



Pontificia Universidad  
**JAVERIANA**  
Cali

[VIGILADA MINEDUCACIÓN Res. 12230 de 2016]

# Diseño e implementación de un sistema de monitoreo IoT para incubadoras neonatales cerradas mediante sensores integrados

Angelica Bernal Muñoz e Isabella Hurtado Zúñiga

Director: Juan Esteban Palacios Duarte

Codirectora: Valentina Corchuelo Guzmán

*Trabajo de grado presentado como requisito parcial para optar al título de Ingeniero/a  
Biomédico/a*

Facultad de Ingeniería y Ciencias

Programa de Ingeniería Biomédica

Cali, Colombia

2026

# Agradecimientos

Agradecemos profundamente a nuestros padres, Francisco Bernal, Heroelia Muñoz, Enitcer Hurtado y Martha Lucía Zúñiga, por su apoyo incondicional, amor, comprensión y motivación constante a lo largo de todo este proceso académico. Su esfuerzo, confianza y acompañamiento han sido fundamentales para permitirnos acceder a la educación superior y culminar esta etapa de nuestra formación profesional. Asimismo, yo, Isabella Hurtado, quisiera agradecer a mi hermanita menor Andrea Hurtado por su cariño, apoyo y compañía durante este camino.

De igual manera, agradecemos a nuestras parejas por su paciencia, apoyo emocional y comprensión durante el desarrollo de este proyecto, especialmente en los momentos de mayor exigencia académica.

Expresamos nuestro sincero agradecimiento a nuestros profesores directores de trabajo de grado Juan Esteban Palacios Duarte y Valentina Corchuelo Guzmán por su orientación, acompañamiento y valiosos aportes, los cuales fueron esenciales para el desarrollo y culminación de este trabajo.

También queremos agradecer a nuestros amigos Heilyn Casanova y Juan José González por su compañía, consejos, ayuda, y los buenos momentos que pasamos durante nuestra formación profesional.

De igual forma, extendemos un especial agradecimiento a todos los profesores que hicieron parte de nuestra formación en Ingeniería Biomédica, quienes a lo largo de la carrera nos brindaron los conocimientos, herramientas y criterios necesarios para enfrentar los retos académicos y profesionales que hicieron posible la realización de este proyecto.

Asimismo, agradecemos a los laboratoristas y al personal del hospital simulado por su disposición, apoyo técnico y colaboración durante cada etapa del proyecto. Su acompañamiento fue fundamental para la implementación y validación del sistema en un entorno controlado y para la obtención de los resultados esperados.

Extendemos también nuestro agradecimiento a la Pontificia Universidad Javeriana por proporcionar los espacios, recursos y herramientas, en particular el acceso al hospital simulado, que hicieron posible la ejecución de este trabajo.

Finalmente, agradecemos a todas las personas que, de una u otra manera, contribuyeron al desarrollo del proyecto, brindando su apoyo y conocimientos en las diferentes etapas de este.

# Contenido

<b>Título</b>	<b>8</b>
<b>Resumen ejecutivo</b>	<b>9</b>
<b>Abstract</b>	<b>10</b>
<b>1. Fase de Análisis</b>	<b>11</b>
1.1. Planteamiento del problema . . . . .	11
1.2. Justificación . . . . .	12
1.3. Objetivos . . . . .	12
1.4. Bases teóricas . . . . .	13
1.4.1. Bebés prematuros y Unidad de Cuidados Intensivos Neonatales (UCIN)	14
1.4.2. Incubadoras como equipo control para el desarrollo de bebés pre- maturos . . . . .	15
1.5. Estado del arte . . . . .	19
1.5.1. Trabajos de grado y artículos de investigación . . . . .	19
1.5.2. Innovaciones en incubadoras . . . . .	22
1.6. Requisitos del diseño . . . . .	24
1.6.1. Normas o estándares relevantes (ISO, ASTM, IEC, etc.). . . . .	24
1.6.2. Definición de stakeholders. . . . .	26
1.6.3. Lista de requisitos técnicos, funcionales, clínicos y de usuario . . . . .	27
1.7. Restricciones del diseño . . . . .	31
1.7.1. Alcance del Proyecto . . . . .	31
1.7.2. Recursos para emplear . . . . .	32
1.8. Contribución del proyecto a la formación en ingeniería . . . . .	33
1.9. Metodología . . . . .	34
1.10. Plan de trabajo . . . . .	36
<b>2. Fase de Síntesis</b>	<b>38</b>
2.1. Diseño conceptual . . . . .	38
2.1.1. Funciones principales y secundarias del sistema . . . . .	40
2.2. Generación de alternativas . . . . .	41
2.3. Selección de la solución preliminar . . . . .	43

---

2.3.1.	Análisis comparativo de las alternativas . . . . .	43
2.3.2.	Descripción general de la solución seleccionada . . . . .	45
2.3.3.	Selección de sensores . . . . .	46
2.3.4.	Arquitectura IoT e integración del sistema . . . . .	51
2.4.	Bocetos . . . . .	59
2.4.1.	Esquemático del sistema . . . . .	59
2.4.2.	Boceto gráfico de la interfaz del sistema . . . . .	61
2.4.3.	Diseño de la PCB . . . . .	62
2.4.4.	Ubicación del sistema de sensores en la incubadora . . . . .	63
2.4.5.	Ubicación de los sensores dentro de la cúpula de la incubadora . . . . .	63
2.5.	Construcción del prototipo inicial . . . . .	64
2.5.1.	Prototipo en protoboard del sistema de sensores. . . . .	64
2.5.2.	Prototipo inicial interfaz IoT . . . . .	67
<b>3.</b>	<b>Fase de Evaluación</b>	<b>69</b>
3.1.	Plan de pruebas o validación . . . . .	69
3.1.1.	Descripción general del protocolo de validación . . . . .	69
3.1.2.	Equipos de referencia y metodología de medición . . . . .	69
3.1.3.	Pruebas a validar . . . . .	70
3.1.4.	Criterios de aceptación . . . . .	71
3.1.5.	Selección pesos de referencia bebés simulados . . . . .	73
3.1.6.	Ajuste lineal del sensor de humedad . . . . .	74
3.2.	Plan de análisis de resultados . . . . .	75
3.2.1.	Sistema 1 (Incubadora 1) . . . . .	77
3.2.2.	Sistema 2 (incubadora 2) . . . . .	84
3.3.	Comparación del desempeño entre sistemas . . . . .	89
3.3.1.	Peso . . . . .	89
3.3.2.	Ruido . . . . .	90
3.3.3.	Temperatura ambiente . . . . .	92
3.3.4.	Humedad . . . . .	94
3.3.5.	Temperatura piel . . . . .	95
3.3.6.	Verificación Funcional . . . . .	96
3.3.7.	Análisis de reproducibilidad y repetibilidad . . . . .	97
3.4.	Indicadores de éxito . . . . .	98
3.5.	Prototipo final probado . . . . .	100

---

3.5.1. Diseño de la carcasa . . . . .	100
3.5.2. Diseño para las bases de las celdas de carga . . . . .	101
3.5.3. Diseño final e implementación PCB . . . . .	102
3.5.4. Prototipo final Interfaz IoT . . . . .	103
3.5.5. Implementación del sistema en incubadoras . . . . .	106
3.6. Descripción de los siguientes pasos de avance en la tecnología . . . . .	107
3.7. Conclusiones . . . . .	108
<b>Referencias bibliográficas</b>	<b>110</b>
<b>Anexos</b>	<b>117</b>
<b>A. Protocolo de Validación</b>	<b>118</b>
<b>B. Manual de Operación de interfaz IncuSense</b>	<b>125</b>
<b>C. Protocolos de Validación y códigos para sistemas</b>	<b>144</b>

# Diseño e implementación de un sistema de monitoreo IoT para incubadoras neonatales cerradas mediante sensores integrados.

Título Corto: Sistema de monitoreo IoT para incubadoras neonatales cerradas

Programa: Ingeniería Biomédica

Autores: Angelica Bernal Muñoz e Isabella Hurtado Zúñiga

Director(a): Juan Esteban Palacios Duarte Msc.

Codirector(a): Valentina Corchuelo Guzmán Msc.

## Resumen ejecutivo

Para este proyecto de grado se desarrolló un sistema de monitoreo integral para el monitoreo de múltiples incubadoras neonatales cerradas, utilizando sensores y una plataforma IoT para enviar variables al personal de salud de forma remota. Esta propuesta surge ante la necesidad de optimizar la supervisión de los neonatos prematuros, los cuales deben permanecer en un ambiente controlado y una vigilancia constante para asegurar su desarrollo y seguridad. Los sistemas actuales permiten monitorear las variables de forma local, lo cual supone un problema a la hora de gestionar múltiples incubadoras. El sistema propuesto incluye la selección y validación de sensores, el diseño del circuito de adquisición de datos, su integración con un microcontrolador y una interfaz IoT, así como pruebas en un entorno simulado en el hospital de la Pontificia Universidad Javeriana Cali.

Se construyeron dos prototipos funcionales para el monitoreo de dos incubadoras, los cuales fueron evaluados mediante un protocolo de validación cuyos criterios de aceptación se definieron con base en la revisión de la literatura. Asimismo, se diseñaron e implementaron una PCB, una carcasa para el sistema y estructuras de soporte para la medición de peso, permitiendo su integración dentro de la incubadora y su cúpula durante las pruebas.

Los resultados obtenidos evidenciaron que la mayoría de las variables cumplen con los criterios de validación establecidos gracias a la revisión de literatura. No obstante, en el caso de la medición de ruido, se identificaron limitaciones asociadas a factores externos que afectaron su correcto funcionamiento dentro del alcance del proyecto. Para algunos sensores, fue necesario realizar ajustes de calibración, como la aplicación de un offset en la medición de temperatura, una corrección lineal en la humedad y la calibración del sistema de peso mediante un factor de escala para la interpretación de los datos del módulo HX711.

Se implementó también una interfaz IoT que permite la visualización sencilla de los datos obtenidos por los sistemas mediante WiFi, facilitando la interpretación de la información y contribuyendo a mejorar la supervisión simultánea de múltiples incubadoras. En conjunto, se obtuvo un prototipo funcional, demostrando así la viabilidad de la implementación de tecnologías IoT junto con la integración de sensores para la adquisición de datos en este tipo de aplicaciones.

## Abstract

For this undergraduate project, the goal is to develop a comprehensive monitoring system for multiple closed neonatal incubators, using sensors and an IoT platform to remotely transmit variables to healthcare personnel. This proposal arises from the need to optimize the supervision of premature newborns, who must remain in a controlled environment under constant surveillance to ensure their development and safety. Current systems allow variables to be monitored only locally, which poses a challenge when managing multiple incubators. The proposed system will include sensor selection and validation, the design of a data acquisition circuit, its integration with a microcontroller and an IoT interface, as well as testing in a simulated environment at the hospital of the Pontificia Universidad Javeriana Cali.

Two functional prototypes were built for the monitoring of two incubators, which were evaluated through a validation protocol whose acceptance criteria were defined based on a literature review. Additionally, a PCB, a box for protection for the system, and support structures for weight measurement were designed and implemented, enabling their integration inside the incubator and its dome during testing.

The results obtained showed that the majority of the variables meet the validation criteria established through the literature review. However, in the case of noise measurement, limitations were identified associated with external factors that affected its correct functioning within the scope of the project. For some sensors, calibration adjustments were necessary, such as the application of an offset in temperature measurement, a linear correction in humidity, and the calibration of the weight system using a scale factor for interpreting data from the HX711 module.

An IoT interface was also implemented, enabling straightforward visualization of the data obtained by the systems via WiFi, facilitating the interpretation of information and contributing to improved simultaneous supervision of multiple incubators. Overall, a functional prototype was obtained, thereby demonstrating the viability of implementing IoT technologies alongside sensor integration for data acquisition in this type of application.

# 1. Fase de Análisis

## 1.1. Planteamiento del problema

En la actualidad, el monitoreo del tratamiento y procedimientos médicos realizados en bebés prematuros que están en una incubadora neonatal es un desafío diario para doctores y enfermeras, especialmente la revisión continua de la estabilidad de las diferentes variables controladas en este equipo biomédico, como la temperatura, humedad y ruido.

Según la OMS, durante el 2020, 13.4 millones de niños nacieron prematuros, conformando el 10 % de los nacimientos para este año, y 900.000 murieron antes de los 5 años por condiciones relacionadas al nacimiento prematuro [1]. Específicamente en Colombia 2 de cada 10 niños nacen prematuros y hoy esto representa un gran impacto en la mortalidad infantil, entre el 50 % y 70 % por debajo de 5 años. Actualmente el número de nacimientos prematuros se ha aumentado en gran medida. Muchos neonatos nacen a edades gestacionales cada vez más tempranas, incluso alrededor de las 25 o 26 semanas, lo cual exige mayores esfuerzos en la atención en salud y control de los cuidados de los neonatos. Debido a esto ya se ha catalogado como un problema de salud pública por la OMS [2].

Hasta el momento, existen diferentes soluciones planteadas como prototipos de incubadoras y aplicaciones para realizar un monitoreo continuo de distintas variables, sin embargo, se hace un control individual de cada incubadora olvidando el hecho de que las incubadoras se encuentran principalmente en la unidad de cuidados intensivos neonatal (UCIN), en donde es común la presencia de múltiples incubadoras; además de que solo se realiza monitoreo de una o dos variables, por lo que se resalta la importancia de analizar y monitorizar las incubadoras para el cuidado de los bebés prematuros. Ante esta problemática, se plantea la siguiente pregunta de investigación: ¿Cómo se puede mejorar el monitoreo de diferentes variables en múltiples incubadoras neonatales cerradas con un sistema integrador?

## 1.2. Justificación

El monitoreo eficiente y preciso de diferentes variables indispensables como temperatura, humedad, ruido y peso dentro de las incubadoras neonatales es fundamental para garantizar la estabilidad y bienestar de los bebés prematuros durante su tratamiento. Actualmente, los sistemas de monitoreo que existen para la UCIN con respecto a las incubadoras neonatales se centran en medir y seguir variables individualmente y en cada incubadora de manera independiente, lo que establece una barrera para la supervisión simultánea en diversas incubadoras y en las diferentes variables ya mencionadas.

El uso de tecnologías como IoT en el campo médico ha demostrado ser una herramienta útil para mejorar la eficiencia en la UCIN reduciendo la carga de trabajo del personal de salud y minimizando el riesgo de errores humanos en la monitorización, además de proporcionar el acceso remoto y fácil a los datos. Dado el impacto de los nacimientos prematuros en la mortalidad infantil y la creciente necesidad de soluciones tecnológicas, este proyecto representa un aporte significativo en la automatización y optimización de los cuidados para neonatos.

Este proyecto busca desarrollar un sistema integrado de monitoreo y análisis basado en IoT que permita la captura y transmisión en tiempo real de estas variables con el fin de optimizar y facilitar la supervisión médica de los neonatos. Además de esto, el desarrollo de una plataforma IoT no solo permitirá un mejor acceso a la información, sino que también permitirá el almacenamiento de datos para analizar la evolución del neonato en su desarrollo.

## 1.3. Objetivos

**Objetivo general:** Desarrollar un sistema para monitoreo de variables que intervengan en el principio de funcionamiento de las incubadoras neonatales cerradas, mediante un integrado de sensores de captura constante y una interfaz IoT para visualización.

**Objetivos específicos:**

- Seleccionar los elementos de la arquitectura del sistema de medición, y la interfaz de plataforma IoT para la transmisión de datos por medio de comprensión de la

tecnología existente y revisión bibliográfica.

- Diseñar el prototipo que permita la adquisición de datos integrando los sensores con un sistema digital para el monitoreo de variables.
- Integrar el sistema de adquisición con una interfaz IoT para la transmisión y almacenamiento de datos permitiendo la visualización de las variables monitorizadas.
- Verificar el prototipo mediante pruebas de funcionamiento en incubadoras neonatales cerradas mediante sistemas de medición convencionales.

#### 1.4. Bases teóricas

El presente marco teórico contiene fundamentos como base para el diseño de un sistema de monitoreo para incubadoras neonatales haciendo seguimiento de múltiples variables que se deben tener en cuenta en el ambiente de cuidado del neonato, en especial de bebés prematuros. En esta sección se explorarán definiciones cruciales, el principio de funcionamiento del equipo, características principales, las variables importantes a tener en cuenta, estadísticas fisiológicas y enfoques metodológicos necesarios a la hora de hacer una aproximación al proyecto.

Es importante saber que los neonatos son otra forma de llamar a un bebé recién nacido hasta cumplir sus primeras 4 semanas de nacimiento, en las cuales el tiempo es relativamente rápido con relación a los cambios del bebé, según Medline Plus algunos factores críticos que cambian rápidamente pueden ser: “*Se establecen patrones de alimentación, empieza a formarse el vínculo entre los padres y el bebé, el riesgo de infecciones que pueden volverse más graves es más alto y se notan por primera vez muchos defectos congénitos o de nacimiento*” [3], estos cambios los hacen más propensos a diferentes infecciones, llevando a sepsis neonatal. Entre las bacterias y virus más comunes que causan esto, según la doctora Tesini son “los estreptococos del grupo B, Escherichia coli (E. coli), Listeria monocytogenes, los gonococos, las clamidias, el virus del herpes simple (VHS), el virus de la inmunodeficiencia humana (VIH), el citomegalovirus (CMV) y el virus de la hepatitis B (VHB)” [4].

#### 1.4.1. Bebés prematuros y Unidad de Cuidados Intensivos Neonatales (UCIN)

Dentro de los neonatos están los bebés prematuros, los cuales son aquellos que nacen antes de las 37 semanas de gestación. Estos deben permanecer bajo cuidados intensivos durante el tiempo necesario para que sus órganos se desarrollen y puedan vivir por su cuenta [5]. Estos pueden nacer prematuros gracias a complicaciones durante el embarazo, decisión del doctor o un parto espontáneo.

Según la OMS, durante el 2020, 13.4 millones de niños nacieron prematuros, conformando el 10 % de los nacimientos para este año, y 900.000 murieron antes de los 5 años por condiciones relacionadas al nacimiento prematuro [1]. La supervivencia del bebé depende de su edad gestacional, estando divididos en bebés extremadamente prematuros (menos de 28 semanas), bastante prematuros (entre 28 y 32 semanas) y moderadamente prematuros (entre 32 y 37 semanas). En general, la tasa de supervivencia aumenta con la edad gestacional, y también depende de los servicios de salud disponibles en el área, siendo mucho más baja en lugares de bajos recursos, con un 10 %, y para lugares con altos recursos, un 50 % para niños nacidos a las 28 semanas [6]. Los bebés prematuros son más propensos a enfermedades crónicas, problemas cardiovasculares, sistemas inmunes comprometidos, falta de desarrollo del sistema nervioso, entre muchas otras complicaciones [7].

En general, los neonatos pueden sufrir diferentes infecciones desde el útero, durante el parto y post parto, sin embargo, los bebés prematuros son aún más susceptibles a sufrir una infección, debido a que su sistema inmunológico está comprometido por lo que casi siempre son remitidos a la unidad de cuidados intensivos (UCIN), la cual es una unidad dentro del hospital especial para el cuidado y tratamiento de bebés nacidos antes de término o con alguna enfermedad grave que no les permita subsistir por su cuenta o necesiten cuidados adicionales [8]. Dentro de estas unidades, existen diversos equipos biomédicos especializados en neonatos, los cuales requieren controles más específicos, más alarmas y filtros para evitar infecciones. El equipo biomédico principal y de mayor frecuencia son las incubadoras, equipos que permiten mantener al neonato en un ambiente controlado para su desarrollo, además de otros equipos como bombas o jeringas de infusión, monitores de signos vitales, respiradores y mantas de calefacción [8].

### 1.4.2. Incubadoras como equipo control para el desarrollo de bebés prematuros

Muchos neonatos tienen diversos problemas y complicaciones al nacer o hay bebés con enfermedades graves que son llevados a las UCIN y puestos en una incubadora neonatal donde uno de sus principales y más importantes usos es el control de variables para el desarrollo del recién nacido, en un principio las incubadoras controlaban simples variables como la temperatura, humedad y luminosidad pero con el pasar del tiempo surgió la necesidad de crear un ambiente más controlado y parecido al vientre de la madre para aumentar las probabilidades de supervivencia del bebé prematuro, aspectos como la seguridad y control preciso de las variables para hacer un correcto seguimiento del desarrollo del recién nacido han resaltado entre lo demás[9].

En general, las incubadoras cuentan con dos partes principales, la cúpula que es donde está el compartimiento del bebé, el colchón y los medios necesarios para preservar el ambiente dentro de la incubadora y alejar al neonato de ambientes externos, como bajas temperaturas o corrientes de aire y, por otra parte, está el chasis donde se encuentran todos los controladores, la fuente de poder, sensores y la configuración para las alarmas en caso de falla y poder proteger al neonato. Además, Xavier Pardell plantea que toda incubadora debe contar con estos componentes básicos [10]:

- **Cámara:** Espacio para el neonato dividido por material transparente para permitir visibilidad y se genera un ambiente controlado.
- **Colchón:** Donde se coloca al neonato y debe tener una funda poco porosa para facilitar el proceso de limpieza y esterilización.
- **Estructura:** Base y soporte para la cámara y sus sistemas de control. Generalmente, esta incorporada con los sistemas que integran la incubadora y permiten su movilización.
- **Módulo de control de temperatura:** Seleccionar el modo de funcionamiento de la incubadora.
- **Humidificador:** Algunos diseños incluyen depósitos o reservorios de agua para controlar la humedad relativa del ambiente dentro de la incubadora.
- **Entrada de O<sub>2</sub>:** Puerto para suministro de oxígeno.

- **Control de alarmas:** Alarmas que se configuran desde fábrica o se pueden ajustar por el personal médico. Éstas pueden ser audibles y visibles, y su objetivo es incrementar la seguridad del neonato durante el tratamiento. Las alarmas más comunes son:
- **Temperatura de aire.** Se activa la alarma cuando la temperatura dentro del ambiente de la incubadora es muy alta (mayor de 37°C) o muy bajo, respecto a parámetros establecidos por el personal médico que la maneja.
- **Temperatura de la piel.** Se activa la alarma cuando el sensor de piel conectado a la piel del neonato detecta temperaturas muy altas o bajas, respecto a parámetros establecidos por el personal médico que la maneja.
- **Sensor.** Se activa en caso de falla del sensor de temperatura del neonato o en caso de que no se encuentre conectado.
- **Filtros de entrada de aire.** Se activa la alarma cuando se detecta que hay resistencia en la entrada de aire hacia el interior de la incubadora, esto puede deberse a que los filtros de aire deben ser cambiados y no están cumpliendo su papel correctamente.
- **Concentración de O<sub>2</sub>.** Aunque no todas las incubadoras cuentan con sensores de O<sub>2</sub>, las que lo tienen, cuentan con una alarma que se activa al detectar variaciones en la concentración de O<sub>2</sub> dentro de la incubadora.

Además de todo lo anterior, se hace necesario que la incubadora cuente con buena visibilidad del bebé, fácil acceso con diferentes compuestas en la cúpula (2 frontales, 2 laterales y 2 posteriores), bajo nivel de ruido y sensores de temperatura. Una vista general de una incubadora se muestra en la Figura 1 donde hay algunos componentes básicos y se pueden diferenciar la cúpula y el chasis.

El principio de funcionamiento básico de la incubadora también depende de la cantidad de sensores que tenga, primordialmente debe tener sensores de temperatura (tanto de aire como servocontrolados), sin embargo, algunos modelos más complejos cuentan con sensores de O<sub>2</sub> y humedad que permiten un control más riguroso de las variables. El funcionamiento de la incubadora se hace de manera activa ya que está conectada todo el tiempo a la red eléctrica. El principio de funcionamiento puede explicarse en los siguientes pasos:

1. El aire fresco del exterior entra por un lado del chasis a la parte de los controladores

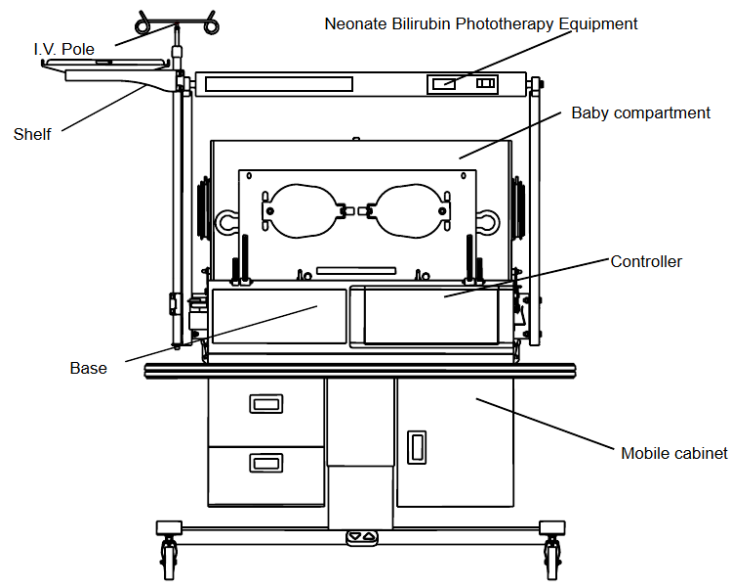


Figura 1: Partes principales de una incubadora neonatal YP-970 [11]

gracias a un ventilador que hace el aire circular.

2. El aire circula por encima de una resistencia la cual calienta el aire.
3. Para hacer un control indirecto de humedad, el aire caliente pasa por encima de un tanque de agua destilada generando vapor.
4. El aire caliente y vapor generado se dirigen a la cúpula aumentando la temperatura del ambiente dentro de la incubadora permitiendo que la temperatura del neonato este en un rango controlado.

Los pasos anteriores son específicamente para subir la temperatura dentro de la incubadora, por otro lado, si se necesita una baja temperatura, lo que hace el sistema es dejar de circular aire por la resistencia calefactora y al pasar unos minutos el ambiente regula su temperatura. Este circuito se puede observar en la Figura 2, donde se muestra la cúpula de la incubadora ilustrando el principio de funcionamiento de esta.

El control de la temperatura depende del modo de funcionamiento de la incubadora y los valores establecidos por el personal médico. Existen dos modos de funcionamiento:

**Modo aire:** Es un modo manual en el cual la temperatura es controlada por el personal médico el cual establece un valor de temperatura de referencia y el sistema busca mantener el aire caliente llevando la temperatura al valor de referencia preestablecido sin tener en

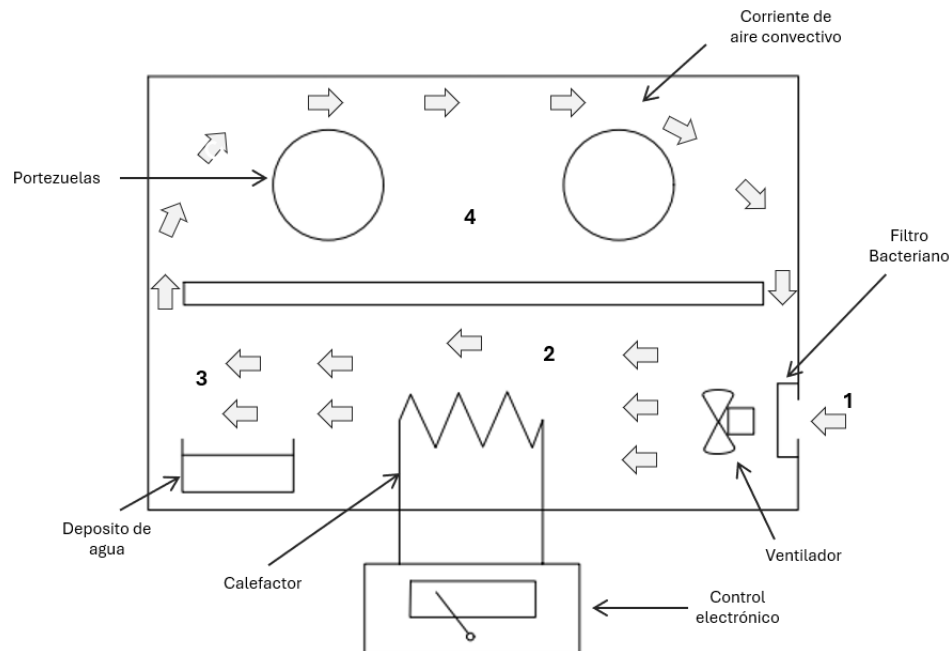


Figura 2: Principio de funcionamiento de la incubadora neonatal [10]

cuenta la temperatura del bebé, solo la del ambiente. Al mismo tiempo, se están haciendo mediciones constantes por parte del sistema de control el cual si detecta diferencias significativas de temperatura activa las alarmas.

**Modo control de temperatura en piel:** Es un modo servocontrolado por medio de un sensor de temperatura en la piel del bebé. El sistema de calefacción está en función de un rango de temperatura preestablecido por el personal médico, funcionando hasta que el bebé alcance la temperatura deseada retroalimentándose con la temperatura tomada por el sensor de temperatura colocado en la piel del paciente. Si la temperatura toma un valor  $<36^{\circ}\text{C}$  se enciende el sistema de calefacción [11].

El intercambio de calor entre el neonato y su entorno se ve afectado por diversos factores como: “tamaño del neonato, tasa metabólica, propiedades térmicas del colchón y de las paredes de la incubadora, la temperatura, humedad y velocidad del aire que entra a las vías respiratorias del neonato, entre otros factores.” [12] Por ende, se hace relevante tener un control de cada uno de los factores para poder mantener un ambiente en óptimas condiciones para el tratamiento del neonato.

La temperatura de la UCIN que es el área donde generalmente se encuentran las incuba-

doras es siempre más baja que la temperatura en el interior de la incubadora, por lo que, para evitar pérdida de calor o cambios drásticos en la temperatura del neonato, la mayoría de las incubadoras cuentan con una doble pared, con un espacio entre paredes por el cual se previene la pérdida de calor.

Al hacer cambios en la temperatura del bebé y tener un control sobre ella, la humedad del aire se convierte en un factor importante para medir y controlar ya que el aire caliente que circula en la cúpula puede provocar la pérdida de humedad del paciente, reseca su piel y mucosas y favoreciendo las infecciones. Este control de humedad se hace indirectamente como se explicó en el principio de funcionamiento del equipo, según Xavier Padell “El humidificador proporciona una humidificación de la incubadora entre el 30 % y el 95 % de humedad relativa. Cuando el sistema humectante detecta la ausencia de agua, se activa una alarma visual y sonora para indicar la humedad baja del equipo” [10].

## 1.5. Estado del arte

En el presente estado del arte se busca analizar otras soluciones planteadas previamente como solución al problema descrito en la sección “planteamiento del problema”. Se revisaron proyectos de grado, artículos científicos y desarrollos tecnológicos desarrollados entre 2015 y 2024, obtenidos de bases de datos como Google Scholar y repositorios de proyectos de grado de diferentes universidades.

Para la revisión del estado del arte se hicieron las siguientes divisiones:

### 1.5.1. Trabajos de grado y artículos de investigación

Se tomaron como referencia dos trabajos de grado que realizaron un sistema de monitoreo para las incubadoras midiendo diferentes variables y un artículo de investigación sobre e-salud para el monitoreo de incubadoras.

- **Sistema para monitoreo y supervisión de variables y condiciones de funcionamiento en incubadoras neonatales a través de internet de las cosas IoT [13].**

Este trabajo de grado fue realizado por el programa de ingeniería biomédica de la universidad del Rosario en Bogotá, Colombia. En este, se presenta el diseño e implementación de

un sistema de monitoreo para incubadoras a través del internet de las cosas. Se realiza un dispositivo que permita medir y controlar la humedad y temperatura en las incubadoras, específicamente, cuentan con un sensor DHT11 de temperatura y humedad, una batería de polímero de Litio 3.7V, un interruptor pequeño y un microcontrolador wi-fi ESP8266s-01 que permite conexión directa a la red wi-fi y Arduino uno.

La metodología empleada para diseñar el sistema se basó en diferentes actividades para lograr su objetivo principal, en donde se basaron en los siguientes aspectos: planificación, análisis de riesgo, implementación y evaluación. Plantean el desarrollo de una interfaz amigable e intuitiva con el usuario, de fácil entendimiento, con buen alcance y funciones esperadas utilizando la herramienta de NidoApp para el desarrollo de su proyecto. Como resultados recopilan pruebas realizadas para comprobar el funcionamiento del sistema, realizando pruebas tanto del sensor como de la eficiencia en tiempos de envíos y destacan la importancia de analizar y profundizar más en el crecimiento del sistema para posibles aplicaciones futuras.

- **Diseño y Construcción de un sistema de control de temperatura y humedad para un prototipo de incubadora neonatal que incluya monitoreo de signos vitales.**

Este trabajo de grado fue realizado en la facultad de ingeniería electrónica de la Escuela Politécnica Nacional de Ecuador, en este, se presenta el diseño y construcción de un sistema de control para una incubadora neonatal que pueda ser utilizado en cualquier diseño estructural de una incubadora. En este trabajo no se realiza un prototipo de incubadora, sino que se utiliza una estructura de acero metálico inoxidable como cuerpo para incorporar todos los actuadores y elementos de control. El prototipo expuesto, en general sensores no invasivos y específicamente contiene dos microcontroladores de la familia Atmel que reciben la información de los sensores: tres tipos de sensores análogos para medir temperatura ambiental, temperatura corporal y humedad, para cada sensor se realizó una etapa de acondicionamiento y transmisión hacia el microcontrolador para que se pueda utilizar la información recolectada en el sistema de control y adicionalmente, utilizaron un sensor digital para transmitir datos de saturación de oxígeno en sangre y frecuencia cardiaca del paciente al microcontrolador.

El microcontrolador al recibir estos datos toma acciones para mantener los niveles de

temperatura y humedad preestablecidos que son los que se controlan en este caso, esto lo realiza mediante la resistencia de calefacción y un módulo humidificador. Por otro lado, se plantea que estos datos serán transmitidos a una aplicación instalada en un computador a través de bluetooth para hacer monitoreo remoto.

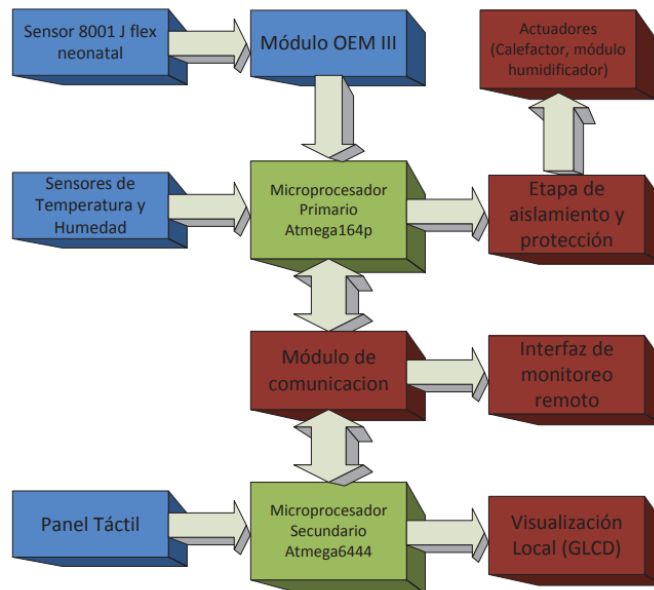


Figura 3: Esquema funcional del diseño de un oxímetro de pulso. Tomado de [14]

Como resultados, realizaron pruebas del funcionamiento continuo para verificar el correcto desempeño del sistema de control, pruebas de tiempo de establecimiento, teniendo 15 minutos para el sistema térmico y 10 minutos para el sistema humidificador y pruebas de exactitud para el monitoreo de signos vitales que dieron como resultado errores bajos: 1.09 % en temperatura corporal, 1.42 % en ritmo cardiaco y 3.22 % en medida de saturación de oxígeno en sangre.

En trabajos futuros, los autores proponen incluir un sistema de monitoreo de concentración de oxígeno dentro de la cúpula de la incubadora, esto relacionado con implementar un sistema que mida e ingrese oxígeno puro automáticamente a la cúpula de la incubadora, por último, proponen incluir un sistema para pesar al neonato [14].

