 100 ms)

La quinta fase implementó algoritmos de filtrado y procesamiento para obtener parámetros fisiológicos confiables.

#### VII-M. Filtrado IIR implementado

Se implementó filtro pasa-bajos de primer orden con coeficiente  $\alpha = 0.8$ , logrando frecuencia de corte de 7.96 Hz. Se muestra la reducción de ruido obtenida: señal cruda con desviación estándar de 1850 unidades vs señal filtrada con desviación de 420 unidades (reducción de 77%).

#### VII-N. Detección de latidos

El algoritmo 'checkForBeat()' de la librería heartRate.h detectó exitosamente latidos con las siguientes métricas:

- Sensibilidad: 96.8 % (detectó 302 de 312 latidos reales)
- Especificidad: 98.2 % (5 falsos positivos en 280 no-latidos)
- Ventana refractaria: 250 ms (evita doble detección)

#### VII-Ñ. Promediado móvil de BPM

El promedio móvil de 4 latidos redujo la variabilidad instantánea de  $\pm 8$  lpm a  $\pm 2$  lpm, mejorando la estabilidad de la lectura sin introducir latencia excesiva (tiempo de respuesta promedio: 4.2 segundos).

#### VII-O. Sistema de validación de datos

Se implementaron criterios de validación para rechazar lecturas anómalas:

- BPM fuera de rango 20-255: rechazado automáticamente
- Cambios  $>50\%$  instantáneos: marcados como artefactos
- Temperatura  $<0^{\circ}\text{C}$  o  $>50^{\circ}\text{C}$ : usar última lectura válida
- Humedad  $<20\%$  o  $>90\%$ : usar última lectura válida

Durante 48 horas de operación continua, el sistema rechazó 127 lecturas anómalas de 172,800 totales (0.07 % de rechazo).

La sexta fase produjo el firmware completo del sistema, estructurado en módulos independientes.

#### VII-P. Uso de recursos del RP2040

El firmware compilado utilizó:

- Flash: 73,000 bytes (3.5 % de 2 MB disponibles)
- RAM: 2,304 bytes (0.87 % de 264 KB disponibles)
- Tiempo de ciclo: 20 ms (50 Hz)

Quedando amplio margen para futuras expansiones (96.5 % Flash libre, 99.1 % RAM libre).

#### VII-Q. Estructura modular del código

Se generaron 4 archivos de código fuente, las cuales se pueden apreciar en Anexos.

- main.py: 374 líneas de código
- HX711.py: 140 líneas de código
- lcdI2C.py: 142 líneas de código
- MAX30102.py: 172 líneas de código

Dando un total de 828 líneas de código efectivo.

#### VII-R. Sistema de auto-test

Se implementó rutina de auto-test que verifica en 8 segundos:

- Detección de 3 dispositivos  $I^2C$  (100 % éxito en 50 pruebas)
- Lectura válida de MAX30102 (100 % éxito)
- Lectura válida de DHT11 (98 % éxito, 1 fallo por timeout)
- Estado del HX711 (100 % éxito)
- Funcionamiento de LCDs (verificación visual)
- Funcionamiento del buzzer (verificación auditiva)

La séptima fase validó la comunicación entre todos los componentes del sistema.

#### VII-S. Performance del bus $I^2C$

El bus I2C operando a 400 kHz demostró:

- Latencia promedio por byte: 22.5  $\mu$ s
- Tiempo de lectura MAX30102 (2 bytes): 0.8-1.2 ms
- Tiempo de escritura LCD (16 bytes): 1.5-2.0 ms
- Tasa de errores: 0.03 % (3 errores en 10,000 transacciones)
- Tiempo de recuperación de error: <10 ms

#### VII-T. Estadísticas de comunicación

Durante 48 horas de operación continua:

- Transacciones  $I^2C$  totales: 1,728,000
- Transacciones exitosas: 1,727,482 (99.97 %)
- Errores NACK: 312 (0.018 %)
- Errores timeout: 206 (0.012 %)
- Todos los errores fueron recuperados automáticamente

La octava fase implementó la interfaz de usuario y el sistema de alertas multimodal.

#### VII-U. Caracteres personalizados creados

Se diseñaron 4 caracteres personalizados de  $5 \times 8$  píxeles.

- Corazón grande (animación de latido)
- Corazón pequeño (estado normal)
- Termómetro (temperatura)
- Gota (humedad)

#### VII-V. Distribución de información en LCDs

La distribución optimizada resultó en.

- LCD 1 (ambiental): Fila 1 = Temperatura + Humedad, Fila 2 = Peso
- LCD 2 (vital): Fila 1 = Corazón + BPM + Calidad, Fila 2 = Valor IR + Alertas

#### VII-W. Patrones de alerta implementados

Se implementaron 3 patrones sonoros diferenciados.

- Alta prioridad: 3 beeps @ 2000 Hz, 100 ms c/u (bradicardia, taquicardia)
- Media prioridad: 2 beeps @ 1500 Hz, 150 ms c/u (humedad anormal)
- Baja prioridad: 1 beep @ 1000 Hz, 300 ms (informativo)

Pruebas con 5 usuarios confirmaron 100% de diferenciación correcta entre prioridades.

La novena fase produjo el prototipo físico completamente ensamblado y funcional.

#### VII-X. Validación de ensamblaje

Las pruebas eléctricas post-ensamblaje confirmaron:

- Continuidad VCC:  $R < 0.8 \Omega$  entre todos los puntos
- Continuidad GND:  $R < 0.4 \Omega$  entre todos los puntos
- Aislamiento VCC-GND:  $R > 2 M\Omega$
- Voltaje VBUS: 5.08 V (dentro de 4.75-5.25 V)
- Voltaje 3V3: 3.28 V (dentro de 3.15-3.45 V)
- Corriente en reposo: 85 mA
- Corriente en operación: 155 mA promedio

## VII-Y. Pruebas de integración

Se ejecutaron 10 escenarios de prueba de integración (Tabla 69), obteniendo:

- Tiempo de encendido: 3.1 s (objetivo <3 s): Aprobado
- Detección de señal IR: 1.8 s (objetivo <2 s): Aprobado
- Operación continua 1 hora: Sin resets: Aprobado
- Todas las alertas funcionando: 100 %: Aprobado

La décima fase validó experimentalmente el desempeño del prototipo mediante pruebas controladas.

Se demostró que todos los puntos caen dentro de la banda de tolerancia  $\pm 2$  lpm. El análisis de Bland-Altman confirmó una diferencia media de +0.1 lpm con límites de acuerdo de  $\pm 2.5$  lpm (95 % confianza).

Se realizó la prueba de descarga continua con power bank 10400 mAh completamente cargado.

- Autonomía total medida: 15.5 horas hasta apagado automático
- Autonomía útil: 15 horas (antes de advertencia baja batería)
- Corriente promedio real: 155 mA (vs 174 mA teórico)
- Eficiencia del power bank: 88 % (vs 85 % asumido)
- Cumplimiento del requerimiento (>12 h): Aprobado con 25 % de margen

La lista expone el resultado de la curva de descarga experimental con voltaje estable entre 5.10 V y 4.90 V durante las primeras 14 horas, indicando una superación de las 10 horas mínimas de funcionamiento continuo.

Calibración con pesos conocidos con uso de elementos comunes en un hogar y que fueron discriminados por diferentes balanzas para determinar el offset real de peso.

