

**Implementación de un Sistema de Monitoreo Electrónico de Incubadoras con  
Tecnología IoT en un Hospital de Alta Complejidad en Bogotá, Colombia**

**Brianda Estefanía Díaz Alvarez**

**Trabajo Dirigido**

**Tutores**

**M.Sc. Jefferson Sarmiento Rojas**

**M.Sc. Pedro Antonio Aya Parra**



**Universidad del  
Rosario**



**ESCUELA  
COLOMBIANA  
DE INGENIERÍA  
JULIO GARAVITO**

**UNIVERSIDAD DEL ROSARIO  
ESCUELA COLOMBIANA DE INGENIERÍA JULIO GARAVITO  
PROGRAMA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA  
BOGOTÁ D.C  
2023**

*I stand on the sacrifices of  
a million women before me  
thinking what I can do to  
make this mountain taller  
so the women after me  
can see farther – legacy.*

Rupi Kaur

## AGRADECIMIENTOS ESPECIALES

Mi más sincero agradecimiento a las mujeres por las que he llegado hasta aquí: a mi mamá Mariclau, porque gracias a ella soy quién soy; a mi abuelita Marina, por su ternura y amor; a mi abuelita Nico, por cuidarme desde el cielo junto a papá Dios; a mi tía Rosa y a Lore por procurar siempre mi bienestar, por su amor y apoyo incondicional.

A Vale por el cariño, la compañía incondicional y los conocimientos compartidos. Te admiro, te quiero. Gracias por el feminismo, la lucha, la sororidad, por introducirme a los temas de género y la perspectiva crítica.

A mis amigas y a mis profesoras, a aquellas que me han inspirado, a las que me han acompañado en este arduo camino y a las que lucharon por los derechos de los que ahora gozo.

A mi mamá Mariclau, mi papá Javid, mis hermanos Juan y Jose, y a Paris y Tai, gracias por guiarme a ser una persona fiel a mis convicciones, con sentido de comunidad y ética. Gracias por ser mi mejor compañía y animarme a seguir adelante, aunque eso supiese sacarme de mi zona de confort. Los amo.

A Ale y a Sebas, por su amistad y siempre estar para mí; a Gus, por su amor.

A mis tutores, Pedro y Jefferson, por las enseñanzas, consejos, apoyo y acompañamiento, porque su guía es la luz que encaminó este trabajo.

A Juan Guarín por su paciencia y apoyo para el desarrollo de esta investigación. A Leidy y la Dra. Viviana Rodríguez por su apoyo en el hospital.

## **DEDICATORIA**

Dedico con todo mi corazón mi trabajo de grado a mi papá, el ser más increíble de este mundo. Sin duda alguna este también es el reflejo de tus esfuerzos, enseñanzas y amor incondicional.

## CONTENIDO

I.	INTRODUCCIÓN.....	9
1.1	Marco Teórico.....	11
1.2	Estado del Arte .....	12
II.	OBJETIVOS .....	17
2.1	General.....	17
2.2	Específicos .....	17
III.	METODOLOGÍA .....	18
3.1	Tipo de investigación .....	18
3.2	Descripción de la población de estudio.....	18
3.3	Muestra .....	19
3.4	Fases del proyecto .....	20
3.4.1	Protocolo de Investigación Clínica .....	20
3.4.2	Prueba de Sensores .....	21
3.4.3	Pruebas de Funcionamiento y Verificación Metrológica .....	22
3.4.4	Pruebas de Rendimiento de Baterías .....	23
IV.	RESULTADOS.....	27
4.1	Pruebas de los Sensores.....	27
4.2	Pruebas de Funcionamiento .....	33
4.3	Pruebas de Rendimiento .....	34
V.	DISCUSIÓN.....	38
VI.	RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO .....	43
VII.	CONCLUSIONES .....	44
VIII.	REFERENCIAS.....	45
IX.	ANEXOS .....	48

## CONTENIDO FIGURAS

Fig. 1 Incubadora y sus partes.....	19
Fig. 2 Ejemplo de incubadora neonatal empleada para el desarrollo del proyecto. ....	20
Fig. 3 Pruebas del dispositivo en incubadora Atom Rabee Incu.....	21
Fig. 4 Sensor dentro de la incubadora. ....	22
Fig. 5 Sistema de monitoreo electrónico en servicio de neonatos.....	23
Fig. 6 Precision DC Supply and Battery Simulator, dispositivo para prueba de rendimiento de baterías.....	24
Fig. 7 Prueba de rendimiento de baterías .....	24
Fig. 8 Pruebas de rendimiento del sistema .....	24
Fig. 9 Visualización de datos en Node-Red .....	25
Fig. 10 Prueba de rendimiento del sistema con batería de polímero de litio integrada.....	26
Fig. 11 Prueba del sensor de humedad al 75% registrada Vs. humedad incubadora Atom .....	28
Fig. 12 Prueba del sensor de humedad al 65% vs. humedad incubadora Atom.....	28
Fig. 13 Prueba del sensor de temperatura a 35 °C vs. temperatura incubadora Atom .....	29
Fig. 14 Prueba del sensor de temperatura a 31 °C vs. temperatura incubadora Atom .....	29
Fig. 15 Prueba del sensor de temperatura a 35 °C vs. temperatura incubadora Dräger... ..	31
Fig. 16 Prueba del sensor de humedad al 65% vs. humedad incubadora Dräger .....	32
Fig. 17 Prueba de niveles de Ruido (dB).....	33
Fig. 18 Prueba del sistema de monitoreo en el servicio de neonatología – temperatura a 32 °C vs. temperatura incubadora Atom .....	33
Fig. 19 Prueba del sistema de monitoreo en el servicio de neonatología –humedad a 61% vs. humedad incubadora Atom .....	34
Fig. 20 Prueba de niveles de Ruido (dB) en el servicio de neonatología.....	34
Fig. 21 Prueba de rendimiento del dispositivo 1 - voltaje vs corriente .....	35
Fig. 22 Prueba de rendimiento del dispositivo 3 - voltaje vs tiempo .....	36
Fig. 23 Rendimiento de las baterías AAA alcalinas - voltaje vs tiempo [27].....	36
Fig. 24 Rendimiento de las baterías recargables AAA - voltaje vs tiempo [26].....	37

**CONTENIDO TABLAS**

Tabla 1. Estadística descriptiva - Humedad 75% .....	30
Tabla 2. Estadística descriptiva – Temperatura 35 °C.....	30
Tabla 3. Estadística descriptiva – Humedad 65% .....	30
Tabla 4. Estadística descriptiva – Temperatura 31 °C.....	31
Tabla 5. Estadística descriptiva – Humedad 65% .....	32
Tabla 6. Estadística descriptiva –Temperatura 30 °C.....	32

## CONTENIDO ANEXOS

Anexo 1. Cronograma de actividades .....	48
Anexo 2. Prueba de sensores – Temperatura 35°C y Humedad 75%.....	48
Anexo 3. Pruebas sensor - Temperatura 35° C y Humedad 65% .....	49
Anexo 4. Pruebas sensor - Temperatura 31°C .....	49
Anexo 5. Prueba sensor - humedad incubadora Dräger .....	49
Anexo 6. Prueba de funcionamiento neonatología.....	50
Anexo 7. Muestra prueba de niveles de ruido dB.....	50
Anexo 8. Muestra de prueba niveles de ruido dB en neonatología .....	51
Anexo 9. Muestra I prueba de rendimiento baterías recargables .....	51
Anexo 10. Muestra II prueba de rendimiento baterías recargables .....	52
Anexo 11. Muestra I Prueba de rendimiento dispositivos.....	52
Anexo 12. Muestra II Prueba de rendimiento dispositivos.....	53

## I. INTRODUCCIÓN

La incubadora neonatal es un dispositivo médico que emplea una tecnología diseñada para proporcionar condiciones térmicas óptimas para los recién nacidos, especialmente aquellos que se consideran nacidos prematuros [1]. Esto en su etapa de desarrollo, donde los recién nacidos son más vulnerables y susceptibles al entorno.

Según la organización mundial de la salud (OMS), un bebé prematuro se define como bebé nacido vivo antes de que se haya completado la edad gestacional, es decir, 37 semanas de embarazo. Las complicaciones a partir de los nacimientos prematuros ocupan el primer lugar en causas de mortalidad para los menores de cinco años. En 2020, 13,4 millones de niños nacieron de manera prematura, la tasa de estos nacimientos oscila entre el 4% y el 16% de los recién nacidos a nivel mundial [2].

Las razones por las que ocurren los nacimientos prematuros abarcan varias razones, entre estas se encuentran las complicaciones durante el embarazo que necesitan de una inducción anticipada del parto, o en otras ocasiones, un parto por cesárea programada. Sin embargo, la gran mayoría de estos nacimientos ocurren de manera espontánea [2].

Ahora bien, la mayoría de estos bebés ingresan a la unidad de cuidados intensivos durante las primeras 24 horas de vida, debido a complicaciones en su salud al momento de nacer, como problemas respiratorios, carecen de grasa corporal necesaria para poder mantener la temperatura corporal óptima para su crecimiento y/o algunos de sus órganos no lograron desarrollarse completamente durante la etapa del embarazo, o, en otros casos, por nacer en un parto difícil [3]. En esta unidad se encuentran distintos dispositivos y equipos médicos; incubadoras, respiradores, calentadores neonatales, monitores, sondas de alimentación, entre otros, que van a contribuir al desarrollo del recién nacido y su cuidado especial.

Bajo el presente contexto, el correcto funcionamiento de las incubadoras es esencial para el desarrollo y crecimiento óptimo del recién nacido prematuro. Es por esto por lo que esos dispositivos médicos deben garantizar una serie de condiciones para el bebé, donde el ruido externo se encuentre lo más aislado posible, la temperatura presente las menores oscilaciones manteniéndose en rangos entre los establecidos con el fin de prevenir la hipotermia y la hipertermia, además, la humedad generalmente debe mantenerse entre el 30% y el 60%.

En ese sentido, en recién nacidos pretérmino es de vital importancia la termorregulación porque ayuda a prevenir problemas causados por bajas temperaturas corporales (hipotermia), o demasiado altas (hipertermia). Aunque la hipotermia es más común, la hipertermia es igual de importante. En los bebés, la hipotermia puede aumentar las posibilidades de riesgo de mortalidad, problemas respiratorios, dificultades en el crecimiento y desarrollo, y aumento de riesgo de sepsis y apnea del prematuro [17]. Es crucial mantener una temperatura adecuada en las incubadoras neonatales, ya que los bebés pretérminos poseen una capacidad limitada para regular por sí mismos la temperatura. Investigaciones han demostrado que tanto la hipotermia como la hipertermia pueden aumentar la posibilidad de enfermedades y muerte en estos bebés [3].

La piel de los recién nacidos prematuros, es más delgada y frágil, lo que los hace más susceptibles a la pérdida de agua y la deshidratación. La cantidad de calor que se

puede perder a través de la evaporación, conocida como pérdidas insensibles de agua, es relevante en este contexto. La contribución de estas pérdidas a la capacidad del recién nacido para mantener una temperatura corporal estable es un proceso complicado que depende de varios factores. Las características anatómicas de los bebés lo hacen más propenso a las pérdidas insensibles de agua, sin embargo, el factor más influyente en este proceso es la humedad relativa del aire circundante [18].

La principal barrera que dificulta la pérdida de agua es el estrato córneo. Este en los recién nacidos prematuros no se encuentra bien desarrollado, en otras palabras, no funciona adecuadamente. Además, las altas pérdidas insensibles de agua conllevan a posibles inconvenientes en la salud del bebé pretérmino como, la deshidratación, el desequilibrio de electrolitos, daños en su piel, y aumenta el riesgo de absorción de sustancias tóxicas a través de la piel. Por ello, es de gran importancia mantener al recién nacido en un entorno cálido y húmedo hasta que su capacidad para regular su temperatura sea la adecuada [18].

Por otro lado, el cerebro inmaduro de los recién nacidos pretérmino, no se encuentra preparado para captar y manejar información sensorial, por ello es más susceptible a los estímulos del ambiente careciendo de la capacidad para filtrar la información debido a la ausencia de mecanismos inhibitorios. Asimismo, la prolongada exposición auditiva provoca respuestas fisiológicas inmediatas, como un incremento en la frecuencia respiratoria y cardíaca, episodios de apnea, aumento de la presión intracraneal y trastornos en el patrón del sueño [15].

Según la Academia Americana de Pediatría, el ruido máximo en las unidades de cuidados intensivos neonatales debe ser de 45 decibeles durante el día, mientras que, en la noche, el ruido máximo al que se exponen los bebés debe ser de 35 decibeles. Esto con el fin de promover el desarrollo adecuado de los recién nacidos [16]. No obstante, en estudios clínicos realizados por la universidad de la Salle de México, se señala que el promedio del nivel del ruido en las unidades de cuidados intensivos neonatales se encuentra entre 70 y 80 decibeles, relacionando el origen del ruido al uso de los equipos médicos, las alarmas emitidas, el tránsito del personal en el servicio, teléfonos y demás [15].

En la actualidad, con el alcance tecnológico que presentan las incubadoras, se ha permitido que lleven a cabo mejoras significativas en varios aspectos, entre estos, el control de las variables, la seguridad y el diseño. Brindando así, mejores oportunidades de desarrollo y/o recuperación de los pacientes durante su periodo de incubación. En comparación con las primeras versiones de estos dispositivos médicos que empleaban tecnologías rudimentarias, dificultando el manejo de estas por parte del personal médico a cargo [4].

En particular, se han explorado diversos métodos para la adquisición de datos computarizados en dispositivos de infusión por medio de la combinación de la tecnología de control remoto con dispositivos de conexión a la web, lo cual ha permitido estudios de monitorización basados en la web. La comercialización de estos dispositivos de control de placas de servidor web ha tenido gran popularidad en aplicaciones basadas en la web [5]. Posibilitando al personal médico tener un control de las circunstancias de los pacientes más efectivo que involucra menos desgaste por parte del personal, empleando un sistema operativo en tiempo real.

Internet de las Cosas presenta un enfoque que abarca objetos del mundo físico con el propósito de permitir su interacción y comunicación mediante el uso de tecnologías de red [6]. Al integrar IoT con los dispositivos biomédicos se impulsa la gestión y la tecnología relacionada con los servicios de salud [1].

De la misma forma, las aplicaciones sanitarias que emplean IoT tienen la capacidad de realizar seguimientos de forma precisa a equipos médicos, muestras, suministros, pacientes, entre otros, que, además, pueden atender diversas partes interesadas con el fin de analizar los datos capturados, como lo son hospitales, clínicas y centros de salud [7].