#### ■ Sistema e-Salud para el monitoreo de un prototipo de incubadora neonatal

Este artículo fue escrito por parte de estudiantes de la facultad de ingeniería electrónica de la Universidad Pontificia Bolivariana seccional Bucaramanga, en este, se plantea el desarrollo de un sistema de e-salud para el monitoreo y control de temperatura y luminosidad

de un prototipo de incubadora aplicando las tecnologías de información y las comunicaciones (TICS), los datos de la incubadora se monitorearon a través del microprocesador “Arduino Ethernet” y la tarjeta de desarrollo DE0-nano, las cuales se encargaban de recibir los datos de interés y permiten enviarlos por internet a la plataforma UBIDOTS para almacenarlos en la nube permitir generar alarmas y graficas en tiempo real conociendo el estado del neonato en cualquier momento desde un dispositivo que tenga conexión a internet. Además, se utilizaron: el sensor LM35 para medir temperatura, fotoceldas para medir la luminosidad y materiales para realizar un prototipo de incubadora como una caja plástica, LED (Light-Emitan Diodo) azules que representan las fuentes de luz para fototerapia y ventiladores para la regulación de temperatura.

Las alarmas se configuraron para monitorear la temperatura y luminosidad en sus rangos normales y si se detecta un dato anormal en estas variables el sistema se encarga de enviar un mensaje SMS de alerta. La interfaz se desarrolló para que cualquier persona que quisiera tener una idea del estado del bebé pudiera verlo fácil y constantemente, como personal médico y familiares de neonato simplemente conociendo las claves de acceso y teniendo conexión.

Como resultado, el artículo presenta las pruebas experimentales que se realizaron saliendo exitosas y comprobando que cuando se genera una alarma en el prototipo también en UBIDOTS se presentan alertas, por lo cual el sistema demostró que se puede realizar un monitoreo remoto del sistema de una incubadora. En trabajos futuros, el artículo propone realizar el control de otras variables y hacer un modelo a escala de una incubadora comercial [15].

### 1.5.2. Innovaciones en incubadoras

Se encontraron dos artículos en donde se muestran dos propuestas para incubadoras: Una de bajo costo basada en IoT para lugares de bajos recursos, y una incubadora inteligente utilizando energía solar. Ambos artículos fueron encontrados dentro del artículo “Advancements and Innovations in Thermodynamics for Infant Incubators: A Review”, de Rashid et. Al, donde se muestran los diferentes avances y propuestas que se han dado para mejorar las incubadoras actuales [16].

- **Intelligent Baby Incubator Using Solar.**

Publicado en el 2017, Shelke et al. desarrollaron una incubadora que puede controlada

la temperatura, monitorear el peso del infante, y otras funciones. Se resalta que esta incubadora tiene un costo mucho menor a otras, especialmente las utilizadas en hospitales [16], y además que con el uso de energía solar es sencilla de usar en lugares de bajos recursos donde la energía eléctrica no es fácilmente accesible.

El sistema tiene el ambiente en donde se encuentra el neonato, en donde se controlan las variables como la temperatura y la humedad. Mediante un ventilador, se toma aire del ambiente y se atrae a un calentador, que calentará el aire. Este circula por medio de agujeros hacia la cúpula donde se encuentra el bebé, manteniéndolo a una temperatura parametrizada. Para la humedad, el aire caliente pasa por un tanque, así generando vapor y aumentando la humedad dentro de la cúpula.

Las alarmas para tanto la temperatura y la humedad son controladas mediante un potenciómetro cuyo valor se puede modificar, dando un límite para los parámetros. Si la temperatura se mantiene por encima del límite, el ventilador se mantendrá encendido para mantener la temperatura de la cúpula, y si la temperatura disminuye por debajo del límite, se enciende el calentador hasta llevarla al valor límite puesto.

#### ■ **A Low-Cost IoT Based Neonatal Incubator for Resource Poor Settings [17]**

En el 2020, Nwaneri et al., diseñaron y armaron un prototipo de incubadora basada en IoT de bajos recursos, junto con una manta para fototerapia, todo esto utilizando materiales de fácil obtención y bajo costo [17]. Consiste en un elemento de calefacción, botones para el setup, módulos de relé y drivers, sensor de humedad y temperatura para el bebé y la incubadora, el microcontrolador y un módulo LCD. También se desarrolló una plataforma IoT para el monitoreo en tiempo real de la temperatura y la humedad de la incubadora junto con la del bebé, con un GUI con contraseña.

El circuito funciona con 240 V de la red eléctrica, y se convierte a 5V mediante una fuente conmutada. El elemento para el calentamiento es una placa metálica, y para el monitoreo de humedad y temperatura se utiliza el sensor DHT11, que es capaz de medir temperaturas entre 0 °C y 50 °C, y una humedad de 20 % al 90 %. Para tomar la temperatura en la piel del bebé se mide mediante un termistor NTC. Luego estas señales son digitalizadas mediante un microcontrolador, el NodeMCU. Este tiene un módulo de wi-fi integrado, es de bajo consumo y de bajo costo. Con la plataforma Ubidots, se realizó la aplicación para el análisis de los datos y la GUI interactiva con las gráficas generadas de temperatura y humedad.

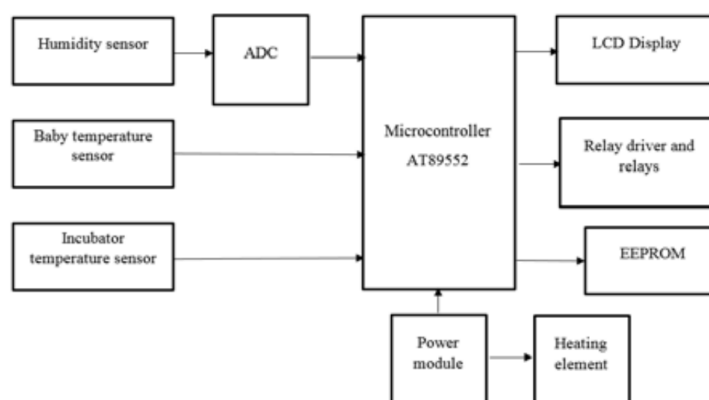


Figura 4: Diagrama de bloques de la incubadora desarrollada por [17]

El análisis realizado muestra diferentes aplicaciones que se han intentado para abordar la problemática como la medición de diversas variables como humedad, temperatura y luminosidad. Sin embargo, persisten desafíos con la conectividad de diferentes sensores, implementación en tiempo real, el hecho de hacerlo con una sola incubadora y no con varias como sería lo ideal en una UCIN e implementar la medición de nuevas variables como O<sub>2</sub> y peso, lo que resalta la necesidad de seguir desarrollando tentativas soluciones más integradas, complementarias, económicas y prácticas para entornos de recursos limitados. Por estos motivos, este trabajo propone el diseño de un sistema de análisis para incubadoras en una UCIN.

## 1.6. Requisitos del diseño

### 1.6.1. Normas o estándares relevantes (ISO, ASTM, IEC, etc.).

- **IEC 60601:** Es la norma aplicada a la seguridad y funcionamiento de equipos biomédicos. En esta se describen estándares para asegurar la protección de las personas que utilicen el equipo, sean operario o paciente, y al entorno, de posibles daños durante el uso de equipos biomédicos [18]. Aunque no se tiene previsto la certificación del prototipo, el desarrollo del proyecto se llevará a cabo teniendo como base los estándares propuestos por la norma para que la seguridad de los implicados no se vea afectada de ninguna forma.

Para un desarrollo futuro del proyecto, se tendrá en cuenta la norma para realizar pruebas de seguridad eléctrica, verificar compatibilidad electromagnética, y compro-

bar la seguridad y resistencia ante los daños del diseño.

- **IEC 60601-2-19:** Es la norma que define estándares básicos para la seguridad y operación básica de incubadoras neonatales, incluida en la norma 60601. En esta se definen requisitos básicos para el control de variables como la temperatura ambiente y piel, la humedad relativa, circulación del aire, además de alarmas visuales y sonoras que deben tener. También deben tener medidas para la reducción de riesgo eléctrico para la seguridad del paciente [19]

Para el desarrollo del proyecto se tendrán en cuenta los criterios propuestos por la norma durante la etapa de prueba y verificación del sistema, con el fin de asegurar de que el prototipo cumpla con los estándares propuestos.

- **Ley 1581 del 2012:** Esta ley desarrolla el derecho de todas las personas dentro del territorio colombiano de actualizar, conocer y rectificar la información que se tenga almacenada de ellas en bases de datos o archivos [20]. No se tratará con pacientes reales, pero es importante resaltar esta ley en casos de futuras aplicaciones para el proyecto, dado que el dispositivo está concebido para el monitoreo de variables fisiológicas que, en un escenario de aplicación clínica, constituirían datos sensibles de carácter personal.

La aplicación de esta ley implicaría incluir políticas de tratamiento de datos personales, implementar mecanismos de seguridad para evitar filtrados de la información, y garantizar el consentimiento del paciente para el tratamiento de sus datos. Esto se realizaría en fases futuras del proyecto, en el que se busque validar su funcionamiento en entornos hospitalarios reales, y en la presencia de pacientes neonatos.

- **ISO 17025:** Esta norma establece los requisitos generales para la competencia técnica de los laboratorios de ensayo y calibración, asegurando que los resultados obtenidos sean confiables, trazables y válidos internacionalmente. En este sentido, la ISO 17025 respalda la validez de los procesos de calibración y ensayo, garantizando que los equipos utilizados para contrastar las mediciones del prototipo cumplan con los estándares internacionales de exactitud y confiabilidad [21].

Para la validación de los resultados durante el desarrollo del proyecto se tendrá en cuenta la norma, ya que la trazabilidad y confiabilidad de los ensayos de laboratorio es importante para dar paso a una validación confiable del prototipo y, en etapas futuras, a la posibilidad de certificar el dispositivo bajo normas técnicas que garanticen

su precisión y seguridad en entornos clínicos.

### 1.6.2. Definición de stakeholders.

La identificación de los grupos de interés es fundamental para orientar el desarrollo del proyecto hacia una solución que responda tanto a los objetivos académicos como a las necesidades reales de los diferentes actores relacionados con el cuidado neonatal. Cada grupo de interés aporta percepciones, necesidades y expectativas importantes como insumo para el proyecto. A continuación, se presentan los grupos de interés definidos para este trabajo de grado.

#### Equipo de Desarrollo

- **Equipo del proyecto:** Estudiantes responsables de diseñar, implementar y evaluar el sistema en todo el desarrollo del proyecto.
- **Profesores (Director, codirector, tutores):** Orientan el trabajo, aportan su experiencia académica y validan la coherencia metodológica. Su rol es de supervisión, acompañamiento y garantía de calidad.

#### Usuarios

- **Profesionales de salud en la UCIN:** Médicos y enfermeras que utilizarían el sistema como herramienta de monitoreo. Su experiencia clínica retroalimenta el diseño para hacerlo funcional y seguro.
- **Ingenieros biomédicos:** Se encargan de la integración tecnológica y el mantenimiento del equipo en el entorno hospitalario. Aseguran que el prototipo cumpla con requisitos técnicos y de seguridad y que el sistema funcione correctamente.
- **Familia con bebés prematuros:** Son beneficiarios indirectos, pues el sistema busca mejorar el cuidado de sus bebés prematuros. Su relación se centra en la confianza y en la utilidad que perciban del dispositivo.

#### Empresas

- **Pontificia Universidad Javeriana Cali:** Entidad académica que respalda el proyecto, aporta infraestructura, recursos y legitimidad investigativa.
- **Hospitales con área de UCIN:** Referentes para comprender las condiciones reales

de uso y las necesidades del entorno clínico. Proporcionan información y criterios que orientan el diseño del sistema, garantizando que las variables medidas y las funcionalidades desarrolladas sean pertinentes y aplicables en un contexto hospitalario real.

- **Entidades Reguladoras:** Organismos que establecen normas de calidad y seguridad en dispositivos médicos. Se relaciona directamente con el cumplimiento de requerimientos técnicos del sistema a desarrollar, acercándolo a un ámbito real para un escalamiento futuro.

### 1.6.3. Lista de requisitos técnicos, funcionales, clínicos y de usuario

Tabla 1: Requisitos para el neonato.

Criterio de evaluación	Descripción	Prioridad
Comodidad	El sistema debe evitar intervenciones innecesarias y reducir la manipulación del neonato, proporcionando mediciones continuas de temperatura piel, temperatura ambiente y peso sin tener que moverlo o perturbarlo.	Alta
Ruido	El sistema debe producir poco o nulo ruido para asegurar la comodidad del neonato dentro de la incubadora, y evitar ruido que puedan generar estrés al mismo. Se debe alertar al personal en caso de superar el umbral de ruido permitido.	Alta
Seguridad	El sistema debe garantizar que los sensores sean no invasivos, seguros y aislados para evitar riesgos eléctricos. Además de que los datos transmitidos deben ser correctos con respecto a las mediciones reales para asegurar el bienestar del neonato.	Alta
Seguridad eléctrica	El prototipo debe cumplir los parámetros de seguridad propuestos por la norma IEC 60601 para evitar riesgos para los usuarios y equipos cercanos.	Alta

Tabla 2: Requisitos para el usuario.

<b>Criterio de evaluación</b>	<b>Descripción</b>	<b>Prioridad</b>
Estabilidad en la transmisión de datos	Los datos deben enviarse continuamente para evitar la pérdida de datos importantes.	Alta
Seguridad eléctrica	El prototipo debe cumplir los parámetros de seguridad propuestos por la norma IEC 60601 para evitar riesgos para los usuarios y equipos cercanos.	Alta
Facilidad de uso	Tanto la interfaz IoT como el sistema electrónico deben ser claros, y fáciles de entender para el personal que trabaje con ellos.	Media
Trazabilidad de datos	La plataforma debe permitir el almacenamiento de datos históricos para ser vistos en cualquier momento.	Media
Alarmas precisas	El sistema debe generar alertas claras y oportunas cuando un parámetro salga del rango seguro, evitando falsas alarmas que puedan causar estrés en el personal y asegurando acciones rápidas ante eventos críticos.	Alta
Monitoreo continuo	El sistema debe tomar las mediciones continuamente para evitar que algún cambio abrupto en el ambiente de la incubadora o el neonato pueda ser rápidamente encontrado.	Alta
Compatibilidad entre incubadoras	El sistema debe poder conectarse y adaptarse a cualquier incubadora que se desee monitorizar.	Alta
Mantenimiento	El mantenimiento del sistema electrónico es sencillo e intuitivo para el personal encargado de realizarlo.	Baja

Tabla 3: Tabla de requerimientos técnicos y funcionales.

<b>Criterio de evaluación</b>	<b>Descripción</b>	<b>Rango de medida</b>	<b>Unidad de medida</b>
Temperatura piel	Temperatura medida en la piel del neonato.	35 - 40 [61]	°C
Temperatura ambiente	Temperatura medida en la cúpula de la incubadora.	25 - 37 [61]	°C
Humedad	Humedad relativa encontrada en la cúpula de la incubadora.	0 - 99 [33]	% HR
Ruido	Nivel de Ruido encontrado dentro de la incubadora.	>42[40]	dB
Peso	Peso del neonato dentro de la incubadora.	0 - 5000 [42]	g
Alarma de alta temperatura en piel	Alarma cuando la temperatura en piel del neonato es superior al rango de medida.	>37 [60]	°C
Alarma de baja temperatura en piel	Alarma cuando la temperatura en piel del neonato es inferior al rango de medida.	<36,5 [59]	°C
Alarma de alta temperatura ambiente	Alarma cuando la temperatura ambiente de la incubadora es superior al rango de medida.	>37 [60]	°C
Alarma de baja temperatura ambiente	Alarma cuando la temperatura ambiente de la incubadora es superior al rango de medida.	<35 [59]	°C
Alarma de ruido	Alarma cuando el nivel de ruido excede los parámetros impuestos.	>45 [61]	dB

Tabla 4: Requerimientos funcionales adicionales.

<b>Requerimiento</b>	<b>Descripción</b>
Envío de los datos a la plataforma	Los valores registrados por los sensores serán enviados a la plataforma IoT para su almacenamiento y visualización.
Visualización de los datos	Los datos captados deben ser mostrados en la interfaz al usuario.
Generación de alertas	El sistema deberá alertar al usuario cuando alguna de las variables se salga de su rango normal (Temperatura en piel, Temperatura ambiente, ruido)
Actualización periódica de datos	Los datos deben actualizarse en un periodo de 15 segundos, o cuando el usuario lo requiera.
Compatibilidad	El sistema debe adaptarse fácilmente a otras incubadoras.

Tabla 5: Requerimientos clínicos.

<b>Requerimiento</b>	<b>Descripción</b>
Soporte para la toma de decisiones	El sistema debe proporcionar datos claros que permitan al personal clínico tomar decisiones oportunas sobre el estado del neonato.
Exactitud para uso clínico	Los sensores deben tener un margen de error aceptable bajo estándares clínicos.
Baja manipulación	El sistema debe facilitar el monitoreo continuo sin necesidad de manipular frecuentemente al neonato, o la incubadora.
Seguridad para el personal	El sistema no puede suponer un peligro para el personal de salud trabajando en el área.
Monitoreo continuo	El sistema debe permitir el seguimiento constante sin alterar dispositivos médicos a su alrededor.

## 1.7. Restricciones del diseño

### 1.7.1. Alcance del Proyecto

Este proyecto tiene como alcance el diseño, desarrollo e implementación de un prototipo de laboratorio funcional para el monitoreo de variables que intervengan en el principio de funcionamiento de las incubadoras neonatales cerradas, específicamente en el contexto del hospital simulado de la Pontificia Universidad Javeriana Cali (PUJ). El sistema integrará sensores, un microcontrolador y una plataforma IoT que permitirá la adquisición, transmisión y visualización de las variables seleccionadas, las cuales podrán ajustarse conforme avance el proyecto, dependiendo de requerimientos técnicos y necesidades de la problemática.

El prototipo de laboratorio del sistema general será validado en condiciones simuladas, mediante pruebas comparativas con sistemas de medición convencionales, con el objetivo de demostrar su funcionamiento, precisión y estabilidad. En cuanto al nivel de madurez tecnológica (Technology Readiness Level - TRL), se estima que el proyecto alcanzará un TRL 3 a TRL 4, lo que implica la validación de los componentes en laboratorio y del sistema integrado en un entorno relevante simulado, como lo es el caso del hospital simulado de la PUJ, con sus dos incubadoras neonatales cerradas en funcionamiento.

Cabe aclarar, que el alcance del proyecto está únicamente previsto para un entorno simulado, no será implementado en un entorno hospitalario real ni en presencia de neonatos reales. Todas las pruebas se llevarán a cabo en un entorno de simulación, sin poner en riesgo la seguridad de los bebés. Tampoco se contemplan procesos de certificación regulatoria como INVIMA, ni validaciones clínicas, ni pruebas que evalúen biocompatibilidad ni procesos de producción comercial para ventas ni distribución.

La precisión del sistema dependerá de los sensores seleccionados y el entorno de simulación para las pruebas de funcionamiento. Aunque se busca un funcionamiento confiable, el prototipo no sustituye equipos biomédicos certificados, y su propósito es exclusivamente académico, orientado a la validación técnica de una solución basada en IoT para incubadoras simuladas.

### 1.7.2. Recursos para emplear

Esta sección resume los recursos que se van a emplear en el desarrollo del proyecto de grado. Los recursos incluyen tanto a las personas involucradas en el proyecto como a los materiales necesarios, tales como licencias, libros, entre otros. A continuación, se listan los posibles recursos que se pueden requerir en el desarrollo del proyecto de grado:

- Recursos Humanos
  - a) Director: Docente, ingeniero Electrónico, MSc. departamento de Electrónica y Ciencias de la Computación, facultad de Ingeniería y Ciencias.
  - b) Co-director: Docente, departamento de Electrónica y Ciencias de la Computación, facultad de Ingeniería y Ciencias
  - d) Grupo de investigación de la facultad que lo avala
- Recursos económicos

El presupuesto general de recursos requeridos, incluyendo materiales, insumos, equipos, software y material bibliográfico, se presenta en la tabla 6:

Tabla 6: Presupuesto general de recursos requeridos

Recurso	Cantidad	Costo unitario	Costo total	Responsable
Sensor temperatura piel	2	\$12.500	\$25.000	Propio
Sensor temperatura ambiente y Humedad	2	\$9.500	\$19.000	Propio
Sensor ruido	2	\$4.700	\$9.400	Universidad
Sensor peso	4	\$13.750	\$55.000	Propio
Microcontrolador	2	\$32.000	\$64.000	Universidad
Acrílico 8mm	1	\$550.000	\$550.000	Universidad
Incubadora David	1	\$20.000.000	\$20.000.000	Universidad
Incubadora Rosch	1	\$25.000.000	\$25.000.000	Universidad
Suscripción plataforma IoT	1	\$48.000	\$48.000	Propio
Placa PCB	2	\$80.000	\$160.000	Propio
Filamento PLA	1 kg	\$35.000	\$35.000	Universidad
Licencia SolidWorks	1	\$4.946.235	\$4.946.235	Universidad
Profesionales en la ejecución del proyecto	2	\$6.800.000	\$13.600.000	Universidad
Estudiantes	2	\$0	\$0	Universidad

## 1.8. Contribución del proyecto a la formación en ingeniería

El desarrollo del proyecto permitió aplicar conocimientos adquiridos en áreas como electrónica analógica y digital, instrumentación biomédica, programación y comunicación IoT. A través del diseño y la implementación del sistema, se fortalecieron competencias en integración de hardware y software, integrando sensores analógicos y digitales con un microcontrolador ESP32, fortaleciendo competencias adquiridas durante el desarrollo profesional. Asimismo, el trabajo en equipo fue parte fundamental para la toma de decisiones técnicas bajo restricciones reales de tiempo, presupuesto y disponibilidad de componentes, promoviendo la resolución de problemas de forma colaborativa para llevar a cabo con éxito el proyecto. Finalmente, el enfoque del proyecto hacia el monitoreo de variables biomédicas en incubadoras fomentó la creación de soluciones orientadas a mejorar la seguridad,

confiabilidad y eficiencia de los dispositivos médicos.

## 1.9. Metodología

Este proyecto se desarrolla bajo un enfoque cuantitativo y con finalidad analítica, ya que busca diseñar, implementar y validar un sistema para el monitoreo de variables en incubadoras neonatales. Este enfoque permite no solo recolectar y analizar datos, sino que también implica actuar en el diseño y validación de un prototipo físico, integrando sensores y una interfaz de visualización de una plataforma IoT.

La metodología de diseño que será empleada para el desarrollo del proyecto es la metodología tradicional de diseño en ingeniería, en donde no se podrá avanzar con la siguiente etapa del proyecto sin que se culmine la anterior, así teniendo una secuencia con cada actividad y fases ordenadas y estructuradas para su ejecución [22]. La estructura general de esta metodología y secuencia entre sus etapas se presentan en la Figura 5.

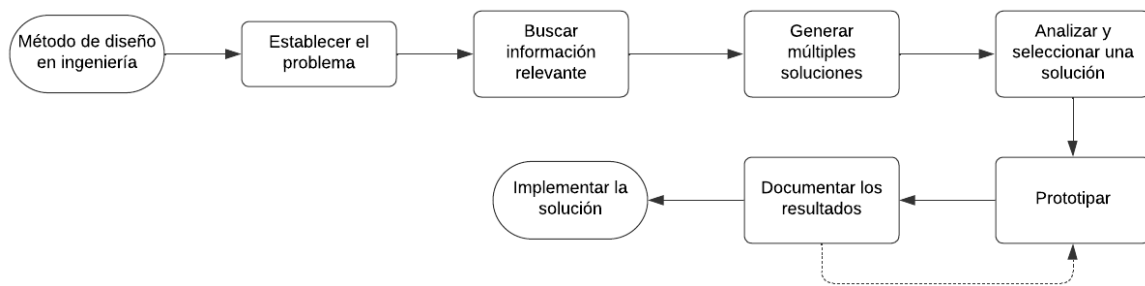


Figura 5: Diagrama de bloques para el diseño tradicional de diseño en ingeniería.

El proceso metodológico se estructurará en tres fases, dentro de las cuales se desarrollarán actividades orientadas al cumplimiento de los objetivos específicos:

- Fase 1: Análisis

Seleccionar los elementos de la arquitectura del sistema y la interfaz de plataforma IoT:

- Revisión bibliográfica de sensores y diferentes plataformas IoT que sirvan para el desarrollo de la interfaz de visualización.
- Análisis y comprensión de la tecnología existente

- Definición de las variables a medir.
- Selección de sensores.
- Selección del microcontrolador y plataformas IoT compatibles

- Fase 2: Síntesis

Diseñar el prototipo que permita la adquisición de datos integrando los sensores con un sistema digital para el monitoreo de variables.

- Diseño preliminar de la arquitectura del sistema: adquisición, procesamiento, transmisión y visualización de datos.
- Instrumentación de los sensores seleccionados individualmente para comprobar la estabilidad y la respuesta de cada sensor.
- Desarrollo del prototipo del circuito para el acondicionamiento de señal de cada sensor verificando sus rangos de salida.
- Programación del microcontrolador para adquirir las señales de cada sensor.

Integrar el sistema de adquisición con una interfaz IoT para la transmisión y almacenamiento de datos permitiendo la visualización de las variables monitorizadas.

- Diseño de la interfaz de usuario utilizando plataformas para el prototipado de aplicaciones web.
- Desarrollo del código para la transmisión de datos vía Wifi.
- Programación de la interfaz para la visualización desde dispositivos móviles.
- Pruebas de conectividad y sincronización entre el hardware y la interfaz.
- Diseño de la carcasa para la integración del sistema.
- Materialización de la carcasa.

- Fase 3: Evaluación

Verificar el prototipo mediante pruebas de funcionamiento en incubadoras neonatales cerradas mediante sistemas de medición convencionales.

- Instalación del sistema en incubadoras neonatales cerradas.

- Pruebas protocolo mediante sistemas de medición convencionales para verificar la precisión de las mediciones.
- Evaluación del comportamiento del sistema: estabilidad e interferencias de la transmisión de datos.
- Registro de datos recolectados para análisis.
- Análisis de resultados y propuesta de ajustes o mejoras.
- Documentación del proceso y resultados obtenidos.

### 1.10. Plan de trabajo

El cronograma general para desarrollar el proyecto en completitud se presenta en las tablas 7 y 8:

Tabla 7: Parte a Cronograma general para el desarrollo del proyecto

Meses		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
<b>Actividades</b>												
<b>Selección de elementos</b>	Revisión bibliográfica de sensores											
	Revisión bibliográfica de plataformas IoT											
	Análisis y comprensión de la tecnología existente											
	Definición de las variables a medir											
	Selección de sensores adecuados											
	Selección del microcontrolador y plataformas IoT compatibles											
<b>Prototipo de adquisición de datos</b>	Diseño de la arquitectura del sistema											
	Instrumentación de los sensores individualmente											
	Desarrollo del prototipo del circuito											
	Programación del microcontrolador											

Tabla 8: Parte b Cronograma general para el desarrollo del proyecto

Meses		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
<b>Actividades</b>												
<b>Integración sistema adquisición de datos con interfaz IoT</b>	Diseño de la interfaz de usuario						■	■				
	Desarrollo del código para la transmisión vía WiFi						■	■				
	Programación de la interfaz						■	■				
	Pruebas de conectividad y sincronización								■	■		
	Diseño y materialización de la carcasa								■	■		
<b>Verificación del prototipo</b>	Instalación del sistema en incubadoras neonatales cerradas									■		
	Pruebas protocolo mediante sistemas de medición convencionales									■	■	
	Evaluación del comportamiento del sistema: estabilidad e interferencias									■	■	
	Registro de datos recolectados para análisis										■	■
	Análisis de resultados y propuesta de ajustes o mejoras											■
	Documentación del proceso y resultados obtenidos	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■

## Parte 2 - Proyecto de diseño 1

### 2. Fase de Síntesis

#### 2.1. Diseño conceptual

En la figura 6 se muestra el digrama de caja negra para el sistema, mostrando las entradas y salidas. La figura 7 muestra el esquema funcional del diseño del sistema, y por último, la figura 8 muestra de forma más detallada la interacción de las entradas junto con los elementos internos del sistema y sus salidas.

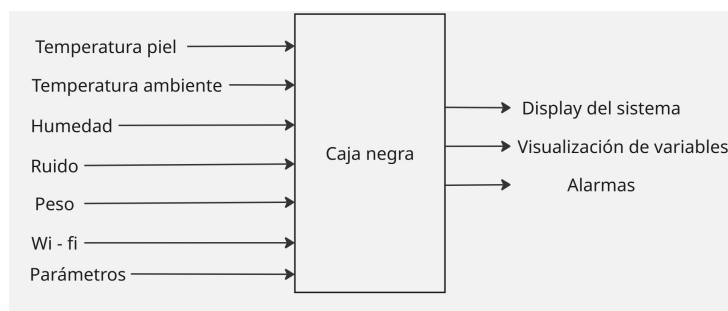


Figura 6: Caja negra de entradas y salidas

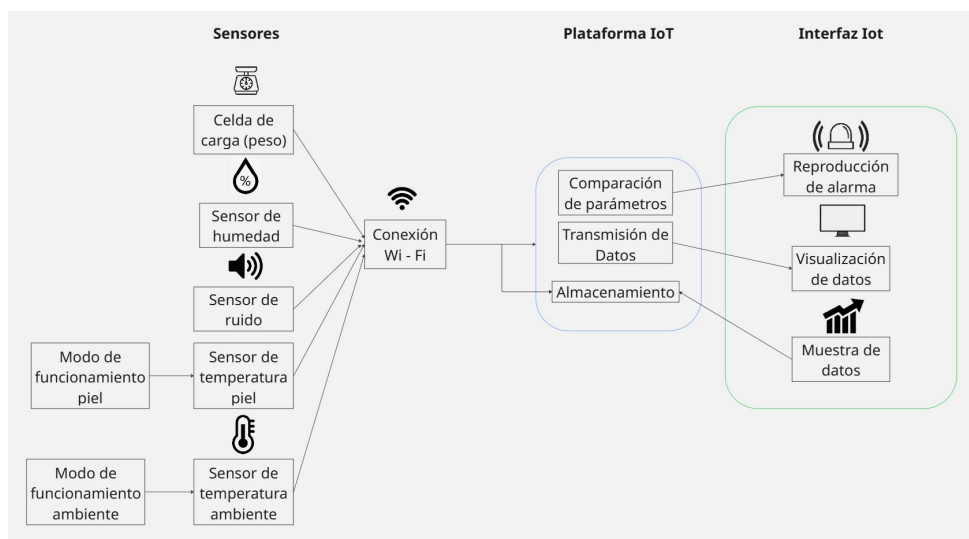


Figura 7: Esquema funcional del diseño del sistema

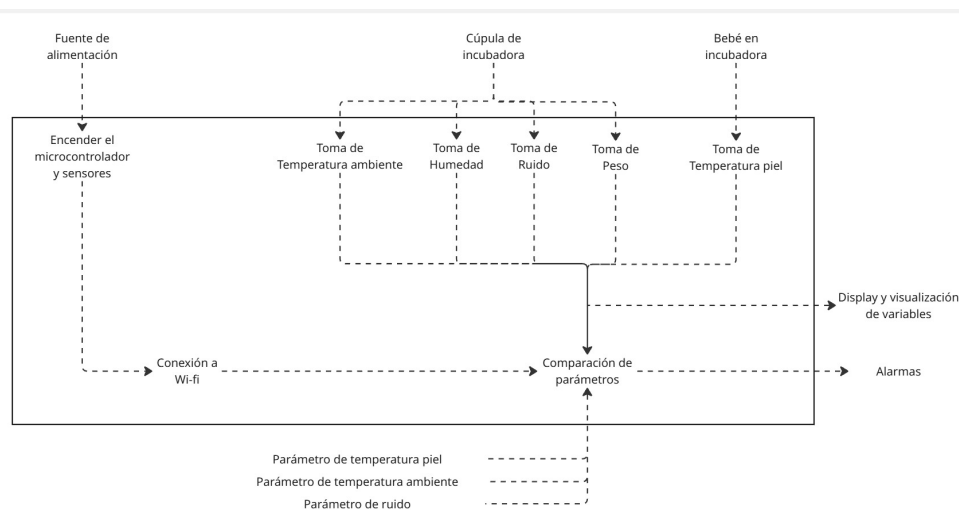


Figura 8: Caja transparente del sistema

La caja transparente mostrada en la figura 8 muestra el sistema el cual estará compuesto por un microcontrolador alimentado con una fuente de corriente alterna, al cual se conectan diferentes sensores. Una vez encendido, el microcontrolador inicializa los sensores y establece la conexión Wi-Fi que permitirá transmitir los datos hacia la plataforma IoT de visualización.

El módulo de sensores tiene como función principal capturar variables críticas dentro de la incubadora neonatal: temperatura (piel y ambiente), humedad, nivel de ruido y peso del neonato. Los sensores de temperatura y humedad se ubican en la cúpula de la incubadora para registrar el ambiente, mientras que el sensor de peso se asocia a la superficie de soporte del bebé, la temperatura de piel del bebé se toma directamente del neonato y adicionalmente, un micrófono o sensor acústico mide los niveles de ruido en el entorno.

Los valores capturados se envían al microcontrolador para su procesamiento inicial. Posteriormente, cada variable es comparada con rangos de referencia predefinidos, lo que permite identificar desviaciones que podrían implicar riesgos para el neonato. El sistema ofrece dos salidas principales. La primera es la visualización en tiempo real de las variables en la plataforma IoT, lo que facilita el monitoreo remoto y el registro de las condiciones. La segunda, es la generación de alarmas, las cuales se activan cuando alguna de las variables supera los límites establecidos, alertando así al personal encargado para que pueda tomar acciones.

En resumen, el flujo de operación parte desde la captación de señales por los sensores, pasa

por el procesamiento y comparación con parámetros de referencia en el microcontrolador, y finaliza en la transmisión y visualización de datos, junto con la activación de alarmas cuando se detectan condiciones de riesgo.

### 2.1.1. Funciones principales y secundarias del sistema

Las funciones principales describen las características esenciales para el funcionamiento del sistema, mientras que las funciones secundarias describen las acciones adicionales del mismo. Esta distinción permite establecer cuáles procesos son críticos para la operación del sistema de monitoreo y cuáles corresponden a características complementarias que optimizan la experiencia del usuario. Para el desarrollo del sistema, las funciones principales son:

- Medir temperatura ambiente de la cúpula.
- Medir la temperatura en piel de neonato.
- Medir el nivel de ruido dentro de la cúpula.
- Medir el peso del neonato.
- Medir la humedad relativa en el interior de la cúpula.
- Transmitir los datos a la plataforma IoT.
- Enviar los datos a la interfaz y permitir su visualización.
- Generar alarmas para el nivel de ruido, temperatura ambiente y temperatura en piel.
- Permitir la selección del modo de operación (modo aire o bebé).

Las funciones secundarias son:

- Guardar datos para su análisis posterior.
- Cambiar la cantidad de datos vistos por tiempo.
- Indicadores del estado del sistema (conexión Wi-Fi, modo seleccionado).

## 2.2. Generación de alternativas

Siguiendo la metodología tradicional de diseño en ingeniería, para la etapa de análisis y generación de alternativas se realizó una matriz morfológica a partir de la lluvia de ideas desarrollada por los integrantes del equipo de trabajo. Esta herramienta permite plantear diferentes alternativas de solución para cada función del sistema y posteriormente combinarlas con el fin de obtener un concepto de diseño adecuado para el proyecto.

Debido a que el sistema involucra tanto la adquisición de variables como el procesamiento y transmisión de la información, la matriz morfológica se dividió en dos partes para facilitar su análisis. La primera matriz, presentada en la Tabla 9, se enfocó en las variables a medir y las posibles configuraciones de sensores a implementar. Por otro lado, la segunda matriz, mostrada en la Tabla 10, se centró en las alternativas relacionadas con el procesamiento de señales, el microcontrolador y el acondicionamiento electrónico del sistema.

Tabla 9: Matriz morfológica 1 – Variables a medir

Función: Captación de variables	Opción A	Opción B	Opción C
Variables principales	Temp. aire + Humedad	Temp. aire y piel+ Humedad	Temp. aire y piel+ Humedad
Variables adicionales	–	Peso + Ruido	Peso + Ruido + $O_2$

Tabla 10: Matriz morfológica 2: Procesamiento

Función	Opción A	Opción B	Opción C
Microcontrolador	Arduino UNO + ESP8266	ESP32 (WiFi integrado)	ESP32 (WiFi integrado)
Acondicionamiento peso	–	HX711 (24 bits)	LM358 básico

A partir de las alternativas planteadas en las dos matrices morfológicas, se contemplan 3 soluciones preliminares, cada una representa un sistema que integra sensores, procesamiento y comunicación para el monitoreo de la incubadora.