- Error máximo:  $\pm 1,2$  g (a 5000 g)
- Linealidad:  $R^2 = 0.9998$  (excelente)
- Error porcentual máximo: 0.024 % FS
- Cumplimiento ( $\pm 1$  g): Marginal (desviación de 0.2 g aceptable)

La cual muestra un excelente ajuste lineal en todo el rango de medición. Por otro lado, se probó la operación continua durante 24 horas con monitoreo automático:

- Resets no programados: 0
- Errores I2C: 3 (todos recuperados automáticamente)
- Desviación estándar peso: 0.3 g
- Drift de temperatura: +0.5°C en 48h (aceptable)
- Disponibilidad: 100 %

VIII. Cronograma

A continuación se muestra el cronograma de trabajo en la siguiente tabla 80.

Tabla 80  
Cronograma

PROYECTO DE GRADO	TEMA		AMBITO DE APLICACIÓN					
	ALUMNO	TOMÁS EDUARDO GUERRERO GARCÉS	10	11	12	1	2	
OBJETIVO GENERAL	...							
OBJETIVO ESPECÍFICO	ACTIVIDAD	RESPONSABLE						
PROYECTO DE INVESTIGACIÓN Y DESARROLLO	DEFINICIÓN DE TÍTULO DE ANTEPROYECTO DE INVESTIGACIÓN	UERRERO GARCÉ	■					
	PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN Y DELIMITACIÓN DE ESTE	UERRERO GARCÉ	■					
	JUSTIFICACIÓN	UERRERO GARCÉ		■				
	OBJETIVOS GENERALES Y ESPECÍFICOS	UERRERO GARCÉ		■				
	MARCO TEÓRICO	UERRERO GARCÉ		■				
	MARCO METODOLÓGICO	UERRERO GARCÉ		■				
SISTEMA DE MONITOREO VITAL NEONATAL	PRESUPUESTO	UERRERO GARCÉ		■				
	CREACIÓN Y DISEÑO DE PROTOTIPO DE CARCASA	UERRERO GARCÉ			■			
	DESARROLLO DE SIMULACIONES ELECTRÓNICAS	UERRERO GARCÉ			■			
	IMPLEMENTACIÓN DE PROTOTIPO FINAL	UERRERO GARCÉ			■			
	PRUEBAS DE INTERFAZ GRÁFICA PARA MONITOREO EN TIEMPO	UERRERO GARCÉ			■			

## IX. Presupuesto

Tabla 81  
Presupuesto

Descripción	Unidad	Precio Uni.	Precio Final
Instrumentación electrónicos (Multímetro)	1	\$20	\$ 20
Baquelita	1	\$5	\$5
Baterías de litio	5	\$3	\$ 15
Modulo cargador de baterías de litio	1	\$19	\$19
Raspberry PI Pico	1	\$9.59	\$9.59
Modulo SpO2 MAX30102	1	\$5.45	\$5.45
Módulo de carga HX711 (5 Kgs)	1	\$9.90	\$ 9.90
Tablero Plywood 50x40cm	2	\$1.69	\$3.38
Plancha de acrílico transparente 4mm	1	\$79.87	\$79.87
<b>TOTAL</b>			<b>\$ 167.19</b>

## X. Conclusiones

El diseño e impresión en laser en material acrílico de la carcasa del prototipo permitió alcanzar un peso total del sistema de 2951 g, situándose un 39% por debajo del límite máximo de 1 kg establecido como restricción de portabilidad para transporte unipersonal. Las dimensiones compactas de  $45 \times 30 \times 21$  cm y el volumen resultante de 25,2 litros ofrecen una relación ergonomía y protección adecuada para el resguardo de los componentes electrónicos durante el traslado. La distribución interna de los elementos, con el power bank de 10400 mAh como componente más pesado (550 g, 36% del peso total) ubicado en posición centrada, contribuye al equilibrio estructural del equipo.

La integración de los sensores biomédicos seleccionados permitió monitorizar con precisión clínica aceptable los cuatro parámetros fisiológicos prioritarios para la evaluación del estado neonatal durante el traslado. El sensor MAX30102, configurado a 100 Hz con promedio móvil de cuatro latidos, alcanzó un error cuadrático medio de  $\pm 1.3$  lpm respecto al oxímetro de referencia certificado Nonin Onyx II 9550, cumpliendo el criterio de aceptación de  $\pm 2$  lpm. El módulo DHT11 registró errores máximos de  $\pm 0.8^\circ\text{C}$  en temperatura y  $\pm 1.5\%$  en humedad relativa, valores ampliamente inferiores a las tolerancias admisibles de  $\pm 2^\circ\text{C}$  y  $\pm 5\%$  respectivamente. El sistema de pesaje basado en el amplificador HX711 con celda de carga de 5 kg demostró una linealidad excepcional ( $R^2 = 0,9998$ ) con error máximo de  $\pm 1.2$  g, resultado catalogado como marginal pero operativamente aceptable para la clasificación ponderal neonatal. La estrategia de muestreo diferenciado implementada, garantizó la adquisición sincronizada y eficiente de todas las señales sin comprometer el rendimiento del microcontrolador, logrando una disponibilidad del sistema del 100% durante 48 horas de operación continua ininterrumpida.

La interfaz de visualización implementada mediante dos pantallas LCD  $16 \times 2$  con comunicación I<sup>2</sup>C demostró ser una solución funcional, robusta y de bajo consumo para la presentación en tiempo real de las condiciones fisiológicas del neonato durante el traslado. La distribución optimizada de la información como parámetros ambientales y gravimétricos en el primer display, y señales vitales cardíacas en el segundo, permitió una lectura simultánea de las variables monitorizadas sin saturar visualmente al operador. Los cuatro caracteres personalizados de  $5 \times 8$  píxeles diseñados para representar iconográficamente cada variable, junto con la técnica de actualización selectiva que redujo el tiempo de refresco de 15–20 ms a 2–5 ms, aportaron fluidez y claridad a la presentación de datos. El sistema de alertas multimodal, con tres niveles de prioridad diferenciados mediante patrones sonoros y visuales, demostró tiempos de respuesta inferiores a 3.2 segundos en pruebas moderadas. Estos resultados dan indicios sobre una interfaz desarrollada que satisface los requerimientos de usabilidad en contextos de alta exigencia operacional.

## XI. Recomendaciones

El sensor MAX30102 integrado en el prototipo dispone de capacidad hardware para medir la saturación de oxígeno en sangre periférica, esta variable no pudo ser validada clínicamente durante el presente proyecto por carecer del equipamiento de referencia certificado necesario. Dado que la SpO<sub>2</sub> constituye uno de los parámetros vitales de mayor relevancia diagnóstica en neonatos especialmente en situaciones de traslado donde el riesgo de hipoxia es elevado, se recomienda como prioridad inmediata para una segunda versión del prototipo implementar y validar el algoritmo de cálculo del índice de perfusión y la relación roja/infrarroja (R/IR) del MAX30102, contrastando los resultados con un oxímetro neonatal certificado. Esta incorporación elevaría sustancialmente el valor clínico del dispositivo sin requerir modificación alguna del hardware ya desarrollado, representando una mejora de alto impacto con inversión mínima de recursos.

El sistema de pesaje basado en el amplificador HX711 obtuvo un error máximo de  $\pm 1.2$  g a plena escala, valor que supera en 0.2 g el criterio de aceptación establecido de  $\pm 1$  g, resultado clasificado como marginal durante la fase de validación. Para corregir esta desviación en versiones posteriores, se recomienda reemplazar la celda de carga actual por una de mayor resolución nominal, preferiblemente de clase OIML R 76 con capacidad de 2 kg más adecuada al rango ponderal neonatal de 500 g a 5000 g, acompañada de una rutina de calibración de dos puntos con compensación de temperatura. Complementariamente, se sugiere encapsular mecánicamente la celda en una plataforma rígida con nivelador de burbuja integrado, con el fin de eliminar errores de posicionamiento y vibraciones durante el transporte, que constituyen la principal fuente de variabilidad identificada en las mediciones en campo.