Estas aplicaciones miden parámetros importantes empleando sensores para mejorar la calidad y dar un uso eficiente a los recursos disponibles, asimismo permiten detectar el uso inadecuado de distintas actividades, y analizar de forma sistemática la formación de movimientos para obtener información relevante en el análisis y control de enfermedades [7].

Existen muchos sectores que actualmente emplean el IoT, así como protocolos de comunicación para lograr enviar y recibir información desde distintos dispositivos en este sistema, como por ejemplo *Message Queue Telemetry Transport* (MQTT). MQTT es un protocolo ligero para la comunicación diseñado para dispositivos que requieren una baja carga de procesamiento y ancho de banda. Emplea el método de comunicación *publish/subscribe*. Permite que los dispositivos se comuniquen entre sí a través de un bróker central, en lugar de establecer conexiones directas cliente-servidor como en otros protocolos [8].

En otras palabras, este protocolo proporciona una comunicación eficiente, donde los dispositivos pueden lograr el intercambio de información a través de un bróker central empleando el método de publicación y suscripción a tópicos, simplificando así la comunicación entre dispositivos y mejora la eficiencia de la red [8].

Mediante el desarrollo de este proyecto, se busca realizar pruebas y evaluaciones para asegurar el rendimiento óptimo y eficiente tanto del dispositivo como de su batería. Este dispositivo se encarga de monitorizar variables operativas en incubadoras mediante la tecnología de internet de las cosas. Posteriormente, se plantea evaluar la viabilidad de su implementación en el servicio de neonatología.

Por lo tanto, este trabajo de grado aborda la siguiente pregunta de investigación ¿Cuál es la importancia del uso de incubadoras neonatales con tecnología de IoT en el desarrollo y recuperación de recién nacidos prematuros?

## 1.1 Marco Teórico

El sistema de monitoreo electrónico de incubadoras opera mediante una infraestructura basada en tecnología IoT, haciendo uso de componentes de hardware como sensores y un microcontrolador, así como componentes de software que engloban una base de datos y una aplicación web.

Este sistema recopila datos operativos clave de la incubadora, como la humedad, temperatura y ruido, los cuales son transmitidos a una base de datos en la nube. A través de una aplicación, se facilita el acceso en tiempo real a estos datos, permitiendo un

monitoreo efectivo y la recepción de alertas relacionadas con las variables mencionadas, especialmente en el servicio de neonatología.

De manera detallada, el microcontrolador recolecta información proveniente de los sensores, transmitiéndola a través de Wi-Fi utilizando el protocolo MQTT. Este intermediario valida y almacena los datos en la base de datos, mientras que la aplicación web ofrece acceso a la información, alertas y registro de eventos en tiempo real.

Es relevante destacar que MQTT, un protocolo de mensajería con reglas específicas se emplea en este contexto para la eficiente transmisión de datos [21]. Facilita la comunicación entre dispositivos (el sistema) y la nube, así como entre la nube y otro dispositivo (la aplicación web).

Una vez instalado en la incubadora, el sistema se activa y comienza a registrar los datos sobre la operación de la incubadora con una frecuencia de muestreo de 5 minutos. Estos datos, como se mencionó anteriormente, se almacenan directamente en una base de datos alojada en la nube, con acceso restringido según las políticas institucionales.

Para llevar a cabo este sistema de monitoreo electrónico, se utilizaron: sensor de temperatura y humedad DF Robot SHT31, el micrófono analog MEMS microphone ICS-40180, una tarjeta ESP32C3 Wi-Fi & BLE 5 SoC que integra el microcontrolador. Los sensores empleados manejan rangos de error permitidos,  $\pm 2^{\circ}\text{C}$  para la temperatura y  $\pm 5\%$  para la humedad, según la información proporcionada por los fabricantes de estos sensores comerciales. Es importante destacar que no se emplean en incubadoras con pacientes, sin embargo, es un sistema de monitoreo electrónico que permite recopilar datos operativos clave de la incubadora facilitando el acceso en tiempo real a estos datos, permitiendo un monitoreo efectivo y la recepción de alertas relacionadas con las variables mencionadas, especialmente en el servicio de neonatología.

## 1.2 Estado del Arte

Según la OMS, para el 2050 el aumento de la población de tercera edad llegará a la cifra aproximada de 1.500 millones de personas. El problema aquí radica en el rápido aumento de la población mundial y por lo tanto el envejecimiento de esta, implicando un aumento en las enfermedades crónicas que requieren atención médica especializada y frecuente, como necesidades de hospitalización. Asimismo, aumentan significativamente los costos de los tratamientos médicos [9].

La incorporación de tecnologías IoT en la medicina puede simplificar el diagnóstico temprano de patologías desde las primeras etapas de vida, con el objetivo de prevenir posibles problemas de salud en la vejez. Al intervenir desde el principio, se busca evitar que los recién nacidos enfrenten condiciones de salud adversas en su vejez debido a acciones que podrían haberse prevenido. Desde una perspectiva económica, abordar las enfermedades y aplicar tratamientos en la tercera edad conlleva costos significativos para el sistema de salud, los cuales pueden reducirse mediante la implementación temprana de estas tecnologías.

La salud inteligente utiliza teléfonos móviles y aplicaciones en combinación con tecnologías inalámbricas como Wi-Fi y Bluetooth, entre otras, para habilitar la atención médica remota. Esto significa que el paciente no necesita visitar frecuentemente un centro

médico. Estos dispositivos móviles convencionales se utilizan en conjunto con dispositivos médicos portátiles y el internet de las cosas (IoT) para permitir el seguimiento y el tratamiento continuo del paciente [9].

De acuerdo con la investigación citada en [9], se anticipa que la salud inteligente continúe reduciendo los costos asociados con hospitalizaciones y ofrezca tratamientos oportunos para diversas afecciones en el sector salud. Esto se logra mediante el uso de sensores en los dispositivos de monitoreo de la salud, que funcionan como unidades de recopilación de datos. Estos datos recopilados se transmiten luego a un servidor de puerta de enlace, permitiendo que el personal de salud acceda a ellos en tiempo real.

Por otro lado, en este artículo se menciona que, el crecimiento exponencial de la cantidad de datos generados por los dispositivos IoT plantea un considerable desafío en cuanto al procesamiento de dicha información. Así la tecnología IoT y el análisis de estos datos aporta una herramienta para la detección temprana de patrones de enfermedades, lo que mejora la vigilancia en la salud pública. Además, garantiza la toma de decisiones adecuadas y oportunas en lo que respecta al tratamiento de enfermedades específicas, lo que, a su vez, contribuye a la reducción de la mortalidad entre los pacientes.

Con el propósito de mitigar y supervisar los riesgos asociados al uso continuo de dispositivos médicos, se recurre a la implementación de nuevas tecnologías. Estas tecnologías se emplean como una estrategia para prevenir las causas fundamentales que pueden dar lugar a eventos adversos comunes en los bebés recién nacidos. La prematuridad es un fenómeno frecuente que contribuye significativamente a las tasas de morbilidad y mortalidad en la atención de la salud pública. Este grupo de bebés es muy diverso y heterogéneo, abarca recién nacidos de diferentes edades gestacionales y por tanto con grados de inmadurez diferentes y una variedad de problemas de salud [19].

Sin embargo, el problema de la prematurez se ha convertido con el tiempo en un asunto crónico, que se origina desde las primeras etapas del embarazo e incluso antes. Investigaciones científicas han identificado múltiples factores, tanto genéticos como ambientales, que influyen en la prematuridad. Cada recién nacido tiene un gasto calórico único, que depende de diversos factores como la edad gestacional, edad posnatal, el nivel de estrés, entre otros. Por lo tanto, es crucial mantener un control riguroso de la temperatura para lograr un crecimiento similar al que habría tenido el bebé in útero. Esta regulación se logra a través del control de la temperatura ambiental y corporal [19].

En [10], se sostiene que es posible aprovechar las ventajas del IoT, haciendo referencia a mejoras en la gestión energética de las redes inalámbricas de los sensores y al crecimiento de dispositivos integrados, servicios en la nube, sensores, actuadores y otros dispositivos de bajo costo y consumo reducido. Todo esto amplía las oportunidades de desarrollar soluciones inteligentes capaces de simplificar y mejorar la gestión de riesgos para la salud.

En este artículo, se introduce un sistema diseñado para monitorear el almacenamiento refrigerado de medicamentos, vacunas, dispositivos médicos y muestras biológicas como saliva, sangre, células de diversos tipos, orina y demás. Este sistema proporciona herramientas de alerta inmediata en caso de fallos en los sistemas de refrigeración, con el propósito de preservar las características y la efectividad de las muestras transportadas. Es una solución adecuada para su implementación en cualquier

sector que requiera el mantenimiento y control de parámetros como la humedad y la temperatura.

Los autores mencionados en [11] desarrollaron un prototipo basado en tecnología IoT con la capacidad de monitorear los parámetros dentro de la cámara de incubadoras neonatales sin interrumpir el funcionamiento del dispositivo médico y garantizando la seguridad del recién nacido prematuro. Para lograr esto, diseñaron una arquitectura IoT y establecieron los criterios de seguridad para cada componente empleado en la construcción del prototipo. Las pruebas se realizaron en entornos simulados y en entornos reales.

Con el tiempo, el internet de las cosas (IoT) ha logrado una amplia adopción en la industria y las organizaciones a nivel mundial. A diferencia de los países desarrollados, en aquellos que están en vía de desarrollo, la cobertura de la atención médica es limitada, especialmente en las áreas rurales. Por esta razón, en la investigación llevada a cabo en [12] se ha propuesto un diseño económico de un dispositivo integrado que permite el seguimiento en tiempo real de recién nacidos en incubadoras, utilizando un enfoque de código abierto. Este dispositivo está destinado a ser empleado en áreas con acceso limitado a recursos de atención médica.

Este dispositivo tiene la capacidad de detectar de manera temprana eventos potencialmente peligrosos para la vida de un recién nacido y proporciona un entorno seguro para el bebé. Para la recopilación de datos se emplea una Raspberry pi que carga la información obtenida por los sensores en una página web HTML. Esta página web HTML está equipada con un pin GPIO que se vincula a la Raspberry pi, lo que permite el control de la temperatura y otros componentes desde cualquier ubicación del mundo.

La referencia [13] implementó y desarrolló un sistema de monitoreo de incubadoras basado en IoT. Para ello, emplearon un microcontrolador con biosensores para medir la frecuencia del pulso y el oxímetro de pulso, así como sensores de monitoreo ambiental para controlar la temperatura y humedad. Además, utilizaron un módulo de comunicación Arduino Uno+Wi-Fi. Este sistema consta de tres subsistemas principales: el módulo de hardware como subsistema de detección, un servidor web y de base de datos como subsistema backend, y una aplicación de monitoreo remoto como subsistema fronted.

En Tailandia, se ha diseñado un prototipo destinado a verificar la temperatura y la humedad relativa dentro de incubadoras neonatales con el objetivo de mejorar la precisión de los sensores. Además, este prototipo aprovecha la tecnología del Internet de las Cosas (IoT) para proporcionar una herramienta educativa en el campo de la calibración de instrumentación médica [14].

Este dispositivo consta de cinco sensores de temperatura DS18B20 y un sensor de humedad DHT22. Está equipado con una placa NodeMCU (ESP8266) que se programa utilizando el entorno de desarrollo Arduino IDE. La recopilación de datos se lleva a cabo gracias a los cinco sensores de temperatura que se encuentran ubicados en el colchón de la incubadora. Estos sensores transmiten los datos a la plataforma Thing Speak a través de Wi-Fi [14].

En el artículo de la referencia [20] se describe la creación de un sistema de control de temperatura que emplea técnicas de protección inteligente. El principal propósito de esta técnica es lograr detectar y mostrar las irregularidades térmicas en múltiples puntos del entorno de la incubadora. Se utilizan varios sensores de temperatura, y se argumenta que

la presencia de múltiples sensores permite identificar fallas específicas, como áreas con temperaturas excesivas, mal funcionamiento individual de alguno de los sensores o cambios abruptos de temperatura que pueden originarse fuera de la incubadora como el caso de un incendio repentino.

Este sistema se desarrolló utilizando un microcontrolador PIC16F877 que es el responsable de todas las operaciones de visualización de la temperatura y de realizar todo el proceso de control de temperatura. Además, se emplea un termistor NTC, que se caracteriza por reducir el valor de su resistencia eléctrica con los incrementos de temperatura [20].

En México, se llevó a cabo un estudio para comparar la intensidad de ruido dentro y fuera de las incubadoras con cubierta. Se utilizaron sonómetros que se instalaron tanto en el exterior como en el interior de estos dispositivos biomédicos, registrando una intensidad de ruido 2.2dB mayor dentro de las incubadoras en comparación con el entorno externo. Encontraron disminución de la intensidad de ruido en las incubadoras con cubierta protectora, con una reducción de 3.2 dB. Asimismo, en las incubadoras equipadas con sistema de humidificación activa, el incremento de los niveles de ruido es de aproximadamente 1.3 dB [15].

La cubierta de las incubadoras según lo mencionan los autores de la referencia 29 actúa como aislante del ruido del medio ambiente en el que se encuentra. No obstante, también actúa como caja de resonancia para aquellos ruidos cercanos o producidos sobre ella. Se debe tener en cuenta que los componentes de las incubadoras generan ciertos niveles de ruido, como lo son el motor y el sistema de producción de la humedad.

En [15] encontraron que las incubadoras empleadas para el estudio sobrepasaban los límites de niveles del ruido recomendados por la Academia Americana de Pediatría entre 13.6 dB y 21.7 dB. Implicando que los neonatos se encontraran expuestos a niveles de ruido de 10 dB mayor que el ruido sugerido. En el pretérmino, la exposición a estos niveles de ruido conlleva a respuestas fisiológicas inmediatas, que, a largo plazo podría afectar la percepción auditiva fundamental para el correcto desarrollo del menor.

Las incubadoras Dräger, de acuerdo con el estudio titulado: “Diagnostico del ruido en el interior de incubadoras neonatales en condiciones de campo libre”, fue el modelo que presentó niveles más bajos de ruido dentro de la incubadora, reflejando 50 dB dentro de ella y 23,7 dB en el exterior. En este estudio tenía el objetivo de obtener el ruido de fondo existente fuera y dentro de la incubadora, para lo cual, emplearon tres modelos distintos de este dispositivo biomédico; Care Plus Rever, Dräger Medical y Giraffe. Resaltaron la necesidad de llevar a cabo un programa de control y reducción del ruido con el fin de operar dentro de los criterios de ruido recomendados para no afectar la calidad del crecimiento y desarrollo de los neonatos [28].

Los ruidos patogénicos pueden provocar daños y deterioros de áreas de frecuencias medianas y bajas con síntomas más pronunciados, es decir, órganos como el corazón de un recién nacido prematuro, al encontrarse con niveles de ruido superiores a los 50 dB, puede desencadenar en latidos taquicárdicos. En otras palabras, la alta exposición a decibeles fuera de los parámetros establecido conlleva al desarrollo y la adquisición de patologías que afectan el desarrollo del bebé [29].