**Solución 1:** Esta alternativa se basa en la columna de la opción A, se centra en un diseño con sensores básicos y un sistema de transmisión sencillo. Se tienen en cuenta

solamente las variables de temperatura del aire y humedad relativa dentro de la cúpula de la incubadora, las cuales son variables convencionales, que por lo general toda incubadora mide y tiene en cuenta. Esencialmente, se plantea esta solución con sensores sencillos y económicos para realizar un prototipo inicial que luego transmita la información mediante un microcontrolador hacia una plataforma donde se pueden visualizar las variables. Su principal ventaja es que es una solución económica y relativamente fácil de implementar.

**Solución 2:** Esta propuesta se basa en la columna de la opción B, se centra en las variables principales tomadas en cuenta también en la solución anterior (temperatura y humedad), además, de dos variables adicionales que se consideran importantes a tener en cuenta en el desarrollo del neonato como peso y ruido, las cuales normalmente no se encuentran en incubadoras convencionales. La información se transmite mediante un microcontrolador vía Wi-Fi hacia una plataforma donde se pueden visualizar las variables y la variable de peso va a ser acondicionada mediante el módulo HX711 el cual se encargará de convertir la señal analógica del peso y convertirla en una señal digital para poder posteriormente realizar su transmisión.

**Solución 3:** La tercera alternativa se basa en la columna de la opción C, corresponde a un sistema más sofisticado, planteando la medición del oxígeno ( $O_2$ ) además de las variables planteadas en la solución 2. La información se transmite mediante un microcontrolador vía Wi-Fi hacia una plataforma donde se pueden visualizar las variables y el acondicionamiento de señal de peso, por su parte, se plantea realizando una instrumentación desde cero con un LM358.

En todas las soluciones preliminares descritas, se contempla la transmisión de datos mediante el módulo de comunicación Wi-Fi integrado en el microcontrolador ESP. Esto permitirá enviar periódicamente las variables medidas a una plataforma IoT o a un sistema web diseñado para tal fin. De esta manera, los datos quedarán disponibles para su visualización en tiempo real, para la configuración de parámetros de referencia y la generación de alarmas (visuales, sonoras o de notificación) en caso de que las medidas no estén en los rangos establecidos.

## 2.3. Selección de la solución preliminar

### 2.3.1. Análisis comparativo de las alternativas

Tras el análisis de las matrices morfológicas, se analizaron las fortalezas y debilidades de cada solución. Para la solución 1, entre las ventajas se encuentra su bajo costo de implementación, ya que son solo dos variables a estudiar, se puede recurrir a sensores de bajo precio para estas mismas y requiere de un sistema de acondicionamiento electrónico sencillo. Esto la convierte en una opción viable para la validación inicial del diseño y para un prototipo básico de bajo presupuesto. Además, al ser una configuración simple, facilita el montaje y reduce los tiempos de desarrollo. Sin embargo, sus debilidades se relacionan con la baja precisión sensores de bajo costo, que pueden generar errores considerables en las mediciones presentando poca confiabilidad a largo plazo, también, se trata de un diseño altamente convencional, cuya configuración y nivel tecnológico ya se encuentra ampliamente implementado en soluciones existentes. En consecuencia, no aporta un grado significativo de innovación ni diferenciación frente a otros sistemas similares.

En segundo lugar, para la solución 2, una de las principales fortalezas de esta alternativa es que plantea la medición de un mayor número de variables, lo que permite contar con un sistema más completo y representativo de las condiciones reales de la incubadora. Al incorporar tanto la temperatura ambiente como la temperatura de piel, junto con la humedad, el peso y el ruido, se logra una caracterización más integral del entorno y del paciente simulado. Además, las mediciones obtenidas mediante esta configuración pueden ser contrastadas y validadas fácilmente frente a sistemas convencionales de referencia, como los termohigrómetros, lo cual garantiza un respaldo adicional en cuanto a precisión y confiabilidad de los datos. No obstante, dentro de sus debilidades se encuentra la necesidad de un mayor nivel de programación y de una integración más elaborada en comparación con la primera alternativa. Esto puede implicar un mayor tiempo de desarrollo.

Por último, para la solución 3, una de las principales fortalezas de esta alternativa es que incorpora sensores de mayor precisión y con capacidad para medir variables críticas como el oxígeno. Al integrar parámetros adicionales, no solo se amplía la cobertura del monitoreo, sino que también se incrementa el grado de detalle en la caracterización de las condiciones de la incubadora. Esto permite un análisis más profundo y un seguimiento más completo. Sin embargo, entre las limitaciones más relevantes de esta solución se encuentra el hecho de que el sensor de oxígeno representa un costo muy elevado, lo que lo hace poco viable

para un proyecto académico que se desarrolla bajo restricciones de presupuesto. Además, las incubadoras disponibles para realizar la validación del funcionamiento del sistema en el hospital simulado de la PUJ no cuentan con un sensor de oxígeno de referencia, lo cual dificulta la validación de las mediciones y limita la posibilidad de verificar el correcto funcionamiento de esta variable. Estos aspectos reducen la factibilidad de implementación de la alternativa, a pesar de su valor técnico y su carácter innovador.

Además del análisis cualitativo de fortalezas y debilidades descrito previamente, se aplicó una metodología de decisión basada en una matriz ponderada, con el fin de evaluar cuantitativamente las tres alternativas propuestas. Los criterios utilizados fueron seleccionados teniendo en cuenta los requerimientos y limitaciones del proyecto, estos son:

- **Precisión (30 %):** El sistema de monitoreo depende directamente de la confiabilidad de las mediciones, la exactitud en estas es esencial para simular condiciones propias de una incubadora neonatal. La ponderación del 30 % refleja que la exactitud es la prioridad más alta del proyecto y que cualquier solución con baja precisión pierde relevancia, incluso si es económica o fácil de implementar.
- **Integración con plataformas IoT (25 %):** La arquitectura del proyecto está basada en IoT, por lo que la capacidad del sistema para enviar datos, comunicarse de forma estable y sincronizar información con plataformas IoT es importante. Se asigna un peso elevado (25 %) porque el objetivo del proyecto no es solo medir, sino transmitir, registrar y visualizar datos en tiempo real. Sin integración fluida, el sistema no cumple con su propósito IoT.
- **Costo (15 %):** Este criterio evalúa la viabilidad económica considerando sensores y su acondicionamiento, priorizando opciones accesibles y fáciles de implementar. El 15 % reconoce que el proyecto debe ser viable en un entorno académico, pero sin comprometer la calidad técnica ni la utilidad biomédica del sistema.
- **Disponibilidad de componentes (10 %):** Se evalúa la facilidad para adquirir los sensores y módulos necesarios en el mercado local. La falta de disponibilidad afecta el tiempo de desarrollo y la posibilidad de implementar la solución del proyecto. Se asigna un peso del 10 % ya que su impacto es menor comparado con precisión o integración IoT, por lo cual no se le otorga un peso mayor.
- **Consumo energético (10 %):** Aunque el sistema trabajará conectado, los dispositivos IoT requieren que el consumo energético sea estable para tener una buena comuni-

cación inalámbrica. Un peso del 10 % reconoce su relevancia, pero sin sobrevalorarla frente a criterios más críticos como la precisión o la integración IoT.

- **Facilidad de calibración y mantenimiento (10 %):** Es importante garantizar que los sensores puedan ser calibrados con instrumentos de referencia disponibles en el laboratorio. Soluciones difíciles de calibrar o verificar su funcionamiento son menos adecuadas para un entorno académico.

En general, la distribución de porcentajes prioriza primero la calidad técnica de la medición (precisión), seguida por la capacidad del sistema para funcionar como un dispositivo IoT, los criterios operativos y logísticos (costo, disponibilidad, consumo y calibración) tienen pesos menores pero suficientes para influir en la decisión.

La evaluación cuantitativa de las alternativas mediante los criterios definidos se presenta a continuación en la Tabla 11.

Tabla 11: Matriz ponderada (escala 1 a 5)

<b>Criterio \ Solución</b>	<b>Solución 1</b>	<b>Solución 2</b>	<b>Solución 3</b>
Precisión	2	4	5
Integración IoT	3	5	5
Costo	5	3	1
Disponibilidad	5	4	2
Consumo energético	5	4	3
Calibración/Mantenimiento	4	4	2

**Cálculo por solución:** Para cada solución se multiplica la puntuación obtenida en cada criterio por el peso asignado a ese criterio y luego se suman todos los puntajes ponderados de la solución. El resultado representa el desempeño general de esa alternativa considerando la importancia de cada criterio. La solución con el mayor puntaje total es la que presenta el mejor equilibrio entre los criterios.

### 2.3.2. Descripción general de la solución seleccionada

Tras analizar las fortalezas y debilidades de cada alternativa, y aplicar una matriz de decisión ponderada, la Solución 2 obtuvo el puntaje más alto y se seleccionó como la opción más adecuada. Esta alternativa ofrece un buen equilibrio entre la cantidad de variables medidas, la confiabilidad de los sensores y la facilidad de implementación. A

Tabla 12: Tabla de cálculos ponderados por solución





<b>Criterio (peso)</b>	<b>Solución 1</b>	<b>Solución 2</b>	<b>Solución 3</b>
Precisión	$2 \times 0,30 = 0,60$	$4 \times 0,30 = 1,20$	$5 \times 0,30 = 1,50$
Integración IoT	$3 \times 0,25 = 0,75$	$5 \times 0,25 = 1,25$	$5 \times 0,25 = 1,25$
Costo	$5 \times 0,15 = 0,75$	$3 \times 0,15 = 0,45$	$1 \times 0,15 = 0,15$
Disponibilidad	$5 \times 0,10 = 0,50$	$4 \times 0,10 = 0,40$	$2 \times 0,10 = 0,20$
Consumo energético	$5 \times 0,10 = 0,50$	$4 \times 0,10 = 0,40$	$3 \times 0,10 = 0,30$
Calibración/Mantenimiento	$4 \times 0,10 = 0,40$	$4 \times 0,10 = 0,40$	$2 \times 0,10 = 0,20$
<b>TOTAL</b>	<b>3,50</b>	<b>4,10</b>	<b>3,6</b>

diferencia de la Solución 1, aporta mayor valor técnico e innovación, y frente a la Solución 3 evita los altos costos y la dificultad de validar sensores poco accesibles. En conjunto, la Solución 2 resulta la opción más completa y factible dentro del contexto del proyecto.

### 2.3.3. Selección de sensores

Una vez definida la alternativa seleccionada, es necesario realizar una revisión bibliográfica de los sensores disponibles para cada variable con el fin de identificar las opciones más apropiadas en términos de sensibilidad, precisión, rango de operación y facilidad de integración. Esta revisión permitirá comparar algunos sensores que permiten la medición de las variables seleccionadas, teniendo una herramienta para la selección final de los sensores a utilizar en el desarrollo del proyecto. Esta revisión se puede ver en las tablas para cada sensor.

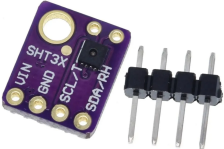
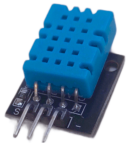


Tabla 13: Evaluación de sensores para medir la temperatura en piel.

Nombre	Imagen	Especificaciones
MAX30205 [23, 24]	 A purple PCB module with a black sensor chip. It has several pins labeled: UCC, GND, SDA, SCL, OS, AO, A1, and A2.	<p>Voltaje de alimentación: 2,7–3,3 V</p> <p>Rango de medición: 0 °C – 50 °C</p> <p>Error: <math>\pm 0,1</math> °C @ 38 °C</p> <p>Resolución: 16 bits (0,0039 °C)</p> <p>Corriente de operación: 600 <math>\mu</math>A</p> <p>Dimensiones: 21 <math>\times</math> 11,5 mm o 21 <math>\times</math> 13,7 mm</p>
Termistor NTC103 [25, 26]	 A small black cylindrical component with two long, thin metal leads extending from one end.	<p>Rango de temperatura: 55 °C – 125 °C</p> <p>Resistencia a 25 °C: 10 k</p>
NTC 10k 3950 epoxy [27]	 A black cylindrical component with two long, thin metal leads, similar to the NTC103 but with a different shape.	<p>Rango de temperatura: 50 °C – 125 °C</p> <p>Precisión: 1 %</p>
DS18B20 [28]	 A black cylindrical component with two long, thin metal leads, similar to the NTC sensors but with a different shape.	<p>Rango de temperatura: 55 °C – 125 °C</p> <p>Precisión: <math>\pm 0,5</math> °C (10 °C a +85 °C)</p> <p>Alimentación: 3,0 – 5,5 V</p>

La tabla 13 muestra la tabla de comparación entre sensores realizada para la medición de la temperatura en la piel. Para la medición de la variable se seleccionó el sensor DS18B20, debido a su facilidad de uso, adecuada precisión para la aplicación y bajo costo. Aunque el sensor MAX30205 ofrece una mayor precisión, no se encuentra aislado, lo cual representa una limitación importante para la medición en contacto directo con la piel de un neonato. El mismo principio aplica para los termistores NTC103 y NTC3950, que además de carecer de aislamiento presentan una instrumentación más compleja de implementar.





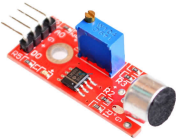

Tabla 15: Evaluación de sensores para medir la humedad relativa.

Nombre	Imagen	Especificaciones
SHT3X [33, 34]		Voltaje de alimentación: 2,4 a 5,5V Precisión: 2 % HR Rango de Humedad: 10 % - 90 %
DHT11 [35]		Voltaje de alimentación: 3 – 5,5V Rango de valores de humedad: 20 % al 90 % Precisión de la humedad: $\pm 5$ %
HDC1080 [36]		Voltaje de alimentación: 3,3V Precisión de humedad relativa: 2 % Rango de Humedad: 0 % - 100 % aprox
HTU21 GY-21 [37]		Voltaje de alimentación: 2,1 a 3,8 V Rango de medición humedad: 0 a 100 % Resolución: 0,04 % HR

El DHT11, si bien es sencillo de implementar, presenta una precisión limitada que lo hace inadecuado para el presente proyecto. El LM35 ofrece buena precisión en temperatura, pero al ser un sensor analógico requiere una instrumentación más compleja y no permite medir humedad. Por su parte, el DS18B20 constituye una alternativa confiable para la medición de temperatura ambiental, aunque ya fue seleccionado para la medición de temperatura en piel, razón por la cual se descartó su uso en esta variable.

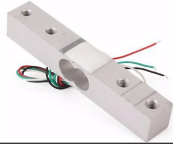


El HDC1080, BMP280, y HTU GY - 21 son sensores similares con integración de medición de temperatura, aunque el HTU GY-21 tiene una mayor resolución para la humedad relativa. El sensor SHT3x también integra temperatura con humedad, y por esta razón fue elegido. Aquellos que tenían las mismas características no fueron elegidos por costos o dificultad de adquisición.

Tabla 16: Evaluación de sensores para medir el ruido ambiente.

Nombre	Imagen	Especificaciones
Max4466 [38]		Voltaje de Operación: 2,4 – 5,5V DC Potencia de rechazo de fuente de poder: 112dB
KS0035 [39]		Voltaje de suministro: 3,3V a 5V Corriente de operación: <10mA
KY037 [40]		Voltaje de funcionamiento: 3,3 – 5,5V Sensibilidad del micrófono: 42 ±3 dB
KY038 [41]		Voltaje de funcionamiento: 5V DC Sensibilidad mínima al ruido: 58 dB

Dentro de los sensores para medir el ruido ambiente se consideraron diferentes sensores, descritos en la tabla 16. El criterio principal de selección fue su fácil adquisición, y si tienen salida analógica para la medición del ruido. Teniendo esto en cuenta, se eligió el KY037, ya que cumple con ambas condiciones y es fácil de implementar.

Tabla 17: Evaluación de sensores para el peso del neonato.

Nombre	Imagen	Especificaciones
Celda de carga 5Kg [42]		Voltaje de funcionamiento: 3V – 14V Rango de carga: 5kg
Celdas de carga 50 Kg [43]		Voltaje de funcionamiento: 3 – 10 V Sensibilidad: $1,0 \pm 0,1$ mV/V
Sensor De Fuerza FlexiForce A301 de 25 libras [44]		Voltaje de funcionamiento: 0,25 a 1,25 V Linealidad (Error): $\pm 3$ % Peso máximo: 25 lbs (11,3 kg)

Por último, para el peso del neonato se consideraron celdas de carga y sensores de fuerza, descritos en la tabla 17. La celda de 50 Kg está destinada para aplicaciones de mayor peso del que se planea medir, por lo que se descarta. El sensor de fuerza Flexiforce tiene un precio elevado con respecto al resto de sensores revisados, y considerando que se necesitan múltiples para realizar el pesaje, se descarta, dejando así las celdas de carga de 5 kg. Cabe resaltar que para el uso de las celdas de carga de 5 kg se requiere un módulo HX711, que es un convertor análogo-digital de 24 bits que permite la lectura sencilla de los datos dados por la celda. Por ende, se debe añadir a la selección el uso de los módulos HX711.

#### 2.3.4. Arquitectura IoT e integración del sistema

En esta subsección se describe la estructura de comunicación y las herramientas empleadas para la transmisión, almacenamiento y visualización de datos dentro del sistema IoT de monitoreo.

**Fundamentos teóricos del IoT:** El Internet de las Cosas (IoT) se ha consolidado como un enfoque tecnológico que permite la conexión e interoperabilidad de dispositivos físicos

con capacidad de comunicación y procesamiento, posibilitando la adquisición, transmisión y análisis de datos en tiempo real. En un entorno IoT, sensores, actuadores y microcontroladores interactúan con plataformas en la nube mediante redes de comunicación, generando sistemas inteligentes con capacidad de monitoreo y control remoto [45].

En el contexto de las plataformas IoT, la transmisión de datos entre los dispositivos físicos y la nube suele realizarse mediante conexiones Wi-Fi u otros medios inalámbricos, utilizando protocolos como HTTP. El protocolo HTTP (HyperText Transfer Protocol) es ampliamente empleado por su simplicidad y compatibilidad con la mayoría de los servidores web, mientras que en MQTT (Message Queuing Telemetry Transport) la comunicación esta orientada a la conexión y tiene una entrega fiable de mensajes[46, 47].

La elección del protocolo de comunicación depende de varios factores, como la latencia, la confiabilidad y la compatibilidad con la plataforma IoT. La latencia hace referencia al tiempo de retraso entre el envío y la recepción de los datos, siendo un parámetro importante para el control en tiempo real. La confiabilidad es la capacidad del sistema para mantener una comunicación estable sin pérdida de información, y, por su parte, la compatibilidad se relaciona con la facilidad con que el sistema puede integrarse con otros servicios o plataformas en la nube. Estos elementos determinan la eficiencia del flujo de información y la capacidad del entorno IoT para ofrecer el monitoreo de datos en tiempo real.

La arquitectura general del IoT se compone de tres capas principales [45]:

- Capa de percepción: conformada por los sensores encargados de la captura de variables (temperatura, humedad, peso y ruido).
- Capa de procesamiento o red: representada por el microcontrolador ESP32, que recibe las señales, las procesa y las transmite vía Wi-Fi.
- Capa de aplicación: corresponde a la plataforma IoT seleccionada, encargada de la visualización, almacenamiento y gestión de las variables en tiempo real.

**Revisión de plataformas IoT disponibles:** Una vez seleccionados los sensores y definida la arquitectura general del sistema, es necesario realizar una revisión bibliográfica de las plataformas IoT, servidores y aplicaciones disponibles que permitan la transmisión, almacenamiento y visualización de los datos obtenidos por el microcontrolador. Esta revisión tiene como propósito identificar las alternativas más adecuadas en términos de conectivi-

dad, capacidad de procesamiento, compatibilidad con el ESP32, facilidad de integración con aplicaciones móviles y soporte para la generación de alarmas en tiempo real.

#### **a. Plataformas en la nube**

Las plataformas en la nube constituyen un componente esencial dentro de los sistemas IoT, ya que permiten almacenar, procesar y visualizar los datos provenientes de los dispositivos conectados. Estas plataformas actúan como intermediarios entre el hardware (ESP32) y las aplicaciones de usuario, posibilitando la supervisión remota, el análisis de información y la generación de alertas o reportes automáticos. A continuación, se describen algunas de las plataformas más utilizadas:

#### **ThingSpeak**

Es una plataforma IoT de código abierto desarrollada por MathWorks, ampliamente utilizada por su integración con MATLAB para el análisis y visualización avanzada de datos. Ofrece almacenamiento en la nube y gráficos en tiempo real. Entre sus ventajas, destaca su compatibilidad directa con el ESP32, facilidad de conexión mediante el protocolo HTTP/MQTT, y su interfaz intuitiva para el monitoreo continuo de variables. Además, permite publicar datos de hasta ocho campos por canal [48]. Sin embargo, presenta limitaciones en su versión gratuita, como una frecuencia mínima de actualización de 15 segundos y la ausencia de un sistema de alertas o notificaciones en dispositivos móviles. Se ha empleado en proyectos de monitoreo de temperatura, humedad o peso, así como en sistemas de control ambiental, debido a su bajo costo y estabilidad [49].

Tabla 18: Características técnicas de ThingSpeak

Característica	Descripción
Protocolos compatibles	HTTP y MQTT.
Frecuencia mínima de envío de datos	15 segundos entre actualizaciones (en plan gratuito).
Número de canales permitidos (plan gratuito)	Hasta 4 canales, cada uno con máximo 8 campos de datos.
Retención de datos	Aproximadamente 10 millones de mensajes antes de restricciones o limpieza.
Capacidad de visualización	Gráficas automáticas, dashboards básicos, y soporte para scripts MATLAB para análisis avanzado.
Alarmas / notificaciones	No incluye alarmas push o SMS nativas, pero puede integrarse con servicios externos (IFTTT, Virtuino, etc.).
Ventajas	Integración directa con MATLAB; interfaz sencilla y estable; ideal para fines académicos o proyectos educativos.
Desventajas	No permite actualización más rápida de 15 s; no dispone de app móvil con alertas integradas; interfaz limitada para usuarios finales.
Compatibilidad	Totalmente compatible con ESP8266, ESP32, Arduino y Raspberry Pi.

### Ubidots

Es una plataforma comercial orientada al desarrollo de aplicaciones industriales y educativas IoT. Permite el almacenamiento, análisis y visualización de datos en tiempo real, así como la creación de dashboards personalizados e integración con servicios de automatización. Su principal ventaja radica en su interfaz gráfica profesional, la posibilidad de configurar alertas por correo o SMS, y su compatibilidad con múltiples protocolos (HTTP, MQTT, TCP/UDP), lo que facilita su integración con el ESP32. Entre sus limitaciones, se encuentra que la versión gratuita restringe el número de dispositivos y eventos, lo que limita su uso en proyectos de larga duración o con múltiples sensores [50]. Ha sido ampliamente utilizada en proyectos de monitoreo energético, estaciones meteorológicas y sistemas biomédicos de bajo costo [51].

Tabla 19: Características técnicas de Ubidots

Característica	Descripción
Protocolos compatibles	HTTP, MQTT, TCP/UDP, y soporte para API REST.
Número de dispositivos permitidos	Hasta 3 dispositivos (plan gratuito STEM); hasta 10 dispositivos (educativo).
Frecuencia máxima de envío de datos	Aproximadamente 1 solicitud por segundo (1 Hz) compartida entre dispositivos.
Retención de datos	30 días en el plan gratuito.
Visualización y control	Dashboards personalizables con widgets, control de actuadores, geolocalización y eventos automáticos.
Alarmas / notificaciones	Alertas por correo electrónico y SMS (limitadas en plan gratuito).
Ventajas	Opciones de análisis en tiempo real; integra APIs; permite alarmas sin necesidad de apps externas.
Desventajas	Límite de puntos de datos diarios (4,000 puntos por día entre todos los dispositivos); almacenamiento limitado; funciones avanzadas reservadas a planes pagos.
Compatibilidad	Soporta fácilmente ESP32, NodeMCU, Raspberry Pi y Arduino.

### Adafruit IO

Es una plataforma gratuita diseñada por Adafruit Industries, ofrece almacenamiento en la nube, paneles de visualización y compatibilidad directa con microcontroladores como el ESP32 mediante librerías propias (Adafruit MQTT y Adafruit IO Client). Su ventaja principal es la facilidad de uso y la integración directa con hardware Adafruit, además de permitir gráficos en tiempo real y control bidireccional (envío y recepción de datos). Como limitación, su plan gratuito tiene restricciones en la cantidad de canales y en la frecuencia de actualización, además de carecer de herramientas avanzadas de análisis o scripting [52].

Tabla 20: Características técnicas de Adafruit IO

Característica	Descripción
Protocolos compatibles	MQTT y HTTP.
Número de dispositivos / feeds	Plan gratuito: 10 feeds y 2 dispositivos con WipperSnapper.
Frecuencia máxima de actualización	Hasta 30 puntos de datos por minuto ( $\approx 1$ cada 2 s).
Retención de datos	30 días por feed.
Visualización	Dashboards personalizables, widgets (gauges, gráficos, botones, sliders).
Alarmas / notificaciones	Soporte básico mediante automatizaciones o integración con IFTTT y Zapier.
Ventajas	Buena documentación; integración directa con ESP32 mediante librerías oficiales; alta estabilidad.
Desventajas	Límite bajo de feeds en plan gratuito; sin app móvil dedicada (usa navegador).
Compatibilidad	Compatible con ESP32, ESP8266, Raspberry Pi, Arduino.

## Blynk

Es una plataforma que combina servicios en la nube con una aplicación móvil multiplataforma (iOS y Android), lo que la hace muy útil para proyectos que requieran interacción con el usuario final directamente. Permite crear interfaces visuales personalizadas mediante botones, indicadores y gráficas para controlar o visualizar las variables enviadas por microcontroladores. Entre sus ventajas, se destacan la facilidad de integración con ESP32, la disponibilidad de una app móvil intuitiva, y la posibilidad de generar notificaciones instantáneas o alarmas mediante widgets integrados. Como limitaciones, la plataforma requiere una conexión estable a Internet y algunas funciones avanzadas (como almacenamiento prolongado o automatizaciones) se encuentran disponibles solo en planes de pago [53].

Tabla 21: Características técnicas de Blynk

Característica	Descripción
Protocolos compatibles	Blynk Cloud API, MQTT, HTTP (dependiendo de configuración).
Número de dispositivos (plan gratuito)	Hasta 10 dispositivos.
Frecuencia máxima / tasa de mensajes	Límite de 30.000 mensajes por mes en plan gratuito.
Retención de datos	Historial de hasta 7 días para dispositivos gratuitos.
Visualización y control	Panel web (Blynk.Console) y app móvil con widgets interactivos.
Alarmas / notificaciones	Sí, notificaciones push, email, y automatizaciones simples (máximo 5 en plan gratuito).
Ventajas	Interfaz móvil profesional; permite envío de alarmas directamente al celular; integración sencilla con ESP32.
Desventajas	Restricciones en cantidad de mensajes y automatizaciones; almacenamiento limitado; funciones avanzadas requieren plan pago.
Compatibilidad	Compatible con ESP32, ESP8266, Arduino, Raspberry Pi.

### Aplicaciones complementarias e integración móvil

Además de las plataformas en la nube, existen herramientas complementarias que facilitan la conexión entre los servidores IoT y las interfaces de usuario. Estas aplicaciones permiten visualizar datos, emitir alarmas o interactuar con el sistema desde dispositivos móviles o dashboards web. A nivel de arquitectura, estas herramientas aprovechan la infraestructura de las plataformas IoT (que ya incluyen su propio servidor y base de datos) para mostrar la información sin necesidad de implementar servicios locales adicionales.

Entre las más utilizadas se encuentra Virtuino, una aplicación móvil que permite diseñar paneles gráficos personalizados con indicadores, botones, medidores y gráficas. Virtuino se comunica con plataformas IoT como ThingSpeak o Ubidots mediante los protocolos HTTP o MQTT, lo que posibilita la lectura y escritura de datos directamente desde el

teléfono móvil [54]. Una de sus principales ventajas es que no requiere una programación compleja permitiéndole al usuario crear interfaces intuitivas.

Otra herramienta relevante es Streamlit, una biblioteca de código abierto en Python que permite crear dashboards web interactivos de forma rápida y flexible. Cuenta con una integración con APIs REST y servicios IoT, lo cual permite que se conecte fácilmente a plataformas como ThingSpeak, transformando los datos en tiempo real en representaciones visuales útiles para la toma de decisiones [55].

Asimismo, existen servicios complementarios como Firebase (de Google), que actúa como una base de datos en tiempo real y servicio de autenticación para aplicaciones móviles o web [56], y IFTTT (If This Then That), que permite automatizar acciones entre diferentes plataformas (por ejemplo, enviar una notificación al teléfono cuando una variable supera un umbral) [57].

### **Selección para la plataforma IoT**

Para el desarrollo del proyecto se seleccionó como plataforma principal a ThingSpeak, complementada con Virtuino como aplicación de visualización y control, se fundamenta en la necesidad de contar con una solución accesible, confiable y compatible con el microcontrolador ESP32, capaz de gestionar la adquisición, transmisión y visualización de las variables medidas en las incubadoras desarrolladas, además de contar con alarmas y control remoto en caso de ser necesario.

La plataforma ofrece una infraestructura en la nube estable que permite almacenar y representar datos en tiempo real, utilizando protocolos estándar como HTTP o MQTT. Su estructura basada en canales y campos facilita la realización del sistema integrado, además del envío periódico de datos y tener una interfaz sencilla de entender. Por otro lado, su conexión con MATLAB permite desarrollar en el futuro algoritmos de análisis predictivo o control. Otro aspecto determinante en su elección es su modelo gratuito, suficiente para el número de variables, el número de canales requeridos, gran variedad de widgets gratuitas, cantidad de datos necesarios para la elaboración de las pruebas necesarias y la frecuencia de actualización es suficiente para el control de las variables del sistema.

No obstante, ThingSpeak presenta ciertas limitaciones en su interfaz gráfica y en su interacción directa, ya que no permite la creación de objetos dinámicos que tengan conexión directa con el ESP32 ni la configuración para emisión de alarmas locales en tiempo real o envío de notificaciones. Para solventar estas restricciones, se incorpora la aplicación Virtuino, que posibilita la construcción de dashboards móviles interactivos, con indicadores

visuales, botones de control y alarmas configurables. Virtuino puede conectarse tanto a los canales de ThingSpeak como directamente al ESP32, permitiendo monitorear y actuar sobre las variables de forma más flexible e intuitiva. De esta manera, la integración ThingSpeak–Virtuino combina las ventajas del almacenamiento y análisis en la nube con la visualización local y alarmas necesarias desde un dispositivo móvil.

Durante la revisión bibliográfica se consideraron también otras plataformas como Blynk, Ubidots y Adafruit IO.

- Blynk, aunque ofrece una interfaz móvil personalizable, requiere suscripción paga para habilitar funciones avanzadas, para conectar múltiples dispositivos, habilitar el envío de notificaciones y alarmas o widgets más limitadas para la visualización de variables, lo que limita su uso para este proyecto.
- Ubidots proporciona herramientas analíticas robustas y visualizaciones dinámicas, pero su plan gratuito impone restricciones en la cantidad de variables, la frecuencia de actualización, el número de dispositivos conectados y el uso de notificaciones o alarmas, además de una configuración más compleja.
- Adafruit IO destaca por su simplicidad y estabilidad, aunque está orientada principalmente a proyectos con menor capacidad de expansión, pocas variables y es muy utilizada cuando en el proyecto se utiliza un hardware Adafruit directamente y en este caso se está utilizando un ESP32.

## 2.4. Bocetos

Esta sección presenta los bocetos y diagramas preliminares que han guiado la estructuración inicial del sistema. Estos materiales sirven como apoyo conceptual y técnico para la etapa actual de desarrollo, y permiten visualizar la configuración propuesta antes de avanzar hacia la integración y validación del prototipo.

### 2.4.1. Esquemático del sistema

Teniendo en cuenta la solución seleccionada en la sección 2.3 del documento, se diseñó un esquemático del circuito para la propuesta utilizando el software Fritzing.

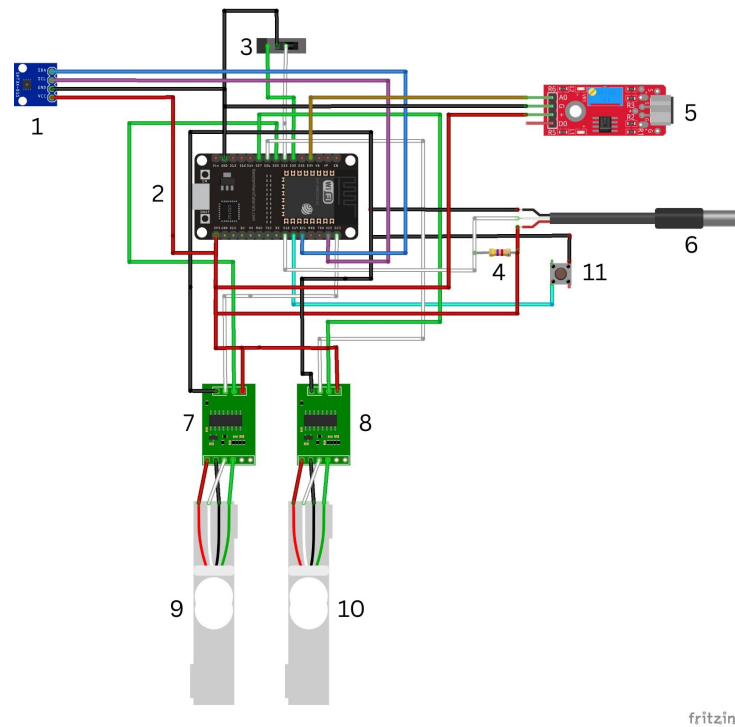


Figura 9: Esquemático completo del sistema.

En la figura 9, se presenta el diagrama completo de la integración de sensores para el sistema, con los respectivos pines en los que se encontrarán en el circuito final. Se encuentran enumerados para su fácil comprensión. Cada uno de los números corresponde a:

- **1.** Sensor SHT30-D: Sensor encargado de medir la temperatura ambiente y la humedad relativa dentro de la incubadora.
- **2.** Microcontrolador ESP32: Microcontrolador con Wi-Fi y Bluetooth integrados, envía los datos obtenidos por los sensores a la plataforma IoT.
- **3.** Switch de 2 posiciones y 3 pines: Este switch está encargado de cambiar los modos de funcionamiento en el prototipo.
- **4.** Resistencia 4,7 k  $\Omega$ : Resistencia Pull-up para el sensor DS18B20.
- **5.** KY-037: Sensor encargado de medir el nivel de ruido.
- **6.** Sensor DS18B20: Sensor encargado de medir la temperatura en piel del neonato.
- **7 y 8.** HX711: Conversores ADC para las celdas de carga de 5kg.
- **9 y 10.** Celdas de carga de 5kg: Celdas de carga para medir el peso del neonato.

- 11. Pulsador de 4 pines: Pulsador de 4 pines para tara de las celdas de carga.

### 2.4.2. Boceto gráfico de la interfaz del sistema

En esta sección se presentan los bocetos correspondientes a la interfaz gráfica del sistema, los cuales permiten visualizar la propuesta inicial para las distintas vistas de la interfaz. Los esquemas representados en la figura 10 muestran la distribución preliminar de los elementos en cada dashboard, así como la forma planteada para presentar las variables monitorizadas y las funciones de interacción del usuario. Su propósito es servir como guía para la implementación digital en Virtuino, asegurando una organización clara y coherente entre las diferentes vistas del sistema.