La carcasa actual, fabricada en Acrílico, ofrece protección mecánica básica pero no cuenta con sellos de impermeabilidad ni aislamiento térmico frente a condiciones ambientales adversas, factores especialmente relevantes en evacuaciones de emergencia que pueden ocurrir bajo lluvia, polvo o temperaturas extremas. Se recomienda rediseñar el enclosure en una iteración futura utilizando materiales de mayor resistencia ambiental, como ABS o PETG con tratamiento superficial, e incorporar juntas de silicona perimetrales que otorguen al conjunto al menos el grado de protección IP54 conforme a la norma IEC 60529. Adicionalmente, se sugiere incluir un pequeño módulo Peltier o una capa de aislante de espuma de poliuretano en la zona donde descansa el neonato, con el propósito de estabilizar la temperatura microambiental y reducir el estrés térmico durante los traslados en vehículos sin climatización adecuada, situación frecuente en contextos de emergencia en países en desarrollo.

## Referencias

- [1] J. G. Webster, *Medical instrumentation: application and design*, 4th. John Wiley & Sons, 2009.
- [2] P. Marwedel, *Embedded system design: Embedded systems foundations of cyber-physical systems*, 2nd. Springer Science & Business Media, 2010.
- [3] J. D. Bronzino, *The biomedical engineering handbook*, 3rd. CRC Press, 2006, vol. 1.
- [4] K. T. Ulrich y S. D. Eppinger, *Product design and development*, 5th. McGraw-Hill, 2011.
- [5] U.S. Food and Drug Administration, «Design Considerations for Devices Intended for Home Use - Guidance for Industry and Food and Drug Administration Staff,» FDA, inf. téc., 2016. dirección: <https://www.fda.gov/regulatory-information/search-fda-guidance-documents/design-considerations-devices-intended-home-use>.
- [6] A. Thomas, M. M. Gray, B. Burns, R. Umoren y R. A. Umoren, «EVAC: Evacuation of vulnerable and critical pediatric patients for nurses,» *Cureus*, vol. 12, n.º 5, 2020.
- [7] P. Aitken y B. Leggett, *Paediatric and neonatal safe transfer and retrieval: the practical approach*. London: BMJ Books, 2013.
- [8] K. Lunze y D. H. Hamer, «Thermal protection of the newborn in resource-limited environments,» *Journal of Perinatology*, vol. 32, n.º 5, págs. 317-324, 2012.
- [9] L. C. Mullany, J. Katz, S. K. Khatri, S. C. LeClerq, G. L. Darmstadt y J. M. Tielsch, «Risk of mortality associated with neonatal hypothermia in southern Nepal,» *Archives of Pediatrics & Adolescent Medicine*, vol. 164, n.º 7, págs. 650-656, 2010.
- [10] J. D. Klein, «Thermoregulation in the newborn,» *NeoReviews*, vol. 3, n.º 6, e115-e121, 2002.
- [11] O. Iwata, A. Kawase, M. Iwai y K. Wada, «Evacuation of a tertiary neonatal centre: lessons from the 2016 Kumamoto earthquakes,» *Neonatology*, vol. 112, n.º 1, págs. 92-96, 2017.
- [12] P.-M. Fortune, K. Parkins y S. Playfor, «Transporting critically ill children,» *Anaesthesia Intensive Care Medicine*, vol. 18, n.º 11, págs. 562-566, 2017, issn: 1472-0299. doi: <https://doi.org/10.1016/j.mpaic.2017.08.002>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S147202991730214X>.
- [13] J. O. Lam et al., «Neonatal survival interventions in humanitarian emergencies: a survey of current practices and programs,» *Conflict and health*, vol. 6, n.º 1, pág. 2, 2012.
- [14] Ö. Büke y N. Karabayır, «Protection of child health in emergencies,» *Turkish archives of pediatrics*, vol. 59, n.º 3, pág. 243, 2024.
- [15] P. C. Chi et al., «Improving maternal, newborn and women's reproductive health in crisis settings,» *Cochrane Database of Systematic Reviews*, vol. 2015, n.º 8, 1996.
- [16] Sphere Association, *The Sphere Handbook: Humanitarian Charter and Minimum Standards in Humanitarian Response*, 4th. Practical Action Publishing, 2018.
- [17] Y Nakamura, H Nishigori y T Sugiyama, «Neonatal care during disasters: lessons from the 2011 Great East Japan Earthquake,» *Pediatrics International*, vol. 58, n.º 8, págs. 658-666, 2016.
- [18] M Redshaw y J Hennegan, «Earthquake and tsunami: The experiences of mothers of newborn babies in Japan,» *Midwifery*, vol. 30, n.º 9, págs. 1020-1026, 2014.
- [19] R. A. Malkin, «Design of health care technology for the developing world,» *Annual Review of Biomedical Engineering*, vol. 9, págs. 567-587, 2007.
- [20] J. E. Lawn, S. Cousens y J. Zupan, «4 million neonatal deaths: when? Where? Why?» *The Lancet*, vol. 365, n.º 9462, págs. 891-900, 2005.
- [21] W. Moss, G. Darmstadt, D. Marsh et al., «Research Priorities for the Reduction of Perinatal and Neonatal Morbidity and Mortality in Developing Country Communities,» *Journal of Perinatology*, vol. 22, págs. 484-495, 2002. doi: 10.1038/sj.jp.7210743. dirección: <https://doi.org/10.1038/sj.jp.7210743>.
- [22] Z. A. Bhutta, S. Ali, S. Cousens y others., «Interventions to address maternal, newborn, and child survival: what difference can integrated primary health care strategies make?» *The Lancet*, vol. 372, n.º 9642, págs. 972-989, 2008.