Sin embargo, este estudio resalta la falta de estudio de la variable de ruido en las incubadoras neonatales y lo importante que es llevar a cabo estrategias desde la tecnología, los equipos biomédicos y el personal de salud para disminuir estos niveles, buscando el aislamiento en los recién nacidos para brindar una mejor calidad en la atención al paciente. Asimismo, menciona que es necesaria una concienciación continua del personal para evitar la contaminación auditiva en el área de neonatología y la unidad de cuidados intensivos neonatales [29].

En una investigación con neonatos prematuros en la unidad de neonatología de un hospital de Ecuador, sobre la existencia de contaminación auditiva y los efectos que presentaba en los pacientes [30], se encontró que la exposición de los altos niveles de ruido presentes en las salas de cuidado intermedio y crecimiento de la unidad de neonatología afectaba la frecuencia cardíaca de los prematuros, donde entre mayor era la exposición al ruido, más aumentaba la frecuencia cardíaca de los bebés.

Los cambios fisiológicos debidos a la exposición de altos decibeles se explicaron porque las estructuras subcorticales del cerebro y el sistema autónomo simpático al encontrarse frente a estímulos sonoros se activan, desencadenando una reacción hormonal que conlleva al aumento de niveles de glucosa y consumo de energía, que desencadenan cambios en el sistema cardiovascular, siendo este este parámetro el que más presentó cambios ante la exposición al ruido en el servicio de neonatología [30].

Para el desarrollo de dispositivos biomédicos es importante tener presente el tipo de batería a implementar, para ello es necesario tener en cuenta aspectos como la vida útil de estas, la densidad de la energía, la seguridad de las baterías, los componentes químicos que puedan llegar a afectar significativamente el medio ambiente.

En dispositivos como marcapasos, bombas de insulina y neuro-estimuladores se han empleado baterías de iones de litio. Estas baterías poseen larga vida útil y alta densidad de energía reduciendo la necesidad de intervenciones quirúrgicas con mayor frecuencia que tienen por fin el cambio de dichas baterías [31]. Sin embargo, pueden presentar problemas que afectan el rendimiento de estas.

Las baterías de litio se pueden ver afectadas por el proceso de sobre carga, el aumento de la temperatura por un uso incorrecto, conllevando a las baterías a cortocircuitos y explosiones. La literatura afirma que estos problemas se pueden evitar empleando circuitos eléctricos de protección e incluso encapsular la batería con el fin de no afectar el sistema electrónico de los dispositivos médicos donde se emplea [32]

## II. OBJETIVOS

### 2.1 General

El presente trabajo tiene como objetivo general implementar un sistema de monitoreo electrónico utilizando tecnología de Internet de las Cosas (IoT), con el fin de mejorar la eficiencia y seguridad en el cuidado de recién nacidos, así como la supervisión remota por parte del personal médico-asistencial.

### 2.2 Específicos

- Realizar pruebas sobre el sistema de sensores con relación a las variables en la incubadora, como la temperatura, la humedad y los niveles de ruido.
- Realizar pruebas de funcionamiento y verificación metrológica y dispositivos IoT para verificar su precisión y confiabilidad en diferentes condiciones.
- Realizar pruebas de rendimiento de baterías, evaluando el tipo de batería y estableciendo la frecuencia de muestreo.

### III. METODOLOGÍA

En este apartado, se detalla el procedimiento empleado para la creación del presente documento. Se describe como se llevaron a cabo diversas pruebas sobre el sistema de sensores con el propósito de medir las variables de temperatura, humedad y ruido en los dispositivos del sistema de monitoreo electrónico de incubadoras con tecnología IoT. Además, se explica la implementación de este en un hospital de alta complejidad en Bogotá, Colombia. Por último, se analizan las implicaciones de las pruebas de rendimiento de las baterías utilizadas para garantizar el correcto funcionamiento del dispositivo.

Con el propósito de cumplir con los objetivos planteados en este trabajo de grado y garantizar la satisfacción de los requisitos esenciales para la implementación de este en el entorno del sistema de salud, se estableció un calendario que incluye tareas y actividades específicas divididas en fases definidas previamente. Este proyecto tuvo una duración total de 15 semanas.

#### 3.1 Tipo de investigación

Este trabajo investigativo tiene un alcance descriptivo debido a que se busca implementar el sistema de monitoreo de incubadoras neonatales en un hospital de alta complejidad de Bogotá, Colombia, con el fin de garantizar un funcionamiento confiable y seguro de acuerdo con los estándares de calidad nacional establecidos por los entes reguladores.

El sistema de monitoreo comprende la captura de variables como la temperatura, humedad relativa y sonido, que son necesarias para el correcto funcionamiento de incubadoras, en este caso y siguiendo con los lineamientos de esta investigación, del servicio de neonatología del Hospital Universitario Mayor – Méderi.

Se llevó a cabo una investigación experimental, donde se empleó un contexto real que presenta el sistema de salud en el país, para el cual es necesario llevar un seguimiento del cambio de las variables en los dispositivos biomédicos que puedan implementarse en el servicio de neonatología para una mejor supervisión de la información.

#### 3.2 Descripción de la población de estudio

Cabe destacar que la población para este estudio no comprende pacientes o sujetos específicos, por lo que las variables a medir hacen parte de los dispositivos biomédicos; incubadoras pediátricas convencionales, que cuentan con registro sanitario vigente, con nivel de riesgo IIB según la clasificación del INVIMA, del servicio de neonatología del Hospital Universitario Mayor - Méderi.

El Ministerio de Salud, según el decreto 4725 de 2005, define como dispositivo médico a “cualquier instrumento, aparato, máquina, software, equipo biomédico u otro artículo similar o relacionado, que se utiliza sólo o en combinación, incluyendo sus componentes, partes, accesorios y programas informáticos que intervengan en su correcta aplicación, propuestas por el fabricante” [22]. Estos dispositivos están relacionados con el diagnóstico, la prevención, la supervisión, el tratamiento o el alivio de enfermedades, lesiones, deficiencias, procesos fisiológicos, productos destinados a la desinfección y esterilización

de dispositivos médicos, así como para el cuidado durante el embarazo, el parto y el cuidado del recién nacido [22].

Klastein, además, define la incubadora neonatal como un dispositivo médico diseñado con el propósito de crear un entorno controlado en el que se regulan variables importantes para favorecer el desarrollo y crecimiento de los recién nacidos vivos. Con el tiempo, estos dispositivos se han consolidado como el principal medio de atención a los neonatos, generando una creciente demanda en el sector salud. La Ingeniería Biomédica destaca en este contexto debido a su enfoque en el desarrollo tecnológico de las incubadoras, con el fin de aumentar las posibilidades de supervivencia y fomentar un desarrollo óptimo de los recién nacidos [23].

Las incubadoras constan de tres componentes principales; una cúpula o cubierta, un chasis y los sensores. La cúpula desempeña un papel esencial para mantener los elementos necesarios para el bienestar del neonato. Por su parte, el chasis alberga la fuente de alimentación, y los sensores se encargan de detectar posibles anomalías en el entorno de la incubadora, contribuyendo así a la protección del bebé [23].

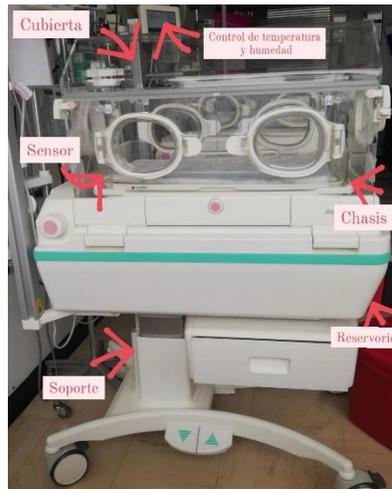


Fig. 1 Incubadora y sus partes

En otras palabras, la cubierta tiene la responsabilidad de aislar al recién nacido, creando una barrera efectiva entre el entorno exterior y el microambiente generado dentro de la incubadora. Esto implica proteger al recién nacido vivo de factores como temperaturas fuera de los rangos óptimos establecidos y corrientes de aires no deseadas. Por otro lado, el chasis constituye la estructura metálica de la incubadora, albergando los diversos sensores y la fuente de energía, y a la vez, sirve de soporte para el colchón [23].

### 3.3 Muestra

La muestra está compuesta por un conjunto de incubadoras equipadas con el sistema de monitoreo electrónico basado en IoT. Se seleccionaron incubadoras que se encontraban en el servicio de partos y el servicio de neonatología del Hospital Universitario Mayor – Méderi, garantizando la representatividad de las condiciones y los dispositivos médicos.

La selección de incubadoras se realizó de manera rigurosa, considerando diversas condiciones. Para ser elegidas para el desarrollo de esta investigación, estas debían cumplir con los siguientes criterios: contar con registro sanitario vigente y ser clasificadas como nivel IIB según las regulaciones del INVIMA. Además, no debían haber sido retiradas del servicio por el departamento de ingeniería biomédica y debían tener programados los mantenimientos de acuerdo con los cronogramas establecidos.

Además, se exigió que las incubadoras estuvieran en condiciones adecuadas para permitir la obtención de las variables necesarias para el análisis, como temperatura, humedad y ruido. Esto se hacía siguiendo las directrices establecidas por el departamento de ingeniería biomédica de la institución y conforme a los protocolos y procedimientos logísticos previamente establecidos.

Es importante destacar que no se utilizaron incubadoras pediátricas que estuvieran siendo empleadas en pacientes en el servicio.



*Fig. 2 Ejemplo de incubadora neonatal empleada para el desarrollo del proyecto.*

### 3.4 Fases del proyecto

En esta sección se detallan las fases del proyecto, actividades específicas y su respectiva duración. Esto abarca el protocolo de investigación clínica, las pruebas de sensores, las pruebas de funcionamiento y verificación metrológica, así como las pruebas de rendimiento.

#### 3.4.1 Protocolo de Investigación Clínica

Con el fin de dar seguimiento a la investigación sobre el sistema de monitoreo electrónico de incubadoras con tecnología IoT dentro de las instalaciones del Hospital Universitario Mayor – Méderi, particularmente en los servicios de partos y neonatología, se llevaron a cabo reuniones iniciales con el departamento de Ingeniería Biomédica. En estas reuniones, se presentó la necesidad de la investigación y su alcance, y se sometió a la evaluación de las ingenieras para obtener su aprobación y así poder llevar a cabo las pruebas de funcionamiento en un entorno clínico controlado.

Asimismo, fue esencial establecer una comunicación efectiva con la ingeniera a cargo del servicio de partos y la médica del área de neonatología, con el objetivo de coordinar los espacios y momentos adecuados para poder realizar las pruebas necesarias en las incubadoras con los dispositivos implementados, para así poder posteriormente implementarlo en el área de neonatología.

### 3.4.2 Prueba de Sensores

Se llevaron a cabo múltiples pruebas en condiciones controladas para evaluar el sistema de sensores en relación con las variables dentro de la incubadora. Durante estos ensayos, se aseguró que los sensores operaran dentro de los márgenes de error permitidos, conforme a las especificaciones detalladas en las hojas técnicas de cada uno de ellos. La temperatura se mantuvo dentro de  $\pm 2^{\circ}\text{C}$ , mientras que la humedad se mantuvo dentro de  $\pm 5\%$ . Para registrar los niveles de sonido dentro de la incubadora, se utilizó un micrófono. Asimismo, se realizaron ajustes en los sensores de temperatura, humedad y el micrófono con el fin de reflejar los valores típicos que se encuentran en las incubadoras neonatales.

Durante un periodo de aproximadamente diez días, durante la misma franja horaria, se evaluaron dos marcas diferentes de incubadoras, a saber, Atom y Dräger. Esto se hizo con el propósito de verificar el funcionamiento del dispositivo de manera independiente, sin importar la marca de la incubadora utilizada. Las incubadoras Atom empleadas corresponden a la referencia "Rabee Incu", mientras que las incubadoras Dräger utilizadas fueron de las referencias "Isolette C2000".



Fig. 3 Pruebas del dispositivo en incubadora Atom Rabee Incu



Fig. 4 Sensor dentro de la incubadora.

Las pruebas realizadas se llevaron a cabo en dos fases fundamentales. En una primera etapa, se realizó una prueba experimental para identificar y documentar los rangos en los que se ubicaban los datos recopilados de temperatura, humedad y ruido. Luego se procedió a efectuar las correcciones necesarias en el algoritmo programado en el dispositivo mediante Arduino. Posteriormente, el dispositivo fue reintegrado a la incubadora neonatal en un área determinado de la sala de partos, para realizar trabajos específicamente del departamento de Ingeniería Biomédica, y se procedió a recolectar datos relacionados con las variables en cuestión.

Cabe destacar que se realizaron cambios y ajustes en el algoritmo programado en Arduino del dispositivo en cada ocasión en que las variables no lograron mantenerse dentro de los márgenes de error permitidos, tal como se establecía en las especificaciones detalladas en las hojas técnicas. Una vez se confirmó que los sensores estaban censando de forma correcta y los datos recopilados presentaban congruencia con los datos obtenidos de la incubadora se procedió a realizar las pruebas de funcionamiento y verificación metrológica.

Los datos generados por los sensores de los tres sistemas de monitoreo electrónico se registran de manera manual en un documento de Microsoft Excel en intervalos de aproximadamente 15 minutos a lo largo de un periodo de alrededor de 5 horas por cada prueba.

### 3.4.3 Pruebas de Funcionamiento y Verificación Metrológica

Las pruebas de funcionamiento y verificación metrológica se llevaron a cabo en el área de neonatos. Es importante destacar que en ningún momento se utilizaron incubadoras con pacientes reales en su interior. En su lugar, se crearon entornos simulados empleando muñecos de simulación médica. Esto se hizo con el propósito de evaluar el desempeño del dispositivo en situaciones que replicaran con fidelidad los entornos reales en los que la temperatura, la humedad y el ruido varían constantemente debido a los procedimientos médicos y la actividad de los familiares de los recién nacidos prematuros.

La prueba consistió en que una vez implementado el sistema de monitoreo electrónico en la incubadora se realizaron distintas actividades comprendidas en abrir y cerrar en varias ocasiones la puerta de apertura y cierre de la incubadora, asimismo, ingresar y retirar el

muñeco simulador en diferentes ocasiones intentando recrear las acciones realizadas por el personal médico y/o los familiares del paciente que dan cabida a la generación del entorno requerido para la realización de este estudio.