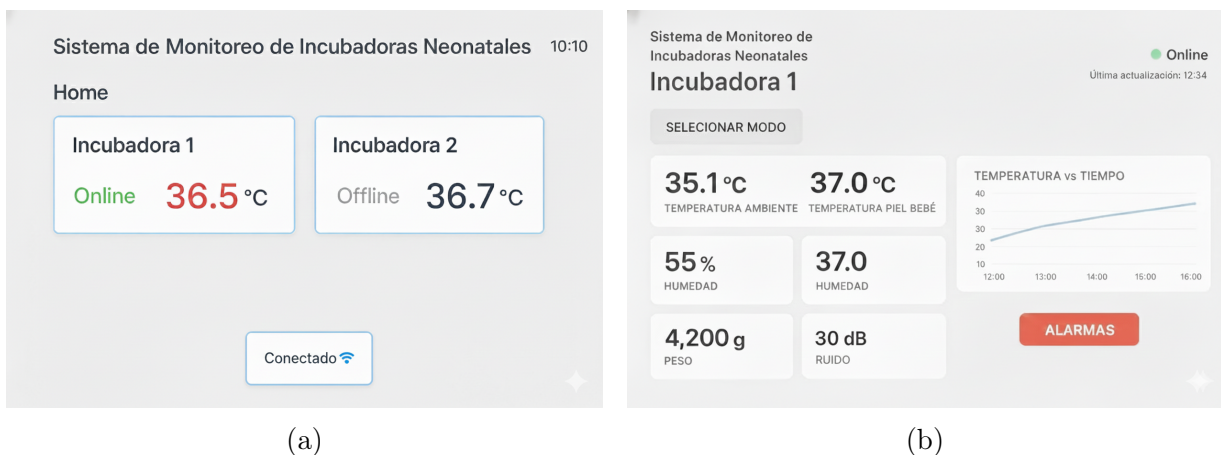


Figura 10: Boceto gráfico de la interfaz. a) Diseño interfaz IoT, ventana de Home. b) Diseño interfaz IoT, ventana para incubadora específica

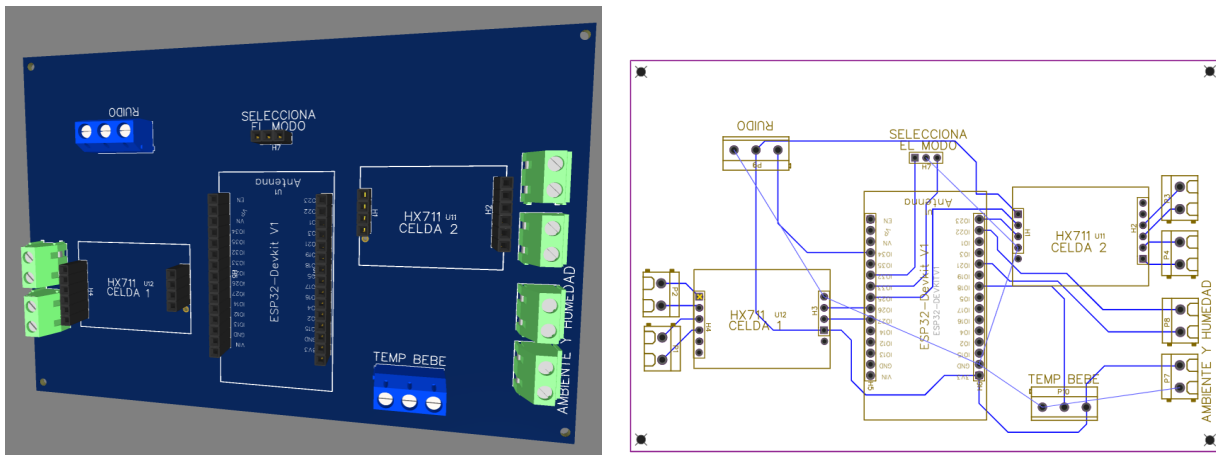
En primer lugar, la figura 10a corresponde al boceto de la pantalla Home, diseñada como vista general del sistema. En esta interfaz se presentan de forma resumida las variables principales de cada incubadora, así como su estado de conexión y la información básica necesaria para una supervisión rápida.

Por su parte, la figura 10b muestra el boceto de la pantalla de monitoreo específico de una incubadora. Esta vista ofrece un nivel de detalle mayor, incluyendo la visualización individual de las variables medidas (temperatura, humedad, peso y ruido), sus gráficas asociadas y el acceso a funciones específicas como la gestión de alarmas. Este mismo diseño se prevé para todas las incubadoras disponibles, cada una con su ventana específica.

### 2.4.3. Diseño de la PCB

A continuación, en la figura 11 se presenta el diseño de la placa de circuito impreso (PCB) desarrollada para el sistema. Este diseño permite integrar los diferentes módulos electrónicos y establecer las conexiones necesarias entre sensores, etapas de acondicionamiento y el microcontrolador empleado en el sistema.

En la Figura 11(a) se muestra la representación tridimensional de la PCB, la cual permite visualizar la distribución física de los componentes electrónicos y la estructura general del módulo. Por otro lado, la Figura 11(b) presenta el ruteado del circuito, evidenciando las pistas y conexiones internas implementadas para la comunicación y alimentación de los diferentes elementos del sistema.



(a) vista 3D del diseño de la PCB del sistema (b) Ruteado del diseño de la PCB del sistema

Figura 11: Diseño de la PCB.

#### 2.4.4. Ubicación del sistema de sensores en la incubadora

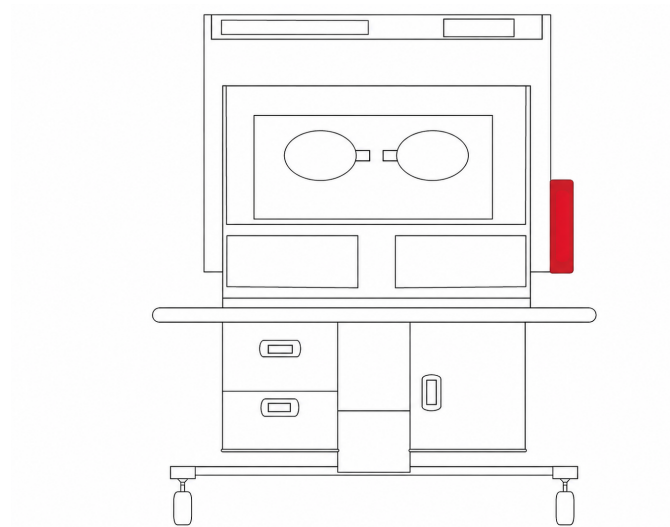


Figura 12: Ubicación del sistema de medición en la incubadora.

En la Figura 12 se presenta el esquema de la ubicación del sistema de medición en la incubadora neonatal. El módulo se instalará en uno de los laterales externos de la cúpula, mientras que los sensores correspondientes a temperatura ambiente, humedad relativa, nivel de ruido y peso serán introducidos en el interior de la cúpula de la incubadora. En el caso del sensor de temperatura en piel, este se colocará en una zona anatómicamente adecuada del neonato, comúnmente la región axilar.

#### 2.4.5. Ubicación de los sensores dentro de la cúpula de la incubadora

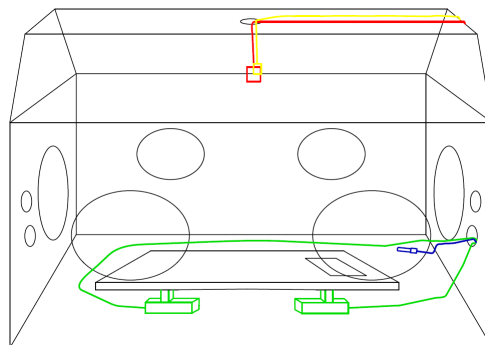


Figura 13: Ubicación de los sensores dentro de la cúpula.

Los sensores para la medición de las variables se ubicarán dentro de la cúpula de la incubadora como se muestra La figura 13. Los colores representan los siguientes elementos:

- Verde: Celdas de Carga 5Kg
- Azul: DS18B20
- Amarillo: SHT30D
- Naranja: KY037

Las celdas de carga se ubicarán debajo de la cuna de la incubadora, permitiendo medir el peso del neonato. El sensor de temperatura en piel se colocará en una zona adecuada del cuerpo del neonato. Por otro lado, los sensores de temperatura ambiente, humedad relativa y ruido se ubicarán en la parte superior, dado que el manual de operación de la incubadora Ningbo David YP-90 especifica que el punto de referencia para la medición de estas variables se encuentra a 10 cm desde el orificio de acceso de la cúpula [?].

El microcontrolador se ubicará en una caja externa fijada a la pared lateral de la cúpula, junto a las aberturas destinadas al sensor de temperatura en piel, lo que permite un acceso sencillo para la conexión del resto de los sensores.

## 2.5. Construcción del prototipo inicial

### 2.5.1. Prototipo en protoboard del sistema de sensores.

El prototipo físico para el sistema de sensores fue construido a partir del esquema visto en la figura 9, probando cada uno de los sensores de manera individual y luego integrándolos en lo que sería el prototipo final.

Se realizaron pruebas diferentes para verificar el funcionamiento correcto de cada uno de los sensores para utilizar en el sistema.

- **SHT30D:** Las pruebas iniciales del sensor SHT30D consistieron en cargar el código de lectura mediante Arduino para verificar su correcto funcionamiento. Durante estas pruebas se observó que las lecturas eran coherentes con las condiciones ambientales del entorno, lo que permitió confirmar que el módulo estaba funcional y listo para su integración con el resto del sistema.

- **DS18B20:** Para probar el correcto funcionamiento del sensor de temperatura en piel se cargó el código para la lectura de los datos que entregaba mediante Arduino. Se logró observar que los datos entregados eran coherentes con las condiciones de temperatura en el entorno, por lo que se confirmó su correcto funcionamiento para la integración con el resto del sistema.
- **KY-037:** Para el sensor de ruido, dado a que es un sensor cuyo offset para la salida analógica puede modificarse, se modificó este valor primero utilizando el potenciómetro integrado, para así poder apreciar mejor el cambio en el valor analógico cuando había ruido.  
Con esto, se calculó el valor de RMS entregado por este valor analógico para así determinar en qué momento el comportamiento cambia, y así definir un umbral para la detección de ruido. Con este umbral, se evalúa cada segundo si el RMS promedio de dicho intervalo fue mayor a dicho umbral. Si es mayor, se añade a un contador que, al superar 3, determina que si hubo ruido, todo en un periodo de aproximadamente 14 segundos.
- **Celdas de carga y HX711:** Para la medición del peso, se utilizó un módulo HX711. Se cargó un código de Arduino que permite obtener las lecturas crudas del módulo. Luego, se verificó que las lecturas aumentaran de manera lineal al aumentar el peso en la celda. Por último, se calibró la celda para obtener el valor de offset y escala, para integrarlo finalmente con el resto de sensores.

Una vez verificados individualmente todos los sensores, estos fueron integrados en un único circuito correspondiente al prototipo final. Posteriormente, se desarrolló el código necesario para el envío de los datos hacia la plataforma ThingSpeak, desde donde serían posteriormente visualizados en la interfaz IoT. Para cada una de las variables medidas se creó un chart independiente en ThingSpeak, como se puede ver en la figura 16, el cual recibe los datos transmitidos por el Arduino cada 15 segundos. Estos valores se almacenan en la plataforma y luego son enviados a la interfaz IoT para su correcta visualización.

El código para el envío de datos se encuentra explicado en las figuras 14 y 15, dividiéndolo en dos partes: setup y loop. El setup es el código de configuración inicial para empezar con la medición, encargado de iniciar los sensores y establecer parámetros para la comunicación. Por otro lado, el loop es el bucle en el que se toman las medidas y las envía cada determinado tiempo a ThingSpeak, para mantener una actualización constante en la interfaz.

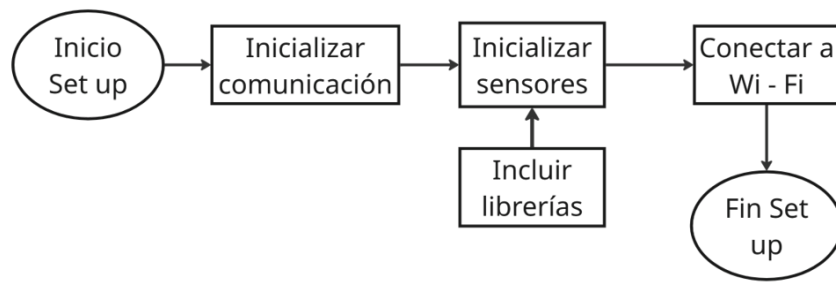


Figura 14: Secuencia para la configuración inicial del código de transmisión de datos.

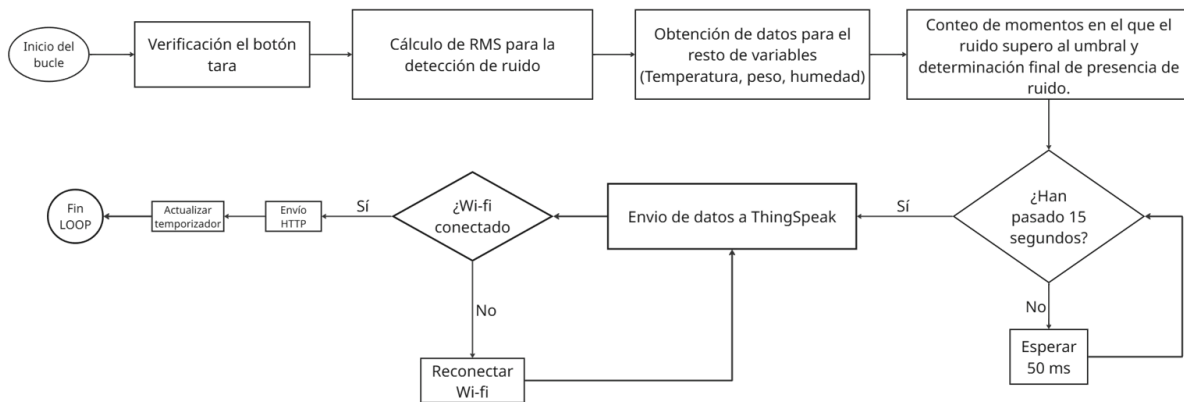


Figura 15: Diagrama de flujo para el bucle del código de transmisión de datos.

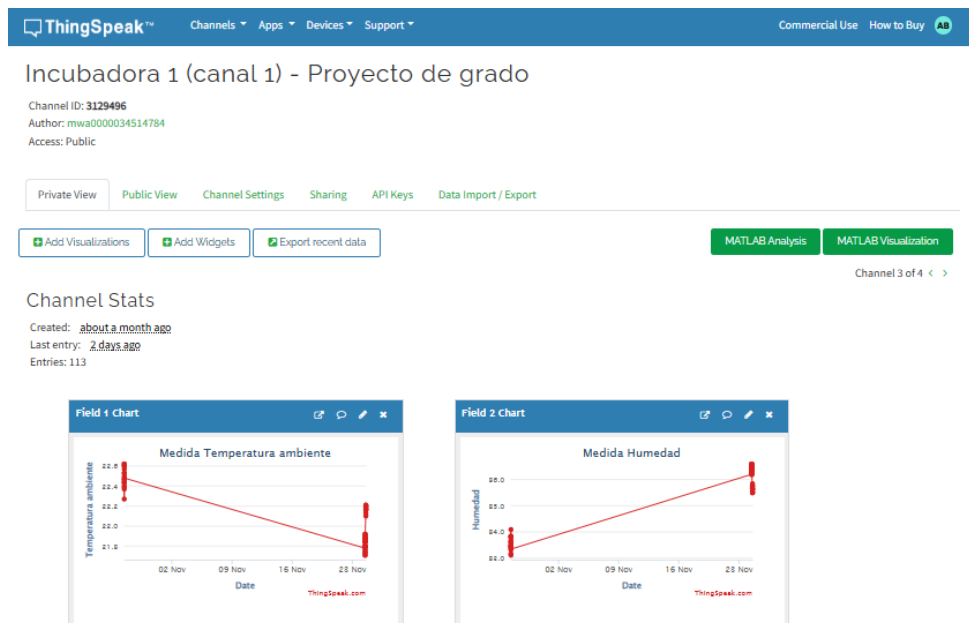


Figura 16: Visualización de las variables en la plataforma IoT ThingSpeak.

### 2.5.2. Prototipo inicial interfaz IoT

El diseño de la interfaz de comunicación IoT fue diseñada con el objetivo de proveer una visualización clara, intuitiva y en tiempo real de las condiciones ambientales y fisiológicas de la incubadora neonatal, este diseño se realizó en Virtuino donde la interfaz en general se divide en diferentes dashboards (ventanas), los cuales representan una pantalla de visualización modular que contiene widgets predefinidos (gráficas, indicadores de valor, botones, etc.) para formar el diseño en general.

La estructura y organización operativa de la ventana mostrado en la figura 17 fue la siguiente:

La parte superior del dashboard se dedica a la identificación y el estado general del sistema, se muestra un título general del proyecto y la incubadora activa (Incubadora 1 o Incubadora 2), junto con un icono de acceso a un menú de opciones para acceder a la gestión de alarmas y el botón de conexión de la interfaz.

Luego, esta el cuerpo de la interfaz, donde se encuentra la visualización de todas las variables monitoreadas, que se actualizan con el valor actual para cada variable y una gráfica que registra los valores de temperatura piel, temperatura ambiente y humedad.

En esta gráfica, se presenta una barra de herramientas adicionales para la visualización y análisis de estos datos, incluyendo: acercar y desplazar la vista en el eje del tiempo o del valor, opciones para seleccionar rangos específicos de datos y la opción de poder ver la lista de los valores de una variable específica, permitiendo su descarga en un archivo CSV. Por último, en la parte de abajo, contiene un botón de navegación por la interfaz, el cual permite seleccionar una ventana en específico y hacer el cambio entre estas, la función de este botón se puede ver en la figura 18.

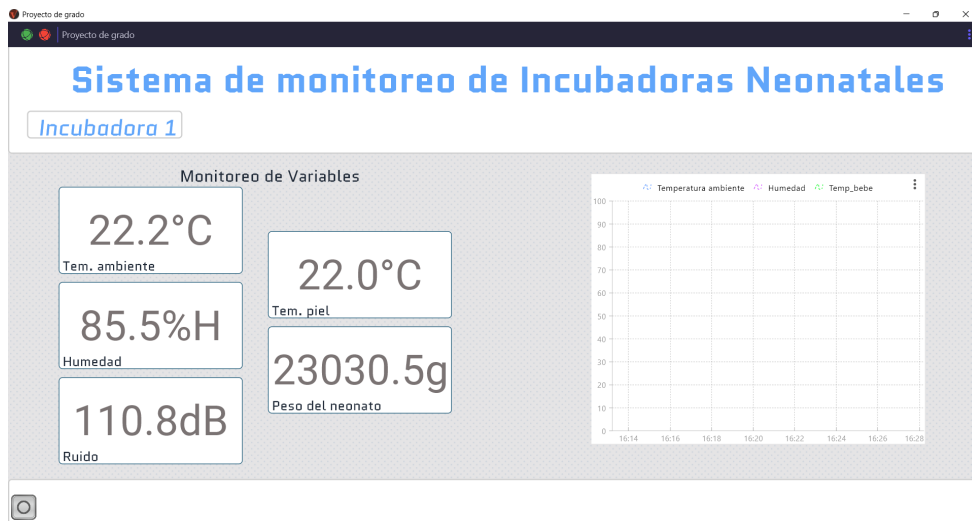


Figura 17: Prototipo inicial interfaz del dashboard de incubadora específica.

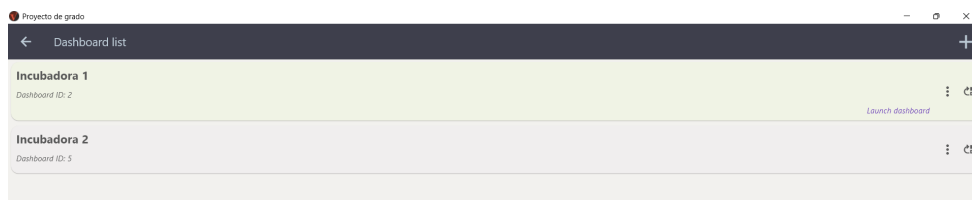


Figura 18: Lista de dashboards (ventanas).

## Parte 3 - Proyecto de diseño 2

---

### 3. Fase de Evaluación

#### 3.1. Plan de pruebas o validación

##### 3.1.1. Descripción general del protocolo de validación

El protocolo diseñado para la verificación del prototipo final se presenta en el Anexo 1. En este documento se describen de manera detallada las condiciones de prueba, los procedimientos experimentales y los criterios de aceptación definidos para validar el funcionamiento del sistema en incubadoras neonatales cerradas.

El protocolo incluye pruebas específicas para cada una de las variables monitoreadas, evaluando el desempeño del sistema mediante indicadores como precisión, error, estabilidad, sensibilidad, repetibilidad y reproducibilidad. Dentro de las variables analizadas se encuentran la temperatura ambiente, la temperatura de piel, la humedad relativa, el peso y el ruido. Adicionalmente, se diseñó una tabla de verificación del funcionamiento general del sistema, en la cual se evaluaron aspectos relacionados con la estabilidad operativa, la correcta instalación del sistema y la transmisión de datos, entre otros.

Posteriormente, el protocolo fue revisado por tres ingenieros biomédicos externos al proyecto, quienes realizaron una evaluación y proporcionaron retroalimentación sobre su contenido. A partir de sus observaciones, se realizaron ajustes que permitieron fortalecer la claridad metodológica, la definición de criterios de aceptación y reforzaron la pertinencia de las pruebas planteadas, lo que contribuyó a garantizar la validez del proceso

##### 3.1.2. Equipos de referencia y metodología de medición

Para la validación de cada variable, se emplearon equipos de referencia con el fin de comparar las mediciones obtenidas por el sistema. e utilizaron los siguientes equipos e instrumentos:

- Temperatura ambiente: Multímetro con termocupla Fluke 179

- Humedad: Termohigrómetro digital de marca genérica
- Peso: Pesas calibradas de acero y modelos de bebés simulados del hospital simulado de la PUJ Cali
- Temperatura en piel: Termómetro digital Extech 39240
- Ruido: Sonómetro Uni-T UT353BT

Las mediciones se llevaron a cabo simultáneamente entre el prototipo y los equipos de referencia, registrando múltiples muestras en diferentes condiciones de operación, de acuerdo con las pruebas específicas definidas en el protocolo para cada variable.

Dentro de los equipos de referencia, se observa que para algunas variables, como humedad y temperatura, no se contaba con un instrumento patrón con la resolución suficiente para realizar una comparación adecuada del error. En metrología, se recomienda que el equipo de referencia tenga una resolución y exactitud significativamente superiores al sensor bajo prueba, idealmente esta siendo 10 veces mayor. La falta de esta relación limita la capacidad de evaluar con precisión el desempeño del sensor, por lo que los resultados obtenidos deben interpretarse considerando las limitaciones asociadas a los instrumentos de referencia utilizados.

### **3.1.3. Pruebas a validar**

- a) Temperatura ambiente: Se comparan las mediciones obtenidas por el sensor digital con el equipo de referencia en diferentes condiciones térmicas del entorno, llevando a cabo pruebas de incremento y disminución de la temperatura para observar la respuesta del sensor frente a cambios dinámicos y analizar posibles efectos de histéresis.
- b) Humedad: Prueba comparativa directa entre el sensor implementado y un termohigrómetro de referencia, al mismo tiempo que las pruebas de temperatura ambiente, debido a que las incubadoras del hospital simulado no cuentan con medición directa de humedad relativa. Se evaluaron condiciones de temperatura mínima y máxima, con el fin de analizar el comportamiento del sensor frente a variaciones de humedad asociadas a cambios térmicos
- c) Peso: Validación mediante la aplicación de cargas conocidas sobre las celdas de carga, se marcó el centro de la base para siempre realizar las mediciones en el mismo lugar

y evitar que poner la carga en diferentes lugares causara algún tipo de error. Se utilizaron diferentes valores de masa dentro del rango de operación de la galga (5kg), registrando las mediciones correspondientes para cada nivel, evaluando el error con respecto a lo medido por el sistema y el valor real de cada carga.

- d) Temperatura en piel: Debido a que una de las incubadoras del hospital simulado no contaba con su sensor analógico (YSI700), se validó el sensor DS18B20 mediante 2 pruebas principales, una en agua caliente y otra en piel simulando condiciones de contacto, realizando mediciones durante 10 minutos.
- e) Ruido: Se realizaron dos tipos de pruebas. En primer lugar, una prueba de determinación del umbral de activación, en la cual el nivel de sonido fue incrementado progresivamente mediante una fuente sonora controlada, en intervalos definidos, hasta identificar el punto mínimo en el cual el sistema genera una respuesta. En segundo lugar, se llevó a cabo una prueba de verificación de activación, en la que sometió el sensor de ruido a dos niveles diferentes de ruido, uno en el que la cúpula se encuentra en silencio, completamente bloqueada, y otro en el que se reproduce sonido para causar ruido dentro de la cúpula, repitiendo el procedimiento varias veces para evaluar la consistencia del sistema en la detección (activación correcta en múltiples intentos bajo las mismas condiciones).
- f) Repetibilidad y reproducibilidad: La repetibilidad se evaluó ejecutando cada prueba múltiples veces bajo las mismas condiciones, verificando la consistencia de los resultados.

La reproducibilidad se analizó mediante la ejecución del protocolo por las dos integrantes del equipo, permitiendo evaluar la variabilidad asociada al factor humano y la claridad del procedimiento.

#### **3.1.4. Criterios de aceptación**

Al finalizar todas las pruebas, se realizó un análisis cuantitativo con criterios de aceptación establecidos para cada variable, validando individualmente el sistema y llegando a una validación general. Estos criterios, fueron definidos considerando las especificaciones técnicas, condiciones de operación y normativas aplicables.

En el caso de la temperatura ambiente, se estableció un criterio de aceptación de  $\pm 0,8^{\circ}\text{C}$ ,

teniendo en cuenta el manual de la incubadora (Ningbo David YP-90 Series), el cual especifica que este valor es la diferencia entre la medida mostrada en el display de la incubadora y el valor real de temperatura dentro de la cúpula (manual de referencia) y la norma de seguridad eléctrica para incubadoras neonatales (60601-2-19) la cual indica que el error de la temperatura de la cúpula no debe superar  $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$  de la temperatura real. Para cada prueba de esta variable, las mediciones debían estar dentro del rango de aceptación establecido, priorizando el criterio de la norma IEC 60601-2-19. Aunque el valor reportado por la incubadora también fue considerado como referencia, este se tomó con menor peso, debido a que el equipo no se encuentra en uso constante, corresponde a un modelo antiguo (año 2003) y no cuenta con un programa de mantenimiento preventivo frecuente, lo que puede afectar la confiabilidad de sus mediciones.

Para la humedad, el criterio de aceptación para la prueba corresponde a un  $\pm 10\%$  RH, que es dado por la norma IEC 60601-2-19 [19], debido a que se establece que la medición de la humedad relativa dentro de la cúpula de la incubadora debe tener un error máximo del  $10\%$  RH (60601-2-19).

En la medición del peso, se tomó como criterio que la medida obtenida debe tener un  $\pm 2\%$  de error con respecto al valor de referencia tomado. Este criterio se definió teniendo en cuenta las limitaciones y dificultades propias del uso de celdas de carga.

Estos factores incluyen la correcta distribución de la carga sobre la superficie de la medición, dado a que el sistema es sumamente sensible a si el objeto a pesar se encuentra centrado, y se debe ubicar correctamente para evitar errores por desbalance; el procedimiento de calibración del sistema, que puede tener incertidumbre por el margen de error de las pesas patrón utilizadas, la ubicación de dichas pesas durante la calibración (que deben estar centradas por limitación mencionada anteriormente), y la deformación mecánica de las celdas de carga causado por la carga aplicada constante.

La medición del ruido se realizará de manera binaria, con un sistema que determinará la presencia o ausencia de ruido dependiendo de un umbral. Teniendo esto en cuenta, se determinó que, para la prueba de detección de ruido dentro de la incubadora, el porcentaje de iteraciones en las que se detecta el nivel de ruido correctamente debe ser mayor o igual al  $90\%$ .

Por último, para la medición de temperatura en piel, se determinó que el criterio de aceptación sería de  $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ , dada a la especificación del sensor DS18B20.

### 3.1.5. Selección pesos de referencia bebés simulados

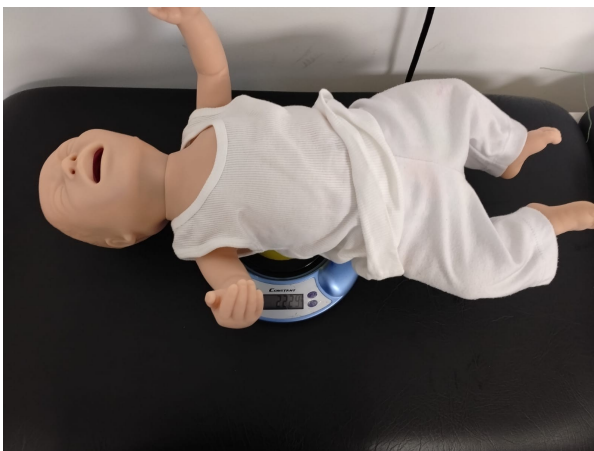
Para la validación de la variable de peso, los modelos de bebés utilizados no contaban con un valor de peso especificado en sus fichas técnicas. Por esta razón, se realizó la medición individual de cada modelo utilizando una báscula digital de referencia, estableciendo estos valores como referencia para la evaluación del sistema. Para cada modelo, se realizaron cuatro mediciones y se calculó el valor promedio, el cual fue tomado como referencia. Los valores obtenidos fueron: bebé Premature Anne de 397 g, bebé KOKEN Baby LM-026M de 2229 g y bebé Newborn Anne de 3030 g.



(a) Modelos de bebés seleccionados



(b) Bebé 1 (Premature Anne) - Peso: 397g



(c) Bebé 2 (Newborn Anne) - Peso: 2229g



(d) Bebé 3 (KOKEN Baby LM-026M) - Peso: 3030g

Figura 19: Medición pesos modelos de bebes seleccionados.

### 3.1.6. Ajuste lineal del sensor de humedad

Durante pruebas iniciales de validación para la variable de humedad relativa, se emplearon varios termohigrómetros como equipos de referencia. Sin embargo, se evidenció un porcentaje de error alto (aproximadamente del 25 % para el sistema 1, y del 33 % para el sistema 2) respecto a los valores registrados por el sistema desarrollado.

Adicionalmente, se observó que algunos de estos equipos presentaban inconsistencias tanto para la medición de humedad como en la medición de temperatura entre termohigrómetros, y no coincidían con la temperatura mostrada por la incubadora, por esto, se seleccionó un termohigrómetro adicional cuyo comportamiento presento mayor coherencia con dicha referencia y, por tanto, fue más confiable como equipo de referencia para la medición de humedad. Luego, se tomaron 5 medidas del valor obtenido en el termohigrómetro y el sensor en dos temperaturas ambiente diferentes: 28 y 37 °C. A partir de las mediciones obtenidas con este dispositivo, se realizó un ajuste lineal del sensor de humedad, mostrado en las figuras 20 y 21 con el objetivo de corregir el error identificado y mejorar la concordancia entre las mediciones del sistema y el equipo de referencia. Este ajuste fue aplicado en ambos sistemas antes de la ejecución de los protocolos de validación.

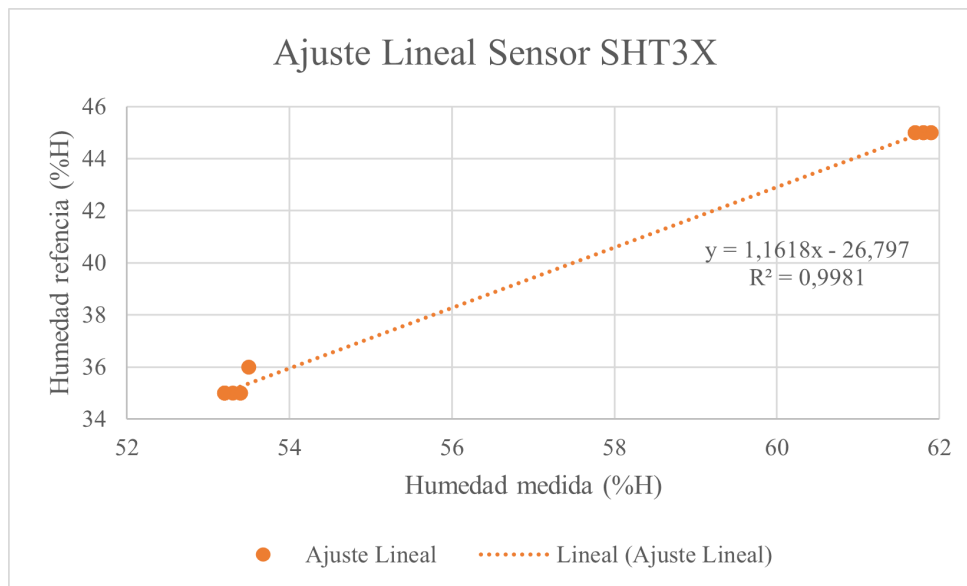


Figura 20: Ajuste lineal variable humedad relativa para el sistema 1.

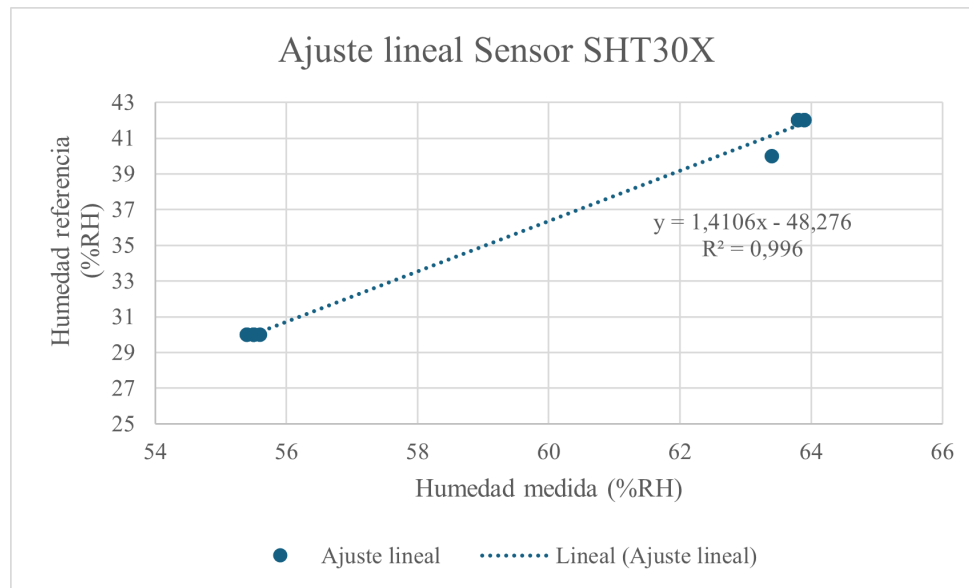


Figura 21: Ajuste lineal variable humedad relativa para el sistema 2.

### 3.2. Plan de análisis de resultados

El análisis de los resultados obtenidos durante el proceso de validación se realizó mediante un enfoque cuantitativo, basado en el procesamiento de los datos registrados en las tablas de validación diseñadas para cada variable. Este análisis permitió evaluar el desempeño del sistema en términos de precisión, error, estabilidad, repetibilidad y cumplimiento de los criterios de aceptación establecidos.

Para el desarrollo del proyecto, se implementaron dos sistemas completos de monitoreo, correspondientes a dos incubadoras neonatales independientes. Con el fin de evaluar la consistencia y confiabilidad de cada sistema, se aplicaron dos protocolos completos de validación por cada uno, siguiendo la misma metodología experimental descrita en la sección anterior. Esto permitió obtener cuatro conjuntos de datos para cada variable, facilitando el análisis de repetibilidad dentro de cada sistema y la comparación entre ambos.

Para cada una de las variables evaluadas, se calcularon medidas estadísticas como el promedio y la desviación estándar de las mediciones obtenidas con el fin de obtener un valor representativo por cada condición de prueba. A partir de estos valores, se determinaron los errores de medición comparando los resultados del sistema con los valores proporcionados por los equipos de referencia. Las ecuaciones implementadas en la hojas de cálculo del

protocolo de verificación presentado en el anexo A para el análisis de resultados fueron:

1. **Promedio:** Permite obtener una medida representativa de cada condición evaluada.

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (1)$$

Donde:

- $x_i$ : medición individual
- $n$ : número de mediciones

2. **Error relativo:** Se utiliza para expresar el error en términos porcentuales

$$\text{Error (\%)} = \left| \frac{\text{Valor medido} - \text{Valor de referencia}}{\text{Valor de referencia}} \right| \times 100 \quad (2)$$

3. **Error absoluto:** Permite cuantificar la diferencia directa entre el valor medido por el sistema y el valor de referencia.

$$E_a = |x_{\text{medido}} - x_{\text{referencia}}| \quad (3)$$

4. **Desviación estándar muestral:** Permite ver la dispersión de los datos.

$$s = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (4)$$

Donde:

- $s$ : desviación estándar muestral
- $x_i$ : cada medición individual
- $\bar{x}$ : promedio de las mediciones
- $n$ : número total de datos

Adicionalmente, se analizó la repetibilidad del sistema mediante la comparación de múltiples mediciones realizadas bajo las mismas condiciones, verificando la dispersión de los

datos y la consistencia de los resultados obtenidos. Para la reproducibilidad, se compararon los resultados obtenidos por dos operadores diferentes al ejecutar el mismo protocolo, evaluando la variación asociada al factor humano.