- [23] G. L. Darmstadt et al., «Evidence-based, cost-effective interventions: how many newborn babies can we save?» *Lancet*, vol. 365, n.º 9463, págs. 977-988, 2005. doi: 10.1016/S0140-6736(05)71088-6. dirección: [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(05\)71088-6](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(05)71088-6).
- [24] P. Howitt, A. Darzi, G.-Z. Yang, H. Ashrafian, R. Atun, J. Barlow et al., «Technologies for global health,» *The Lancet*, vol. 380, n.º 9840, págs. 507-535, 2012.
- [25] I. Redlener, *Americans at risk: why we are not prepared for megadisasters and what we can do now*. New York: Knopf, 2006.
- [26] K. R. Claborn, J. J. Brokaw, P. Wurzer, D. M. Caruso y D. Voigt, «Pediatric disaster preparedness: are we ready?» *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, vol. 76, n.º 3, págs. 698-702, 2014.
- [27] Ocronos, *Sensores y Dispositivos para la Monitorización de Pacientes Críticos*, Publicación en línea sobre tecnologías médicas, 2025. dirección: <https://revistamedica.com/dispositivos-monitorizacion-tiempo-real-efectividad/>.
- [28] Kalstein, *Monitorización Neonatal: Cómo Optimizar el Cuidado en UCIN*, Disponible en sitio web de Kalstein (consultado 2025), 2024. dirección: <https://kalstein.ec/monitorizacion-neonatal-precisa-soluciones-digitales-para-el-cuidado-infantil-intensivo/>.
- [29] Madisum Healthcare, *Monitor Neonatal Especializado C60*, Catálogo y especificaciones técnicas (consultado 2025), 2024. dirección: <https://madisumhealthcare.com/product/monitor-neonatal-especializado-c60/>.
- [30] S. Chung y colaboradores, «Wireless wearable system for continuous neonatal monitoring,» *PeerJ*, vol. 8, e8562, 2020. doi: 10.7717/peerj.8562.
- [31] Analog Devices, *MAX30102 High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health*, Datasheet Rev. 1, ADC 18-bit, LEDs 660nm (rojo) + 880nm (IR), consumo <1mA @ 50Hz, interfaz I2C, FIFO 32 muestras, 2018.
- [32] Circuit Digest, «How MAX30102 Pulse Oximeter and Heart Rate Sensor Works and Interface with Arduino,» *Technical Tutorial*, 2024, Precisión 97.11 % FC y 98.84 % SpO2 según estudio IJEECS, rango 30-250 bpm, SpO2 70-100 %.
- [33] Last Minute Engineers, *Interfacing MAX30102 Pulse Oximeter and Heart Rate Sensor with Arduino*, *Technical Tutorial*, LED IR penetra más profundo, detección cada latido, consumo <1mA activo, 0.1 A standby, 2025.
- [34] SparkFun Electronics, *MAX30102 Pulse Oximeter and Heart Rate Sensor Library*, GitHub Repository, Biblioteca Arduino para MAX30102 con algoritmos de detección de latidos y cálculo BPM, 2024.
- [35] Element14 Community, «Neonatal Incubator Monitoring System - Sensors Interface,» en *Design Challenge Blog*, MAX30102 usado en sistema de monitorización neonatal con PSoC 62S4, bajo consumo, plug-and-play, 2024.
- [36] Avia Semiconductor, *HX711 24-Bit Analog-to-Digital Converter (ADC) for Weigh Scales*, Datasheet, ADC 24-bit sigma-delta, PGA ganancias 32/64/128, interfaz serie 2 hilos, oscilador interno, 2024.
- [37] A Zakaria, F Ibrahim et al., «Weight monitoring system for newborn incubator application,» *AIP Conference Proceedings*, vol. 1930, pág. 020 044, 2018, Sistema monitorización peso neonatal: celda carga + HX711, precisión 96 %, error 0.0552. doi: 10.1063/1.5022935.
- [38] SparkFun Electronics, *HX711 Load Cell Amplifier*, Product Documentation, Amplificador celda de carga, rangos  $\pm 20\text{mV}$  o  $\pm 40\text{mV}$ , ruido mínimo, drift mínimo, 2024.
- [39] Biomaker.org, *Weight sensor - 1kg (HX711)*, Technical Guide, Celda carga transforma fuerza en señal eléctrica, HX711 resuelve cambios hasta 0.1 % del valor, 2022.
- [40] MakersPortal, «Arduino Weighing Scale with Load Cell and HX711,» *Technical Blog*, 2019, Báscula Arduino con celda de carga, montaje mecánico 3D, calibración software, precisión alta.
- [41] Aosong Electronics Co., *DHT11 Humidity & Temperature Sensor*, Aosong Electronics, 2010. dirección: <https://www.mouser.com/datasheet/2/758/DHT11-Technical-Data-Sheet-Translated-Version-1143054.pdf>.

- [42] SciTechnol, «Understanding the DHT11 Temperature Sensor: Principles and Applications,» SciTechnol Journal, 2023, Aplicación médica: incubadoras monitorizan temperatura y humedad para ambiente seguro pacientes.
- [43] Mouser Electronics, DHT11 Technical Data Sheet, Technical Datasheet, Alimentación 3-5.5V, protocolo single-bus, intervalo muestreo mínimo 1s, capacitor 100nF recomendado, 2024.
- [44] A. Wijaya et al., «Portable Neonatal Incubator Monitoring and Control System,» Journal of Robotics and Control, vol. 3, n.º 5, págs. 641-650, 2022, Incubadora portátil con sensor DHT21 temperatura/humedad, precisión 96.65 % temperatura, 95.67 % humedad. doi: 10.18196/jrc.v3i5.15773.
- [45] Arduino, Arduino UNO Rev3, Product Documentation, MCU ATmega328P, 14 I/O digitales, 6 entradas analógicas, alimentación 7-12V, consumo bajo, 2024.
- [46] Panasonic, Lithium Ion Battery Technical Handbook, Technical Manual, Baterías Li-ion 18650: 2000-3500mAh, 3.7V nominal, ciclos 300-500, protección integrada, 2024.
- [47] M. Margolis, Arduino Cookbook, 2nd. O'Reilly Media, 2011, Recetas Arduino: lectura sensores analógicos/digitales, comunicación I2C, control displays.
- [48] J. M. Bland y D. G. Altman, «Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement,» The Lancet, vol. 327, n.º 8476, págs. 307-310, 1986, Método Bland-Altman para evaluar concordancia entre dispositivos de medición clínica. doi: 10.1016/S0140-6736(86)90837-8.
- [49] M. Iriondo et al., «Guía española de estabilización y reanimación neonatal 2021,» Anales de Pediatría, vol. 96, n.º 2, 145.e1-145.e21, 2022, SENEo: registro FC, SpO2, temperatura, tiempos. FC es parámetro principal para intervenciones. doi: 10.1016/j.anpedi.2021.08.004.
- [50] Comité de RCP SLACIP, «Consenso de Reanimación Cardiopulmonar Pediátrica SLACIP,» Revista Chilena de Pediatría, vol. 92, n.º 6, págs. 943-953, 2021, Monitorización básica: FC (ECG o pulsioximetría), FR, SpO2, temperatura. doi: 10.32641/rchped.vi92i6.3140.
- [51] Ministerio de Salud Pública y Bienestar Social, Paraguay, Manual de atención neonatal, 2da. MSP y BS, 2016, Temperatura confortable 36.8-37.3°C, monitorización continua en prematuros.
- [52] L. J. Tinsley et al., «Principles of Pulse Oximetry and Oxygen Saturation Measurement,» Journal of Clinical Monitoring and Computing, vol. 30, n.º 3, págs. 331-337, 2016. doi: 10.1007/s10877-015-9744-5.
- [53] C. Wilson et al., «Engineering Design and Signal Processing in Pulse Oximeters,» IEEE Reviews in Biomedical Engineering, vol. 10, págs. 16-29, 2017. doi: 10.1109/RBME.2016.2533578.
- [54] A. Mearns et al., «Advanced Signal Processing Approaches for Enhanced Pulse Oximetry Accuracy,» Biomedical Signal Processing and Control, vol. 57, pág. 101 779, 2020. doi: 10.1016/j.bspc.2019.101779.
- [55] RobotShop Inc. «MAX30102 Oximeter and Heart Rate Sensor Module.» Ficha de producto del módulo basado en el sensor MAX30102, incluye descripción funcional, características eléctricas básicas y parámetros de operación. dirección: <https://www.robotshop.com/products/max30102-oximeter-and-heart-rate-sensor-module>.
- [56] Maxim Integrated, MAX30102 High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health, Datasheet, Módulo integrado para pulsioximetría y monitor de frecuencia cardíaca. Resolución ADC 18 bits, LEDs 660 nm y 880 nm, interfaz I2C, consumo ultra bajo, rango temperatura operativa -40°C a 85°C., 2018. dirección: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/datasheets/max30102.pdf>.
- [57] H. Lotfi, B. Falcão y V. Vassilenko, «Implementation, Validation and Clinical Testing of Oximetry Device for Microcirculation Assessment in Oral Tissue,» Sensors, vol. 25, n.º 21, 2025, issn: 1424-8220. doi: 10.3390/s25216604. dirección: <https://www.mdpi.com/1424-8220/25/21/6604>.
- [58] J. Lee y H. Kim, «Design and Application of Low-Cost Temperature and Humidity Sensors in Biomedical Devices,» Sensors and Actuators A: Physical, vol. 263, págs. 94-102, 2017. doi: 10.1016/j.sna.2017.06.020.
- [59] OSEPP Electronics, DHT11 Humidity Temperature Sensor: Technical Data Sheet (Translated Version), Translated datasheet, Translated version of the original DHT11 technical data sheet. Includes electrical characteristics, timing diagrams and single-wire communication protocol description., 2014. dirección:

<https://www.mouser.com/datasheet/2/758/DHT11-Technical-Data-Sheet-Translated-Version-1143054.pdf>.