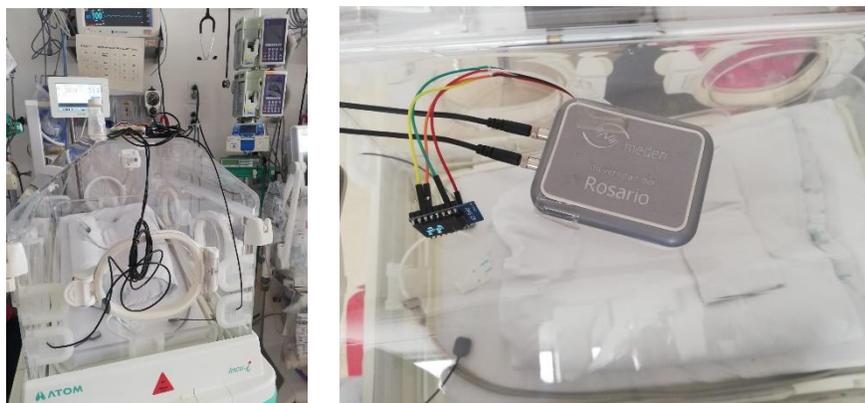


Fig. 5 Sistema de monitoreo electrónico en servicio de neonatos

Dentro de este contexto, se llevaron a cabo pruebas destinadas a confirmar la precisión y confiabilidad de los dispositivos en una variedad de condiciones. Esto incluyó situaciones que simulaban fluctuaciones de temperatura y humedad, con el fin de evaluar la capacidad del sistema para comportarse en condiciones realistas. Para determinar su exactitud, se compararon las mediciones de los dispositivos con estándares metrológicos reconocidos.

Los datos generados por los sensores de los tres sistemas de monitoreo electrónico se registraron manualmente en un documento de Microsoft Excel, con un intervalo de aproximadamente 15 minutos durante un periodo de alrededor de 5 horas por prueba. Esto se hizo con el objetivo de poder contrastar dichos datos con la información obtenida directamente de la pantalla de la incubadora, lo que permitió evaluar la funcionalidad del dispositivo y la confiabilidad de los datos registrados.

#### 3.4.4 Pruebas de Rendimiento de Baterías

Para cumplir con el tercer objetivo de este proyecto, se utilizó el simulador dinámico Precision DC Supply and Battery Simulator. Este dispositivo permite emular el rendimiento con precisión el comportamiento de baterías a lo largo de un ciclo de descarga. Esto posibilita llevar a cabo pruebas confiables y repetibles del rendimiento del producto en diversos estados de descarga de la batería. Además, facilita la estimación tanto de la vida útil de la batería como del desempeño del sistema durante la vida útil de la misma [24].



Fig. 6 Precision DC Supply and Battery Simulator, dispositivo para prueba de rendimiento de baterías.

Se llevaron a cabo dos pruebas con el propósito de evaluar el rendimiento del sistema en relación con la duración de las baterías hasta su completa descarga. En la primera prueba, se estimó el desempeño de las baterías, considerando su capacidad para mantenerse activas hasta agotarse por completo. La segunda prueba se centró en la evaluación del rendimiento del sistema en función de la duración de las baterías antes de llegar a su total agotamiento.



Fig. 7 Prueba de rendimiento de baterías

Para llevar a cabo estas pruebas, se utilizaron diversos tipos de baterías, incluyendo baterías AAA alcalinas convencionales, baterías AAA recargables diseñadas para uso industrial y baterías de polímero de litio 3.7 V 500 mAh.



Fig. 8 Pruebas de rendimiento del sistema

Estas pruebas conllevan la simulación controlada de las condiciones de operación de las baterías del sistema electrónico. Esto incluye la configuración de los parámetros, la

simulación de los ciclos de descarga (que abarca la definición de las tasas de descarga y recarga), el monitoreo y control en tiempo real, el registro de datos, análisis de resultados y la optimización del sistema.

Uno de los dispositivos estaba equipado con una batería de polímero de litio integrada en su sistema. Con el objetivo de evaluar el rendimiento del sistema en relación con la duración de las baterías hasta su total agotamiento, se llevó a cabo una prueba manual. En esta prueba, se configuró el dispositivo para que enviara datos de manera continua en intervalos cortos entre cada dato enviado, aproximadamente 1ms. Esto se aseguró mediante la visualización en Node-Red en la nube, como se ilustra en la figura 9.

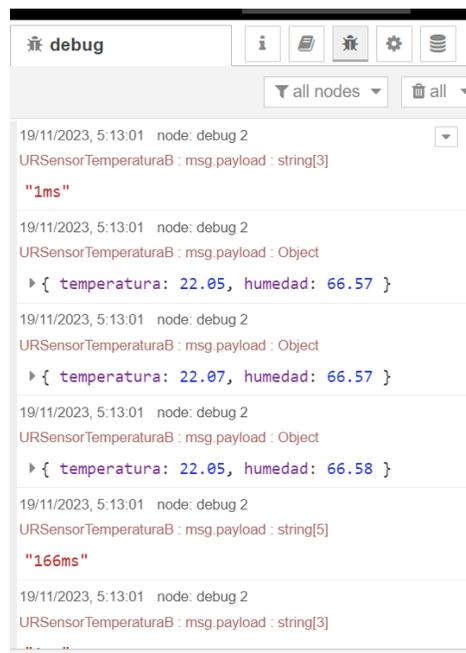


Fig. 9 Visualización de datos en Node-Red

De esta manera, se logró obtener los datos del voltaje del dispositivo necesarios para el funcionamiento del sistema de monitoreo, gracias al uso de un multímetro, como se muestra en la figura 10.



*Fig. 10 Prueba de rendimiento del sistema con batería de polímero de litio integrada*

## IV. RESULTADOS

Esta investigación se basó en los fundamentos de un enfoque descriptivo y experimental. Con el fin de garantizar un funcionamiento confiable y seguro de los sistemas de monitoreo electrónico, se logra la implementación exitosa de este sistema en las incubadoras neonatales del Hospital Universitario Mayor – Méderi. Para alcanzar esta meta, se empleó un contexto real, dado que el control de las variables críticas, como la temperatura, la humedad y el ruido, desempeñan un papel fundamental en el desarrollo y crecimiento de los recién nacidos prematuros.

Como se ha destacado en el transcurso de este trabajo, los neonatos, al crecer en un entorno que simule de manera efectiva el vientre materno, enfrentan el riesgo de un desarrollo inadecuado de sus órganos vitales y, en situaciones más graves, generar afecciones que ponen en riesgo su vida, pudiendo incluso llevar al fallecimiento. Por lo tanto, proporcionar al recién nacido un medio ambiente con temperatura y condiciones establecidas resulta fundamental para fomentar su desarrollo y crecimiento de manera saludable. Es precisamente por esta razón que la población seleccionada para este estudio corresponde a incubadoras pediátricas convencionales, especialmente aquellas disponibles en el servicio de neonatología del Hospital Mayor.

### 4.1 Pruebas de los Sensores

Se emplearon dos referencias de incubadoras de diferentes marcas. Como se detalló en el capítulo anterior, se emplean incubadoras “Rabee Incu” de la marca Atom e incubadoras “Isolette C2000” de la marca Dräger, ambas cumpliendo con los criterios de selección establecidos. Es importante resaltar que en ningún motivo se utilizaron incubadoras que estuvieran disponibles en el servicio de neonatología.

También se emplearon tres dispositivos del sistema de monitoreo electrónico de incubadoras con tecnología IoT, diferenciándose principalmente en las baterías que se utilizaron. Las características de estas baterías se describirán más adelante.

Las figuras 11 y 12 representan de manera gráfica los resultados obtenidos a partir de las pruebas de funcionamiento realizadas en los sensores de humedad. Estos datos se recopilaron en un ambiente controlado en dos valores diferentes, 75% y 65% respectivamente, donde se procuró mantener las condiciones ambientales lo más estables posible. Para lograrlo, se empleó la incubadora *Atom* en franjas horarias similares.

Los datos utilizados para analizar los patrones de humedad en los diferentes dispositivos con respecto a la humedad en la incubadora representan solo una fracción de la información recopilada. Esta información fue recopilada a lo largo de un periodo total de 32 horas, en intervalos de tiempo variados.

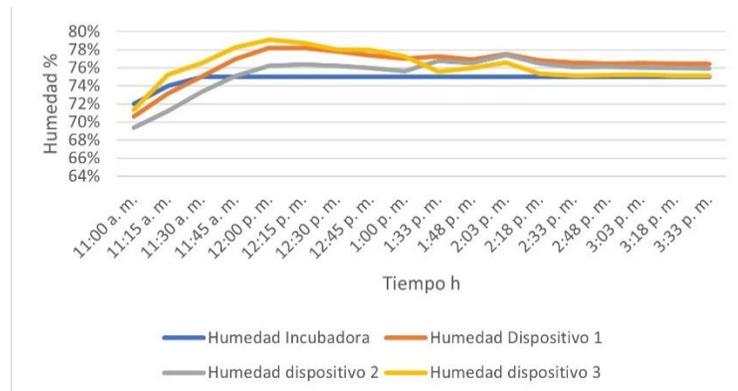


Fig. 11 Prueba del sensor de humedad al 75% registrada Vs. humedad incubadora Atom

De manera más detallada, la figura 11 ilustra el comportamiento de los sensores de humedad desde el instante inicial, es decir, desde el momento en el que se activa la incubadora y se ajustan los parámetros en su pantalla para alcanzar una humedad de 75%.

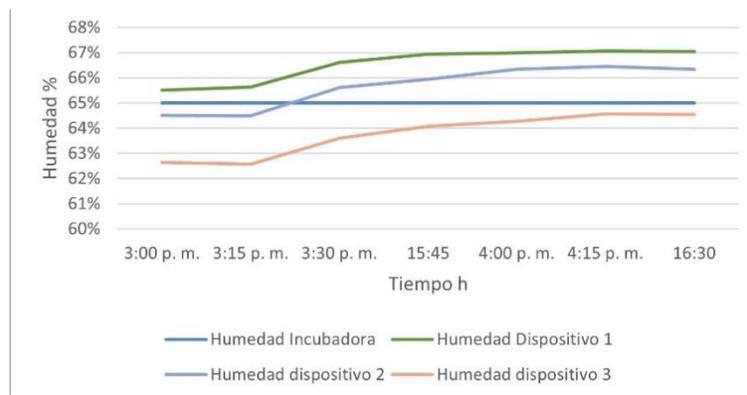


Fig. 12 Prueba del sensor de humedad al 65% vs. humedad incubadora Atom

No obstante, en contraste con la prueba anterior, en la figura 12 se aguardó el tiempo necesario para que los parámetros de la incubadora se estabilizaran en un nivel de humedad del 65% antes de iniciar la prueba del sensor de humedad. Esto se realizó con el objetivo de destacar el tiempo que cada dispositivo requiere para alcanzar la estabilización de los de humedad en relación con los parámetros proporcionados por la incubadora.

Durante las pruebas de funcionamiento del sensor de humedad, que se llevaron a cabo en este lapso, en ambientes controlados y en diferentes franjas horarias, se observó un interesante patrón. Al introducir el sistema en la incubadora desde el momento inicial, activándola con los parámetros específicos para su funcionamiento regular, se notó que el tiempo requerido para que el sensor alcanzara la estabilización fue significativamente mayor que el tiempo empleado por la incubadora para estabilizar la humedad al 75% como se puede apreciar en la figura 11. En este escenario, dicho intervalo fue de aproximadamente 2 horas y 45 minutos.

Es crucial destacar que la disparidad en las muestras de datos recopilados por los sensores de los distintos dispositivos no resulta significativa. Por el contrario, el enfoque

reside en resaltar el tiempo necesario para que los parámetros de cada dispositivo se estabilicen, en contraste con el tiempo requerido por las incubadoras.

Por otro lado, al permitir que la incubadora estabilizara su parámetro de humedad al 65%, en un lapso más breve de aproximadamente de 30 a 45 minutos, y luego incorporar los sistemas de monitoreo electrónico, como se muestra en la figura 12, se evidenció que la ventana de tiempo necesaria para que los dispositivos estabilizaran la humedad fue significativamente menor, en este caso, aproximadamente 1 hora.

La figura 13 y 14 representan de manera gráfica los resultados obtenidos a partir de las pruebas de funcionamiento realizadas en los sensores de temperatura. Estos datos se recopilaron en un ambiente controlado con dos temperaturas diferentes, 35 °C y 31°C respectivamente, donde se procuró mantener las condiciones ambientales lo más estables posible. Para lograrlo, se empleó la incubadora Atom en franjas horarias similares.

Los datos utilizados para analizar el comportamiento del sensor de temperatura en los diferentes dispositivos con respecto a la temperatura en la incubadora representan solo una fracción de la información recopilada. Estos datos fueron recopilados en simultaneo con la información recopilada de humedad a lo largo de un periodo total de 32 horas, en intervalos de tiempo variados.

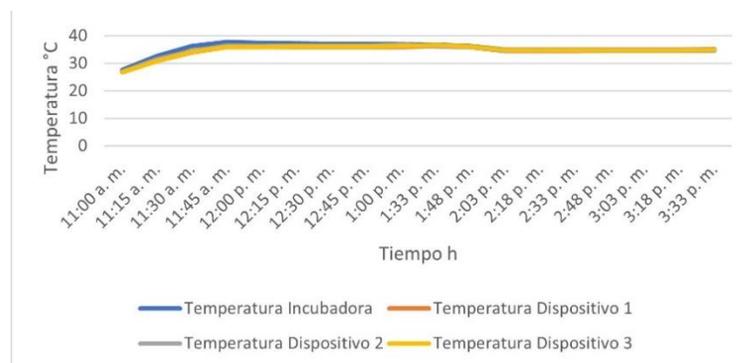


Fig. 13 Prueba del sensor de temperatura a 35 °C vs. temperatura incubadora Atom

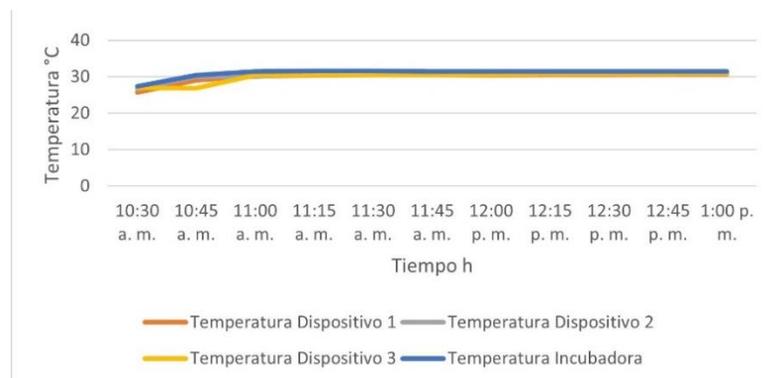


Fig. 14 Prueba del sensor de temperatura a 31 °C vs. temperatura incubadora Atom

En contraste con el sensor de humedad, se observó que el sensor de temperatura mostró una sincronía significativa con la variación de la temperatura en la incubadora. El tiempo requerido para la estabilización de los datos del sensor de temperatura fue

prácticamente idéntico al tiempo que la incubadora emplea para estabilizar su propio parámetro. Las figuras 13 y 14 ilustran claramente que el lapso necesario para la estabilización de la temperatura, tanto para la incubadora como para los dispositivos, fue de aproximadamente 45 minutos.