A continuación, se presentan y analizan los resultados obtenidos para cada uno de los sistemas según las pruebas realizadas.

### 3.2.1. Sistema 1 (Incubadora 1)

Para este sistema se aplicaron dos protocolos completos de validación, siguiendo la metodología descrita previamente en la sección 3.1. Las pruebas para este sistema fueron realizadas en la incubadora Ningbo David YP-90. A continuación, se exponen los resultados organizados por variable junto con su respectivo análisis.

#### 1. Variable Peso:

Se registraron los valores de peso medidos por el sistema y se compararon con los valores reales de las cargas aplicadas. A partir de estos datos, en la Tabla 22 se presenta un resumen de los resultados, incluyendo el promedio de las cuatro mediciones realizadas para cada carga y el error relativo correspondiente a cada punto de medición.

El error relativo se establece como el criterio de evaluación para esta variable. En este caso, se considera que el sistema valida la medición de peso cuando el error relativo entre el valor medido y el valor de referencia es menor al 2%.

Teniendo en cuenta lo anterior y la tabla 22, el sistema cumplió con el criterio de aceptación establecido, evidenciando errores relativos inferiores al 2% en todos los puntos evaluados. Los resultados obtenidos muestran un comportamiento consistente entre ambos protocolos, indicando una adecuada precisión y estabilidad en la medición dentro del rango de operación del sistema.

Referencia	Promedio 1 (g)	Error 1 (%)	Promedio 2 (g)	Error 2 (%)
Pesa / 100 g	98,56	1,44	101,36	1,35
Pesa / 200 g	201,63	0,81	202,55	1,27
Pesa / 500 g	501,18	0,24	506,16	1,23
Modelo / 397 g	396,79	0,80	400,00	0,00
Modelo / 2229 g	2243,49	0,16	2244,50	0,20
Modelo / 3030 g	3051,44	1,71	3048,20	1,61

Tabla 22: Comparación de resultados de medición de peso para los dos protocolos. Los resultados marcados con 1 corresponden al protocolo 1, mientras los que están marcados como 2 corresponde al protocolo 2.

A partir de los resultados presentados en la tabla anterior, se presentan las gráficas de dispersión correspondientes a cada protocolo, en la figura 28. En estas se observa una relación lineal entre la carga aplicada y el peso medido por el sistema, evidenciando un comportamiento consistente de las celdas de carga. En ambos casos, las rectas de ajuste presentan pendientes cercanas a la unidad, lo que indica una adecuada correspondencia entre el valor real y el medido. Las diferencias observadas entre protocolos son mínimas y pueden atribuirse a variaciones experimentales en el procedimiento, persona que lo realizó y punto de aplicación de la carga.

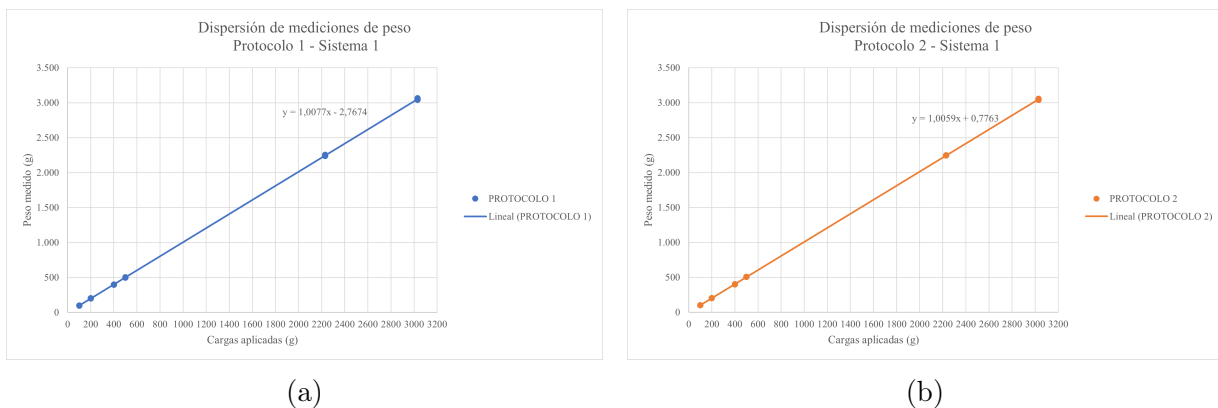


Figura 22: Resultados pruebas de peso sistema 1. a) Tendencia lineal pruebas de peso protocolo 1. b) Tendencia lineal pruebas de peso protocolo 2.

## 2. Variable Ruido:

El sistema no cumplió con el criterio de aceptación establecido, ya que no se evidenció activación del sensor en condiciones de niveles altos de presión sonora. A pesar de que los niveles medidos superaban los 90 dB, el sistema no registró detecciones positivas en ninguno de los ensayos, lo que indica una limitación en la sensibilidad del sensor para esta aplicación. Los resultados se muestran en la tabla 23.

<b>Prueba</b>	<b>Estado esperado</b>	<b>dB promedio</b>	<b>Detecciones positivas</b>	<b>Cumple</b>
Silencio Protocolo 1	No activo	51,4	0 / 5	PASA
Silencio Protocolo 2	No activo	51,2	0 / 5	PASA
Nivel alto Protocolo 1	Activo	94,3	0 / 5	NO PASA
Nivel alto Protocolo 2	Activo	92,6	0 / 5	NO PASA

Tabla 23: Evaluación variable ruido - Sistema 1

### 3. Variable Temperatura Ambiente:

Para el análisis de temperatura ambiente se realizó una comparación de las mediciones obtenidas por el sensor con el instrumento de referencia (multímetro), y el sensor de temperatura integrado en la incubadora, bajo las condiciones establecidas en el protocolo de validación. El criterio de aceptación es  $\pm 0,5C$  con respecto a la medición realizada con el multímetro, y  $\pm 0,8C$  para la medición en del sensor integrado en la incubadora.

Protocolo	Tipo	Rango (°C)	Error 1 (°C)	Error 2 (°C)
P1	Incremento	28–37	0,29	0,39
P1	Disminución	37–28	0,37	0,25
P2	Incremento	28–37	0,58	0,33
P2	Disminución	37–28	0,60	0,34

Tabla 24: Resumen de resultados de temperatura ambiente para el Sistema 1. Considerando error 1: error absoluto entre la temperatura de la incubadora y la medida; error 2: error absoluto entre la temperatura de la termocupla y la medida.

La tabla 24 muestra el comportamiento de la temperatura para cada uno de los elementos implicados en la medida de temperatura ambiente. Las figuras 23 y 24 muestran los resultados para las pruebas de aumento y disminución para el sistema 1. En general, todas las pruebas pasaron y se validó el sistema, a excepción de los 37 °C, ya que para tanto incremento como disminución no pasó la prueba del error 1 (diferencia entre incubadora y medido). Dicha falla puede estar asociada al tiempo de adaptación del sensor del SHT30. Es posible que para esta prueba y punto específico, no se haya esperado el suficiente tiempo para permitir que el sensor llegara a un estado de equilibrio más notable para medir la temperatura. Esto genera una mayor desviación con respecto al valor de referencia en la incubadora.

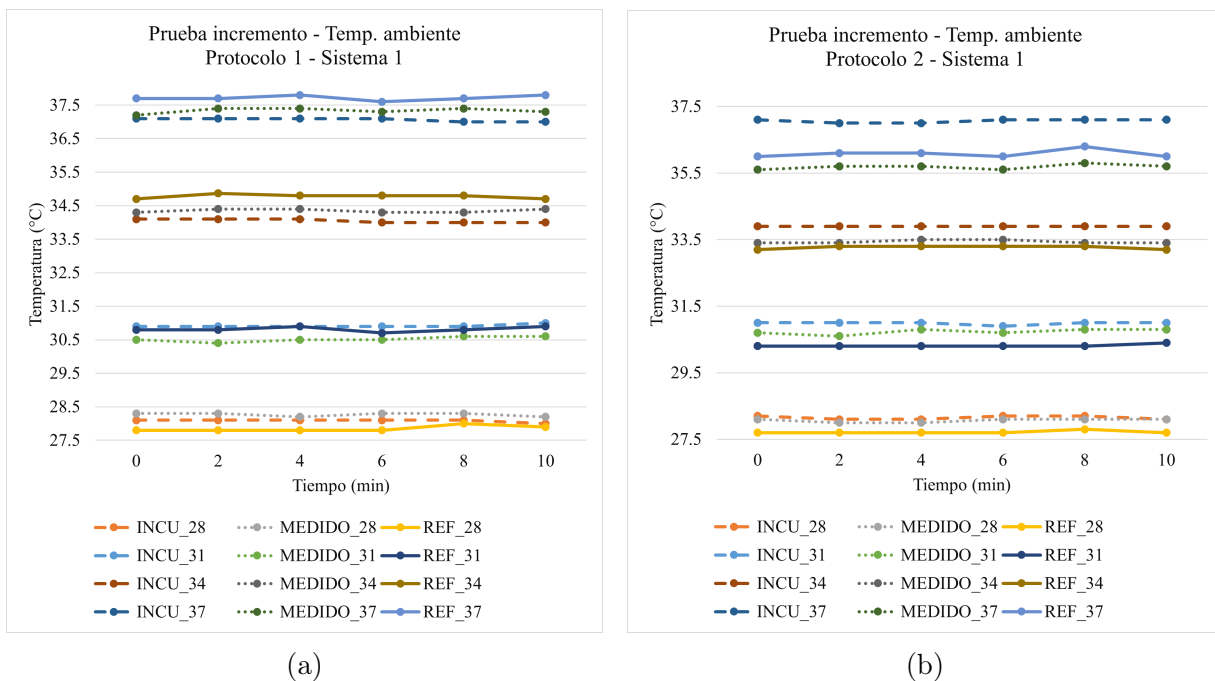


Figura 23: Pruebas incremento temperatura ambiente sistema 1. a) Prueba incremento temp. ambiente - Protocolo 1. b) Prueba incremento temp. ambiente - Protocolo 2.

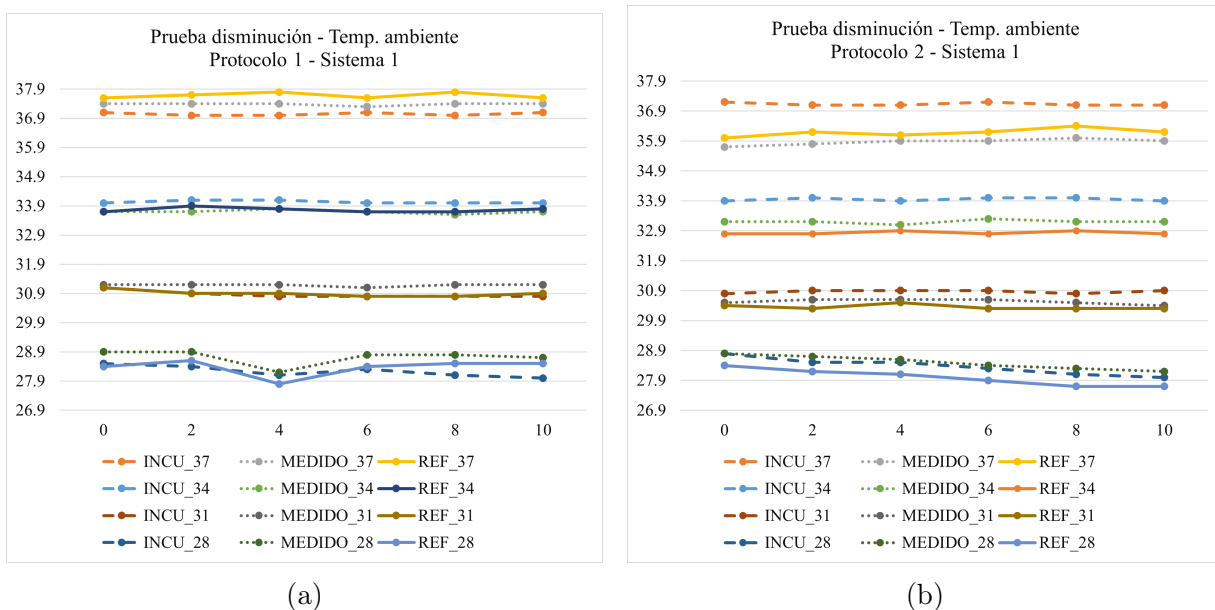


Figura 24: Pruebas disminución temperatura ambiente sistema 1. a) Prueba disminución temperatura ambiente - Protocolo 1. b) Prueba incremento temperatura ambiente - Protocolo 2

#### 4. Variable Humedad:

En las figuras 25 (a y b), se observa el comportamiento de la humedad medida por el sistema en comparación con el termohigrómetro de referencia para ambos protocolos. En general, los valores registrados por el sistema siguen la misma tendencia que el equipo de referencia, manteniendo una diferencia relativamente constante a lo largo del tiempo.

En el Protocolo 1, las mediciones presentan una alta estabilidad, con variaciones mínimas en función del tiempo y una correspondencia consistente con los valores de referencia tanto para el nivel de 28 % como para el de 37 %. De manera similar, en el Protocolo 2 se conserva esta estabilidad, aunque se evidencian ligeras diferencias entre el sistema y el instrumento de referencia, sin embargo, el error es menor al 5 % por lo que ambos protocolos pasan satisfactoriamente la prueba.

En ambos casos, no se observan fluctuaciones abruptas ni comportamientos inestables, lo que indica que el sistema presenta una respuesta adecuada y repetible en la medición de la humedad.

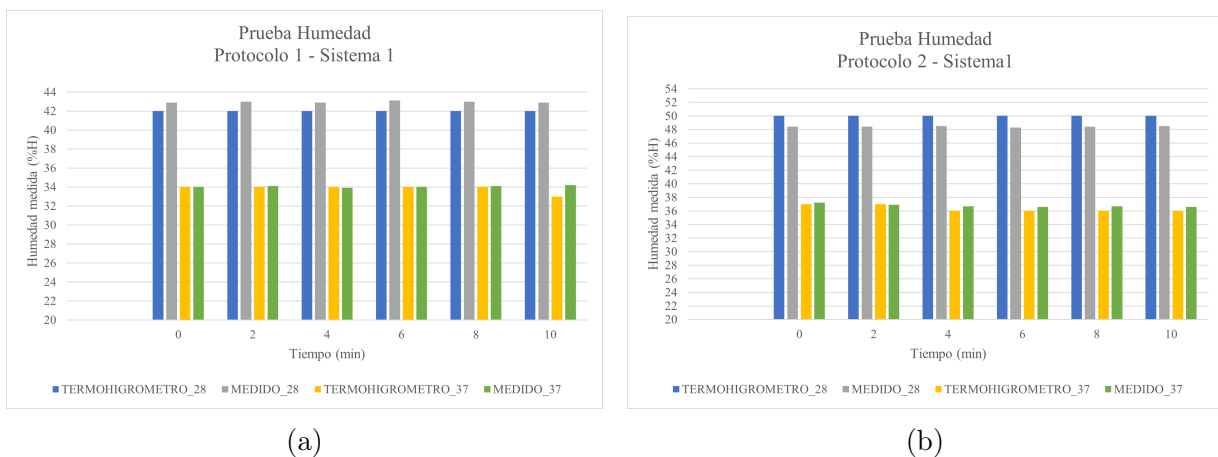


Figura 25: Pruebas de humedad sistema 1. a) Pruebas humedad Protocolo 1. b) Pruebas humedad - Protocolo 2

#### 5. Variable Temperatura piel:

En la Figura 26 se observa que el sistema sigue adecuadamente la tendencia de la temperatura de referencia durante el proceso de enfriamiento. En ambos protocolos, las curvas presentan una alta concordancia, evidenciando una respuesta estable y

precisa del sensor. Las diferencias entre medición y referencia son mínimas, lo que indica un buen desempeño del sistema en condiciones controladas.

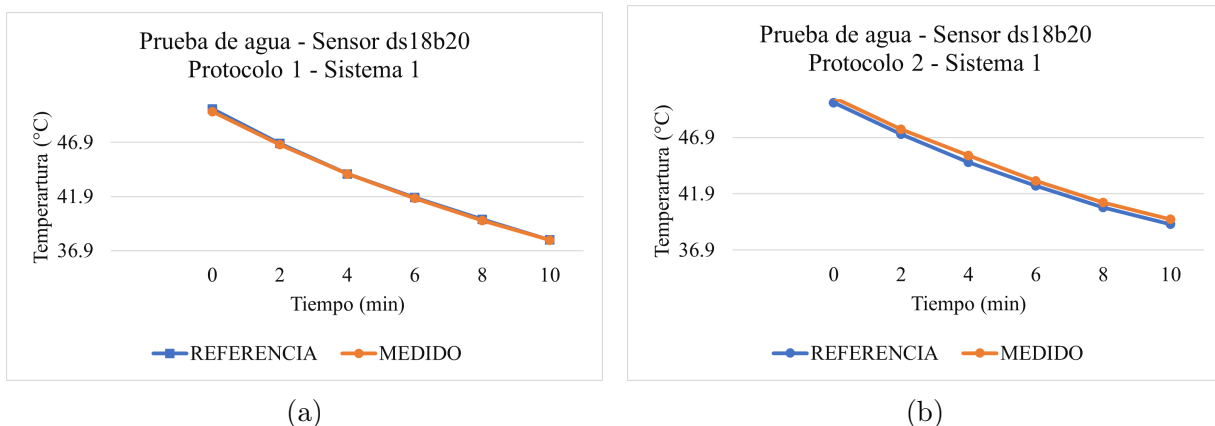


Figura 26: Pruebas de agua para sensor ds18b20 sistema 1. a) Prueba de agua- Protocolo 1. b) Prueba de agua - Protocolo 2

En la Figura 27 se evidencia que el sistema reproduce la tendencia creciente de la temperatura de referencia en ambos protocolos, mostrando un comportamiento estable. No obstante, se presentan ligeras desviaciones, especialmente en el Protocolo 2, donde se observa una leve sobreestimación. Estas diferencias pueden atribuirse a las condiciones de medición en piel y a la dinámica térmica del entorno.

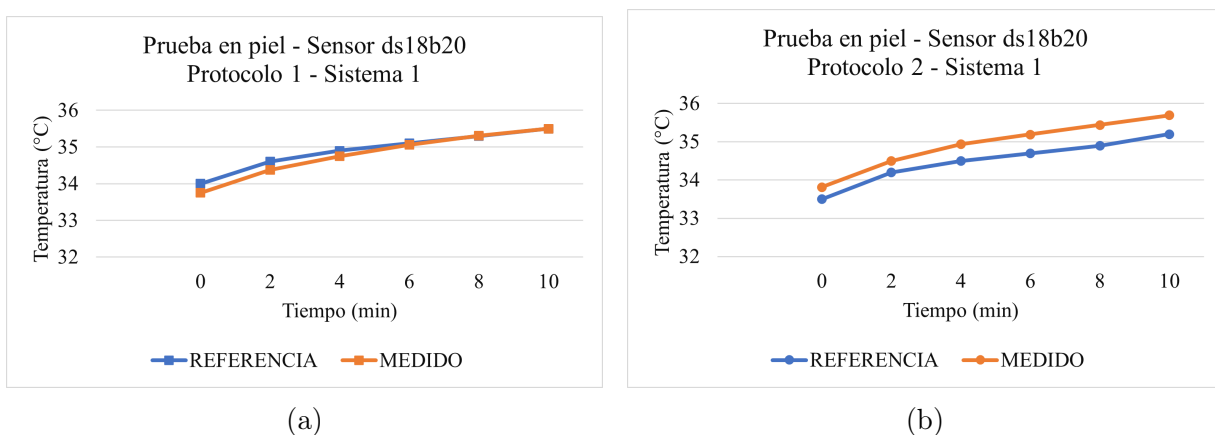


Figura 27: Pruebas de piel para sensor DS18B20 sistema 1. a) Prueba piel- Protocolo 1. b) Prueba piel - Protocolo 2

### 3.2.2. Sistema 2 (incubadora 2)

Al igual que en el Sistema 1, se aplicaron dos protocolos completos de validación bajo las mismas condiciones experimentales. Estas pruebas fueron realizadas para la incubadora Rosch IS3. Cabe mencionar que las pruebas de temperatura ambiente y humedad para este sistema se realizaron en la incubadora Ningbo David YP-90, dado a que esta incubadora permite realizar el aumento y disminución de temperatura a una velocidad más rápida que la Rosch IS3, facilitando la ejecución del protocolo. A continuación se exponen los resultados para cada una de las variables evaluadas.

1. **Variable Peso** La tabla 25 muestra el resumen de los resultados de las pruebas de peso para el sistema 2.

Para el segundo sistema, la medición de peso presentó un comportamiento similar al del sistema 1, cumpliendo con los criterios de validación en todas las pruebas realizadas. No obstante, algunas mediciones, particularmente en 500 g y 3030 g, se ubicaron cercanas al límite de aceptación. Este comportamiento sugiere la presencia de fuentes de error asociadas al uso de celdas de carga. También se puede evidenciar una respuesta lineal en el sensor, como se puede ver en la figura 28.

Referencia	Promedio 1 (g)	Error 1 (%)	Promedio 2 (g)	Error 2 (%)
Pesa / 100 g	101,01	1,01	101,68	1,68
Pesa / 200 g	202,95	1,48	199,02	0,49
Pesa / 500 g	509,82	1,96	509,88	1,98
Modelo / 397 g	399,45	0,62	400,52	0,89
Modelo / 2229 g	2.259,57	1,37	2.260,34	1,41
Modelo / 3030 g	3.080,13	1,65	3.083,66	1,77

Tabla 25: Comparación de resultados de medición de peso para los dos protocolos. Los resultados marcados con 1 corresponden al protocolo 1, mientras los que están marcados como 2 corresponde al protocolo 2.

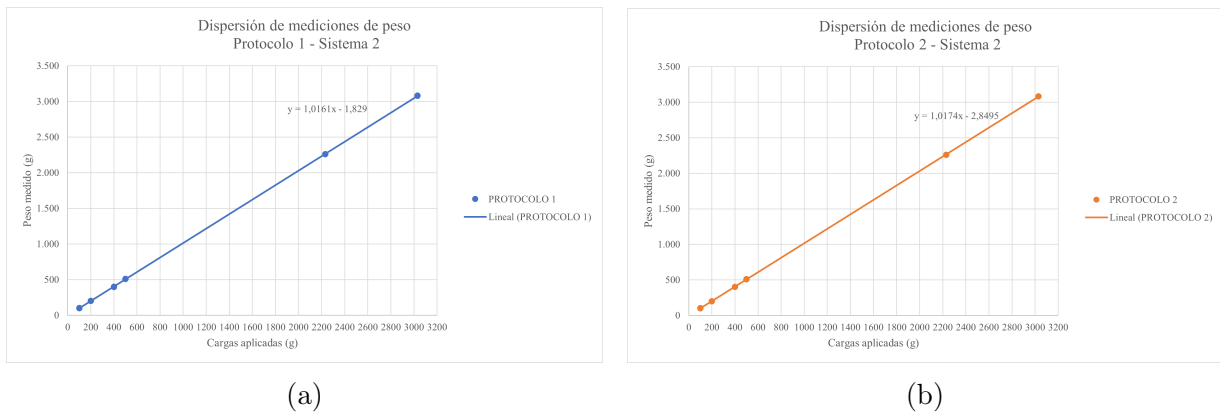


Figura 28: Pruebas de peso Sistema 2. a) Tendencia lineal pruebas de peso protocolo 1. b) Tendencia lineal pruebas de peso protocolo 2.

## 2. Variable Ruido

Para la variable Ruido, los resultados fueron similares a los del sistema 1. El sistema no logró ser validado ya que no se activó para los ruidos de nivel alto. Estos resultados se muestran en la tabla 26.

Prueba	Estado esperado	dB promedio	Detecciones positivas	Cumple
Silencio Protocolo 1	No activo	51,2	0 / 5	PASA
Silencio Protocolo 2	No activo	50,7	0 / 5	PASA
Nivel alto Protocolo 1	Activo	92,6	0 / 5	NO PASA
Nivel alto Protocolo 2	Activo	91,5	0 / 5	NO PASA

Tabla 26: Resumen de la evaluación variable ruido - Sistema 2

## 3. Variable Temperatura ambiente

Las figuras 29 y 30 muestran el comportamiento de las medidas de temperatura a través de los 10 minutos para el sistema 2. Para la temperatura ambiente se realizó el

mismo procedimiento que en el sistema 1. Todas las pruebas lograron ser validadas para este sistema correctamente.

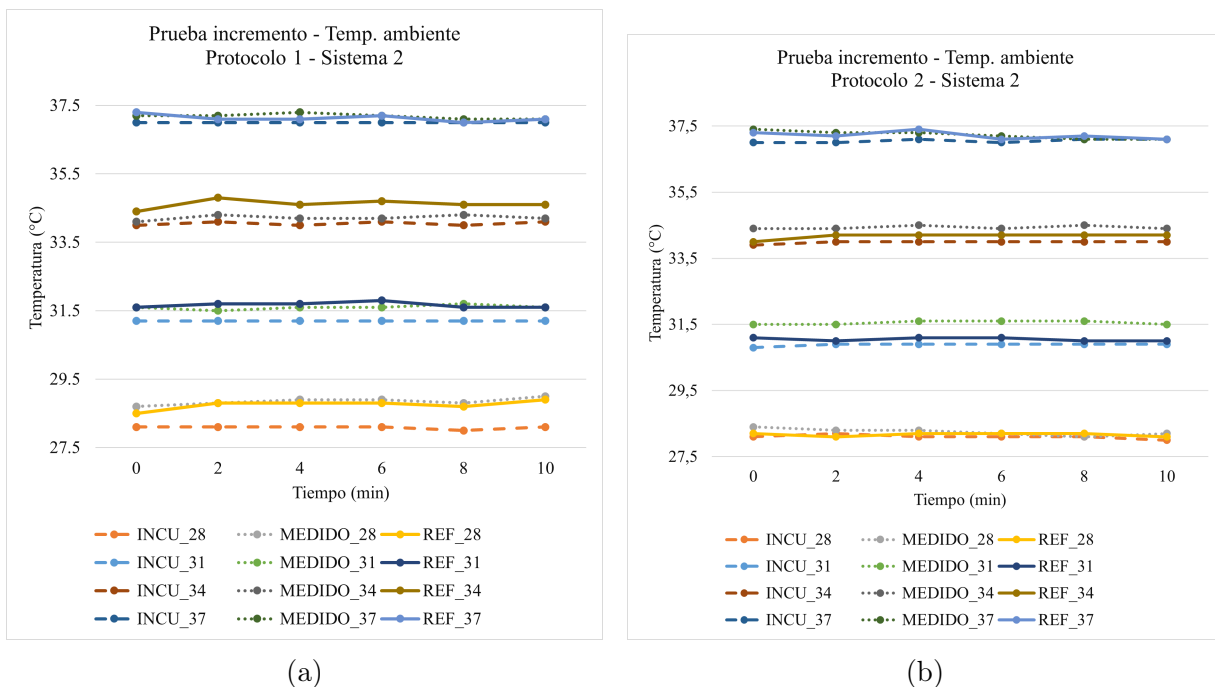


Figura 29: Pruebas incremento temperatura ambiente sistema 2. a) Prueba incremento temperatura ambiente - Protocolo 1. b) Prueba incremento temperatura ambiente - Protocolo 2.

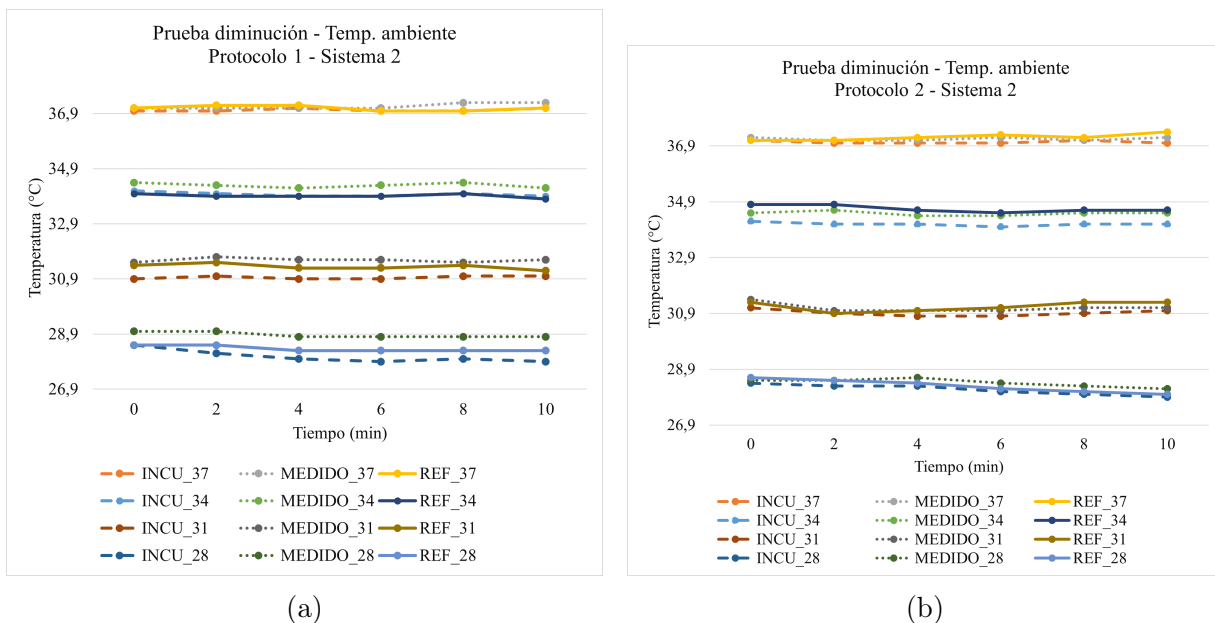


Figura 30: Pruebas disminución temperatura ambiente sistema 2. a) Prueba disminución temperatura ambiente - Protocolo 1. b) Prueba disminución temperatura ambiente - Protocolo 2

#### 4. Variable Humedad

La figura 31 muestra los resultados para la humedad relativa en el sistema 2. Para la humedad se puede evidenciar que el error es algo mayor (aprox. 5% RH) con respecto al sistema 1. Esto es debido a la poca cantidad de datos utilizados para realizar el ajuste, y otras condiciones asociadas a la humedad relativa.

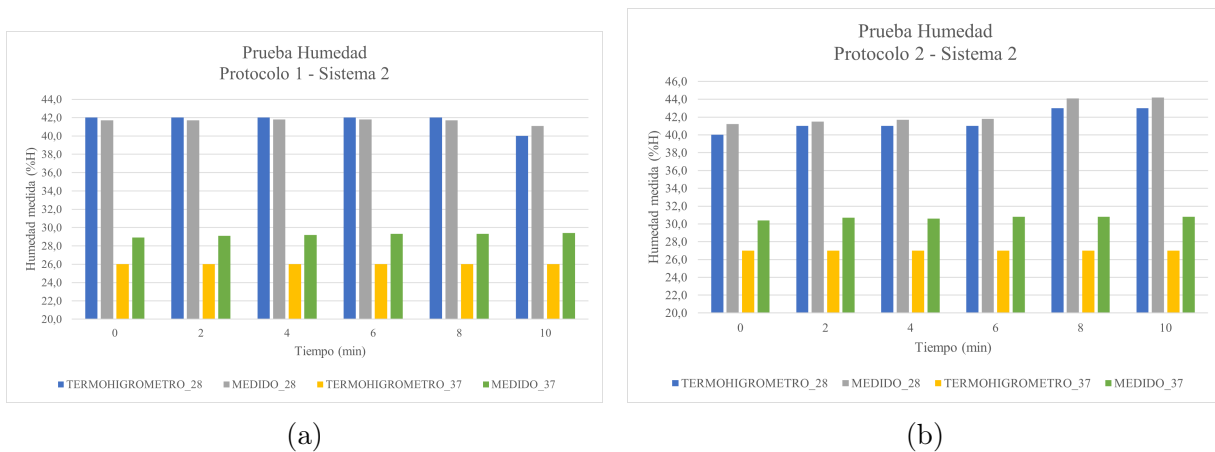


Figura 31: Pruebas de humedad sistema 2. a) Pruebas humedad Protocolo 1. b) Pruebas humedad - Protocolo 2

### 5. Variable Temperatura piel

La figura 32 muestra los resultados de las pruebas de agua realizadas para el sistema 2. Las pruebas de temperatura en piel fueron validadas correctamente con respecto a el sensor de referencia. Algo que se logró evidenciar durante las pruebas, en la figura 33, es que este sensor necesita un tiempo de adaptación mucho más largo para las medidas en piel que para las mediciones realizadas en agua. Esto se debe a las propiedades de la piel, y que gracias a estas, el sensor no está haciendo contacto completo con la piel, alargando este tiempo.

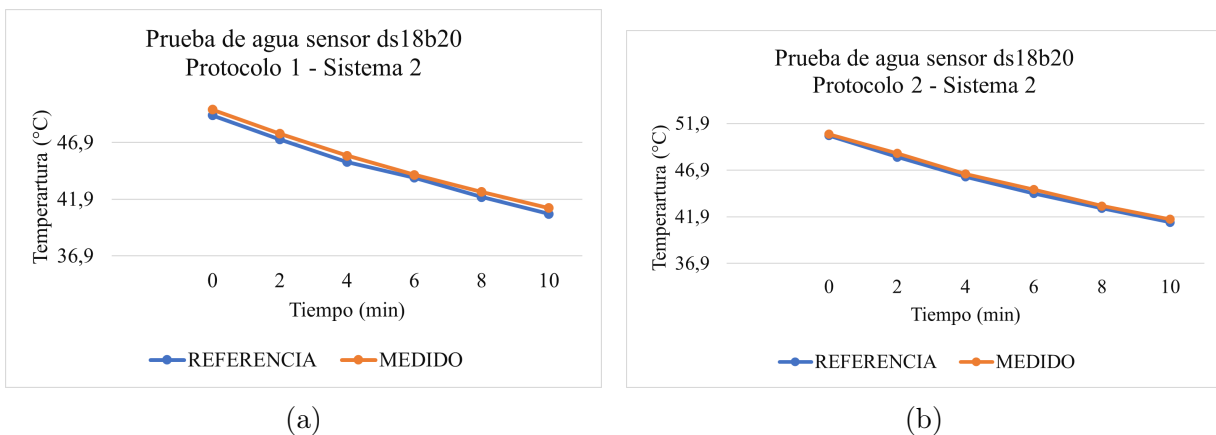


Figura 32: Pruebas de agua para sensor ds18b20 sistema 1. a) Prueba de agua- Protocolo 1. b) Prueba de agua - Protocolo 2

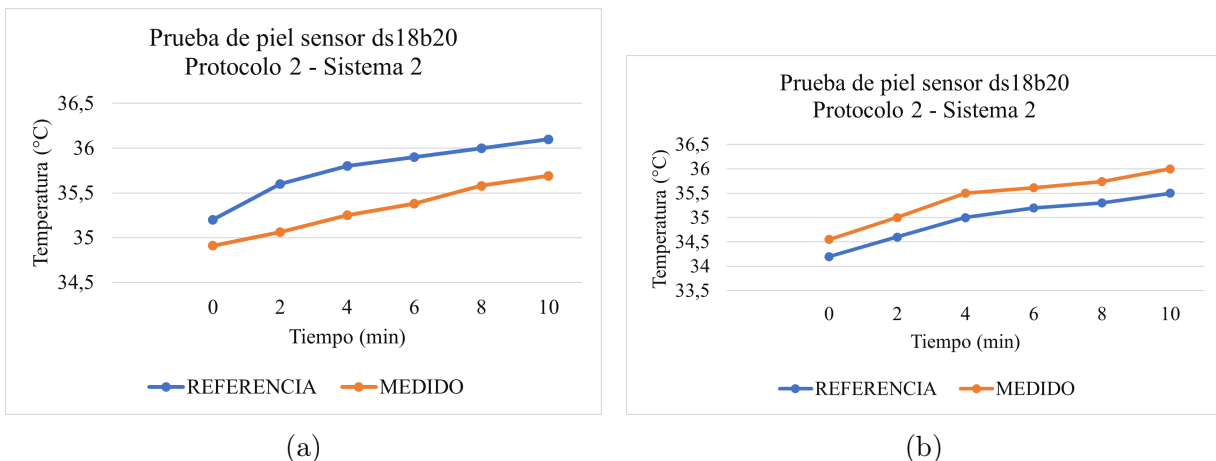


Figura 33: Pruebas de piel para sensor DS18B20 sistema 1. a) Prueba piel- Protocolo 1. b) Prueba piel - Protocolo 2

### 3.3. Comparación del desempeño entre sistemas

#### 3.3.1. Peso

El peso fue validado al utilizar tanto pesas de 100, 200 y 500 g como simuladores de infantes con pesos desde los 400g a los 3kg. Cada sujeto fue medido 4 veces, y dichas medidas fueron promediadas para así obtener el error promedio y determinar la validación de cada balanza.