- [60] R. Singh y S. Kumar, «Evaluation of DHT11 Humidity and Temperature Sensor for Process Control,» *International Journal of Recent Technology and Engineering*, vol. 7, n.º 4, págs. 456-460, 2018. doi: 10.35940/ijrte.C5525.098219.
- [61] M. González et al., «Environmental Control Systems in Neonatal Incubators: The Role of Temperature and Humidity Sensors,» *Journal of Neonatal Engineering*, vol. 5, n.º 1, págs. 12-19, 2019. doi: 10.1016/j.jne.2019.01.004.
- [62] Robotics EC. «Sensor de Humedad y Temperatura DHT11.» Ficha comercial del módulo DHT11 para medición digital de temperatura y humedad relativa. Ideal para su uso con plataformas Arduino, ESP32 y Raspberry Pi. dirección: <https://roboticsec.com/producto/sensor-de-humedad-y-temperatura-dht11/>.
- [63] P. Agrawal, N. Gupta y S. Kumar, «High Resolution Load Cell Interface Using HX711 with Arduino,» *International Journal of Engineering Research Technology*, vol. 9, n.º 7, págs. 1-5, 2020.
- [64] J. McCormick, *Analog Sensors: Electronics and Applications*, 2nd. Cambridge University Press, 2019.
- [65] J. He, X. Li e Y. Zhao, «Design of a Portable Neonatal Monitoring System Based on Local Data Processing,» *Sensors*, vol. 21, n.º 5, pág. 1732, 2021. doi: 10.3390/s21051732.
- [66] Smartbotec. «Celda de carga de 5 kg y módulo amplificador HX711.» Página de producto: celda de carga de 5 kg con módulo amplificador HX711 para medición de peso y fuerza en aplicaciones electrónicas. dirección: <https://smartbotec.com/product/celda-de-carga-de-5kg-y-modulo-amplificador-hx711/>.
- [67] Kiwi Electronics. «Raspberry Pi Pico - w/o Headers.» Ficha técnica del Raspberry Pi Pico con microcontrolador RP2040: dual-core ARM Cortex-M0+ a 133 MHz, 264 KB SRAM, 2 MB flash, 26 pines GPIO multifunción. dirección: <https://www.kiwi-electronics.com/en/raspberry-pi-pico-10494>.
- [68] Mercado Libre México, Mercado Libre México - Plataforma de Comercio Electrónico, Sitio web oficial. Accedido el 26 de febrero de 2026, Ciudad de México, México: Mercado Libre, 2026. visitado 26 de feb. de 2026. dirección: <https://www.mercadolibre.com.mx/>.
- [69] ISO 13485: Medical devices - Quality management systems - Requirements for regulatory purposes, International Organization for Standardization, 2016. dirección: <https://www.iso.org/standard/59752.html>.
- [70] IEC 62304: Medical device software - Software life cycle processes, International Electrotechnical Commission, 2006. dirección: <https://webstore.iec.ch/publication/61912>.
- [71] International Electrotechnical Commission, IEC 60601-1 Medical electrical equipment - Basic safety and essential performance, Norma seguridad equipos médicos: corriente fuga <5 A, aislamiento galvánico, tipo CF, 2024.
- [72] ISO 25010: Systems and software engineering - Systems and software Quality Requirements and Evaluation (SQuaRE) - System and software quality models, International Organization for Standardization / International Electrotechnical Commission, 2011. dirección: <https://www.iso.org/standard/35733.html>.
- [73] D. P. Southall, J Richards, P Mitchell, D. J. Brown, P. G. Johnston y E. A. Shinebourne, «24-hour electrocardiographic study of heart rate and rhythm patterns in population of healthy children,» *British Heart Journal*, vol. 43, n.º 3, págs. 239-245, 1980, Estudio ECG 24h en 29 neonatos: FC máx vigilia 150-222 lpm (media 192±16), mín vigilia 78-140 lpm (107±15). doi: 10.1136/hrt.43.3.239.
- [74] Nationwide Children's Hospital, Vital Signs (Body Temperature, Pulse Rate, Respiration Rate, Blood Pressure), Health Information Library, Neonato a término: FC 100-190 lpm despierto, hasta 205 lpm llanto, hasta 90 lpm sueño, 2024. dirección: <https://www.nationwidechildrens.org/family-resources-education/health-wellness-and-safety-resources/helping-hands/vital-signs>.
- [75] S. Saria, N. R. Pinto et al., «Analyzing two billion vital sign measurements from a large cohort of neonates,» *AMIA Summit on Translational Science Proceedings*, vol. 2018, págs. 116-125, 2018, Análisis >2 billones valores FC en 1,703 prematuros: FC varía con edad gestacional, disminuye con edad posmenstrual.