Este hallazgo subraya la efectividad del sistema de monitoreo al responder de manera rápida y sincronizada a las alteraciones en los parámetros de temperatura, evidenciando su capacidad para lograr una estabilización eficiente en condiciones diversas.

Las tablas 1 y 2 presentan la estadística descriptiva realizada a los datos obtenidos en la prueba de los sensores. La humedad controlada corresponde al valor de 75.

	<i>Humedad Dispositivo 1</i>	<i>Humedad Dispositivo 2</i>	<i>Humedad Dispositivo 3</i>
<i>Media</i>	76,40 %	75,38 %	76,21 %
<i>Error</i>	2,170	0,805	1,909
<i>Desviación Estándar</i>	0,019	0,020	0,018
<i>Máximo</i>	78,20 %	77,44 %	79,11 %
<i>Mínimo</i>	70,61 %	69,38 %	71,38 %

Tabla 1. Estadística descriptiva - Humedad 75%

	<i>Temperatura Dispositivo 1</i>	<i>Temperatura Dispositivo 2</i>	<i>Temperatura Dispositivo 3</i>
<i>Media</i>	34,49 °C	34,77 °C	34,70 °C
<i>Error</i>	2,629	1,848	2,037
<i>Desviación Estándar</i>	2,330	2,322	2,385
<i>Máximo</i>	36,25 °C	36,71 °C	36,62 °C
<i>Mínimo</i>	26,68 °C	27 °C	26,73 °C

Tabla 2. Estadística descriptiva – Temperatura 35 °C

Por otro lado, las tablas 2 y 3 presentan la estadística descriptiva realizada a los datos obtenidos en la prueba de los sensores. La temperatura en el ambiente controlado corresponde a 31 °C.

	<i>Humedad Dispositivo 1</i>	<i>Humedad Dispositivo 2</i>	<i>Humedad Dispositivo 3</i>
<i>Media</i>	66,547	65,673	63,753
<i>Error</i>	2,380	1,035	-1,919
<i>Desviación Estándar</i>	0,007	0,008	0,008
<i>Máximo</i>	67,07%	66,45%	64,56%
<i>Mínimo</i>	65,51%	64,50%	62,57%

Tabla 3. Estadística descriptiva – Humedad 65%

	Temperatura Dispositivo 1	Temperatura Dispositivo 2	Temperatura Dispositivo 3
Media	18,312	18,598	18,337
Error	3,369	1,859	3,237
Desviación Estándar	1,467	1,340	1,540
Máximo	30,68	31,1	30,96
Mínimo	25,77	26,57	26,9

Tabla 4. Estadística descriptiva – Temperatura 31 °C

Al utilizar la incubadora de la marca Dräger “Isolette C200” se evidenció el siguiente comportamiento en la temperatura y la humedad del sistema. Figuras 15 y 16.

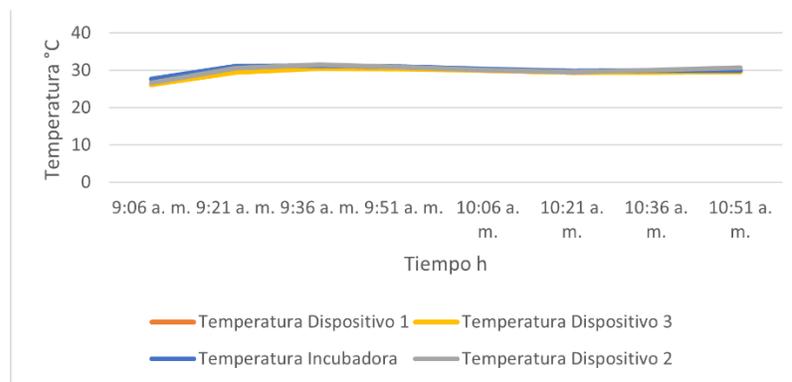


Fig. 15 Prueba del sensor de temperatura a 35 °C vs. temperatura incubadora Dräger

La humedad a la cual fue programada la incubadora para realizar la prueba de los sensores fue de 65% de humedad, sin embargo, la incubadora de la figura 15 no llegó a ese valor. Por el contrario, se mantuvo oscilando entre 33% y 38% de humedad.

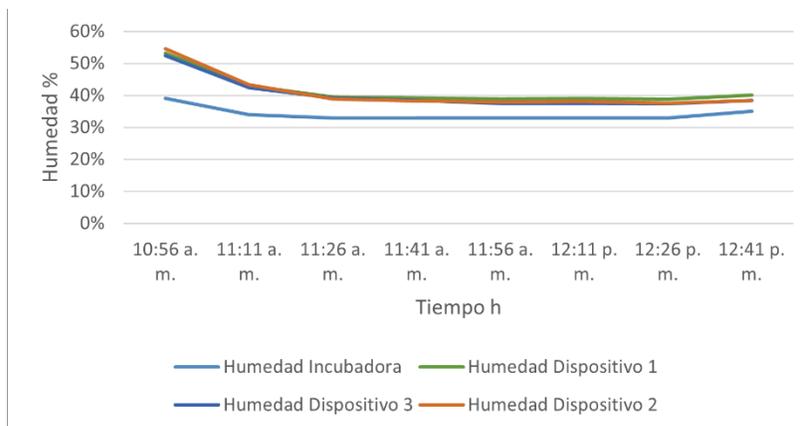


Fig. 16 Prueba del sensor de humedad al 65% vs. humedad incubadora Dräger

La tabla 3, presenta la estadística descriptiva realizada a los datos obtenidos en la prueba de los sensores en incubadoras Dräger “isolette C2000”. La humedad controlada corresponde al valor de 65%, mientras que la temperatura en el ambiente controlado corresponde a 30 °C.

	Humedad Dispositivo 1	Humedad Dispositivo 2	Humedad Dispositivo 3
Media	41,488	40,891	40,399
Error	21,575	19,828	18,385
Desviación Estándar	0,049	0,058	0,051
Máximo	53,22%	54,55%	52,36%
Mínimo	38,80%	37,55%	37,44%

Tabla 5. Estadística descriptiva – Humedad 65%

	Temperatura Dispositivo 1	Temperatura Dispositivo 2	Temperatura Dispositivo 3
Media	13,147	13,328	13,036
Error	1,850	0,494	2,675
Desviación Estándar	1,514	1,476	1,348
Máximo	31,1	31,47	30,47
Mínimo	26,1	26,63	26,17

Tabla 6. Estadística descriptiva – Temperatura 30 °C

La figura 17 muestra la evolución de los niveles de ruido dentro de una incubadora en un rango de tiempo de aproximadamente 6 horas. Evidencia la variedad del entorno sonoro

en la incubadora, destacando los momentos con mayor intensidad sonora, así como aquellos en donde la actividad acústica era baja.

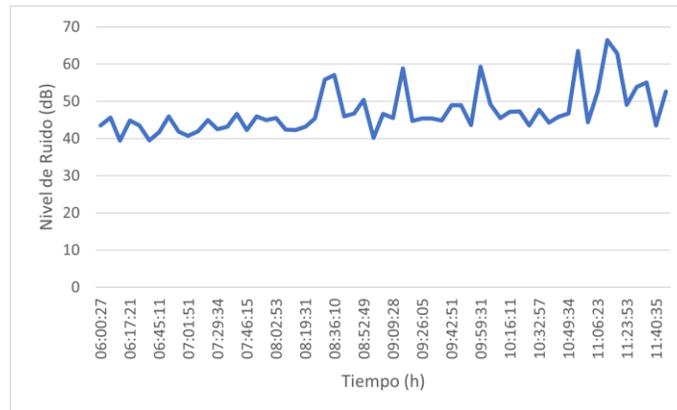


Fig. 17 Prueba de niveles de Ruido (dB)

#### 4.2 Pruebas de Funcionamiento

Se llevaron a cabo pruebas de funcionamiento de los sistemas de monitoreo electrónico con tecnología IoT en un entorno no controlado, específicamente en el servicio de neonatología, utilizando incubadoras neonatales equipadas con muñecos simuladores. Las figuras 18 y 19, que representan la temperatura y la humedad respectivamente, donde intervienen factores como abrir la puerta de la incubadora para alimentar al bebé, cambiar el pañal y otras acciones llevadas a cabo por el personal de salud y los familiares. Asimismo, evidencian que el comportamiento y el rendimiento de los dispositivos son coherentes con los análisis previos realizados en condiciones controladas.

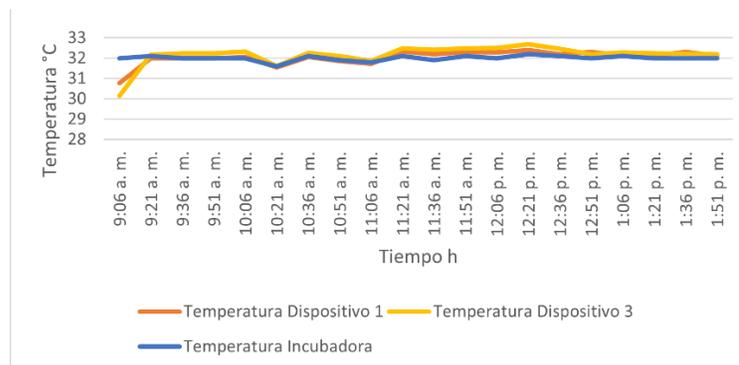


Fig. 18 Prueba del sistema de monitoreo en el servicio de neonatología – temperatura a 32 °C vs. temperatura incubadora Atom

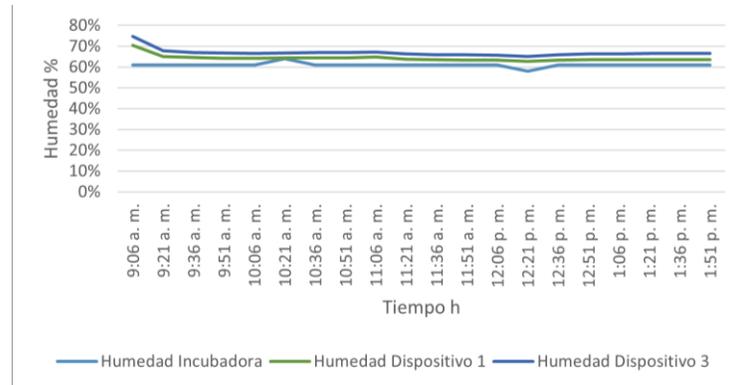


Fig. 19 Prueba del sistema de monitoreo en el servicio de neonatología –humedad a 61% vs. humedad incubadora Atom

Al estabilizar los parámetros en la incubadora y, por ende, lograr la estabilización en los sistemas de monitoreo, las gráficas muestran un comportamiento adecuado, manteniendo los datos obtenidos dentro del rango establecido según lo especificado en el datasheet.

De igual manera, es posible afirmar que las variaciones “alteradas” en el comportamiento de los sistemas de monitoreo no afectan de forma significativa la precisión de las mediciones, sin influir en la confiabilidad de los datos registrados. Esto se debe a la rápida regulación del sistema a los parámetros proporcionados por la incubadora, garantizando una respuesta eficiente

La figura 20, da a conocer la actividad sonora registrada dentro de una incubadora disponible en el servicio de neonatología, en un entorno no controlado. Destaca los momentos de mayor y menor actividad en los registros de niveles de ruido. Con esto se permite comprender las condiciones sonoras en el entorno de cuidado neonatal, aspecto fundamental para el crecimiento y el desarrollo del recién nacido prematuro.

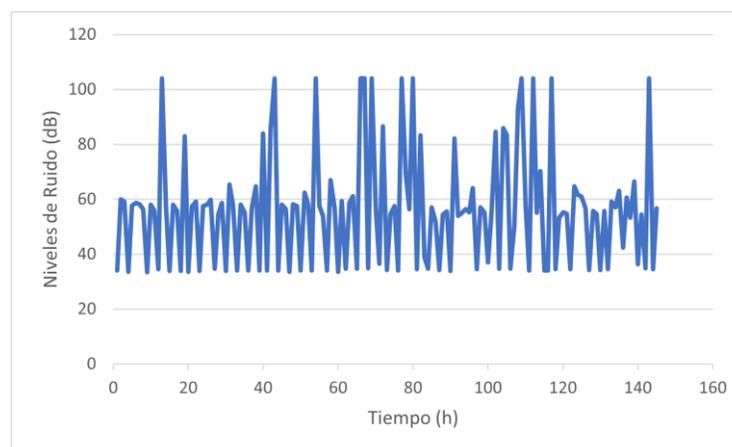


Fig. 20 Prueba de niveles de Ruido (dB) en el servicio de neonatología

### 4.3 Pruebas de Rendimiento

Se llevaron a cabo pruebas de rendimiento en las baterías utilizadas en este proyecto, que incluyeron baterías AAA recargables de 1.2V y 700mAh, baterías AAA convencionales

de 1.5V, y batería de polímero de litio de 3.7V y 500mAh. Se tenía la expectativa de crear una gráfica que representara el voltaje frente a la corriente de estas baterías, desde su capacidad máxima hasta su descarga total. Sin embargo, los resultados obtenidos no proporcionaron conclusiones claras, ya que los rangos de voltaje y corriente observados no correspondían al proceso de carga y descarga de las baterías. Por lo tanto, se optó por llevar a cabo estas pruebas directamente en los dispositivos.

Se realizó una prueba de rendimiento para los dispositivos del sistema de monitoreo electrónico, con el propósito de evaluar la eficiencia de las baterías que serían las más adecuadas para implementar en el dispositivo, así como para determinar el porcentaje de capacidad de batería no utilizado.

Como resultado de estas pruebas, se obtuvo la gráfica que se muestra en la figura 18, que representa el voltaje en función de la corriente para el dispositivo 1 del sistema de monitoreo electrónico.