La exactitud de las celdas de carga fue aceptable ya que en para todas las instancias se mantuvo el error por debajo del 2% para el promedio. Sin embargo, se puede apreciar que la precisión es mucho más alta de lo esperado, en algunos casos llegando a superar los 8 g. Existen múltiples factores que pueden afectar en la precisión de los resultados. En primer lugar, se pudo evidenciar que la ubicación del objeto a medir sobre la balanza influye significativamente en la medición. Esto se debe a que las celdas de carga son altamente sensibles a la posición de la carga, requiriendo que esta se encuentre centrada para una correcta distribución de fuerzas. Cuando el objeto se ubica de forma descentrada, las celdas no reciben la misma carga, generando una distribución desigual de esfuerzos y, por ende, errores en la medición. Adicionalmente, la inclinación de la superficie influye en la distribución de carga, llevando al fenómeno explicado anteriormente. Dado a esto, la superficie debe estar en una inclinación de 0° para así evitar errores en la medición.

La calibración del sistema es fundamental para asegurar la exactitud de las mediciones. Esto se realiza mediante la determinación de un factor de escala y un valor de offset, los cuales convierten la lectura cruda proveniente de los módulos HX711 en unidades de masa. La calibración puede verse afectada por los mismos factores mencionados anteriormente; para obtener un valor de escala cercano al correcto, la masa de referencia debe ser ubicada en el centro de la celda de carga, de lo contrario puede haber pequeñas variaciones que terminen por escalar en un error significativo para las conversiones a masa. También se puede tener incertidumbre en la masa de referencia utilizada para la calibración lo que añade error a la medición. Otro factor para considerar al trabajar con celdas de carga viene de la fragilidad de las mismas, la cual causa daños en el puente Wheatstone, que es su principio de funcionamiento. Estos daños causan cambios en el offset, la escala, o pueden causar que las medidas se inestabilicen. Es importante manejar las celdas de carga con total cuidado.

Un último fenómeno relacionado con las celdas de carga es el Creep, el cual corresponde a una variación en la salida del sensor cuando se sostiene un mismo peso por un periodo de tiempo prolongado. Para aliviar esto, es necesario dejar que la celda de carga se estabilice por un tiempo. Este peso sostenido también puede llevar a una deformación permanente en la celda, cambiando así tanto su escala como offset.

Las balanzas implementadas tuvieron una buena exactitud, al no superar el error durante ninguna de las mediciones, pero para mejorar la precisión se deben tomar otras posibles acciones, como un re – ajuste, o aumentar el número de celdas de carga para mitigar los posibles efectos mencionados anteriormente.

### **3.3.2. Ruido**

Durante las pruebas de funcionamiento del sensor de ruido para el sistema 1, se pudo notar que el sensor seleccionado para la medición del nivel de presión sonora, (KY-037) no presentó el nivel de desempeño esperado para la aplicación en el proyecto.

Para llegar a esta conclusión, se realizaron diferentes pruebas para el sensor. Se observó la salida analógica, y al analizar el comportamiento de esta se determinó que el RMS (Root Mean Square) sería el método más apto para cuantificar posibles tendencias o patrones en la señal. En primera instancia se intentó calibrar el sensor para que funcionara como un decibelímetro, pero, dado a la baja sensibilidad del sensor y el poco rango medido entre el ruido de ambiente con el ruido fuerte, no se logró que otorgara medidas confiables y comparables con equipos patrón.

Dado a esto, se cambió el primer enfoque, para que el equipo funcionara como una alarma de sonido que indica al usuario si el nivel de presión supera un umbral dado por la salida analógica, y al detectar un número mínimo de estas instancias, clasifica el ambiente en ese instante como “ruidoso”. Se implementó esta alternativa, con resultados similares, dado a la sensibilidad del sensor. También se utilizó el potenciómetro en vano, ya que este no puede afectar la sensibilidad de la salida analógica, sino que afecta directamente su offset.

La razón de que esto sucediera es que el sensor KY-037 es un sensor sencillo que no está pensado para ser utilizado como decibelímetro, dado a que no se encuentra apropiadamente documentado ni calibrado, por lo que se desconoce la respuesta del sensor para realizar una calibración apropiada. Otro factor que afecta es su poca ganancia, lo cual causa que valores pequeños puedan perderse, afectando posibles análisis que se podrían realizar sobre

esta salida.

Dado a esto, el sensor responde a eventos sonoros de alta intensidad, o vibraciones significativas, y los ruidos constantes como música, llanto o conversaciones, no son detectados de manera consistente y confiable.

Adicionalmente, se realizó una prueba en la que se logró demostrar que una detección adecuada de este tipo de sonidos solo es posible cuando la fuente de este se encuentra a una distancia corta del micrófono, y cuando el sonido es alto. Los resultados de esta prueba se pueden apreciar en la tabla 27. intento a distancia muy cercana de la fuente de sonido.

<b>Intento a distancia muy cercana de la fuente de sonido</b>	
<b>dBA Medidos</b>	<b>Detección de ruido</b>
90,3	Activo
94,4	Activo
92,3	Activo
92,4	Activo
94,5	Activo

Tabla 27: Resultados para la prueba realizada al ubicar la fuente de sonido a aproximadamente 5mm del micrófono

Aunque este sensor no puede ser usado para este contexto como un decibelímetro o como un detector de ruido constante y fuerte, puede ser utilizado como un detector de eventos como golpes a la cúpula, dentro o fuera de la misma; u otros tipos de eventos que puedan causar movimientos abruptos. Esto debido a que, como funciona con la vibración del micrófono, si se ubica de forma estratégica, podría mostrar instantes en los que la incubadora fue sacudida. En el estudio "Preliminary Study of the using KY-038 Sensor Based on Arduino UNO and LabView to Determine the Pulse Rate", se implementó este sensor junto con LabView para determinar la frecuencia cardíaca de hombres saludables de 29 años con éxito [62]. Esto demuestra que el sensor KY-038 posee potencial para medir correctamente señales que dependan de vibraciones en la membrana del micrófono. En conclusión, para el contexto de este proyecto, el sensor KY-037 no es una opción adecuada para ser utilizada

como decibelímetro, pero puede ser considerado para otras aplicaciones relacionadas a la detección de eventos y movimientos mecánicos.

### 3.3.3. Temperatura ambiente

La exactitud del sensor puede ser determinada al examinar el promedio de los errores obtenidos para cada una de las pruebas, mientras que la precisión se evaluó mediante la desviación estándar entre las medidas obtenidas a través de los 10 minutos de prueba. Con esto, se puede apreciar que para la exactitud de las pruebas el sistema presenta errores contenidos dentro de los límites aceptados tanto por la norma como para las especificaciones de la incubadora en su mayoría. También se puede resaltar que, en promedio, el error 2 (multímetro con medido) se mantiene dentro del rango de error del sensor, que es  $\pm 0,3$  °C, lo que indica que tuvo un buen desempeño en comparación con la especificación del fabricante.

Con respecto a la precisión del sistema, se evidenció que la desviación estándar para todas las medidas obtenidas fue relativamente baja, manteniéndose generalmente por debajo de los 0,1 °C. lo cual indica que el sistema presenta una alta repetibilidad en sus mediciones bajo condiciones estables. Esto sugiere que, ante una misma condición térmica, el sensor tiende a entregar valores consistentes entre sí, independientemente de las condiciones de prueba, o el momento en el que se realicen.

Durante las dos pruebas, se puede evidenciar una clara diferencia entre el error 1 y error 2, siendo el segundo generalmente el más alto (0,407 °C de error en promedio el error 1 y 0,274 °C para error 2). Esta variación se relaciona a la ubicación de los sensores dentro del sistema. Dado a que en el manual de operario de la incubadora de prueba se utilizó un punto diferente al de la ubicación del sensor dentro de la cúpula, se generan diferencias notables de temperatura entre la medida realizada y el sensor de referencia de la incubadora. Esta diferencia también puede ser explicada con el tiempo de adaptación de los sensores. Dado a que la temperatura no tiene un comportamiento lineal, cada sensor tiene un tiempo diferente para adaptarse al ambiente en el que se encuentra. Con esto, se puede entender que, si las medidas son tomadas antes del tiempo de adaptación, habrá cierto error que puede afectar con la validación del desempeño del sensor. Más pruebas deben de ser realizadas para estimar correctamente este tiempo de adaptación. Otro factor que afecta significativamente la calidad de las comparaciones hechas, es la longevidad de la incubadora Ningbo David YP - 90 (en la que se realizaron estas pruebas de temperatura)

y la poca frecuencia de mantenimiento que recibe. Es posible que las medidas dadas por el sensor integrado en la incubadora no sean exactas con respecto al valor real de temperatura en la que se encuentra, por lo que se introduce incertidumbre para las medidas de el valor de referencia en la incubadora.

Para las pruebas de aumento y disminución de temperatura, el error registrado para un mismo valor no se mantiene constante, lo que indica que la respuesta del sensor depende del su estado previo, demostrando un comportamiento de histéresis en el para ambos sistemas. No obstante, el valor máximo de histéresis registrado ( $\pm 0,667$  °C) se encuentra por debajo del valor típico especificado por el fabricante del sensor ( $\pm 0,8$  °C), lo que indica que el desempeño del sensor es consistente con sus características técnicas. Por ende, el comportamiento no afecta el desempeño del sensor, ya que se mantiene dentro de los rangos de error aceptados en la validación.

Durante la etapa de pruebas, se notó que el sensor no podía ser utilizado si su cable de alimentación y comunicación con el resto del circuito era más largo de aproximadamente un metro. Esto es debido a que, el método de comunicación que utiliza el mismo con el microcontrolador es I2C, un protocolo de comunicación que permite conectar diferentes sensores utilizando únicamente dos pines, SDA y SCL, haciéndolo una opción fácil de implementar para los usuarios y barata en su fabricación [63]. Sin embargo, uno de los problemas que presenta este protocolo es que no puede ser utilizado para largas distancias, ya que las señales que son enviadas se corrompen a lo largo del cable, terminando en una señal que el dispositivo maestro no puede leer, resultando en errores de lectura.

Por lo tanto, se acortó la distancia del cable para que concordara con esta limitación encontrada. Funcionó correctamente gracias a esto, pero es necesario tomar esto en consideración al llevar el proyecto a un alcance mayor. En conclusión, el sistema de medición presenta un desempeño adecuado en términos de exactitud y precisión, cumpliendo con los criterios establecidos en la validación. No obstante, se identificaron factores como la histéresis, el tiempo de adaptación del sensor, la ubicación de los puntos de medición y las condiciones del equipo de referencia que influyen en la variabilidad de los resultados. Estos aspectos deben ser considerados para optimizar el sistema y mejorar su confiabilidad en aplicaciones futuras.

### 3.3.4. Humedad

El análisis de humedad consistió en comparar el valor de humedad relativa obtenido bajo dos valores diferentes de temperatura con un termohigrómetro como equipo de referencia, desde los 28°C a los 37°C.

El comportamiento de la humedad relativa se considera con el hecho de que es una medida que depende del valor de la temperatura dentro del sistema, y como se puede observar en los resultados, la humedad relativa tiende a disminuir con valores de temperatura más altos. Este fenómeno debe ser considerado al interpretar los resultados obtenidos.

Es importante mencionar que no fue posible utilizar el tanque de humedad de la incubadora dado a que no estaba funcional al momento de realizar las pruebas. Esto afectó la posibilidad de estudiar el comportamiento del sensor bajo entornos de mayor rango de humedad relativa. Como trabajo futuro, se puede probar este sensor en condiciones más variadas y controladas de temperatura para la recolección de más datos para su ajuste y análisis.

Inicialmente, el sistema presentaba un error de aproximadamente  $\pm 25\%$  RH con respecto al termohigrómetro, lo cual era no apto para la validación de la humedad. Dado a esto, se realizó un ajuste lineal en el código para la recopilación de las medidas de humedad, como se describe en la sección 3.1.5. Con este ajuste, la exactitud logró ser reducido a aproximadamente  $\pm 1\%$  RH, lo que supone una gran mejora con respecto a la exactitud del sistema antes del ajuste. Con este ajuste, se logró que todas las pruebas para el sensor fueran validadas.

Sin embargo, cabe resaltar que dicho ajuste, al ser realizado con un único termohigrómetro de referencia, puede causar que las medidas, al ser comparadas con otros sensores, tengan más error, y no se acerquen a la medida dada por el equipo de referencia. Esto es gracias a que los termohigrómetros pueden poseer variaciones en sus medidas, añadiendo cierta incertidumbre adicional en la calibración del sensor. Además de esto, se utilizaron pocos valores medidos como referencia, así que, aunque se obtuvieran buenos resultados, es recomendable realizar un ajuste más riguroso utilizando más datos para el ajuste lineal.

En cuanto a la precisión del sensor, se puede evidenciar que en general presenta poca desviación en sus medidas a través del tiempo (menor a 1%), lo que indica que el sensor es capaz de entregar lecturas estables independientemente de variaciones presentes al interior de la cúpula de la incubadora, lo que refleja una alta repetibilidad en la respuesta del sensor.

Finalmente, el sensor de humedad logró medir adecuadamente las condiciones del ambiente, presentando niveles de exactitud y precisión acordes con el criterio de validación establecido. Este nivel de exactitud se mantiene dentro del  $\pm 3\%$  RH especificado por el fabricante, lo que demuestra que el sensor opera bajo sus características técnicas. No obstante, este desempeño fue alcanzado tras la aplicación de un ajuste de calibración, lo que indica la necesidad de un proceso de calibración previo para garantizar resultados confiables.

### 3.3.5. Temperatura piel

Para la temperatura en piel, se realizaron dos pruebas, una en un proceso de enfriamiento de agua y una con el sensor en contacto con piel humana a través de la región axilar. Para ambas pruebas, el criterio de aceptación es igual a  $\pm 0,5^{\circ}\text{C}$ .

En términos de exactitud, los resultados muestran que el sensor cumple en la mayoría de los casos el criterio de aceptación, siendo la excepción el protocolo 2 del sistema 1. Para esto, se deben tener en cuenta factores sobre la medición en la piel, ya que hay un contacto imperfecto entre el sensor y la piel, lo cual afecta la transferencia de calor.

Asimismo, es importante considerar la variabilidad entre individuos, ya que la transmisión térmica puede diferir de una persona a otra, generando tiempos de respuesta distintos en el sensor. Adicionalmente, las condiciones ambientales y las fluctuaciones naturales de la temperatura corporal también pueden influir en las mediciones obtenidas.

Por otro lado, la precisión no puede ser determinada para la prueba de agua ya que se realizó una prueba en la que el valor de referencia (como lo es la temperatura del agua) cambiaba constantemente. Por ende, la desviación en los datos no refleja una baja precisión en el sensor. Para medir de forma correcta esta métrica, se debe realizar una prueba con agua con temperatura constante.

La precisión en la piel si puede ser considerada una buena métrica de referencia, ya que la temperatura en la superficie de la piel no cambia constantemente. Habiendo resalta-do esto, las desviaciones estándar son considerablemente bajas, siendo el valor más alto aproximadamente 0,62. Esto sugiere que el sensor es adecuado para aplicaciones donde la temperatura varía lentamente o se mantiene relativamente constante, como en monitoreo de temperatura en piel.

En conjunto, los resultados evidencian que el sensor presenta un comportamiento adecuado en términos de exactitud y una buena repetibilidad bajo condiciones estables. No obstante, se deben realizar pruebas de temperatura controlada en agua para así determinar la precisión de esta prueba.

### **3.3.6. Verificación Funcional**

Se realizó la verificación funcional general del sistema, con el fin de confirmar su correcto funcionamiento y determinar que se encuentra apto para su uso en las condiciones establecidas.

Las pruebas especificadas en la Tabla 28 permiten evaluar el desempeño operativo del sistema, verificando aspectos como la adquisición, transmisión y visualización de datos, así como la respuesta ante diferentes condiciones de operación.

Cada una de las pruebas se llevará a cabo de manera individual para cada incubadora, registrando los resultados en términos de cumplimiento o no cumplimiento.. Se considerará que el sistema cumple con la verificación funcional cuando todas las pruebas sean satisfactorias.

A partir de los resultados obtenidos en las pruebas realizadas en la Tabla 28, se evidencia que ambos sistemas cumplen satisfactoriamente con todos los criterios establecidos. No se presentaron fallos durante la ejecución de las pruebas, y el comportamiento observado fue consistente con lo esperado en cada caso.

Tabla 28: Pruebas de verificación funcional de los sistemas junto con la interfaz IoT

Prueba	Descripción	Sistema 1	Sistema 2
Encendido y apagado	El sistema inicia correctamente sin mensajes de error y muestra valores coherentes en pantalla, y se apaga sin presentar fallos ni reinicios.	Cumple	Cumple
Visualización y transmisión de datos	Datos transmitidos correctamente a la plataforma de monitoreo, actualizándose de manera continua.	Cumple	Cumple
Funcionamiento botón tara	Al activar el botón, se ejecuta el reinicio del valor de peso correctamente.	Cumple	Cumple
Cambio entre modos de operación	El sistema alterna correctamente entre modo bebé y modo aire.	Cumple	Cumple
Estabilidad operativa	El sistema funciona de manera continua durante más de 30 minutos sin reinicios inesperados.	Cumple	Cumple
Integridad física de instalación	El sistema permanece correctamente fijado en la incubadora sin daño físico visible que afecte su funcionamiento.	Cumple	Cumple
Reinicio manual	Tras un reinicio manual, el sistema vuelve a operar sin pérdida de configuración.	Cumple	Cumple

### 3.3.7. Análisis de reproducibilidad y repetibilidad

La reproducibilidad es una variable que mide el desempeño los resultados otorgados por el equipo, evaluando la consistencia de los mismos al ser obtenidos por diferentes operarios en las mismas condiciones, mientras que la repetibilidad mide la consistencia de los resultados al realizar las pruebas de la misma manera en condiciones similares.

Para el sistema del proyecto, se determinó la reproducibilidad de los resultados al realizar dos protocolos separados para cada sistema, con un diferente operario a cargo de los

mismos. Al observar los resultados, se evidenció que los sistemas varían significativamente en su desempeño, sin ningún patrón en particular, entre los protocolos de prueba. Estos resultados diferentes son causados por las causas de error características de cada sensor en el sistema.

No obstante, es importante destacar que ambos sistemas cumplieron con los criterios de validación para la mayoría de las variables evaluadas, manteniéndose dentro de los márgenes de error establecidos en la mayor parte de las mediciones.

La repetibilidad del sistema no logró ser evaluada dado a que no se realizaron pruebas para el mismo sistema por el mismo operario y en las mismas condiciones. Un trabajo a futuro para el proyecto, es determinar correctamente la repetibilidad del sistema.

### 3.4. Indicadores de éxito

Todas las actividades de validación del sistema fueron realizadas por las integrantes del proyecto, siguiendo el protocolo establecido. Los indicadores de éxito pueden ser vistos en la tablas 29 y 30.

Tabla 29: Indicadores de éxito para la validación del sistema – Parte A

Actividad	Variable / Prueba	Indicador de éxito	Criterio
Validación de temperatura ambiente	Medición de temperatura ambiente en diferentes condiciones térmicas dentro de la incubadora	Error absoluto promedio entre la temperatura medida por el sistema y la temperatura de referencia	$\leq \pm 0,5^{\circ}C$
	Medición de temperatura ambiente en diferentes condiciones térmicas dentro de la incubadora	Error absoluto promedio entre la temperatura medida por el sistema y la mostrada por la incubadora	$\leq \pm 0,8^{\circ}C$

Tabla 30: Indicadores de éxito para la validación del sistema – Parte B

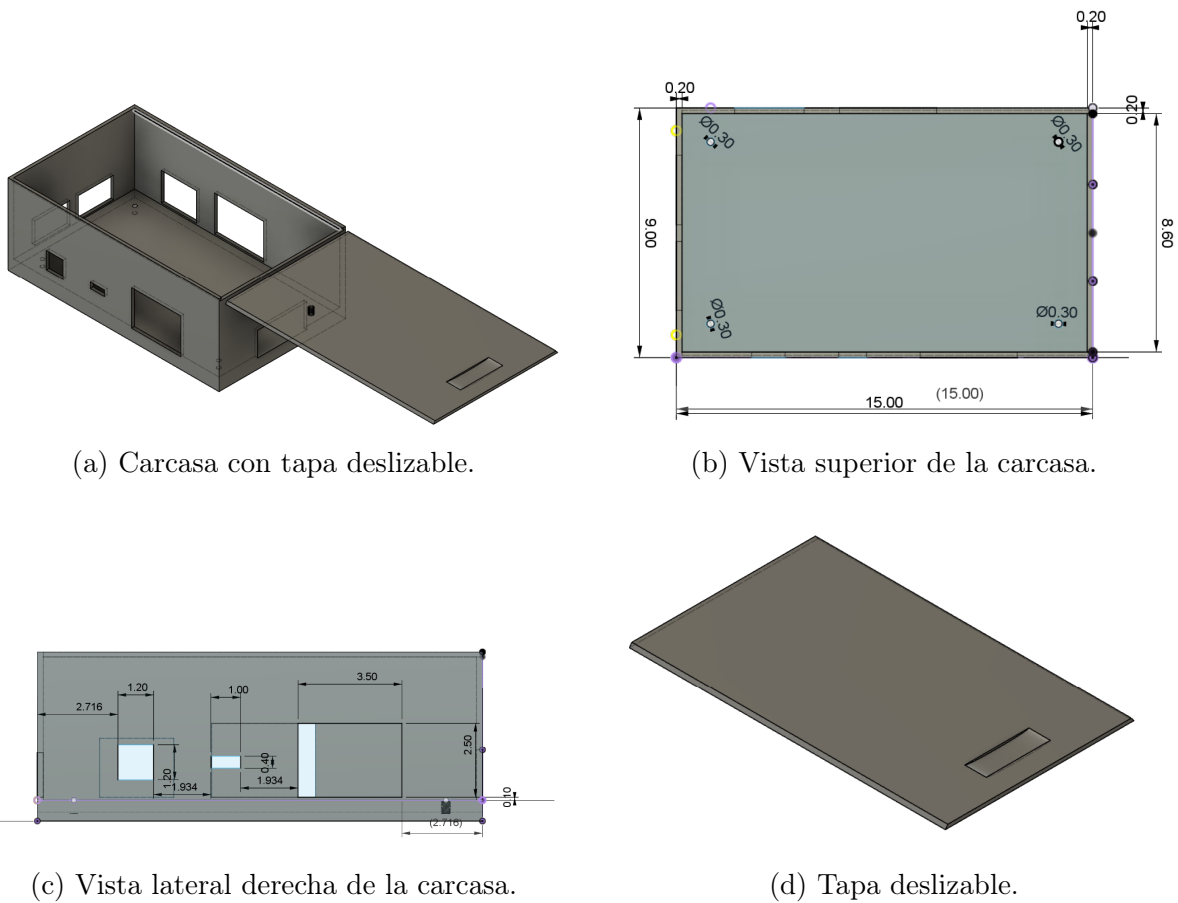
Actividad	Variable / Prueba	Indicador de éxito	Criterio
Validación de temperatura de piel	Medición de temperatura de piel en dos condiciones: agua y contacto directo con piel	Error absoluto promedio entre la temperatura medida por el sistema y la temperatura de referencia durante el intervalo de medición	$\leq \pm 0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$
Validación de humedad relativa	Comparación con termohigrómetro en la mínima y máxima condición de las pruebas realizadas en la variable temperatura ambiente	Error absoluto promedio de la medición	$\leq 10\%$
Validación de peso	Aplicación de cargas conocidas y evaluación de linealidad	Error relativo respecto al valor real	$\leq 2\%$
Validación de ruido	Verificación de respuesta del sistema ante niveles altos de ruido	Activación del sistema ante ruido superiores a 90 dB	$\geq 3$ activaciones
Verificación funcional del sistema	Evaluación de transmisión de datos y estabilidad operativa	Funcionamiento continuo sin fallos	Operación estable $\geq 30$ min sin interrupciones
Aplicación del protocolo	Ejecución completa por diferentes operadores	Consistencia en los resultados obtenidos	Resultados reproducibles

## 3.5. Prototipo final probado

### 3.5.1. Diseño de la carcasa

Diferentes vistas del diseño de la carcasa pueden ser vistas en la figura 34. La carcasa que estará cubriendo el prototipo fue diseñada utilizando el programa de CAD 3D Autodesk Fusion. Las dimensiones de la caja final son de 15cm x 9cm x 5,7cm (Ancho x Largo x Altura). El diseño final también incorpora una tapa deslizante con un diseño de “cola de pato”, que consiste en un corte de acople que tiene una forma trapezoidal que bloquea el movimiento a direcciones no deseadas, fijando el deslizamiento de manera horizontal. Esto permite retirar fácilmente la tapa para acceder al circuito interno, al tiempo que garantiza un ajuste firme que evita su desprendimiento incluso cuando el dispositivo se encuentra en diferentes orientaciones. El diseño también incluye agujeros de rosca para permitir una fijación sencilla a la carcasa. Los tornillos correspondientes son M3 (3mm) de 5 mm de largo.

Se realizó la impresión 3D utilizando filamento PLA dado a su bajo costo, facilidad de fabricación y su dureza adecuada.



(a) Carcasa con tapa deslizable.

(b) Vista superior de la carcasa.

(c) Vista lateral derecha de la carcasa.

(d) Tapa deslizable.

Figura 34: Diseño de la carcasa.

### 3.5.2. Diseño para las bases de las celdas de carga

Para la medida de peso, se diseñó una base de acrílico que permite medir el peso como la suma de las salidas de las celdas de carga. Ambas bases fueron hechas con acrílico de 8mm, y las dimensiones para la base inferior son de 62cm x 32 cm, mientras que las de la base superior son de 60 cm x 30 cm. Ambas bases tienen orificios para permitir el paso de los tornillos correspondientes de las celdas de carga. El diseño final de AutoCAD puede ser visto en las figuras 35 y 36.

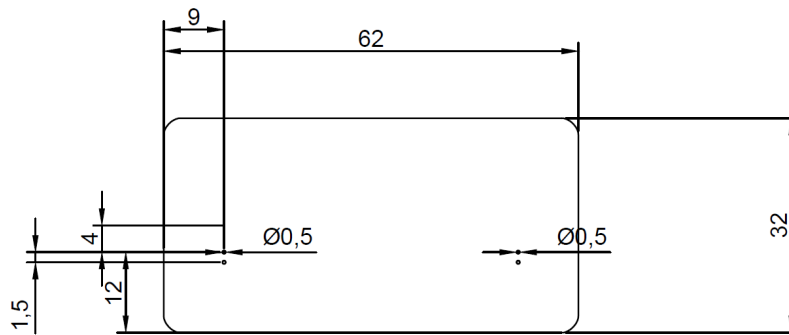


Figura 35: Parte inferior de las bases para las celdas de carga. Las unidades se encuentran expresadas en cm.

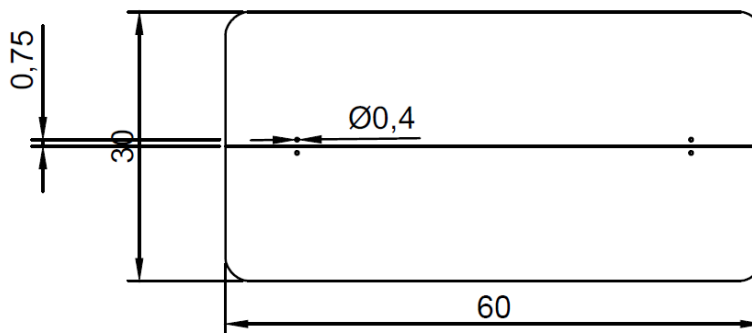


Figura 36: Parte superior de las bases para las celdas de carga. Las unidades se encuentran expresadas en cm.

### 3.5.3. Diseño final e implementación PCB

En la figura 37 se muestra la implementación del circuito impreso (PCB), en el cual se integran todos los sensores y componentes de hardware necesarios para el funcionamiento del sistema.



Figura 37: Implementación PCB

#### 3.5.4. Prototipo final Interfaz IoT

Se realizaron mejoras en la organización y uso de la interfaz desarrollada en Virtuino, la cual fue denominada IncuSense, con el objetivo de optimizar la experiencia del usuario y facilitar la navegación entre las diferentes funcionalidades del sistema.

A diferencia del prototipo inicial, en el cual la visualización se concentraba principalmente en dashboards individuales por incubadora, en esta versión se incorporaron dos ventanas adicionales: una pantalla principal (Home) y una sección de información (Acerca del sistema).

La ventana Home fue diseñada como una vista general del sistema, permitiendo visualizar de manera simultánea el estado de conexión, el modo de operación y las variables principales de cada incubadora, sin necesidad de acceder a la información detallada.

Por su parte, la ventana Acerca del sistema proporciona información complementaria sobre el funcionamiento de la plataforma, incluyendo la descripción de las variables monitoreadas, los modos de operación, instrucciones de uso y la ubicación recomendada de los sensores dentro de la incubadora. Esta sección cumple una función de apoyo al usuario, facilitando la comprensión del sistema.

Para una descripción detallada de la funcionalidad de cada ventana, así como de los

procedimientos de acceso y navegación dentro de la interfaz, se recomienda consultar el Anexo 2.



Figura 38: Prototipo final interfaz del dashboard Home con sistemas conectados.



Figura 39: Prototipo interfaz del dashboard Home con sistemas desconectado.

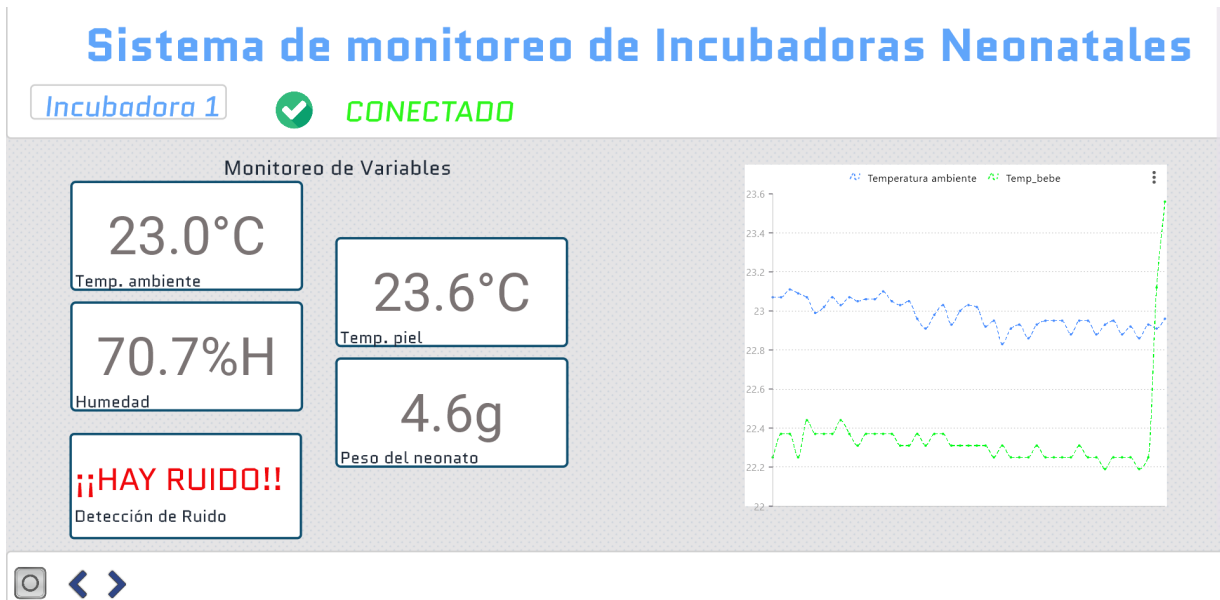


Figura 40: Prototipo interfaz del dashboard de incubadora específica.

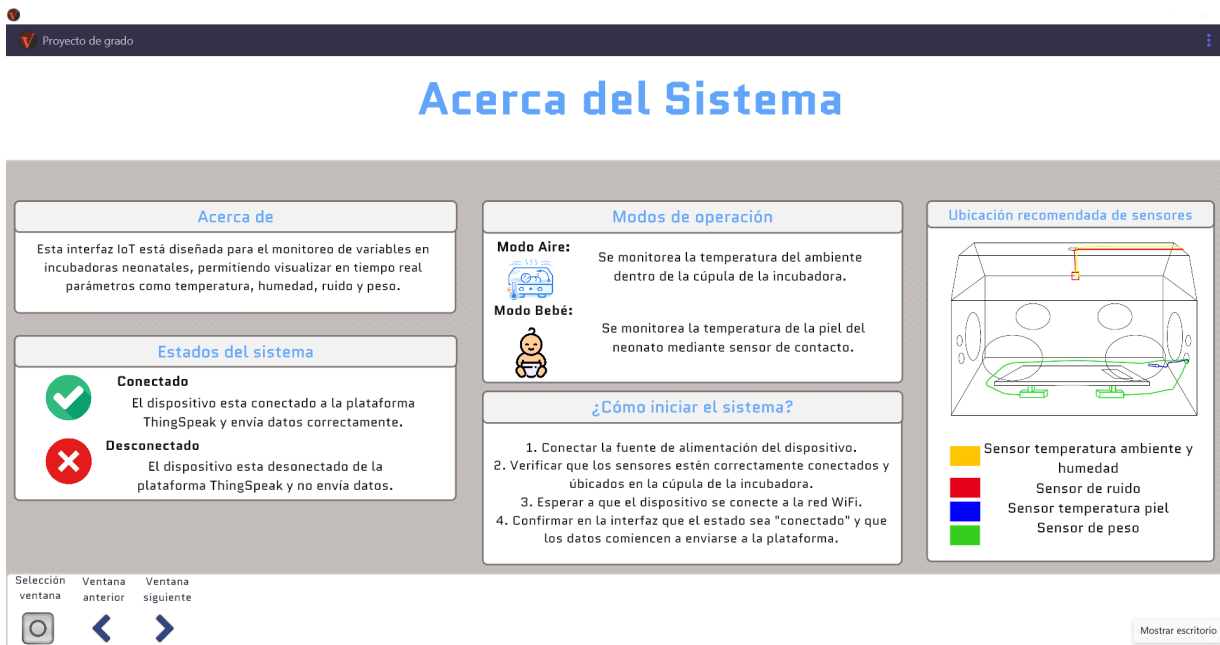


Figura 41: Prototipo interfaz del dashboard acerca del sistema.

### 3.5.5. Implementación del sistema en incubadoras

En esta sección se presenta la implementación de los sistemas desarrollados en las incubadoras del hospital simulado, donde se integraron dos sistemas, uno para cada incubadora. La implementación final se demuestra en detalle en la figura 42. En cuanto al software, no fue necesario realizar modificaciones significativas en el código encargado de la adquisición y transmisión de datos; únicamente se incorporaron los ajustes necesarios para la correcta adaptación y funcionamiento de los sensores implementados.



Figura 42: Prototipos implementados en la incubadora.

### 3.6. Descripción de los siguientes pasos de avance en la tecnología

Con base en los resultados obtenidos durante el desarrollo del proyecto, se identifican diferentes oportunidades de mejora orientadas a optimizar su desempeño y ampliar su aplicabilidad y alcance. Si bien los resultados obtenidos evidencian el correcto funcionamiento del sistema, durante su implementación se identificaron ciertas limitaciones asociadas lo que motiva la propuesta de mejoras orientadas al fortalecimiento del sistema en etapas posteriores de desarrollo.

Como acciones a realizar a corto y mediano plazo, se propone optimizar la calidad de fabricación de la (PCB) desarrollada, dado que en la versión actual se presentaron limitaciones asociadas a la cantidad de cobre disponible en las pistas, lo que dificultó la adecuada realización de soldaduras. Como mejora, se plantea la fabricación de la PCB con mayores espesores de cobre, con el fin de aumentar la estabilidad física de los componentes y la confiabilidad de las conexiones, reduciendo posibles fallos en la conexión de sensores y en la transmisión de datos.