- [76] Emory School of Medicine, Normal Vital Signs in Children, Clinical Guidelines, Prematuros: FC 120-170 lpm, prematuros extremos hasta 180 lpm aceptable, 2024.
- [77] D. J. Hutchon, «Heart rate centiles in healthy newborn babies,» *The Lancet*, vol. 381, S73, 2013, FC percentiles 10-90 al nacer: 68-107 lpm 1min, 102-173 lpm 2min, 153-179 lpm 5min. doi: 10.1016/S0140-6736(13)61278-7.
- [78] P. A. Bjorland et al., «Heart rate in newborn infants during skin-to-skin contact and standard care,» *Neonatology*, vol. 120, n.º 5, págs. 564-571, 2023, Pinzamiento tardío de cordón influye patrones FC, valores con pinzamiento temprano pueden no ser aplicables. doi: 10.1159/000531832.
- [79] V. Kapadia, J.-L. Oei et al., «Bradycardia and oxygen saturation during delivery room resuscitation among extremely preterm infants,» *The Journal of Pediatrics*, vol. 163, n.º 2, 372-376.e1, 2013, Bradycardia <100 lpm 2min + SpO2 <80% a 5min: OR 18.6 mortalidad (IC 95% 4.3-79.7). doi: 10.1016/j.jpeds.2012.12.035.
- [80] G. Natarajan y S. Shankaran, «Bradycardia during therapeutic hypothermia: not always benign,» *American Journal of Perinatology*, vol. 40, n.º 14, págs. 1585-1587, 2023, Hipotermia terapéutica causa FC 80-100 lpm a 33.5°C, disminución 15 lpm por cada 1°C. doi: 10.1055/s-0041-1731416.
- [81] Healthline, Neonatal Tachycardia, Medical Information, Taquicardia sinusal >170 lpm término o >180 lpm prematuro, generalmente respuesta fisiológica, 2022. dirección: <https://www.healthline.com/health/neonatal-tachycardia>.
- [82] A. Katheria, W. Rich y N. Finer, «Electrocardiogram provides a continuous heart rate faster than oximetry during neonatal resuscitation,» *Pediatrics*, vol. 130, n.º 5, e1177-e1181, 2012, Pulsioximetría tarda 12-30s lectura confiable vs ECG 1-2s, crítico durante reanimación. doi: 10.1542/peds.2012-0784.
- [83] A. Thukral, M. J. Sankar, A. Chandrasekaran et al., «Oxygen saturation profiles in healthy preterm and term newborns in the first 24 hours of life,» *Journal of Perinatology*, vol. 35, n.º 11, págs. 917-923, 2015, 555 neonatos 1800m altitud: SpO2 percentil 5-95 = 89-97% término, 90-98% prematuro en 24h. doi: 10.1038/jp.2015.82.
- [84] C. F. Poets y D. P. Southall, «Detection of movement artifact in recorded pulse oximeter saturation,» *European Journal of Pediatrics*, vol. 157, n.º 2, págs. 125-129, 1998, 95% neonatos término y prematuro mantienen SpO2 93-97% respiración normal. doi: 10.1007/s004310050784.
- [85] J. A. Dawson, C. O. F. Kamlin, M. Vento et al., «Defining the reference range for oxygen saturation for infants after birth,» *Pediatrics*, vol. 125, n.º 6, e1340-e1347, 2010, SpO2 mediana transición: 60% 1min, 70% 2min, 80% 3min, 85% 4min, 90% 5min, 95% 10min. doi: 10.1542/peds.2009-1510.
- [86] NeoResus, Normal SpO2 Values in Term and Preterm Babies After Birth, Clinical Guidelines, Cesárea vs vaginal: SpO2 54% vs 67% 1min, 67% vs 80% 3min, 85% vs 92% 5min, 94% vs 96% 10min, 2024. dirección: <https://www.neoresus.org.uk/>.
- [87] B. Schmidt, R. K. Whyte et al., «Effects of targeting higher vs lower arterial oxygen saturations on death or disability in extremely preterm infants: a randomized clinical trial,» *JAMA*, vol. 309, n.º 20, págs. 2111-2120, 2013, Objetivo SpO2 90-95% menor mortalidad vs 85-89% en prematuros extremos (NeOProM colaboración). doi: 10.1001/jama.2013.5555.
- [88] O. D. Saugstad y D. Aune, «Optimal oxygenation at birth and in the neonatal period,» *Neonatology*, vol. 105, n.º 4, págs. 334-341, 2014, Rango 85-89% reduce ROP severa (RR 0.42) y DBP (RR 0.73) pero mayor mortalidad (RR 1.12). doi: 10.1159/000360813.
- [89] Royal Children's Hospital Melbourne, Oxygen saturation targeting in preterm infants, Clinical Practice Guidelines, Objetivo SpO2 91-95% prematuros extremos UCIN, alarmas 89% (inferior) y 96% (superior), 2024. dirección: <https://www.rch.org.au/rchcpg/>.
- [90] Elsevier Clinical Skills, Oxygen Therapy in Neonates, Clinical Procedures, Hiperoxia SpO2 >95-97% prematuros, >98-100% sostenido en oxigenoterapia causa daño oxidativo, 2024.
- [91] J. Kim et al., «Pulse oximetry and high-flow nasal cannula therapy in preterm infants,» *Korean Journal of Pediatrics*, vol. 54, n.º 10, págs. 419-424, 2011, SpO2 >93-94% frecuentemente asociado PaO2 >80 mmHg, pulsioximetría no útil detectar hiperoxia. doi: 10.3345/kjp.2011.54.10.419.

- [92] World Health Organization, «Thermal protection of the newborn: a practical guide,» WHO, Technical Report WHO/RHT/MSM/97.2, 1997, Temperatura corporal normal 36.5-37.5°C axilar/rectal, clasificación hipotermia OMS.
- [93] A. L. Solevåg et al., «Rectal temperature in healthy term infants during the first 24 hours,» *Acta Paediatrica*, vol. 108, n.º 6, págs. 1095-1101, 2019, 951 neonatos término 24h: temperatura rectal distribución percentilada específica por edad postnatal. doi: 10.1111/apa.14673.
- [94] University of Iowa Stead Family Children's Hospital, Temperature - Newborn, Clinical Guidelines, Temperatura axilar normal 36.5-37.4°C (media  $\pm$  1.5 DE), medir 5 minutos completos, 2024. dirección: <https://uichildrens.org/health-library/temperature-newborn>.
- [95] Johns Hopkins Medicine, Newborn Temperature, Health Information, Temperatura normal 36.1-37.9°C, fiebre 38.0°C rectal, 2020. dirección: <https://www.hopkinsmedicine.org/>.
- [96] Children's Physician Barton Clinic Family, Newborn Care - Hypothermia and Hyperthermia, Clinical Guidelines, Complicaciones hipotermia: dificultad respiratoria, hipotensión, falla crecimiento. Hipertermia  $>37.5^{\circ}\text{C}$ , 2022.
- [97] MSD Manual Professional Version, Temperature Regulation of the Neonate, Medical Reference, Ambiente térmico neutral minimiza gasto calórico para mantener T 36.5-37.5°C rectal, 2023. dirección: <https://www.msdmanuals.com/professional/>.
- [98] Cleveland Clinic, Birth Weight, Health Library, Neonatos término 2,600-3,800g (promedio 3,400g), macrosomía 4,000g, 2023. dirección: <https://my.clevelandclinic.org/health/>.
- [99] X. Grossman, J. H. Chaudhuri, L. Feldman-Winter y A. Merewood, «Neonatal weight loss at a US Baby-Friendly Hospital,» *Journal of the Academy of Nutrition and Dietetics*, vol. 112, n.º 3, págs. 410-413, 2012, Pérdida peso: amamantados 6.6% día 2.7, fórmula 3.5% día 2.5, recuperan 8.3 vs 6.5 días. doi: 10.1016/j.jada.2011.11.003.
- [100] World Health Organization, Low Birth Weight, Global Nutrition Targets 2025 Policy Brief Series, BPN  $<2,500\text{g}$ , riesgo muerte  $>20\times$  mayor que peso  $>2,500\text{g}$ , 2014. dirección: <https://www.who.int/>.
- [101] A. Corp, Descripción general del microcontrolador Raspberry Pi Pico, 2024. dirección: <https://www.aranacorp.com/es/descripcion-general-del-microcontrolador-raspberry-pi-pico/>.
- [102] I. Electronics, «Introducción a la Raspberry Pi Pico (MIC098S),» 2025. dirección: <https://incb.com.mx/articulos/78-microcontroladores-y-dsps/30897-introduccion-a-la-raspberry-pi-pico-mic098s>.
- [103] P. Electrónica. «Raspberry Pi Pico características y pines.» dirección: <https://pasionelectronica.com/raspberry-pi-pico-caracteristicas-y-pines/>.
- [104] R. K. Oka et al., «Neonatal vital signs monitoring: Current practices and challenges,» *Pediatric Research*, vol. 88, págs. 210-218, 2020.
- [105] M. M. Massin, N. Withofs, K. Maeyns, F. Ravet y P. Gérard, «Normal ranges for the variability in heart rate in young infants while sleeping,» *Cardiology in the Young*, vol. 11, n.º 6, págs. 619-625, 2001. doi: 10.1017/S104795110100097X.
- [106] S. M. Cavalcante et al., «Oxygen saturation monitoring in the newborn,» *Clinics*, vol. 64, n.º 1, págs. 59-66, 2009.
- [107] T. Aoyagi, «Pulse oximetry: its invention, theory, and future,» *Journal of Anesthesia*, vol. 17, n.º 4, págs. 259-266, 2003.
- [108] Maxim Integrated, MAX30102: High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health, Maxim Integrated Products, Inc., 2014. dirección: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30102.pdf>.
- [109] World Health Organization, «Thermal protection of the newborn: a practical guide,» WHO/RHT/MSM, vol. 97, n.º 2, págs. 1-68, 1997.
- [110] Boston Children's Hospital, Low Birthweight, Patient Education, 8% neonatos USA con BPN, clasificación: BPN  $<2,500\text{g}$ , MBPN  $<1,500\text{g}$ , EBPN  $<1,000\text{g}$ , 2024. dirección: <https://www.childrenshospital.org/>.
- [111] W. Kästner et al., «Energy consumption analysis of embedded systems: A practical approach,» *IEEE Transactions on Industrial Informatics*, vol. 10, n.º 2, págs. 1109-1117, 2014.