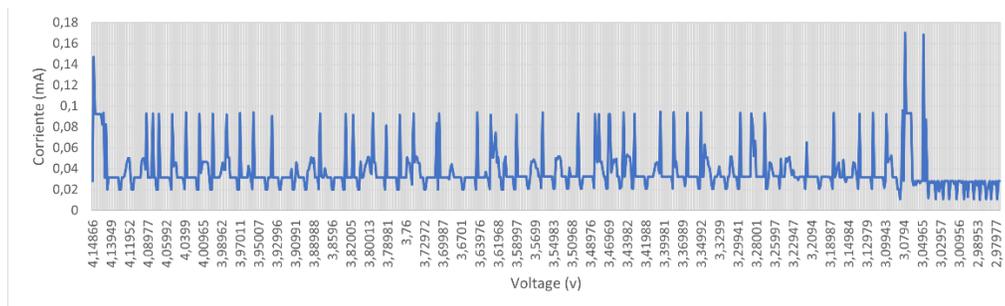


Fig. 21 Prueba de rendimiento del dispositivo 1 - voltaje vs corriente

En la figura 21, se puede observar claramente los picos de corriente en los que el dispositivo demanda de un consumo máximo. Estos picos de corriente se encuentran en el intervalo de 80mA a 160mA y se generan durante la transmisión de datos recopilados por los sensores. En comparación, cuando no se está llevando a cabo la transmisión de datos, se observa una disminución en el consumo de corriente, como se ilustra en la figura. Por otro lado, cuando no ocurre la transmisión de los datos, la corriente de consumo es menor como se muestra en la figura. Los datos se recopilaron en una ventana de 10 minutos, de manera continua.

Adicionalmente, cabe señalar que el dispositivo deja de funcionar cuando el voltaje desciende por debajo de los 2.8V. En este punto, la obtención de información de los sensores sobre los parámetros a medir se vuelve impracticable, ya que el sensor previamente ha sido sometido a un máximo de envío de 2500 datos, hasta agotar su carga.

Ahora bien, el dispositivo que emplea una batería de polímero de litio de 4.2 V es el dispositivo 3, obteniendo como resultado una gráfica del voltaje en función del tiempo.

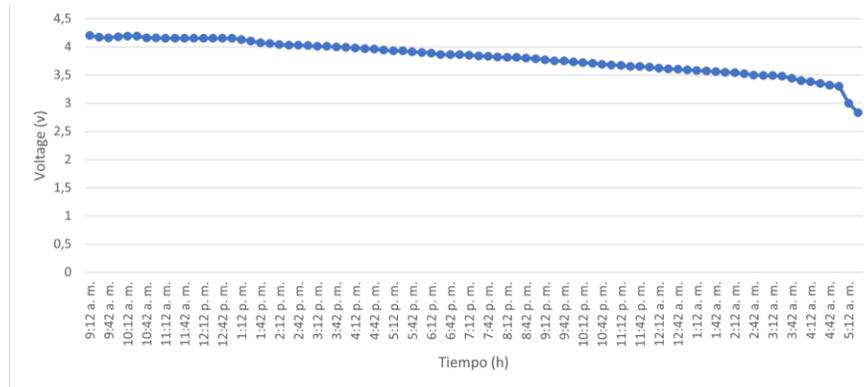


Fig. 22 Prueba de rendimiento del dispositivo 3 - voltaje vs tiempo

La prueba de rendimiento para este sistema de monitoreo comprendió un periodo de 22 horas. Durante este tiempo, la batería del dispositivo se descargó completamente, lo que resultó en que la ESP32C3 se apagara y dejara de enviar datos, tal como se muestra en la figura 22. Para llevar a cabo esta evaluación, se recopilaron datos manualmente cada 15 minutos.

Según la información proporcionada por el datasheets de Energizer AAA alcalina la figura 23 corresponde a pruebas estándar de la industria en condiciones de temperatura controladas a 21 °C

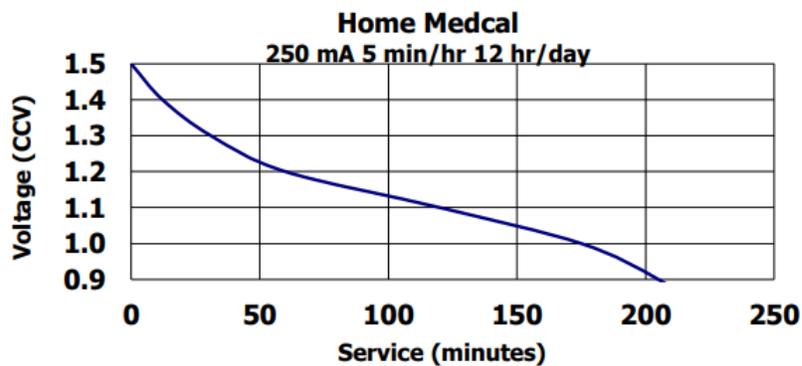


Fig. 23 Rendimiento de las baterías AAA alcalinas - voltaje vs tiempo [27].

Estas pruebas se llevaron a cabo en dispositivos de medicina a domicilio, en un entorno controlado.

En la figura 23 se ilustra el tiempo de descarga de una batería alcalina Energizer AAA de 1.5V, la cual fue utilizada en un dispositivo médico de atención domiciliar para la prueba de rendimiento. Esta batería una duración aproximada de 3 horas y 25 minutos para completar su descarga, alcanzando un voltaje de 0.9V. Por otro lado, la figura 22 muestra el comportamiento de descarga de una batería AAA recargable, cuyo punto máximo de descarga depende de la corriente suministrada.

Asimismo, la información proporcionada por Energizer Recharge AAA se puede visualizar en la figura 24, donde se muestran las características de descarga de la batería en un ambiente controlado a 21 °C.

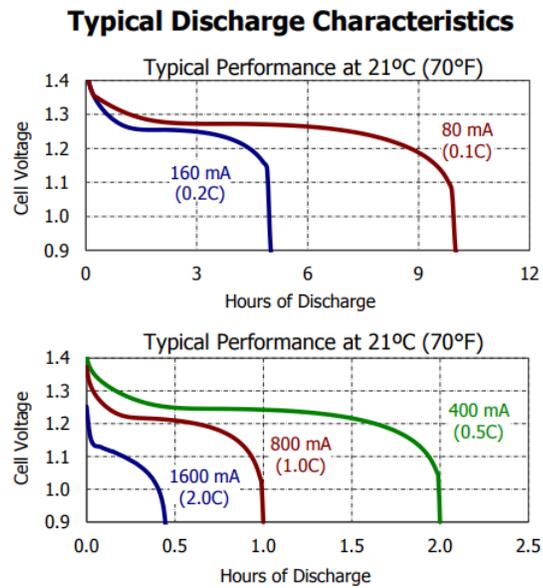


Fig. 24 Rendimiento de las baterías recargables AAA - voltaje vs tiempo [26]

## V. DISCUSIÓN

El sistema de monitoreo electrónico de incubadoras con tecnología IoT ha sido concebido como un respaldo integral para el seguimiento en tiempo real de variables de temperatura, humedad y ruido, en neonatos prematuros, Su finalidad principal es facilitar el registro continuo de estas variables, permitiendo a los profesionales de la salud acceder a la información de forma más eficiente [25]. En palabras más precisas, este sistema emplea un protocolo que proporciona comunicación eficiente, posibilitando un intercambio eficaz de información entre los dispositivos y simplificando la recopilación dichos datos.

Durante la fase inicial, la revisión del estado del arte resaltó la importancia de la implementación de este proyecto, así como la necesidad que busca abordar. Para lograrlo, se llevaron a cabo diversas pruebas y evaluaciones que abarcaron tanto del sistema de sensores como el funcionamiento de los distintos dispositivos del sistema de monitoreo. Además, se evaluaron las baterías propuestas para la implementación en los dispositivos, y se realizaron pruebas prácticas en el servicio de neonatología a lo largo de un periodo de 15 semanas y en distintas franjas horarias.

Como se ha mencionado en el desarrollo de esta investigación, se optó por un enfoque descriptivo experimental que asegura el funcionamiento fiable del sistema de monitoreo electrónico. La población de estudio abarcó incubadoras pediátricas convencionales en el servicio de partos y neonatología del hospital, específicamente en el área de ingeniería biomédica, asegurando que estuvieran en condiciones estables para su uso. De este modo, se pudo controlar las variables ambientales cuando fue necesario, dada su importancia crucial en el desarrollo y crecimiento de los recién nacidos, destacando la temperatura, la humedad y el ruido. Es importante recalcar que no se utilizaron incubadoras con pacientes en el curso de la investigación.

Se modificaron los algoritmos necesarios que corresponden a correcciones en la calibración de los sensores para la programación de las tarjetas ESP32C3, de forma que tomaran de manera correcta los datos proporcionados por los sensores de temperatura y humedad, según los rangos de error establecidos por sus respectivos fabricantes. Asimismo, se aseguró que la entrega de los datos recopilados se hiciera de manera efectiva.

Es crucial destacar que una vez que los sensores alcanzaban la estabilización, lo hacían dentro de los rangos establecidos por los datasheets proporcionados por sus fabricantes, manteniéndose dentro del margen del  $\pm 5\%$  establecido para la humedad. Este hallazgo resalta la fiabilidad y precisión del sistema de monitoreo electrónico en términos de mantener los parámetros dentro de los límites especificados.

Durante las pruebas de funcionamiento del sensor de temperatura, que abarcaron un periodo de 32 horas en franjas de horario similares y se llevaron a cabo simultáneamente con las pruebas del sensor de humedad, en ambiente controlado, se destacó una notable similitud en el comportamiento del sensor de temperatura en comparación con el sensor de humedad.

Es importante resaltar que ambas pruebas de funcionamiento mencionadas previamente se llevaron a cabo empleando la incubadora Atom, modelo Rabee Incu. Este dispositivo exhibió un rendimiento eficiente, caracterizado por errores porcentuales

relativamente bajos, como se detalla en las tablas 1, 2, 3 y 4, que ofrecen estadísticas descriptivas tanto para las pruebas del sensor de humedad como para las pruebas del sensor de temperatura.

Sin embargo, al emplear incubadoras Dräger, modelo isolette C2000, los resultados obtenidos no coincidieron con las expectativas, principalmente durante las pruebas del sensor de humedad, como se evidencia en la figura 16. Durante esta prueba, también en un entorno controlado, al programar la incubadora para alcanzar una humedad del 65%, se esperó un periodo de 45 minutos para que la incubadora estabilizara su parámetro antes de implementar el sistema de monitoreo electrónico.

No obstante, la incubadora no alcanzó dicho valor; en cambio, su humedad máxima registrada fue del 38%, oscilando entre el rango de 38% - 33% de humedad durante la duración de la prueba. En cuanto a la prueba de funcionamiento del sensor de temperatura, los resultados sí fueron coherentes con las expectativas. La temperatura se mantuvo dentro de los límites establecidos por el datasheet proporcionado por el fabricante, que especifica un rango de  $\pm 2$  °C, como se muestra en la figura 15.

En el momento en que se identificó que la incubadora no entregaba y registraba datos coherentes se comunicó al área encargada del mantenimiento de los dispositivos biomédicos donde se verificó con pruebas de mantenimiento que la incubadora presentaba alteraciones en su sistema.

Este contraste en los resultados resalta la sensibilidad del sistema de monitoreo a las variaciones en las características de las incubadoras utilizadas, especialmente en el contexto específico de las pruebas del sensor de humedad. En este punto, se destaca un comportamiento significativo de los sistemas de monitoreos. Independientemente del comportamiento de los parámetros proporcionados por las incubadoras Atom y Dräger, los datos registrados por los dispositivos de monitoreo siempre estuvieron dentro de los rangos permitidos para considerar su funcionamiento correcto, del  $\pm 5\%$  establecido para la humedad y  $\pm 2$  °C para la temperatura, según sus fabricantes.

Debido a lo mencionado anteriormente, es importante resaltar que al analizar la estadística descriptiva de las pruebas de funcionamiento de humedad en las incubadoras Dräger, tal como se presenta en la tabla 5, se observa un error porcentual notablemente elevado. La discrepancia significativa entre la información obtenida y los parámetros establecidos resalta la importancia de evaluar minuciosamente la interacción entre las incubadoras y el sistema de monitoreo en entornos específicos, con el fin de identificar posibles limitaciones o desviaciones inesperadas en el rendimiento.

El cerebro inmaduro de los recién nacidos pretérmino no posee la capacidad para filtrar la información sensorial. Esto se debe a la ausencia de mecanismos inhibitorios, dejándolos expuestos a la susceptibilidad de los estímulos en el ambiente. Además, no está preparado para recibir y procesar la información sensorial de manera adecuada. La exposición auditiva a niveles de ruido fuera de los parámetros establecidos, según investigaciones médicas, provoca respuestas fisiológicas inmediatas, como un incremento en la frecuencia respiratoria y cardíaca, episodios de apnea, aumento de la presión intracraneal y trastornos en el patrón del sueño [15].

En consecuencia, surgió la necesidad de incorporar un micrófono en el sistema de monitoreo electrónico para registrar los niveles de ruido a los que se encuentran expuestos

los bebés, con el fin de gestionar de manera efectiva la actividad acústica tanto dentro como fuera del entorno de las incubadoras. En la figura 17 se muestra el comportamiento de esta actividad en un lapso de aproximadamente 6 horas, donde se registran picos de mayor nivel sonoro correspondientes a alertas generadas por la incubadora en el entorno controlado, así como la actividad diaria en el servicio de partos, específicamente en el área de ingeniería biomédica.

Como señala la Academia Americana de Pediatría, en las unidades de cuidados intensivos neonatales, el rango de ruido al que están expuestos los prematuros varía de 45 decibeles durante el día a 36 decibeles durante la noche [16]. En la figura 17, el nivel de ruido promedio registrado es de 47,27 decibeles durante el día. Sin embargo, es importante tener en cuenta que el espacio empleado para el estudio no corresponde al servicio de neonatología, donde se espera que la actividad sonora sea moderada. Por el contrario, el espacio estaba expuesto a los gritos de personas gestantes durante el parto, sonidos emitidos por otros dispositivos biomédicos en el área y la gran afluencia de personal médico transitando por la zona.

Este análisis de manera más detallada contribuirá a mejorar la comprensión de las condiciones en las que el sistema de monitoreo puede brindar resultados precisos y confiables, asegurando así su utilidad efectiva en entornos clínicos y de cuidado neonatal.

Sin embargo, es crucial destacar que se observan ciertos picos o variaciones “alteradas” en el comportamiento, registrados precisamente cuando el entorno no controlado experimentaba cambios debido a la apertura y cierre de la incubadora para atender al muñeco simulador, imitando condiciones lo más cercanas a la posible realidad.

Estas variaciones en el comportamiento indican que el sistema se adapta con facilidad a cambios repentinos en los parámetros de humedad y temperatura, los cuales pueden surgir debido a acciones incontroladas en el entorno, como las manipulaciones necesarias para atender al muñeco simulador. Este nivel de adaptabilidad sugiere que el sistema tiene la capacidad de responder de manera eficiente y precisa en condiciones no controladas, lo cual es esencial para su aplicabilidad práctica en entornos clínicos dinámicos y variables.