En cuanto a la medición de peso, se plantea la incorporación de múltiples celdas de carga (configuración de cuatro sensores) con el fin de mejorar la distribución de la carga y aumentar la precisión de la medición, lo cual es especialmente relevante para aplicaciones donde se requiere un seguimiento más confiable del peso del neonato. También se sugiere realizar más pruebas de funcionamiento del sistema para determinar factores como la repetibilidad, tiempo de estabilización de sensores (especialmente para la temperatura), la estabilidad del sistema de medición con el tiempo y la calidad de ajuste de la humedad.

Adicionalmente, se propone mejorar la interfaz del sistema mediante la incorporación de funcionalidades que permitan la adición de nuevas incubadoras de forma dinámica, facilitando la escalabilidad de la plataforma en entornos donde se requiera monitorear múltiples unidades de manera simultánea. Por último, se plantea realizar pruebas de funcionamiento en incubadoras más modernas, para así comprobar el correcto funcionamiento del sistema en equipos con tecnologías más recientes.

Para el futuro a largo plazo del proyecto, se plantea como siguiente etapa la implementación del sistema en entornos de prueba más cercanos a su aplicación real, tales como laboratorios de ingeniería biomédica y, posteriormente, unidades de cuidado intensivo neonatal (UCIN). Esto permitiría evaluar su desempeño en condiciones reales de operación y analizar su interacción con el usuario final. Asimismo se sugiere implementar la medición de otras

variables, como presión de  $O_2$  y  $CO_2$ , e implementar sensores más precisos para futuras versiones del prototipo.

Finalmente, se considera relevante evaluar aspectos relacionados con la seguridad y usabilidad del sistema, tales como la protección de datos, la estabilidad de la comunicación IoT y la interacción con el usuario, con el fin de garantizar su posible integración en entornos clínicos reales.

### 3.7. Conclusiones

El desarrollo de este proyecto permitió cumplir el objetivo general planteado mediante el diseño e implementación de un sistema de monitoreo IoT funcional para incubadoras neonatales cerradas, integrando sensores de temperatura ambiente, temperatura en piel, humedad, peso y ruido con una interfaz de visualización remota. La solución desarrollada demostró la viabilidad de centralizar el monitoreo de múltiples variables críticas en incubadoras mediante tecnologías IoT, aportando una alternativa orientada a la supervisión de neonatos en entornos hospitalarios.

El enfoque del proyecto permitió el acceso continuo y la trazabilidad de la información de las variables monitorizadas, además, la incorporación de alarmas y modos de funcionamiento contribuyó a generar una interfaz con el potencial de funcionar como herramienta de apoyo para el monitoreo en incubadoras neonatales. De esta manera, se logró cumplir con los objetivos específicos relacionados con la integración del sistema de adquisición de datos, la transmisión de información mediante tecnologías IoT y la visualización remota de las variables monitorizadas.

A partir de las pruebas de validación realizadas, fue posible verificar el correcto funcionamiento del sistema y dar cumplimiento al objetivo de validación funcional del prototipo mediante pruebas en incubadoras neonatales en un entorno simulado. Se evidenció que la mayoría de las variables monitoreadas cumplieron con los criterios de aceptación definidos durante el proyecto. Los valores para el error absoluto de peso se mantuvieron entre el 0,16 % y 1,98 %, que se mantiene dentro del límite de error (2 %), demostrando el funcionamiento de las celdas de carga para esta aplicación. La medición de temperatura ambiente presentó un comportamiento mayoritariamente estable durante las pruebas realizadas en las incubadoras, obteniendo errores inferiores a  $\pm 0,5$  °C y  $\pm 0,8$  °C, salvo una única prueba que superó el límite de especificación. El sistema de monitoreo de temperatura de piel

permitió obtener lecturas cercanas a los valores de referencia durante las pruebas, teniendo un porcentaje de cumplimiento del 100 %. Por último, la humedad obtuvo resultados favorables luego del ajuste que se realizó, llevando su porcentaje de cumplimiento a aproximadamente 12,5 % a un 100 % . Estos resultados permiten evidenciar la estabilidad y funcionalidad del sistema durante las pruebas realizadas.

Asimismo, fue posible identificar la necesidad de aplicar procesos de calibración y ajustes específicos en algunos sensores, los cuales permitieron mejorar la precisión del sistema con respecto a los equipos de referencia utilizados para la validación, como la corrección lineal en humedad, el ajuste por offset en temperatura y el ajuste del sistema de peso mediante el módulo HX711 por un factor de escala, resaltando la importancia del acondicionamiento y procesamiento adecuado de señales en aplicaciones biomédicas.

Por otra parte, el sistema de medición de ruido no logró detectar variaciones en el ruido ambiental dentro de la incubadora de forma satisfactoria, teniendo un porcentaje de cumplimiento igual al 50 % en cada uno de los protocolos realizados. Esto se debe a factores relacionados con la naturaleza del sensor utilizado, como su sensibilidad, y la dificultad para realizar un ajuste preciso. Estas dificultades permitieron evidenciar que para el monitoreo del nivel de presión sonora requiere de sensores con mayor sensibilidad, y capacidad de acondicionamiento, que permitan detectar pequeñas variaciones de forma confiable dentro de la cúpula de la incubadora. Sin embargo, esto no implica que el sensor carezca de utilidad, ya que, debido a sus características, puede ser empleado en aplicaciones distintas al monitoreo de ruido dentro de incubadoras neonatales.

Aunque el sistema desarrollado corresponde a un prototipo validado únicamente en un entorno simulado, alcanzando el TRL esperado de 4, los resultados obtenidos evidencian su potencial como base para futuros desarrollos enfocados en la supervisión remota de incubadoras neonatales. En etapas posteriores, el sistema podría ampliarse mediante la incorporación de nuevas variables clínicas y ambientales. La integración de estas mediciones permitiría ampliar el alcance funcional del sistema y ofrecer un monitoreo más integral de las condiciones críticas presentes en la UCIN. Asimismo, sería importante optimizar el sistema de medición de ruido, fortalecer los mecanismos de seguridad y gestión de datos, e implementar procesos de validación clínica y regulatoria que permitan avanzar hacia aplicaciones en entornos hospitalarios reales.

## Referencias bibliográficas

- [1] Organización Mundial de la Salud, “Nacimientos prematuros,” *Organización Mundial de la Salud*, 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/preterm-birth> [Accedido: 18 de marzo de 2025].
- [2] Coosalud, “2 de cada 10 niños en Colombia nacen prematuros,” *Coosalud*. [En línea]. Disponible en: <https://coosalud.com/2-de-cada-10-ninos-en-colombia-nacen-prematuros/> [Accedido: 18 de marzo de 2025].
- [3] MedlinePlus, “Neonato: enciclopedia médica,” *MedlinePlus*. [En línea]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/002271.htm> [Accedido: 18 de marzo de 2025].
- [4] Manual MSD, “Sepsis neonatal - Pediatría,” *Manual MSD versión para profesionales*. [En línea]. Disponible en: <https://www.msdmanuals.com/es/professional/pediatría/infecciones-en-recién-nacidos/sepsis-neonatal> [Accedido: 18 de marzo de 2025].
- [5] MedlinePlus, “Bebé prematuro,” *MedlinePlus*. [En línea]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/prematurebabies.html> [Accedido: 18 de marzo de 2025].
- [6] M. Mocking et.al, “Causes, survival rates, and short-term outcomes of preterm births in a tertiary hospital in a low resource setting: An observational cohort study”, *Frontiers in Global Women’s Health*, vol. 3, p. 989020, 2022, Available doi: 10.3389/fgwh.2022.989020.
- [7] L. M. Muhe et.al., “Major causes of death in preterm infants in selected hospitals in Ethiopia (SIP): a prospective, cross-sectional, observational study”, *Lancet Glob. Health*, vol. 7, n.o 8, pp. e1130-e1138, ago. 2019, doi: 10.1016/S2214-109X(19)30220-7.
- [8] MedlinePlus, “Visitar a su bebé en la Unidad de Cuidados Intensivos Neonatales (UCIN): enciclopedia médica”, *MedlinePlus*. [En línea]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/patientinstructions/000590.htm> [Accedido: 18 de marzo de 2025].
- [9] L. Restrepo, N. Durango, N. Gómez, F. González y N. Rivera, “Prototipo de incubadora neonatal,” *Revista Ingeniería Biomédica*, vol. 1, no. 1, 2007. [En línea].

- Disponible en: [http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1909-97622007000100012](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1909-97622007000100012) [Accedido: 18 de marzo de 2025].
- [10] X. Pardell y L. Núria ,Curso Incubadoras - Apuntes de Electromedicina". *Apuntes de Electromedicina*. [En línea]. Disponible en: <https://www.pardell.es/curso-incubadoras.html> [Accedido: 18 de marzo de 2025].
- [11] Ningbo David, *90 Series Service Manual*, ManualsLib. [En línea]. Disponible en: <https://www.manualslib.com/manual/1903017/Ningbo-David-90-Series.html> [Accedido: 28 de marzo de 2025].
- [12] X. Pardell, «Incubadora Neonatal - Apuntes de Electromedicina», *Apuntes de Electromedicina*. [En línea]. Disponible en: <https://www.pardell.es/> [Accedido: 18 de marzo de 2025].
- [13] D. A. Muñoz Juanias, “Sistema para monitoreo y supervisión de variables y condiciones de funcionamiento en incubadoras neonatales a través de internet de las cosas (IoT),” 2020. [En línea]. Disponible en: <https://catalogo.escuelaing.edu.co/cgi-bin/koha/opac-detail.pl?biblionumber=22375> [Accedido: 18 de marzo de 2025].
- [14] G. V. Moreano Sánchez, “Diseño y Construcción de un sistema de control de temperatura y humedad para un prototipo de incubadora neonatal que incluya monitoreo de signos vitales,” Tesis, Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador, 2015. [En línea]. Disponible en: <https://bibdigital.epn.edu.ec/handle/15000/9133> [Accedido: 18 de marzo de 2025].
- [15] G. A. A. Hernández, F. A. H. Rueda, L. J. V. Escobar, y S. A. Salinas, "Sistema e-Salud para el monitoreo de un prototipo de incubadora neonatal", *Ciencia E Ingeniería*, vol. 38, no. 2, pp. 107-112.
- [16] F. I. Rashid, A. L. Basem, A. K. Hussein, A. K. Al-Obaidi, M. A. Ben Hamida y M. B., “Advancements and Innovations in Thermodynamics for Infant Incubators: A Review,” *International Journal of Heat and Technology*, vol. 41, no. 6, pp. 1543–1553, 2023. doi: 10.18280/ijht.410616.
- [17] S. C. Nwaneri, J. W. Sojobi, A. O. Oyelade, B. N. Ezenwa, O. J. Balogun y U. C. Uregbulam, “A low-cost IoT based neonatal incubator for resource-poor settings,” *West Indian Journal of Engineering*, vol. 43, no. 1, pp. 11–20, 2020.

- [18] International Electrotechnical Commission, “Medical electrical equipment – Part 1: General requirements for basic safety and essential performance,” IEC 60601-1, 2005.
- [19] International Electrotechnical Commission, “Medical electrical equipment – Part 2-19: Particular requirements for the basic safety and essential performance of infant incubators,” IEC 60601-2-19, 2023.
- [20] Congreso de la República de Colombia, *Ley 1581 de 2012, Diario Oficial No. 48587*, Bogotá, Colombia, Oct. 17, 2012. [En línea]. Disponible en: <https://www.funcionpublica.gov.co/documents/418537/506911/Ley+1581+de+2012.pdf>.
- [21] International Organization for Standardization, “NTC-ISO/IEC 17025:2017”, ISO/IEC 17025, 2017.
- [22] S. Khandani, “Engineering design process”, Agosto, 2005. [En línea]. Disponible en: <https://resources.saylor.org/wwwresources/archived/site/wp-content/uploads/2012/09/ME101-4.1-Engineering-Design-Process.pdf> .[Accedido: 8 de septiembre de 2025].
- [23] “MAX30205: Human Body Temperature Sensor.” *Alldatasheet*. [En línea]. Disponible en: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/906642/MAXIM/MAX30205.html> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [24] “Sensor de temperatura MAX30205 de alta precisión.” *Bigtronica*. [En línea]. Disponible en: <https://www.bigtronica.com/sensores/temperatura/2822-sensor-de-temperatura-max30205-de-alta-precision-5053212028220.html> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [25] “334-NTCXXX-RC Series.” *Alldatasheet*. [En línea]. Disponible en: <https://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=NTC103&sField=1> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [26] “Sensores de temperatura - termistor NTC.” *Ferretrónica*. [En línea]. Disponible en: <https://www.ferretronica.com/products/sensores-de-temperatura-termistor-ntc> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [27] “Sensor de temperatura de termistor epoxi de precisión 3950 NTC 10K.” *Aliexpress*. [En línea]. Disponible en: <https://es.aliexpress.com/item/4001165777991.html> [Accedido: 14 de octubre de 2025].

- [28] “Sensor de temperatura DS18B20 tipo sonda.” *Electronilab*. [En línea]. Disponible en: <https://electronilab.co/tienda/sensor-de-temperatura-ds18b20-tipo-sonda/> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [29] “LM35 precision centigrade temperature sensors.” *Alldatasheet*. [En línea]. Disponible en: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/517588/TI1/LM35.html> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [30] “Sensor de temperatura analógico LM35.” *Mercado Libre*. [En línea]. Disponible en: [https://articulo.mercadolibre.com.co/MCO-806898291-sensor-de-temperatura-analogico-lm35-\\_JM](https://articulo.mercadolibre.com.co/MCO-806898291-sensor-de-temperatura-analogico-lm35-_JM) [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [31] “BMP280 digital pressure sensor.” *Alldatasheet*. [En línea]. Disponible en: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/1132069/BOSCH/BMP280.html> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [32] “Sensor de presión y temperatura BMP280 3.3V Arduino.” *Mercado Libre*. [En línea]. Disponible en: <https://www.mercadolibre.com.co/sensor-de-presion-y-temperatura-bmp280-33v-arduino/up/MCOU2429229725> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [33] “SHT30-DIS: 3rd generation high-reliability humidity and temperature sensor.” *Alldatasheet*. [En línea]. Disponible en: <https://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/download/1522465/SENSIRION/SHT30-DIS.html> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [34] “Sensor humedad y temperatura SHT3x I2C Arduino.” *Falabella*. [En línea]. Disponible en: <https://www.falabella.com.co/falabella-co/product/129447422/Sensor-humedad-Y-Temperatura-Sht3x-I2c-Arduino/129447423> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [35] “DHT11.” *Sigma Electrónica*. [En línea]. Disponible en: <https://www.sigmaelectronica.net/producto/dht11/> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [36] “Sensor de humedad y temperatura HDC1080 GY-213V.” *Ferretrónica*. [En línea]. Disponible en: <https://www.ferretronica.com/products/sensor-de-humedad-y-temperatura-hdc1080-gy-213v> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [37] “Sensor de humedad y temperatura HTU21 GY-21.” *MACTRONICA*. [En línea]. Disponible en: <https://www.mactronica.com.co/sensor-de-humedad-y-temperatura->

- si7021?utm\_source=js-google-shopping-app&utm\_medium=js-google-shopping-app&srsrslid=AfmBOopys4GgUH5awQEuX4sRLCMYehNQXLYi-mtZYDsNrK-MpO2ma6MzAlw [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [38] “Tarjeta MAX4466.” *Sigma Electrónica*. [En línea]. Disponible en: <https://www.sigmaelectronica.net/producto/tarjeta-max4466/> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [39] “KS0035 Microphone sound sensor with potentiometer.” *Keyestudio Wiki*. [En línea]. Disponible en: [https://wiki.keyestudio.com/KS0035\\_Microphone\\_Sound\\_Sensor\\_with\\_Potentiometer](https://wiki.keyestudio.com/KS0035_Microphone_Sound_Sensor_with_Potentiometer) [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [40] “KY-037 high sensitivity sound detection module.” *ArduinoModulesInfo*. [En línea]. Disponible en: <https://arduinomodulesinfo-1ba70b.ingress-haven.ebp.live/ky-037-high-sensitivity-sound-detection-module/> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [41] “Módulo sensor de sonido micrófono ajustable Arduino KY-038.” *Arca Electrónica*. [En línea]. Disponible en: <https://www.arcaelectronica.com/products/modulo-sensor-de-sonido-microfono-ajustable-arduino> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [42] “Celda de carga 10 kg.” *Mercado Libre*. [En línea]. Disponible en: <https://www.mercadolibre.com.co/celda-de-carga-10kg/up/MCOU2552272749> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [43] “Celda de carga 50 kg sensor de peso.” *Ferretrónica*. [En línea]. Disponible en: <https://www.ferretronica.com/products/celda-de-carga-50kg-sensor-de-peso> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [44] “Sensor de fuerza FlexiForce A301 25 lbs.” *Vistronica*. [En línea]. Disponible en: <https://www.vistronica.com/sensores/presion/sensor-de-fuerza-flexiforce-a301-25-lbs-detail.html> [Accedido: 14 de octubre de 2025].
- [45] A. Choudhary, “Internet of Things: A comprehensive overview, architectures, applications, simulation tools, challenges and future directions,” *Discover Internet of Things*, vol. 4, no. 1, 2024.
- [46] J. Gubbi, R. Buyya, S. Marusic y M. Palaniswami, “Internet of Things (IoT): A vision, architectural elements, and future directions,” *Future Generation Computer Systems*, vol. 29, no. 7, pp. 1645–1660, 2013.

- [47] N. Naik, “Choice of effective messaging protocols for IoT systems: MQTT, CoAP, AMQP and HTTP,” en *2017 IEEE International Systems Engineering Symposium (ISSE)*, 2017, pp. 1–7.
- [48] “Learn More - ThingSpeak IoT.” *MathWorks*. [En línea]. Disponible en: [https://thingspeak.mathworks.com/pages/learn\\_more](https://thingspeak.mathworks.com/pages/learn_more) [Accedido: 13 de octubre de 2025].
- [49] P. Putri, M. A. Saragi, Y. A. E. H. Hasibuan, Z. R. Sihombing y S. Aryza, “A prototype IoT temperature and humidity monitoring ESP32 based via ThingSpeak,” *IN-FOKUM*, vol. 13, no. 1, 2024.
- [50] “Plataforma.” *Ubidots*. [En línea]. Disponible en: <https://es.ubidots.com/platform> [Accedido: 13 de octubre de 2025].
- [51] “Connect an ESP32-DevKitC to Ubidots over MQTT.” *Ubidots*. [En línea]. Disponible en: <https://help.ubidots.com/en/articles/748067-connect-an-esp32-devkitc-to-ubidots-over-mqtt?> [Accedido: 13 de octubre de 2025].
- [52] “Adafruit IO.” *Adafruit*. [En línea]. Disponible en: <https://io.adafruit.com/> [Accedido: 18 de octubre de 2025].
- [53] “Low-code IoT platform.” *Blynk*. [En línea]. Disponible en: <https://www.blynk.io/> [Accedido: 18 de octubre de 2025].
- [54] “Home.” *Virtuino*. [En línea]. Disponible en: <https://virtuino.com/index.php> [Accedido: 18 de octubre de 2025].
- [55] “Streamlit - A faster way to build and share data apps.” *Streamlit*. [En línea]. Disponible en: <https://streamlit.io/> [Accedido: 18 de octubre de 2025].
- [56] “Firebase Realtime Database.” *Firebase*. [En línea]. Disponible en: <https://firebase.google.com/docs/database?hl=es-419> [Accedido: 18 de octubre de 2025].
- [57] “What is IFTTT?” *IFTTT*. [En línea]. Disponible en: [https://ifttt.com/explore/new\\_to\\_ifttt](https://ifttt.com/explore/new_to_ifttt) [Accedido: 18 de octubre de 2025].
- [58] Ningbo David Medical Device, *YP-970 Infant Incubator*.
- [59] Y. A. Yitayew, E. B. Aitaye, H. W. Lechissa y L. O. Gebeyehu, “Neonatal hypothermia and associated factors among newborns admitted in the neonatal intensive care unit of

- Dessie Referral Hospital, Amhara Region, Northeast Ethiopia,” *International Journal of Pediatrics*, vol. 2020, p. 3013427, Sep. 2020, doi: 10.1155/2020/3013427.
- [60] R. H. Pantell, K. B. Roberts, W. G. Adams, B. P. Dreyer, N. Kuppermann, S. T. O’Leary, K. Okechukwu y C. R. Woods Jr., “Evaluation and management of well-appearing febrile infants 8 to 60 days old,” *Pediatrics*, vol. 148, no. 2, p. e2021052228, Aug. 2021, doi: 10.1542/peds.2021-052228.
- [61] Ningbo David Medical Device, *90-Series Infant Incubator*.
- [62] N. A. Zen, I. Permatasari, S. Indriyanto, J. Sasmita y L. Yuliantini, “Preliminary study of the using KY-038 sensor based on Arduino UNO and LabVIEW to determine the pulse rate,” *JURNAL FISIKA DAN APLIKASINYA*, vol. 16, no. 2, p. 4, Jun. 2020, doi: 10.12962/j24604682.v16i2.6092.
- [63] J. Wu, “A Basic Guide to I2C,” Texas Instruments, SBAA565, Nov. 2022.

## Anexos

- A) Protocolo de Validación
- B) Manual de Operación interfaz
- C) Protocolos de Validación y códigos para sistemas

## A. Protocolo de Validación

<b>PROTOCOLO DE VALIDACIÓN DEL SISTEMA DE MONITOREO IoT INSTALADO EN INCUBADORAS NEONATALES CERRADAS</b>					
<b>REALIZADO</b>	Angelica Bernal e Isabella Hurtado	<b>FECHA</b>		<b>SEMESTRE</b>	2026-1
<b>DEFINICIONES</b>					
<b>Sistema de monitoreo</b>	Sistema IoT externo a la incubadora neonatal, encargado de la adquisición de variables mediante sensores ubicados para medir condiciones internas de operación, sin modificar ni interferir con el equipo biomédico.	<b>Equipo biomédico</b>	Incubadora neonatal cerrada sobre el cual se implementa el sistema de monitoreo y se realizan las pruebas de validación.		
<b>Equipo de referencia</b>	Dispositivo patrón utilizado para la comparación de las mediciones obtenidas por el sistema de monitoreo.	<b>Condiciones de prueba</b>	Conjunto de parámetros controlados bajo los cuales se realizan las mediciones		
<b>1. INFORMACIÓN GENERAL</b>					
<b>1.1 OBJETIVO</b>			<b>1.2 ALCANCE</b>		
Validar el desempeño del sistema de monitoreo instalado en incubadoras neonatales cerradas del hospital simulado de la PUJ, mediante la medición y comparación de cada una de las variables evaluadas con equipos de referencia.			Este protocolo aplica al sistema de monitoreo IoT desarrollado en el proyecto como prototipo académico, instalado de manera externa a la incubadora, contemplando la validación de las variables medidas por el sistema. No incluye la validación clínica ni certificación del equipo médico.		
<b>2. METODOLOGÍA DE EVALUACIÓN</b>					
<b>2.1 VARIABLE</b>		<b>MEDIDO SI/NO</b>	<b>2.2 PROCEDIMIENTO GENERAL</b>		
Temperatura ambiente (°C)			1. Instalar el sistema externamente. 2. Encender sistema y equipos de referencia. 3. Registrar mediciones. 4. Repetir para el número de ensayos y variables definidas.		
Temperatura piel (°C)					
Humedad (%H)					
Ruido					
Peso (g)					
<b>3. PRUEBAS ESPECÍFICAS POR VARIABLE</b>					
<b>3.1 HERRAMIENTAS A UTILIZAR</b>					
<b>HERRAMIENTA</b>	<b>CUMPLE / NO CUMPLE</b>	<b>HERRAMIENTA</b>	<b>CUMPLE / NO CUMPLE</b>		
TERMÓMETRO		SONÓMETRO			
MULTÍMETRO		BÁSCULA			
TERMOHIGRÓMETRO					
<b>3.2 CONDICIONES DEL EQUIPO</b>					
Incubadora en modo aire		Sensores ubicados dentro de la incubadora sin contacto con superficies metálicas			
Temperatura programada de inicio: 28 °C					
Sistema encendido y estabilizado (mínimo 30 min)					
<b>3.3 VALIDACIÓN DE PESO</b>					
Se realizarán pruebas utilizando patrones de referencia conocidos. Para ello, se emplearán pesas calibradas y modelos simulados con peso previamente establecido (según ficha técnica). Durante cada ensayo, se comparará el valor registrado por el sistema de medición basado en galgas extensiométricas con el peso real de referencia, con el fin de evaluar el error y la repetibilidad del sensor.					
<b>CRITERIO DE CUMPLIMIENTO</b>	≤ 2 %				

REFERENCIA	MEDICIÓN 1 (g)	MEDICIÓN 2 (g)	MEDICIÓN 3 (g)	MEDICIÓN 4 (g)	PROMEDIO	ERROR RELATIVO	PASA / NO PASA
Pesa / 100 g							NO PASA
Pesa / 200 g							NO PASA
Pesa / 500 g							NO PASA
Modelo /400g							NO PASA
Modelo 2.2Kg							NO PASA
Modelo /3Kg							NO PASA
<b>VALIDACIÓN GENERAL</b>			Todas las pruebas deben pasar			NO VALIDADO	
<b>3.4 VALIDACIÓN DE RUIDO</b>							
<p>Se realizarán pruebas utilizando un sonómetro como equipo de referencia para medir los niveles reales de presión sonora (dB). La evaluación se centrará en comprobar la sensibilidad del sistema y determinar el umbral de activación. La prueba se dividirá en dos escenarios: un nivel bajo de ruido, en el cual se realizarán mediciones en condiciones de silencio sin reproducción de audio, y un nivel alto de ruido, donde se reproducirán audios con alta intensidad sonora. Durante cada ensayo se registrará el valor medido por el sonómetro y la respuesta del sistema.</p>							
<b>PRUEBA DE NIVELES DEFINIDOS</b>							
<b>SILENCIO</b>				<b>NIVEL ALTO</b>			
<b>ESTADO ESPERADO</b>		No activo		<b>ESTADO ESPERADO</b>		Activo	
<b>TIEMPO (min)</b>	<b>SONÓMETRO (dB)</b>	<b>DETECCIÓN SI / NO</b>	<b>TIEMPO (min)</b>	<b>SONÓMETRO</b>	<b>DETECCIÓN SI / NO</b>		
1			1				
2			2				
3			3				
4			4				
5			5				
<b>VERIFICACIÓN DE CUMPLIMIENTO – RUIDO</b>							
<b>NIVEL</b>	<b>PROMEDIO MEDIDO</b>	<b>PORCENTAJE CUMPLIMIENTO:</b>				<b>PASA / NO PASA</b>	
BAJO	#¡DIV/0!						
ALTO	#¡DIV/0!						
<b>VALIDACIÓN GENERAL</b>			Todas las pruebas deben pasar			NO VALIDADO	
<b>DETERMINACIÓN DEL UMBRAL DE ACTIVACIÓN</b>							
<p>Se aumentará progresivamente el nivel de presión sonora mediante la reproducción de audios con niveles crecientes de ruido. El proceso se llevará a cabo manteniendo constantes las condiciones, como la ubicación del dispositivo emisor y la posición del sistema de monitoreo, garantizando la reproducibilidad de las mediciones. Durante cada incremento en el nivel de sonido, se registrará el valor de presión sonora medido por el sonómetro y la respuesta del sistema.</p>							
<b>INTENTO</b>	<b>SONÓMETRO (dB)</b>		<b>DETECCIÓN SI / NO</b>				
1							
2							
3							
4							
5							
<b>UMBRAL ESTIMADO DE ACTIVACIÓN</b>							
<b>PROMEDIO DETECCIÓN</b>						0	

### 3.5 VALIDACIÓN DE TEMPERATURA AMBIENTE

Se evaluará la medición de temperatura ambiente obtenida mediante el sensor SHT30-D. Los valores se compararán con la incubadora en operación y un multímetro con termocupla. Al realizar las pruebas de incremento, en cada cambio de temperatura se debe esperar 30min para empezar a tomar los datos; y en pruebas de disminución se debé esperar 15 min y empezar a tomar los datos.

<b>ERROR 1: INCUBADORA -MEDIDO</b>	<b>ERROR 2: REFERENCIA -MEDIDO</b>	<b>ERROR 3: ENSAYO-MEDIDO</b>	
<b>CRITERIO DE ACEPTACIÓN PARA ERROR 1</b>	$\pm 0,8^{\circ}\text{C}$	<b>CRITERIO DE ACEPTACIÓN PARA ERROR 2</b>	$\pm 0,5^{\circ}\text{C}$

#### REGISTRO DE DATOS – PRUEBA DE INCREMENTO DE TEMPERATURA AMBIENTE

TEMPERATURA ENSAYO:				28°C		
TIEMPO (min)	INCUBADORA	MEDIDO	REFERENCIA	ERROR 1	ERROR 2	ERROR 3
0						
2						
4						
6						
8						
10						
<b>PROMEDIO</b>						
<b>DESVIACIÓN ESTANDAR</b>						

TEMPERATURA ENSAYO:				31°C		
TIEMPO (min)	INCUBADORA	MEDIDO	REFERENCIA	ERROR 1	ERROR 2	ERROR 3
0						
2						
4						
6						
8						
10						
<b>PROMEDIO</b>						
<b>DESVIACIÓN ESTANDAR</b>						

TEMPERATURA ENSAYO:				34°C		
TIEMPO (min)	INCUBADORA	MEDIDO	REFERENCIA	ERROR 1	ERROR 2	ERROR 3
0						
2						
4						
6						
8						
10						
<b>PROMEDIO</b>						
<b>DESVIACIÓN ESTANDAR</b>						

TEMPERATURA ENSAYO:				37°C		
TIEMPO (min)	INCUBADORA	MEDIDO	REFERENCIA	ERROR 1	ERROR 2	ERROR 3
0						
2						
4						
6						
8						
10						
<b>PROMEDIO</b>						
<b>DESVIACIÓN ESTANDAR</b>						

<b>PROMEDIO</b>						
<b>DESVIACIÓN ESTANDAR</b>						
<b>REGISTRO DE DATOS – PRUEBA DE DISMINUCIÓN DE TEMPERATURA AMBIENTE</b>						
<b>TEMPERATURA ENSAYO:</b>				37°C		
<b>TIEMPO (min)</b>	<b>INCUBADORA</b>	<b>MEDIDO</b>	<b>REFERENCIA</b>	<b>ERROR 1</b>	<b>ERROR 2</b>	<b>ERROR 3</b>
0						
2						
4						
6						
8						
10						
<b>PROMEDIO</b>						
<b>DESVIACIÓN ESTANDAR</b>						
<b>TEMPERATURA ENSAYO:</b>				34°C		
<b>TIEMPO (min)</b>	<b>INCUBADORA</b>	<b>MEDIDO</b>	<b>REFERENCIA</b>	<b>ERROR 1</b>	<b>ERROR 2</b>	<b>ERROR 3</b>
0						
2						
4						
6						
8						
10						
<b>PROMEDIO</b>						
<b>DESVIACIÓN ESTANDAR</b>						
<b>TEMPERATURA ENSAYO:</b>				31°C		
<b>TIEMPO (min)</b>	<b>INCUBADORA</b>	<b>MEDIDO</b>	<b>REFERENCIA</b>	<b>ERROR 1</b>	<b>ERROR 2</b>	<b>ERROR 3</b>
0						
2						
4						
6						
8						
10						
<b>PROMEDIO</b>						
<b>DESVIACIÓN ESTANDAR</b>						
<b>TEMPERATURA ENSAYO:</b>				28°C		
<b>TIEMPO (min)</b>	<b>INCUBADORA</b>	<b>MEDIDO</b>	<b>REFERENCIA</b>	<b>ERROR 1</b>	<b>ERROR 2</b>	<b>ERROR 3</b>
0						
2						
4						
6						
8						
10						
<b>PROMEDIO</b>						
<b>DESVIACIÓN ESTANDAR</b>						

VERIFICACIÓN DE CUMPLIMIENTO – TEMPERATURA AMBIENTE						
TIPO PRUEBA	TEMP ENSAYO	PROMEDIO ERROR 1	PASA/ NO PASA	PROMEDIO ERROR 2	PASA/ NO PASA	PASA/ NO PASA
Incremento	28°C		NO PASA		NO PASA	NO PASA
Incremento	31°C		NO PASA		NO PASA	NO PASA
Incremento	34°C		NO PASA		NO PASA	NO PASA
Incremento	37°C		NO PASA		NO PASA	NO PASA
Disminución	37°C		NO PASA		NO PASA	NO PASA
Disminución	34°C		NO PASA		NO PASA	NO PASA
Disminución	31°C		NO PASA		NO PASA	NO PASA
Disminución	28°C		NO PASA		NO PASA	NO PASA
<b>VALIDACIÓN GENERAL</b>			Todas las pruebas deben pasar			<b>NO VALIDADO</b>
<b>3.6 VALIDACIÓN DE HUMEDAD</b>						
Se evaluará la medición de humedad relativa durante la ejecución de las pruebas de temperatura ambiente, simultáneamente se registrará la humedad relativa indicada por el sistema y por el termohigrómetro. Una vez alcanzada la estabilización térmica en cada condición, se realizarán registros de humedad durante 5 minutos, tomando una lectura por minuto, calculando el valor promedio y evaluando la diferencia entre ambos equipos.						
<b>TEMPERATURA ENSAYO:</b>		28°C		<b>TEMPERATURA ENSAYO:</b>		37°C
TIEMPO (MIN)	TERMOHIGRÓMETRO	MEDIDO	TIEMPO (MIN)	TERMOHIGRÓMETRO	MEDIDO	
0			0			
2			2			
4			4			
6			6			
8			8			
10			10			
<b>VERIFICACIÓN DE CUMPLIMIENTO – HUMEDAD</b>						
CONDICIÓN TÉRMICA	PROMEDIO REFERENCIA	PROMEDIO MEDIDO	ERROR PROMEDIO	CRITERIO	PASA/ NO PASA	
28 °C				≤ 10 % HR	<b>NO PASA</b>	
37 °C				≤ 10 % HR	<b>NO PASA</b>	
<b>VALIDACIÓN GENERAL</b>			Todas las pruebas deben pasar			<b>NO VALIDADO</b>
<b>3.7 VALIDACIÓN DE TEMPERATURA PIEL</b>						
<b>CONDICIONES DEL EQUIPO</b>						
Incubadora en modo bebé			Sensores ubicados dentro de la incubadora sin contacto con superficies metálicas			
Puertas cerradas durante la medición						
Pruebas comparativas utilizando un instrumento de referencia para verificar el correcto funcionamiento del sensor. Se registraron los valores medidos por ambos dispositivos en las mismas condiciones.						
<b>PRUEBA DE AGUA</b>			<b>PRUEBA EN PIEL</b>			
Calentar agua en microondas o estufa de 1 min a 1:30 min y esperar hasta que la temperatura del agua este en 50°C y luego tomar las mediciones del sensor y compararlas con un termómetro de referencia.			Colocar tanto el sensor como el termómetro de referencia en la axila de una persona y esperar 1 min y luego empezar a tomar las mediciones.			