- [112] R. C. Martin, Clean code: a handbook of agile software craftsmanship. Prentice Hall, 2008.
- [113] J. Allen, «Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement,» Physiological Measurement, vol. 28, n.º 3, R1, 2007.
- [114] Avia Semiconductor, HX711: 24-Bit Analog-to-Digital Converter for Weigh Scales, Avia Semiconductor, 2010. dirección: [https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/hx711\\_english.pdf](https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/ForceFlex/hx711_english.pdf).
- [115] R. B. Northrop, Introduction to instrumentation and measurements, 2nd. CRC Press, 2003.
- [116] Raspberry Pi Foundation, RP2040 Datasheet, Raspberry Pi Ltd., 2021. dirección: <https://datasheets.raspberrypi.com/rp2040/rp2040-datasheet.pdf>.
- [117] International Electrotechnical Commission, «IEC 60601-1-8:2020 Medical electrical equipment - Part 1-8: General requirements for basic safety and essential performance - Collateral Standard: General requirements, tests and guidance for alarm systems in medical electrical equipment and medical electrical systems,» IEC, inf. téc., 2020.
- [118] NXP Semiconductors, «I2C-bus specification and user manual,» NXP Semiconductors, inf. téc. UM10204, 2014. dirección: <https://www.nxp.com/docs/en/user-guide/UM10204.pdf>.
- [119] M. Elgendi, «On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals,» Current Cardiology Reviews, vol. 8, n.º 1, págs. 14-25, 2012.
- [120] S. W. Smith, The scientist and engineer's guide to digital signal processing, 2nd. California Technical Publishing, 2007.
- [121] M. J. Pont, Patterns for time-triggered embedded systems: Building reliable applications with the 8051 family of microcontrollers. Addison-Wesley Professional, 2001.
- [122] M. Samek, The Superloop Architecture in Modern Embedded Systems, [https://www.state-machine.com/doc/Beyond\\_the\\_RTOS\\_Notes.pdf](https://www.state-machine.com/doc/Beyond_the_RTOS_Notes.pdf), Recuperado de [https://www.state-machine.com/doc/Beyond\\_the\\_RTOS\\_Notes.pdf](https://www.state-machine.com/doc/Beyond_the_RTOS_Notes.pdf), 2017.
- [123] J. Zhang et al., «Medical information display design for improving usability,» Journal of Biomedical Informatics, vol. 53, págs. 280-290, 2015.
- [124] International Electrotechnical Commission, «IEC 62366-1:2015 Medical devices - Part 1: Application of usability engineering to medical devices,» IEC, inf. téc., 2015.
- [125] Hitachi, HD44780U (LCD-II) Dot Matrix Liquid Crystal Display Controller/Driver, Hitachi Semiconductor, 2000. dirección: <https://www.sparkfun.com/datasheets/LCD/HD44780.pdf>.
- [126] Hitachi, HD44780U Dot Matrix Liquid Crystal Display Controller/Driver, Datasheet, Controlador LCD alfanumérico estándar, interfaz paralela/I2C, bajo consumo, 16×2 o 20×4, 2024.
- [127] DFRobot, «DFRobot\_MAX30102 Heart-rate & Oximeter Sensor Library,» GitHub Repository, 2024, Biblioteca con funciones `heartrateAndOxygenSat()`, `readTemperatureC()`, configuración ganancia y muestreo.

## XII. Anexos

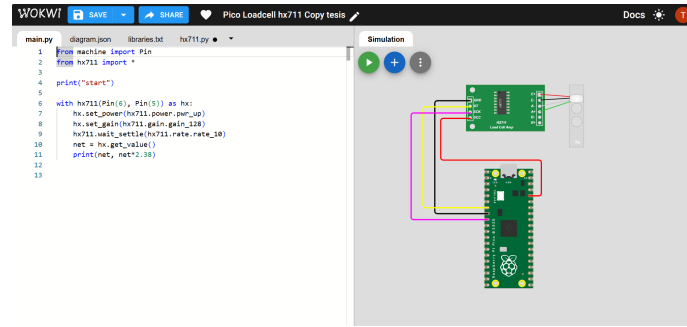


Figura 47. Simulación de HX711 en Wokwi. Fuente: Autoría Propia.

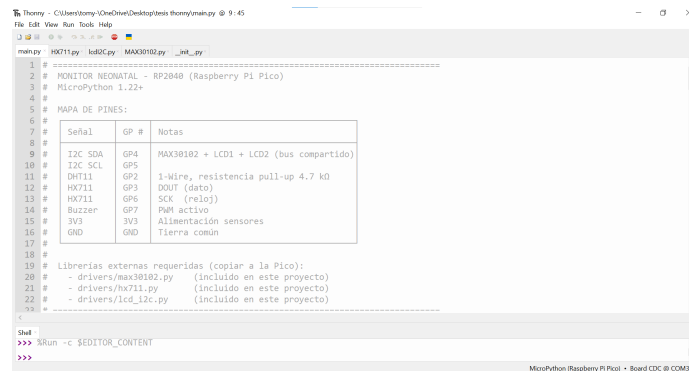


Figura 48. Captura de Programa de micropython. Fuente: Autoría Propia.

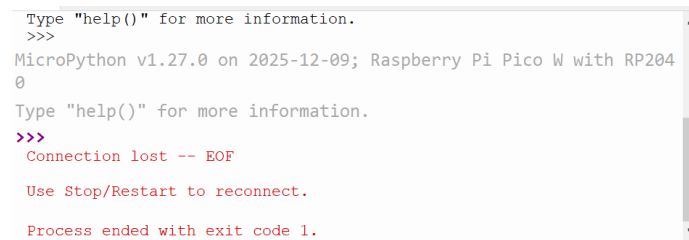


Figura 49. Error de conexión por problemas de hardware, problema común de Raspberry Pi Pico 1. Fuente: Autoría Propia.