En estudios clínicos realizados por la universidad de la Salle de México, se indica que el promedio del nivel del ruido en las unidades de cuidados intensivos neonatales se encuentra entre 70 y 80 decibeles [15]. A partir la figura 20, es posible afirmar que la implementación del sistema en el servicio de neonatología logró, en cierta medida, un mayor control del ruido ambiente fuera de las incubadoras por parte del personal médico. No obstante, aun persistía la exposición al ruido asociado al uso de los equipos médicos, las alarmas emitidas, el tránsito del personal en el servicio, teléfonos, familiares desplazándose por la zona, así como otros factores difíciles de controlar. Por esta razón, la figura presenta picos de nivel de ruido en decibeles que superan los 100 decibeles, con un promedio de 56,08 decibeles.

A pesar de los avances tecnológicos que presentan las incubadoras, que han permitido mejoras notables en el control de las variables como temperatura, humedad, seguridad y diseño [4], es crucial destacar que el nivel de actividad acústica tanto dentro como fuera de las incubadoras es igualmente importante para los estudios relacionados con estos dispositivos médicos. Como se ha mencionado, el ruido desempeña un papel significativo en el desarrollo y el crecimiento durante el periodo de incubación de un recién nacido

prematureo. De esta manera, se abren posibilidades para ofrecer un mejor entorno que favorezca el desarrollo y/o recuperación de los pacientes durante su periodo de incubación

Dado que la recopilación de datos se realizó de manera manual, es decir, se registraron los datos de los sensores de los sistemas de monitoreo y los parámetros de la incubadora en ventanas de tiempo de 15 minutos, no es factible hacer afirmaciones sobre posibles retrasos entre los datos emitidos por los dispositivos.

Apoyado en los resultados obtenidos tanto en las pruebas de funcionamiento de los sensores como en las pruebas de funcionamiento de la implementación del sistema de monitoreo en el servicio de neonatología, se percibe la oportunidad de aprovechar las ventajas ofrecidas por el internet de las cosas médicas. Esto podría conducir a mejoras sustanciales en el desarrollo de soluciones inteligentes diseñadas para simplificar y optimizar la gestión de riesgos en la atención de la salud. Esta perspectiva se alinea con las ideas expresadas por los autores de “Risk Management and Healthcare: IoT Technologies and Smart Monitoring System for a Good Cold Chain Management”, quienes presentaron sus hallazgos en la Conferencia Internacional en Tecnologías Inteligentes y Sostenibles, conocida como *SpliTech* [10].

La implementación de estas tecnologías no solo contribuye a la gestión eficiente de la energía en las redes inalámbricas de los dispositivos, sino que también influye positivamente en todo el sistema electrónico que respalda su correcto funcionamiento. Este enfoque integral hacia la aplicación del IoT en el ámbito médico destaca la capacidad de estas tecnologías para ofrecer soluciones innovadoras y eficaces, contribuyendo así a la mejora continua de los servicios de salud y al impulso de prácticas más eficientes en el ámbito clínico.

Por otro lado, como lo indican en el artículo “Smart healthcare: Challenges and potential solutions using internet of things (IoT) and big data analytics”, el crecimiento y análisis de los datos generados por los dispositivos IoT ofrecen una herramienta valiosa para la detección temprana de patrones y enfermedades, lo que, a su vez, contribuye a fortalecer la vigilancia en salud pública [9]. En este sentido, la implementación del sistema de monitoreo electrónico con tecnología IoT podría operar como una estrategia efectiva para prevenir las causas de diversos factores que podrían desencadenar eventos adversos comunes en los recién nacidos, comprometiendo su estado de salud, crecimiento y desarrollo.

Si bien es claro, la prematuridad es un fenómeno que contribuye significativamente a las tasas de morbilidad y mortalidad en neonatos en la atención de la salud pública [19]. Por lo tanto, es fundamental contar con un manejo más preciso de los parámetros de temperatura, humedad y ruido para abordar y respaldar el desarrollo según el grado de inmadurez y la edad gestacional del recién nacido prematuro. Esta investigación cobra importancia en vista de su potencial implementación en el servicio de neonatología de hospitales de alta complejidad.

Cada recién nacido tiene un gasto calórico único, determinado por factores como la edad gestacional, la edad posnatal y el nivel de estrés, entre otros. Por ende, resulta crucial mantener un control riguroso de la temperatura para facilitar un crecimiento que se asemeje al que habría experimentado el bebé in útero [19]. Este control se logra a través de la regulación de la temperatura, así como el control de la humedad y el sonido ambiental y

corporal, elementos proporcionados por sistemas como el propuesto en este trabajo de grado.

Por otro lado, al someter el dispositivo a otra prueba de rendimiento con una batería de polímero de litio integrada, se confirmó que el dispositivo efectivamente deja de funcionar al descargarse la batería hasta aproximadamente 2.85V. Como se representa en la figura 22, con esta batería, el tiempo de uso en promedio del sistema es de 22 horas, lo cual indica que este dispositivo puede integrarse de manera efectiva en el servicio de salud. Su duración promedio asegura un envío de datos continuo sin presentar alteraciones ni fallas por parte del dispositivo.

Las baterías alcalina Energizer AAA y Energizer recargable, pueden ser empleadas durante periodos muy cortos, lo cual no resulta practico para dispositivos biomédicos como el sistema de monitoreo electrónico con tecnología IoT. Esto se debe a que no es conveniente que el personal de salud tenga que reemplazar constantemente las baterías para asegurar el funcionamiento optimo del dispositivo. Lo ideal es que la duración de los dispositivos activos sea lo más prolongada posible, garantizando así la recepción y transmisión deficiente de datos.

En comparación con las baterías alcalinas convencionales, que prometen una duración de 13,4 horas [25], las baterías de polímero de litio surgen como la opción óptima para la integración en estos dispositivos biomédicos debido a su larga vida útil. No obstante, al considerar su implementación, es crucial tener en cuenta otros factores que podrían afectar negativamente el dispositivo. Por este motivo, se propone un trabajo futuro con el fin de poder implementar estas baterías de forma eficiente, el cual se abordará más adelante.

Un 32.14% de la capacidad de la batería de polímero de litio no fue utilizada, lo cual significa que el 67.86% restante fue empleado durante un periodo de 20 horas por el dispositivo para llevar a cabo sus funciones. Este comportamiento se debe a que el dispositivo se enciende o activa a partir de 2.8V, como se ha mencionado anteriormente, debido a los componentes electrónicos que lo integran.

## VI. RECOMENDACIONES Y TRABAJO FUTURO

Se sugiere integrar el sistema de monitoreo electrónico con tecnología IoT en una incubadora una vez los parámetros de temperatura y humedad de la incubadora se hayan estabilizado. Esto se respalda tanto por los resultados obtenidos, detallados en la sección correspondiente, como por la discusión de dichos resultados, que evidencian un mejor rendimiento en la adquisición y muestra de la información recopilada en estas condiciones.

Además, resulta de gran importancia verificar el estado de las incubadoras antes de implementar el sistema de monitoreo electrónico con tecnología IoT. Es imperativo que estas estén en óptimas condiciones de funcionamiento y sin tener mantenimientos correctivos y preventivos pendientes o cerca de la fecha de uso. Este cuidado previo es esencial para garantizar una mayor confiabilidad en el rendimiento del sistema.

Se propone como trabajo futuro la creación de una caja protectora interna en el dispositivo con el fin de aislar la batería de polímero de litio. Este enfoque tiene como objetivo proporcionar una protección integral al sistema, evitando posibles eventos que puedan surgir con la batería y que puedan ocasionar afectaciones severas tanto en el dispositivo como en la incubadora.

## VII. CONCLUSIONES

Las pruebas de funcionamiento de los sensores revelaron un comportamiento altamente preciso y confiable frente a diversos parámetros de temperatura, humedad y ruido en condiciones variables. El sistema demostró una adaptabilidad fácil y rápida ante las variaciones en los parámetros de referencia.

Estas evaluaciones meticulosas garantizan que los datos recopilados por el sistema permanezcan dentro de los rangos de error permitidos, según lo establecido por los fabricantes en las hojas de datos del sensor y el micrófono. Este nivel de confiabilidad aumenta la precisión del sistema monitoreo electrónico en general, asegurando un seguimiento preciso de las condiciones ambientales en de las incubadoras para el bienestar de los recién nacidos prematuros.

La implementación del sistema de monitoreo electrónico en incubadoras neonatales con tecnología IoT aporta de manera significativa al personal de salud al facilitar el registro de información de las variables medidas, haciéndolo más accesible. Además, contribuye a mejorar la atención de estas variables, las cuales influyen en el desarrollo y crecimiento del recién nacido prematuro, reduciendo las probabilidades de que adquiera afecciones en su salud debido a la exposición a temperaturas, humedades y niveles de ruido no adecuados, según las pautas establecidas por la Asociación Americana de Pediatría.

Las pruebas de rendimiento de los dispositivos indican que a medida que prolongamos su actividad, se obtiene una mayor recopilación de datos. Por lo tanto, es importante implementar una batería que asegure un tiempo de funcionamiento prolongado para los sistemas. En este sentido, tras analizar varias baterías, se destaca que la batería de polímero de cumple con estos requisitos. Sin embargo, es esencial considerar otros factores que podrían afectar negativamente al dispositivo.

El análisis de diversas baterías, basado en la información proporcionada por los fabricantes y la prueba de rendimiento realizadas en la batería de polímero de litio integrada en el sistema de monitoreo, junto con la determinación de la frecuencia de muestreo, ha permitido proponer una gestión eficiente de la energía. Esto garantiza un funcionamiento sostenible del sistema a lo largo del tiempo, contribuyendo significativamente a la viabilidad y durabilidad del dispositivo de monitoreo electrónico.

## VIII. REFERENCIAS

- [1] S. P. N. Netto, P. F. S. Chacon, Amauri Marcos C. de Morais Junior, Clara Luísa Bezerra de Rubim Costa, and F. Brasil, "Remote monitoring of temperature and humidity-a reliable and inexpensive device development applied in neonatal incubators," *Brazilian Congress on Biomedical Engineering. IFMBE Proceedings*, vol. 70, n° 1, Jun. 2019. [En línea]. Disponible en: [https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-981-13-2119-1\\_106](https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-981-13-2119-1_106). Fecha de acceso: may 2023.
- [2] World Health Organization. "Nacimientos Prematuros". Centro de prensa, Organización Mundial de la Salud, <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/preterm-birth> acceso: 17 de septiembre de 2023
- [3]. P. A. Aya-Parra, A. J. Rodriguez-Orjuela, V. Rodriguez Torres, N. P. Cordoba Hernandez, N. Martinez Castellanos, y J. Sarmiento-Rojas, "Monitoring System for Operating Variables in Incubators in the Neonatology Service of a Highly Complex Hospital through the Internet of Things (IoT)", *Sensors*, vol. 23, n°.12, p. 5719, jun. 2023. [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.3390/s23125719>. Fecha de acceso: 21 de mayo de 2023.
- [4] G. A. Acevedo Hernandez, L. J. Vargas, F. Hernandez, and S. A. Salinas, "Sistema e-Salud para el monitoreo de un prototipo de incubadora neonatal", *Ciencia e Ingeniería*, vol. 38, n° 2, pp. 107-112, abril-julio 2017. [En línea]. Disponible en: <http://erevistas.saber.ula.ve/index.php/cienciaeingenieria/article/view/9236/9190>. Fecha de acceso: 21 de mayo de 2023.
- [5] D. I. Shin, S. J. Huh, T. S. Lee, and I. Y. Kim, "Web-based remote monitoring of infant incubators in the ICU," *International Journal of Medical Informatics*, vol. 71, n° 2-3, Septiembre. 2003, pp. 151-156. [En línea]. Disponible en: [https://doi.org/10.1016/S1386-5056\(03\)00095-9](https://doi.org/10.1016/S1386-5056(03)00095-9). Fecha de acceso: 21 de mayo de 2023.
- [6] W. Shalannand, I. Zakia, F. Fahmi, and E. Sutanto, "Implementation of the Hardware Module of IoT-based Infant Incubator Monitoring System," *IEEE Internet of Things Journal*, vol. 8, n° 13, pp. 10474-10498, Jul. 2021. [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.1109/JIOT.2021.3062630>. Fecha de acceso: 22 de mayo de 2023.
- [7] M. N. Bhuiyan, M. M. Rahman, M. M. Billah and D. Saha, "Internet of Things (IoT): A Review of Its Enabling Technologies in Healthcare Applications, Standards Protocols, Security, and Market Opportunities," *IEEE Internet of Things Journal*, vol. 8, n° 13, pp. 10474-10498, July. 2021. [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.1109/JIOT.2021.3062630>. Fecha de acceso: 23 de mayo de 2023.
- [8] F. Moreno Cerda, "Demostrador Arquitectura publish/subscribe con MQTT", Tesis de pregrado, Escola Tecnica d'Enginyeria de Telecomunicació de Barcelona, Universitat Politècnica de Catalunya, España, 2018. [En línea]. Disponible en: [https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/117782/MQTT\\_MEMORIA.pdf](https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/117782/MQTT_MEMORIA.pdf).
- [9] S. Zeadally, F. Siddiqui, Z. Baig, A. Ibrahim, "Smart healthcare: Challenges and potential solutions using internet of things (IoT) and big data analytics", *PSU Research Review*, vol. 4, n° 2, pp. 93-109, Agosto. 2013. [En línea]. <https://doi.org/10.1108/PRR-08-2019-0027>. Fecha de acceso: 23 de mayo de 2023 .
- [10] T. Bengiovanni et al., "Risk Management and Healthcare: IoT Technologies and Smart Monitoring System for a Good Cold Chain Management," *2020 5th International Conference on Smart and Sustainable Technologies (SpliTech)*, Split, Croatia, pp. 1-6, 2020. [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.23919/SpliTech49282.2020.9243821>.
- [11]. A. W. Martínez, F. De Lourdes Cáceres and K. F. Martínez, "IoT-Based Neonatal Incubator Monitoring System," *2023 IEEE Latin American Electron Devices Conference (LAEDC)*, Puebla, Mexico, pp. 1-5, 2023. [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.1109/LAEDC58183.2023.10209121>.
- [12] B. Ashish, "Temperature monitored IoT based smart incubator", *Conferencia internacional de 2017 sobre I-SMAC (IoT en redes sociales, móviles, análisis y nube) (I-SMAC)*, Palladam, India, pp. 497-501, 2017. [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.1109/I-SMAC.2017.8058400>.
- [13] W. Shalannanda, I. Zakia, F. Fahmi y E. Sutanto, Implementation of the Hardware Module of IoT-based Infant Incubator Monitoring System ", *14th International Conference on Telecommunication Systems, Services, and Applications*, TSSA, Bandung, Indonesia, pp. 1-5, 2020. [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.1109/TSSA51342.2020.9310901>.