TIEMPO (min)	REFERENCIA °C	MEDIDO °C	ERROR ABSOLUTO	TIEMPO (min)	REFERENCIA °C	MEDIDO °C	ERROR ABSOLUTO
0				0			
2				2			
4				4			
6				6			
8				8			
10				10			
<b>PROMEDIO</b>							
<b>VERIFICACIÓN DE CUMPLIMIENTO – TEMPERATURA PIEL</b>							
TIPO DE PRUEBA		PROMEDIO ERROR		CRITERIO		PASA/ NO PASA	
AGUA				±0.5°C		NO PASA	
PIEL				±0.5°C		NO PASA	
<b>VALIDACIÓN GENERAL</b>			Todas las pruebas deben pasar			<b>NO VALIDADO</b>	
<b>RESUMEN DE RESULTADOS Y EVALUACIÓN FINAL</b>							
PRUEBA	VALIDACIÓN		CRITERIO DE VALIDACIÓN FINAL				
PESO	NO VALIDADO		El sistema de monitoreo se considerará validado si al menos el 90% de las pruebas realizadas cumplen con los criterios de aceptación establecidos para cada variable evaluada.				
RUIDO	NO VALIDADO						
TEMPERARURA AMBIENTE	NO VALIDADO						
HUMEDAD	NO VALIDADO						
TEMPERARURA PIEL	NO VALIDADO						
<b>VALIDACIÓN FINAL DEL SISTEMA</b>							

## B. Manual de Operación de interfaz IncuSense

Manual de operación Interfaz

# Incusense

Para proyecto de grado:

**Diseño e implementación de un sistema de monitoreo IoT para incubadoras  
neonatales cerradas mediante sensores integrados**

Estudiantes de pregrado de Ingeniería Biomédica

Angelica Bernal e Isabella Hurtado

Pontificia Universidad Javeriana Cali

Versión 1.0 - 14 de mayo de 2026



Pontificia Universidad  
**JAVERIANA**  
Cali

## Índice

<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	<b>2</b>
<b>2. REQUISITOS DEL SISTEMA</b>	<b>2</b>
2.1. Requisitos de hardware . . . . .	2
2.2. Requisitos de software . . . . .	2
<b>3. ACCESO A LA INTERFAZ IoT</b>	<b>3</b>
3.1. Instalación de la aplicación . . . . .	3
3.2. Carga del proyecto . . . . .	3
<b>4. NAVEGACIÓN DE LA INTERFAZ</b>	<b>5</b>
4.1. Ventana Home: . . . . .	5
4.2. Ventana Incubadora 1 / Incubadora 2 . . . . .	7
4.3. Ventana Acerca del sistema . . . . .	10
4.4. Menú general de la interfaz IncuSense . . . . .	10
4.5. Menú gestión de alertas . . . . .	12
4.5.1. Configuración nueva alerta . . . . .	13
<b>5. OPERACIÓN DEL SISTEMA</b>	<b>15</b>
5.1. Encendido del sistema . . . . .	15
5.2. Apagado del sistema . . . . .	16
5.3. Selección del modo . . . . .	16
5.4. Botón tara . . . . .	16
<b>6. SOLUCIÓN DE PROBLEMAS</b>	<b>16</b>
<b>7. RECOMENDACIONES DE USO</b>	<b>17</b>

## 1. INTRODUCCIÓN

El presente manual describe el funcionamiento, instalación y operación de la interfaz IncuSense desarrollada para el monitoreo de variables asociadas al entorno de una incubadora neonatal. Este sistema permite la visualización en tiempo real de variables críticas como temperatura, humedad relativa, peso y ruido, facilitando el seguimiento de las condiciones del entorno del neonato.

El sistema se basa en un microcontrolador ESP32, el cual adquiere los datos provenientes de múltiples sensores y los transmite mediante conectividad Wi-Fi hacia una plataforma en la nube. Específicamente, los datos son enviados a la plataforma ThingSpeak, donde se realiza su almacenamiento y procesamiento inicial. Posteriormente, se implementa una interfaz IoT en la plataforma Virtuino IoT, la cual permite la visualización final de las variables en tiempo real, así como la configuración de alarmas y la interacción con el sistema.

Este manual está dirigido a estudiantes, ingenieros y usuarios que requieran operar el sistema, proporcionando instrucciones claras desde la instalación hasta la interpretación de los datos.

## 2. REQUISITOS DEL SISTEMA

### 2.1. Requisitos de hardware

Para el correcto funcionamiento del sistema se requiere:

- Microcontrolador ESP32 con su cable de carga
- Sensor de temperatura de piel (DS18B20)
- Sensor de temperatura ambiente y humedad (SHT3X)
- Dos celdas de carga con módulos HX711
- Sensor de ruido KY-037
- Red WiFi disponible

### 2.2. Requisitos de software

- Sistema operativo: El sistema fue desarrollado en computador, con el diseño de la interfaz de manera horizontal. En caso de usar otro dispositivo se debe revisar y confirmar la compatibilidad del proyecto y comandos

- Arduino IDE
- ThingSpeak
- Aplicación Virtuino IoT
- Conexión a internet
- Computador o dispositivo móvil

### 3. ACCESO A LA INTERFAZ IoT

#### 3.1. Instalación de la aplicación

Para utilizar el sistema, el usuario debe instalar la aplicación Virtuino IoT en su dispositivo:

1. Abrir navegador web
2. Buscar "Virtuino IoT"
3. Seleccionar "Download Virtuino IoT"
4. Seleccionar el sistema operativo correspondiente a su dispositivo para proceder con la descarga de la aplicación.



Download the latest **Virtuino IoT ver 0.6.25 Feb-01-2026**

Figura 1: Sistemas operativos disponibles para la descarga de Virtuino IoT

#### 3.2. Carga del proyecto

1. Abrir la aplicación Virtuino IOT.
2. Dar clic a los tres puntos ubicados en la parte superior, como se ve en la figura 2.



Figura 2: Acceso a menú para importar proyecto

3. Dar clic en la opción “My Projects”.
4. Descargar la interfaz adjunta llamada “Incusense.vrt7”.
5. Dar clic en “Import Project”

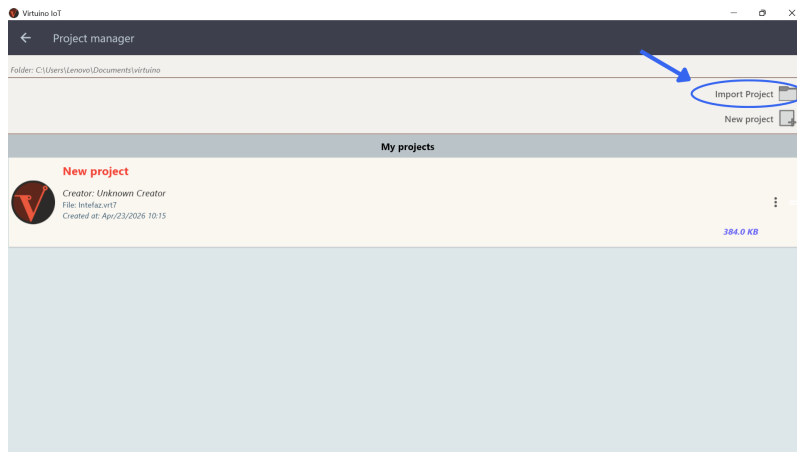


Figura 3: Opción para elegir archivo a importar

6. Buscar en la ventana que se abre el archivo “Incusense.vrt7”. Si realizó correctamente los pasos anteriores, debería estar ubicado en descargas.
7. Dar doble clic al archivo y cargarlo en Virtuino.
8. Dar clic sobre el proyecto en la sección “My projects” y abrirlo.

**NOTA IMPORTANTE:** Al abrir el proyecto es posible que no se ajuste al tamaño del sistema operativo elegido, si esto sucede, seguir los siguientes pasos:

1. Abrir el menú principal de la interfaz dando click en los 3 puntos para acceder al menú principal.
2. Acceder a la opción "Settings"

3. Dar click en Resize project to window widthz esperar unos segundos a que el proyecto se ajuste a su pantalla.

Si requiere más información dirigirse a la sección 4.4 numeral 3.

## 4. NAVIGACIÓN DE LA INTERFAZ

La interfaz IncuSense permite visualizar las variables del sistema mediante gráficos y valores numéricos. A continuación, se describen las ventanas en las cuales el usuario puede navegar.

### 4.1. Ventana Home:

La pantalla principal (Home) proporciona una vista general del estado del sistema, permitiendo al usuario identificar rápidamente la condición de cada incubadora sin necesidad de acceder a información detallada.



Figura 4: Secciones de la pantalla Home

La ventana se estructura en 3 secciones principales: 1. un encabezado, donde se presenta la identificación del sistema; 2. un área de contenido principal, en la que se visualiza la información general de las incubadoras; y 3. una barra de navegación inferior, que permite el acceso a las diferentes ventanas del sistema.

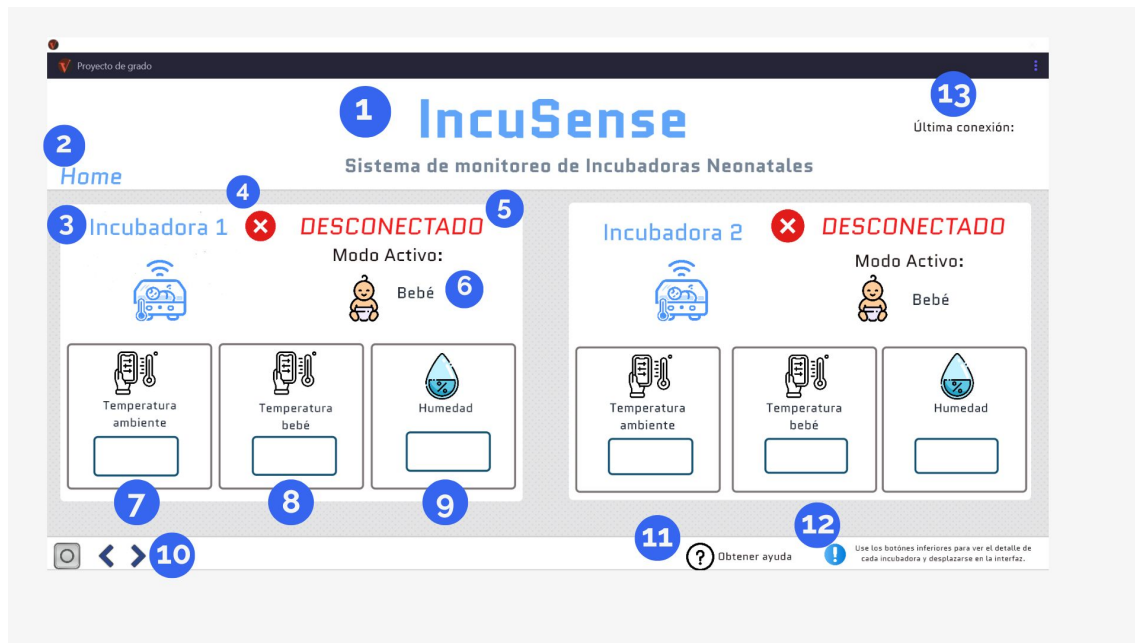


Figura 5: Pantalla principal Home de IncuSense con los sistemas desconectados

Dado que la sección 2 de la ventana Home muestra de forma simultánea la información general de ambas incubadoras, los items del 3 al 9, se encuentran duplicados para cada una de ellas, manteniendo la misma funcionalidad y diferenciándose únicamente por la incubadora a la que hace referencia.

1. **Identificación de la interfaz (IncuSense):** Muestra el nombre de la plataforma, permitiendo identificar la interfaz del sistema de monitoreo.
2. **Identificación de ventana:** Muestra en cuál ventana se encuentra actualmente el usuario.
3. **Botón de incubadora:** Permite identificar la incubadora cuya información se está visualizando (Incubadora 1 o Incubadora 2). Adicionalmente, funciona como un elemento interactivo que dirige a la ventana específica de la incubadora seleccionada, donde se presenta información detallada de sus variables.
4. **Botón de conexión:** Permite controlar el estado del sistema (conectado o desconectado).
5. **Estado de conexión de la incubadora:** Indica si el sistema se encuentra conectado o desconectado.
6. **Modo de operación:** Indica el modo activo del sistema (modo aire o modo bebé).

7. **Temperatura ambiente:** Presenta el valor de temperatura ambiente dentro de la cúpula de la incubadora correspondiente.
8. **Temperatura piel:** Presenta el valor de la temperatura de la piel del neonato, medida mediante un sensor de contacto ubicado sobre el cuerpo del paciente.
9. **Humedad relativa:** Muestra el valor de humedad dentro de la incubadora.
10. **Navegación entre ventanas:** Permite desplazarse hacia las ventanas individuales de cada incubadora, a la sección de información del sistema o seleccionar una ventana específica.
11. **Botón de ayuda:** Permite acceder directamente a la ventana “Acerca del sistema”.
12. **Mensaje de ayuda:** Indica al usuario cómo navegar dentro de la interfaz, orientando el uso de los botones inferiores para acceder a las distintas secciones del sistema.
13. **Registro de última conexión:** Indica la fecha y hora correspondientes a la última conexión exitosa del sistema, permitiendo verificar el momento más reciente de comunicación con el dispositivo.

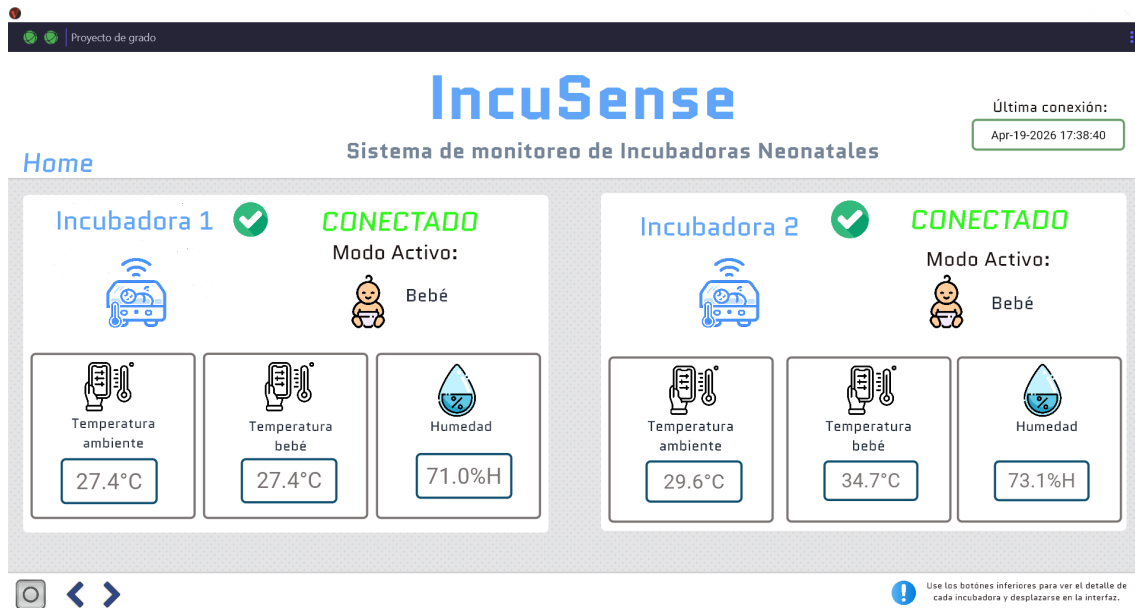


Figura 6: Pantalla principal Home de IncuSense con los sistemas conectados

## 4.2. Ventana Incubadora 1 / Incubadora 2

La interfaz de monitoreo individual permite visualizar en tiempo real el estado y las variables medidas de cada incubadora conectada al sistema. En la Figura 7 se presenta la ventana correspondiente a una incubadora.



Figura 7: Ventana específica para cada incubadora

1. **Estado de conexión de la incubadora:** Indica si la incubadora se encuentra conectada al sistema.
2. **Temperatura ambiente:** Muestra el valor de la temperatura del aire dentro de la cúpula de la incubadora, medido mediante el sensor correspondiente.
3. **Humedad relativa:** Presenta el valor de la humedad relativa dentro de la cúpula de la incubadora.
4. **Detección de ruido:** Indica el estado del nivel de ruido dentro de la incubadora. En condiciones normales, se muestra el mensaje “No hay ruido”. Este módulo permite alertar sobre posibles perturbaciones externas.
5. **Temperatura de piel del neonato:** Muestra la temperatura medida directamente sobre el neonato mediante el sensor de contacto. Esta variable es utilizada principalmente en el modo bebé.
6. **Peso del neonato:** Presenta el valor del peso medido a través del sistema de galga extensiométrica.
7. **Controles de navegación:** Permiten desplazarse entre diferentes ventanas de la interfaz.
8. **Área de gráfica de variables:** Visualiza el comportamiento temporal de temperatura ambiente, humedad y temperatura de piel.

9. **Menú gráfica de variables** Menú adicional para el manejo y acceso a diferentes opciones de la gráfica, se incluyen: refrescar la gráfica en caso de detectar pausas, mostrar todos los puntos, moverse al primer o último punto, cambiar el periodo de datos del gráfico, configuraciones (se recomienda no realizar cambios ni acceder a esta sección) y por último, lista de valores de una variable específica, en la figura 8 se explica más a fondo esta sección.

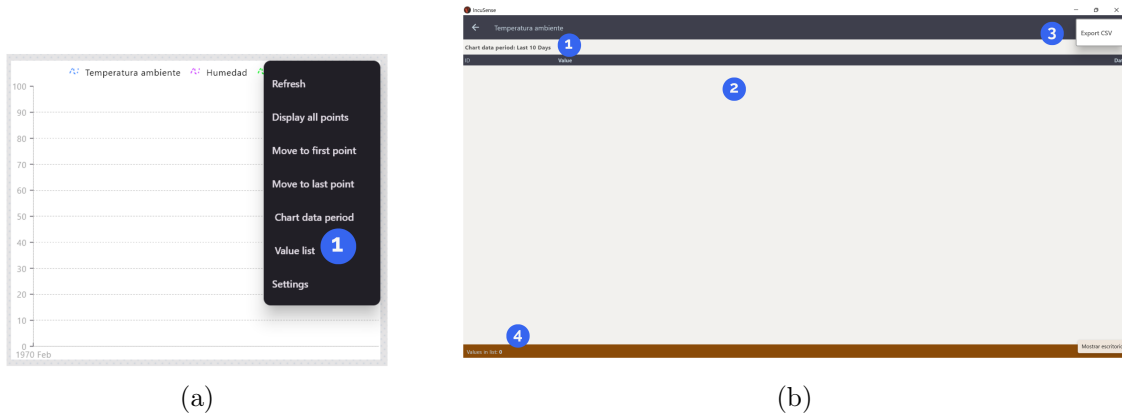


Figura 8: Acceso a menú adicional de gráfica. a)Lista menú de opciones. b) Sección para ver valores de una variable específica donde: 1. periodo de datos mostrados; 2.lista con los valores; 3.Opción para exportar archivo CSV y 4. Número de valores mostrados en la lista

### 4.3. Ventana Acerca del sistema

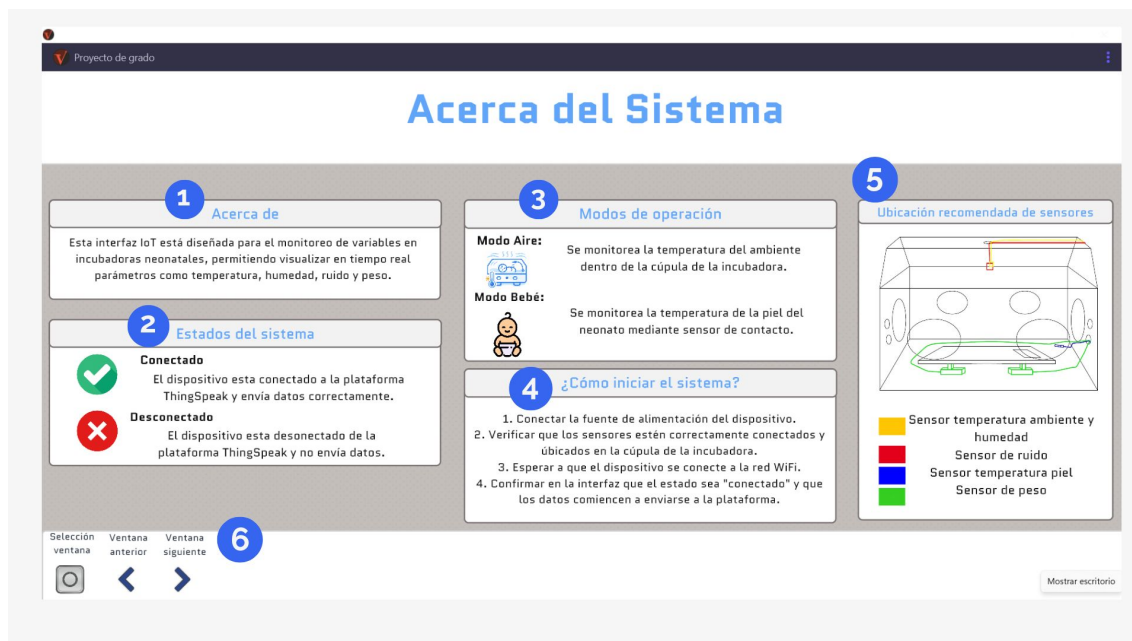


Figura 9: Pantalla Acerca del sistema de IncuSense

Brinda información del sistema y ayuda. Contiene lo siguiente:

1. **Descripción del sistema:** Presenta una explicación general del propósito de la plataforma IncuSense.
2. **Estados del sistema:** Permite interpretar el estado de conexión del dispositivo.
3. **Modos de operación:** Describe los modos disponibles (Aire y Bebé) y su función.
4. **Instrucciones de uso:** Proporciona los pasos básicos para la puesta en funcionamiento del sistema.
5. **Ubicación de sensores:** Muestra la posición recomendada de los sensores dentro de la incubadora e indica las variables que el sistema mide en tiempo real.
6. **Navegación:** Se realiza mediante los botones de la interfaz, que permiten seleccionar una ventana específica, ir a la ventana anterior o siguiente.

### 4.4. Menú general de la interfaz IncuSense

La interfaz del sistema incluye un menú general, accesible a través del ícono de tres puntos ubicado en la parte superior derecha de la aplicación. Este menú permite acceder

a funciones adicionales de configuración y control propias de la plataforma, para acceder a estas opciones:

1. Presionar el ícono de tres puntos en la parte superior de la pantalla.
2. Seleccionar la opción deseada dentro del menú desplegable.



(a) Acceso al menú principal

(b) Opciones menú principal

Figura 10: Pasos para acceder al menú principal

Las opciones del menú son las siguientes:

1. **My Projects:** En la Figura X se presenta la opción My Projects, la cual permite Permite visualizar los proyectos disponibles en la aplicación. Desde esta opción se realiza la importación del archivo del sistema (IncuSense), así como la gestión de los proyectos almacenados en Virtuino IoT.



Figura 11: Pantalla Project manager

2. **Alert Manager:** Permite visualizar, gestionar y configurar las alertas del sistema. Esta opción se explica mas a detalle en la sección 4.5.
3. **Settings:** Permite acceder a la configuración general de la aplicación, incluyendo ajustes de visualización y funcionamiento.

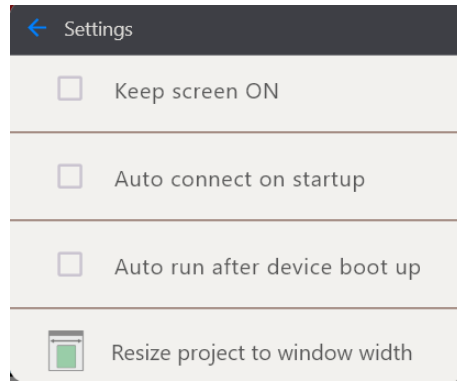


Figura 12: Menú de Settings

4. **Quit (Salir):** Permite cerrar la aplicación.

#### 4.5. Menú gestión de alertas

Como se observa en la Figura 13, esta opción permite tanto la visualización del historial de eventos como la configuración de condiciones de alarma asociadas a las variables monitoreadas.

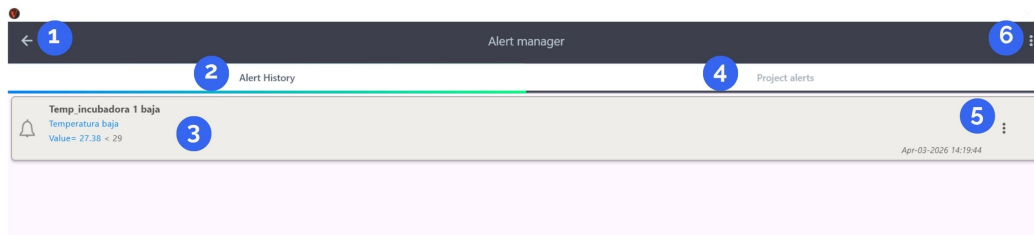


Figura 13: Pantalla menú gestión de alarmas

1. **Botón de navegación (retroceso):** Permite regresar a la pantalla anterior de la interfaz, desde la que se accedió a la opción del menú general de la aplicación.
2. **Sección Alert History:** Corresponde al historial de alertas generadas por el sistema. En esta sección se listan los eventos registrados asociados a las variables monitoreadas.
3. **Registro de alerta:** Muestra la información detallada de una alerta específica, incluyendo la variable asociada, el tipo de alerta y el valor registrado en el momento del evento.

4. **Sección "Project Alerts"**: Permite acceder a la configuración de alertas del sistema, donde se pueden definir condiciones, límites y parámetros asociados a las variables monitoreadas.

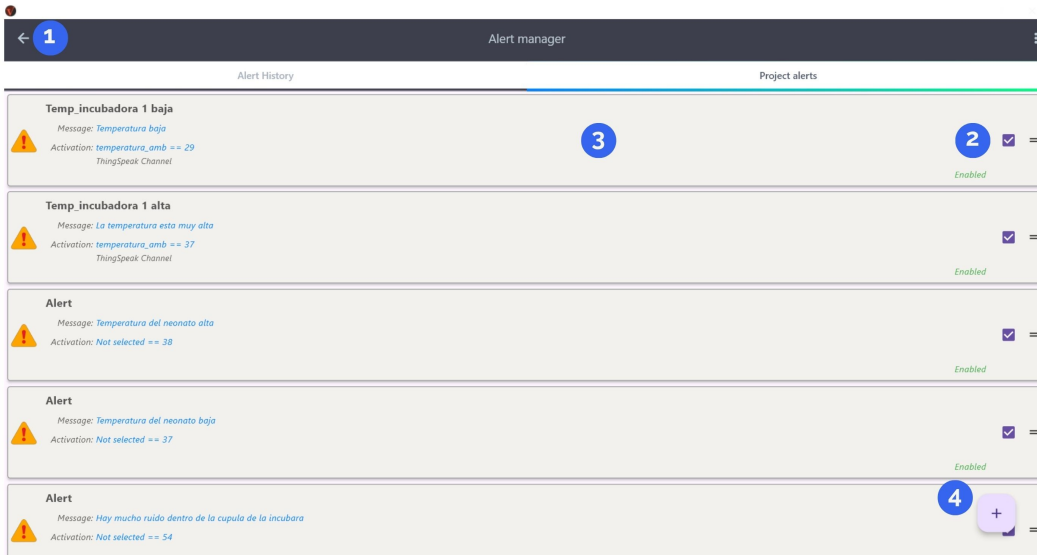


Figura 14: Pantalla project Alerts

1. Botón retroceso; 2. Botón para habilitar o deshabilitar la alarma específica. 3. acceso a las configuraciones de alarma específica 4. Añadir una alerta nueva, las opciones de esta última se explican en la sección 4.5.1.

#### 4.5.1. Configuración nueva alerta

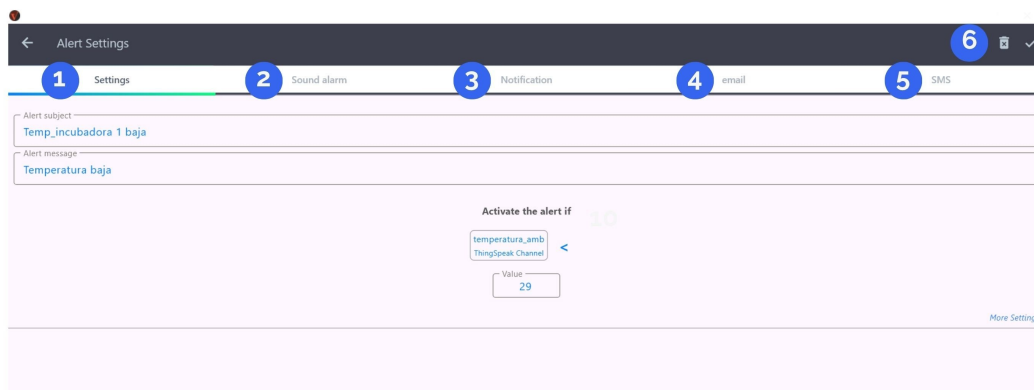


Figura 15: Opciones para configurar nueva alerta

La configuración se divide en cinco etapas principales y un panel de guardado, identificados en la Figura 11 de la siguiente manera:

1. **Settings (Ajustes):** Pestaña principal donde se definen el asunto de la alerta, el mensaje descriptivo y la lógica matemática de la activación de la alerta.
2. **Sound alarm:** Sección para configurar la forma en la que se va dar el aviso sonoro.
3. **Notification:** Ajustes de avisos visuales.
4. **Email:** Esta función no se encuentra habilitada para la versión actual de la interfaz.
5. **SMS:** Esta función no se encuentra habilitada para la versión actual del interfaz.
6. **Panel de Control de Cambios:** Botones para eliminar la configuración actual o confirmar/guardar los cambios realizados.

## Sección Settings

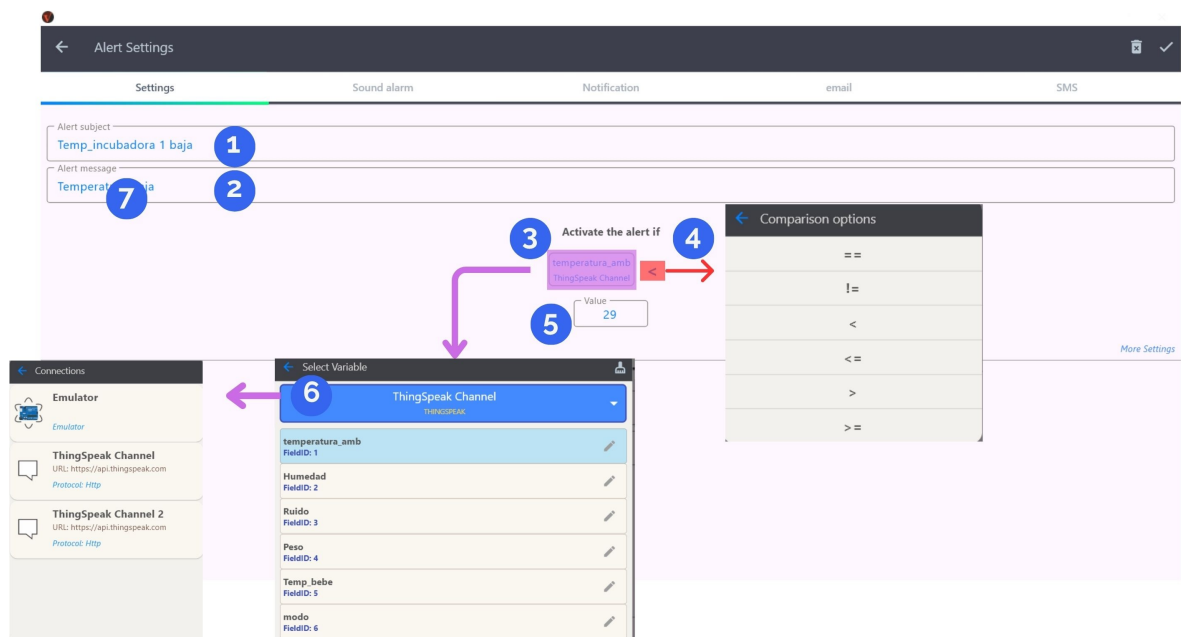


Figura 16: Ventana Settings para configurar nueva alerta

## Sección Sound alarm

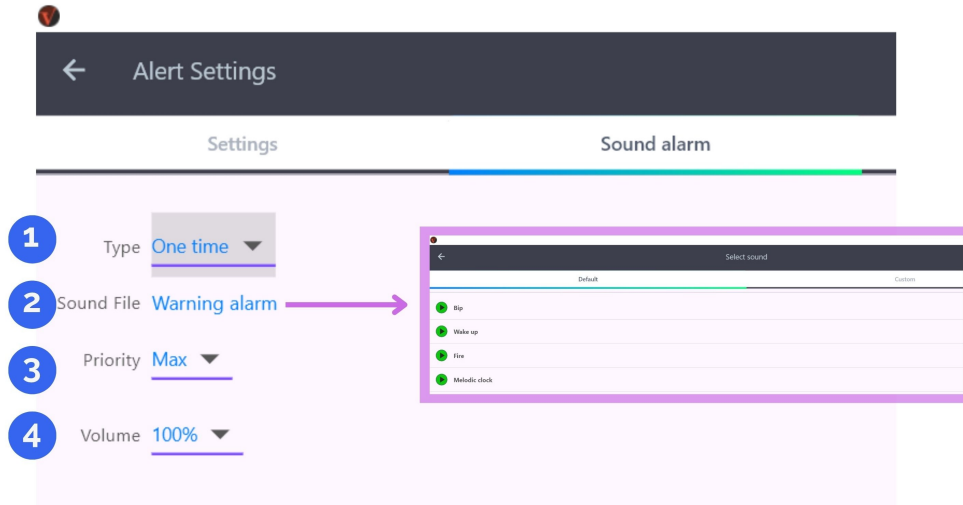


Figura 17: Ventana Sound alarm para configurar nueva alerta

## Sección Notification

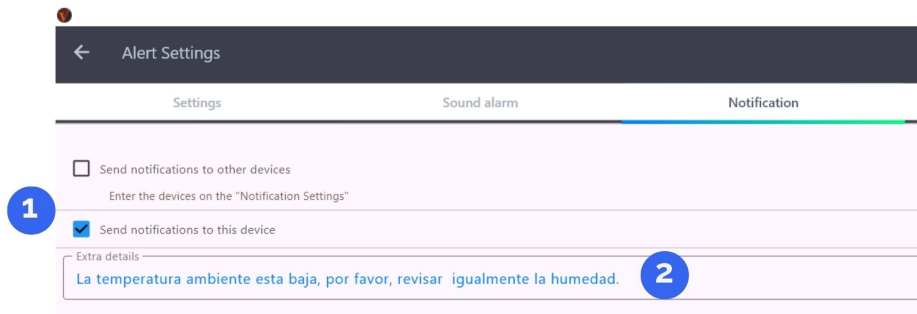


Figura 18: Ventana Notification para configurar nueva alerta

## 5. OPERACIÓN DEL SISTEMA

### 5.1. Encendido del sistema

1. Conectar el sistema a la fuente de alimentación.
2. Verificar ubicación de sensores.
3. Esperar conexión WiFi.
4. Confirmar estado conectado y visualización de datos en la interfaz.

## 5.2. Apagado del sistema

- Detener la visualización en la interfaz (desconectar el sistema).
- Desconectar la fuente de alimentación del sistema.
- Asegurar que todos los componentes queden en estado seguro.

## 5.3. Selección del modo

La selección del modo se realiza mediante un switch físico conectados al lateral del sistema y se refleja automáticamente en la interfaz.

- Modo Aire: Se mide la temperatura ambiente mediante el sensor SHT3X.
- Modo Bebé: Se mide la temperatura piel mediante el sensor DS18B20.

## 5.4. Botón tara

Botón que permite ajustar la medición del sensor de peso a un valor inicial de referencia, al activar esta función, el sistema establece el valor actual de la lectura como cero, eliminando el efecto del peso de la superficie o elementos adicionales presentes en la incubadora.

Para utilizar esta función:

1. Verificar que no haya carga correspondiente al neonato sobre el sistema de medición.
2. Presionar el botón de tara.
3. Esperar a que el sistema registre el nuevo valor de referencia.

Se recomienda realizar el proceso de tara antes de iniciar cada sesión de monitoreo para asegurar la precisión de los datos.

## 6. SOLUCIÓN DE PROBLEMAS

Tabla 1: Tabla Solución de problemas comunes

Problema	Posible causa	Solución
No se visualizan datos	Fallo de conexión WiFi o dispositivo apagado	Verificar credenciales y red y conexión a la fuente de alimentación.
No se evidencia cambio en los datos o datos erróneos	Mala conexión de sensores	Revisar cableado e instalación
Plataforma sin actualización	Error en API Key	Verificar configuración

## 7. RECOMENDACIONES DE USO

- Mantener el sistema en un entorno estable y evitar movimientos bruscos durante las mediciones.
- Verificar periódicamente el funcionamiento de los sensores.
- No desconectar los sensores mientras el sistema esté en funcionamiento.
- Siempre realizar las medidas de peso con 0° de inclinación para evitar una posible causa de error a la hora de hacer la medición.
- Garantizar una conexión a internet estable para evitar la pérdida de datos.
- Verificar la conexión de forma periódica.

## C. Protocolos de Validación y códigos para sistemas

Los archivos utilizados para el desarrollo del proyecto se encuentran disponibles en el siguiente enlace:

[https://drive.google.com/drive/folders/1RN24eF\\_8\\_iq3urv\\_Audn4zmuzB1hYVxR?usp=sharing](https://drive.google.com/drive/folders/1RN24eF_8_iq3urv_Audn4zmuzB1hYVxR?usp=sharing)