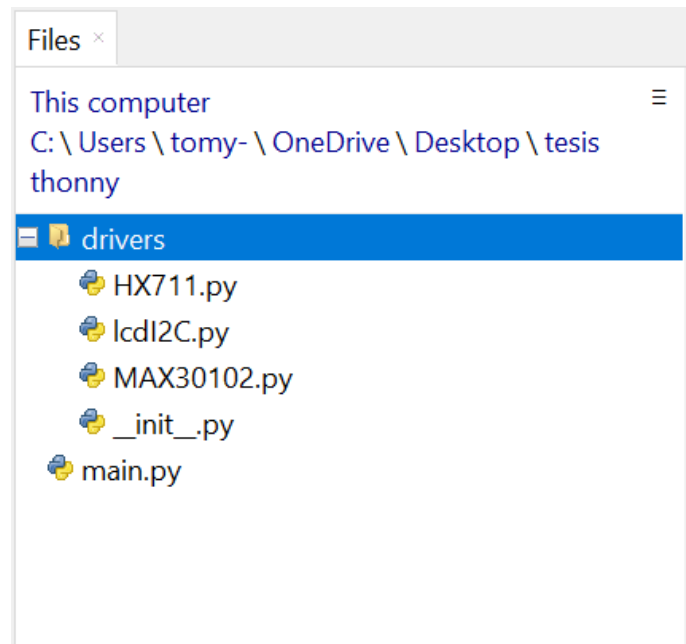


Figura 50. Estructura de carpeta para el correcto funcionamiento del programa. Fuente: Autoría Propia.

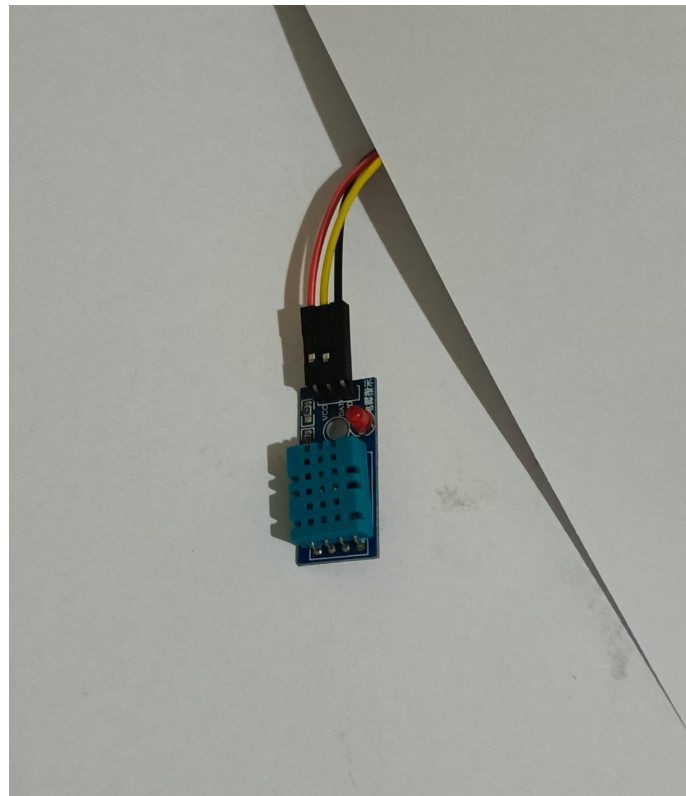


Figura 51. Sensor DHT11 usado en el proyecto. Fuente: Autoría Propia.

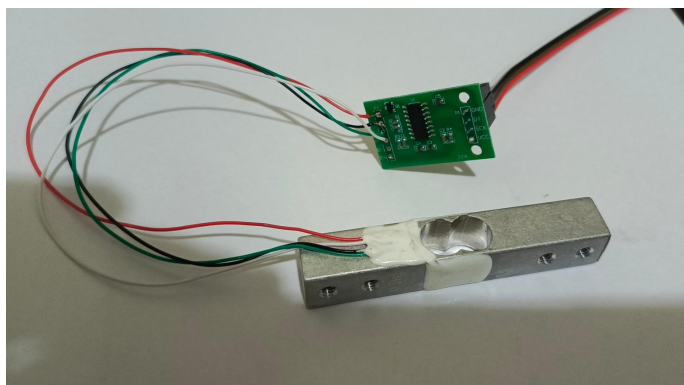


Figura 52. Sensor HX711 usado en el proyecto, se puede apreciar la celda de carga de 5 kgs. Fuente: Autoría Propia.

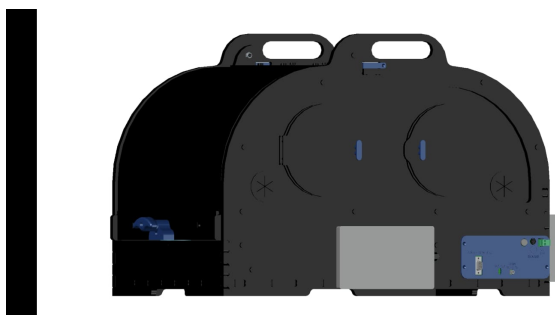


Figura 53. Renderizado 3D del prototipo a realizar. Fuente: Autoría Propia.

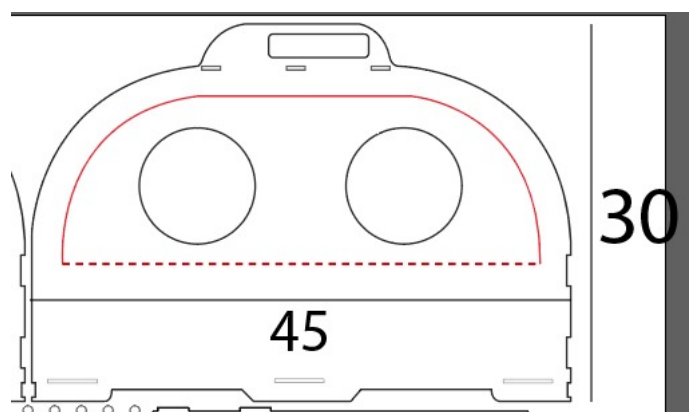


Figura 54. Medidas de largo y alto del prototipo en centímetros. Fuente: Autoría Propia.

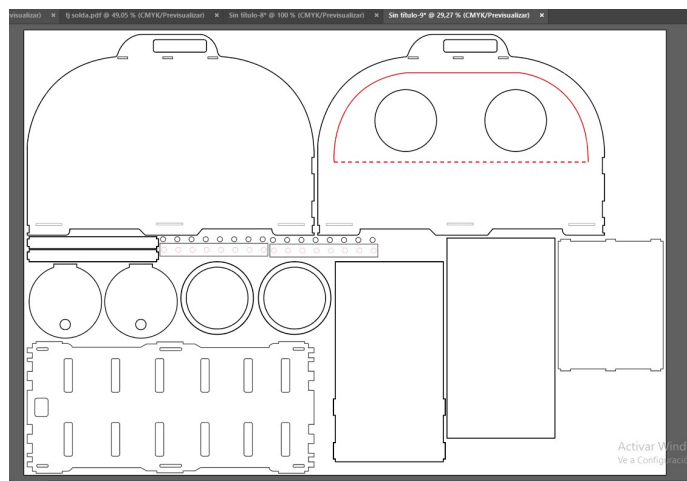


Figura 55. Plano básico de corte del prototipo, realizado por láser y con acrílico de 3 mm de grosor. Fuente: Autoría Propia.

## CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, **Roberto Gerardo Bayas Toro**, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: **DESARROLLO DE UN PROTOTIPO MODULAR DE MONITORIZACIÓN VITAL NEONATAL IMPLEMENTANDO TECNOLOGÍAS DE BAJO CONSUMO Y PORTABILIDAD PARA EVACUACIONES DE EMERGENCIA**, realizado por **Tomás Eduardo Guerrero Garcés** con documento de identificación N° **1718939547** obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción **Proyecto técnico** que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Guayaquil, 24 de Marzo del año 2026

Atentamente,



---

Ing. Roberto Gerardo Bayas Toro, Mgs.  
0940622608