- [14] J. Prinyakupt y K. Roongprasert, "Verification Device for Temperature and Relative Humidity Inside the Infant Incubator via IoT", *12th Biomedical Engineering International Conference (BMEiCON)*, Ubon Ratchathani, Thailand, pp- 1-6, 2019. Disponible en: <https://doi.org/10.1109/BMEiCON47515.2019.8990351>.
- [15]. G.E. Valdés-de la Torre, M. Martina Luna, A. Braverman Bronstein, J. Iglesias Leboreiro, I. Bernárdez Zapata, Medición comparativa de la intensidad de ruido dentro y fuera de incubadoras cerradas, *Perinatología y Reproducción Humana*, vol. 32, n°. 2, pp. 65-6, junio. 2018. [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.rprh.2018.06.002>.
- [16] I. Rodríguez-Balderrama et al., "Hablar al lado del paciente aumenta los decibeles en la UCIN de un hospital de tercer nivel", *Perinatología y Reproducción Humana*, vol. 36, n°2, pp. 46-50, 2022. [En línea]. Disponible en: <https://doi.org/10.24875/PER.22000008>.
- [17] EFCNI. "Termorregulación en bebés prematuros", EFCNI Academy. [https://www.efcni.org/wp-content/uploads/2021/06/2021\\_05\\_25\\_Thermoregulation\\_Factsheet\\_ES.pdf](https://www.efcni.org/wp-content/uploads/2021/06/2021_05_25_Thermoregulation_Factsheet_ES.pdf). (acceso: junio 2023).
- [18] C. A. Zamorano-Jiménez et al. "Control térmico en el recién nacido pretérmino", *Perinatología y Reproducción Humana*, vol. 26, n° 1, pp. 43-50, 2012. [En línea]. Disponible en: [https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0187-53372012000100007](https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0187-53372012000100007)
- [19] J. Sarmiento Rojas, V. Rodríguez Torres. "Sistema piloto de monitoreo de variables de funcionamiento en incubadoras del servicio de neonatología de un hospital de alta complejidad de Bogotá Colombia a través de internet de las cosas IoT." Protocolo de investigación, Ingeniería Biomédica, Méderi y Universidad del Rosario, pp. 1-31, 2022. Texto inédito.
- [20] E. Dugarte, N. Dugarte, y V. Raimonid. "Diseño de un control de temperatura inteligente para incubadoras de recién nacidos. *Revista del Instituto Nacional de Higiene Rafael Rangel*, vol. 42, n°. 2, pp. 33-40, 2011. [En línea]. Disponible en: [http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0798-04772011000200005&lng=es&tlng=es](http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0798-04772011000200005&lng=es&tlng=es).
- [21] AWS. "¿Qué es MQTT?", *AWS Amazon*. Disponible en: <https://aws.amazon.com/es/what-is/mqtt/>
- [22] Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia, "Dispositivos Médicos y equipos biomédicos", *Ministerio de Salud y Protección Social de Colombia*. [En línea]. Disponible en: <https://www.minsalud.gov.co/salud/Paginas/Dispositivos-Medicos-y-Equipos-Biomedicos.aspx> (acceso: 25 de octubre de 2023)
- [23] Kalstein, "¿Qué es una incubadora neonatal?," *Kalstein*. Disponible en: <https://kalstein.net/es/que-es-una-incubadora-neonatal/> (acceso: 25 de octubre 2023).
- [24] Tektronix. "Keithley Series 2281S battery simulator/emulator," *Keithley Instruments & Products - Tektronix*, <https://www.tek.com/en/products/keithley/dc-power-supplies/2281s-series-battery-simulator-emulator> (acceso: 26 de octubre 2023).
- [25] D. M. Muñoz Juanias. "Sistema para monitoreo y supervisión de variables y condiciones de funcionamiento en incubadoras neonatales a través de internet de las cosas IoT", tesis de pregrado, Ingeniería biomédica, Escuela de Medicina y Ciencias de la Salud, Universidad del Rosario, Colombia, pp. 1-87, 2020. Disponible en: [https://doi.org/10.48713/10336\\_24442](https://doi.org/10.48713/10336_24442).
- [26] Energizer. "Product Datasheet. ENERGIZER NH12-800 (HR03)" *Energizer*. Disponible en: <https://www.energizerprofessional.eu/wp-content/uploads/2021/10/product-sheet-RCH-AAA-800-1.pdf> (acceso: octubre 2023)
- [27] Energizer. "Product Datasheet. ENERGIZER E92" *Energizer*. Disponible en: <https://www.energizerprofessional.eu/wp-content/uploads/2021/10/product-sheet-max-AAA-1.pdf>. (acceso: octubre 2023)
- [28] R. Hernández-Molina et al. "Diagnóstico del ruido en el interior de incubadoras neonatales en condiciones de campo libre", *53° Congreso Español de Acústica. XII Congreso Ibérico de Acústica*, 2021. [En línea]. Disponible en: <https://documentacion.sea-acustica.es/publicaciones/Elche22/ID-13.pdf>.
- [29] C. B. Sámano Muciño. "Medición de la variación de los decibeles al hablar, tocar o Alarma del monitor dentro de la incubadora en la UCIN del Hospital Universitario 'Dr. José Eleuterio González'", tesis de grado, Especialista en Neonatología, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de Nuevo León, noviembre. 2021. Disponible en: <http://eprints.uanl.mx/22511/3/22511.pdf>.
- [30] G. E. Silva Hidalgo. "Cuantificación del nivel del sonido y valoración de la respuesta fisiopatológica en los neonatos prematuros de la Unidad de Neonatología del Hospital Carlos Andrade Marín, Quito", tesis de grado, Especialista en Pediatría, Facultad de Medicina, Pontificia Universidad

Católica del Ecuador, mayo. 2019. Disponible en: <http://repositorio.puce.edu.ec/handle/22000/16729>.

[31]. Energy5. “El uso de baterías de iones de litio en dispositivos médicos”, Energy5 your way, Octubre. 2023. Disponible en: <https://energy5.com/es/el-uso-de-baterias-de-iones-de-litio-en-dispositivos-medicos> (acceso: noviembre 2023).

[32]. V. Quintero, O. Che, E. Ching, O. Auciello, E. Obaldía. “Baterías de Ion Litio: características y aplicaciones”, *Revista de I+D Tecnológico*, vol. 17, n° 1, 2021. [En línea]. Disponible en: <http://portal.amelica.org/ameli/jatsRepo/339/3392002003/html/index.html>

## IX. ANEXOS

DETALLE DE ACTIVIDADES	MESES																							
	MAYO-JUNIO-				AGOSTO				SEPTIEMBRE				OCTUBRE				NOVIEMBRE				DICIEMBRE			
	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
Presentación propuesta	■																							
Elaboración anteproyecto	■	■																						
Presentación anteproyecto		■	■																					
Revisión bibliográfica		■	■	■	■																			
Planteamiento del problema					■	■	■	■																
Objetivos								■	■															
Presentación introducción y objetivos									■															
Descripción de población de estudio												■	■											
Protocolo de investigación clínica												■	■	■										
Correcciones													■	■										
Prueba de sensores						■	■	■	■	■	■													
Pruebas de funcionamiento y verificación metrológica										■	■	■	■											
Pruebas de rendimiento de baterías													■	■	■									
Resultados parte I													■	■	■									
Presentación metodología y resultados															■									
Resultados parte II																■	■							
Correcciones																	■	■						
Discusión de resultados																		■						
Presentación de discusión de resultados																			■					
Correcciones																				■				
Conclusiones																					■			
Agradecimientos, dedicatorias y anexos																						■		
Entrega final																						■		
Sustentación																							■	

Anexo 1. Cronograma de actividades

Prueba 4								
HORA	TEMP INCUBADORA		ROJO		GRIS		INTERRUPTOR	
	TEMP	HUM	TEMP	HUM	TEMP	HUM	TEMP	HUM
11:00 a. m.	27,5	72%	26,68	70,61%	27	69,38%	26,73	71,38%
11:15 a. m.	32,7	74%	30,83	73,13%	31,47	71,20%	30,78	75,24%
11:30 a. m.	36,2	75%	33,94	75,05%	34,39	73,35%	34,16	76,51%
11:45 a. m.	37,7	75%	35,92	76,97%	36,4	75,08%	36	78,24%
12:00 p. m.	37,4	75%	35,89	78,20%	36,33	76,21%	35,93	79,11%
12:15 p. m.	37,2	75%	35,96	78,19%	36,36	76,39%	36,1	78,78%
12:30 p. m.	37,1	75%	35,95	77,81%	36,38	76,22%	36,16	78,03%
12:45 p. m.	37	75%	35,96	77,35%	36,4	76%	36,16	77,95%
1:00 p. m.	36,9	75%	35,95	77%	36,71	75,64%	36,23	77,25%
1:33 p. m.	36,8	75%	36,25	77,29%	36,15	76,75%	36,62	75,56%
1:48 p. m.	36,3	75%	35,87	76,90%	35,99	76,53%	36,1	75,96%
2:03 p. m.	34,9	75%	34,48	77,50%	34,53	77,44%	34,7	76,55%
2:18 p. m.	34,9	75%	34,42	76,83%	34,56	76,45%	34,77	75,35%
2:33 p. m.	34,9	75%	34,45	76,57%	34,62	76,08%	34,82	75,14%
2:48 p. m.	35	75%	34,58	76,45%	34,62	76,15%	34,84	75,20%
3:03 p. m.	35	75%	34,55	76,51%	34,61	76,03%	34,8	75,21%
3:18 p. m.	35	75%	34,55	76,46%	34,63	76,00%	34,84	75,12%
3:33 p. m.	35,1	75%	34,61	76,40%	34,67	75,94%	34,87	75,12%

Anexo 2. Prueba de sensores – Temperatura 35°C y Humedad 75%

Prueba 10								
HORA	TEMP INCUBADORA		ROJO		GRIS		INTERRUPTOR	
	TEMP	HUM	TEMP	HUM	TEMP	HUM	TEMP	HUM
3:00 p. m.	34,9	65%	34,54	65,51%	35,11	64,51%	34,62	62,64%
3:15 p. m.	34,9	65%	34,57	65,64%	35,13	64,50%	34,67	62,57%
3:30 p. m.	34,9	65%	34,59	66,62%	35,13	65,62%	34,73	63,61%
15:45	35	65%	34,57	66,94%	35,16	65,94%	34,73	64,07%
4:00 p. m.	35	65%	34,58	67,00%	35,14	66,35%	34,7	64,27%
4:15 p. m.	35	65%	34,68	67,07%	35,14	66,45%	34,74	64,56%
16:30	35	65%	34,7	67,05%	35,14	66,34%	34,7	64,55%

Anexo 3. Pruebas sensor - Temperatura 35° C y Humedad 65%

Prueba 6				
HORA	TEMP INCUBADORA	ROJO	GRIS	INTERRUPTOR
10:56 a. m.	27,7	26,1	26,63	26,17
11:11 a. m.	31,1	30,18	30,59	29,42
11:26 a. m.	31,2	31,1	31,47	30,47
11:41 a. m.	31	30,62	30,86	30,35
11:56 a. m.	30,3	29,93	30,1	29,91
12:11 p. m.	29,8	29,39	29,57	29,4
12:26 p. m.	30	29,59	30,02	29,41
12:41 p. m.	30	29,73	30,67	29,52

Anexo 4. Pruebas sensor - Temperatura 31°C

Prueba 13				
HORA	HUMEDAD INCUBADORA	ROJO	GRIS	INTERRUPTOR
10:56 a. m.	39%	53,22%	54,55%	52,36%
11:11 a. m.	34%	43,07%	43,36%	42,40%
11:26 a. m.	33%	39,51%	38,82%	39,17%
11:41 a. m.	33%	39,21%	38,32%	38,36%
11:56 a. m.	33%	38,85%	38%	37,49%
12:11 p. m.	33%	39,08%	38,05%	37,49%
12:26 p. m.	33%	38,80%	37,55%	37,44%
12:41 p. m.	35%	40,16%	38,48%	38,48%

Anexo 5. Prueba sensor - humedad incubadora Dräger

HORA	TEMP INCUBADORA		ROJO		INTERRUPTOR	
	TEMP	HUM	TEMP	HUM	TEMP	HUM
9:06 a. m.	32	61%	30,76	70,56%	30,14	74,72%
9:21 a. m.	32,1	61%	32	65,15%	32,16	67,92%
9:36 a. m.	32	61%	32	64,55%	32,24	67,07%
9:51 a. m.	32	61%	31,99	64,29%	32,24	66,76%
10:06 a. m.	32	61%	32,06	64,15%	32,32	66,57%
10:21 a. m.	31,6	64%	31,55	64,50%	31,6	66,74%
10:36 a. m.	32,1	61%	32,05	64,45%	32,26	66,94%
10:51 a. m.	31,9	61%	31,85	64,51%	32,09	67,06%
11:06 a. m.	31,8	61%	31,72	64,89%	31,85	67,27%
11:21 a. m.	32,1	61%	32,33	63,74%	32,49	66,37%
11:36 a. m.	31,9	61%	32,2	63,45%	32,41	65,95%
11:51 a. m.	32,1	61%	32,3	63,34%	32,49	65,89%
12:06 p. m.	32	61%	32,27	63,28%	32,51	65,76%
12:21 p. m.	32,2	58%	32,39	62,79%	32,68	65,21%
12:36 p. m.	32,1	61%	32,18	63,44%	32,46	65,91%
12:51 p. m.	32	61%	32,31	63,53%	32,19	66,44%
1:06 p. m.	32,1	61%	32,13	63,53%	32,29	66,42%
1:21 p. m.	32	61%	32,13	63,53%	32,24	66,50%
1:36 p. m.	32	61%	32,31	63,53%	32,22	66,52%
1:51 p. m.	32	61%	32,13	63,53%	32,19	66,52%

Anexo 6. Prueba de funcionamiento neonatología

Ruido	Horar
43,54	06:00:27
45,61	06:06:09
39,48	06:11:42
44,86	06:17:21
43,51	06:23:29
39,56	06:34:01
41,78	06:45:11
46,02	06:50:46
41,81	06:56:18
40,8	07:01:51
41,93	07:12:58
44,93	07:18:29
42,53	07:29:34
43,17	07:35:09
46,66	07:40:42
42,34	07:46:15
45,99	07:51:50
44,93	07:57:21
45,57	08:02:53
42,42	08:08:29
42,3	08:13:59
43,2	08:19:31
45,39	08:25:07
55,84	08:30:42
57,04	08:36:10
45,99	08:41:42
46,7	08:47:15
50,39	08:52:49
40,16	08:58:20
46,59	09:03:55
45,54	09:09:28
58,85	09:15:00
44,75	09:20:34
45,42	09:26:05
45,39	09:31:44
44,82	09:37:15
48,96	09:42:51
49,03	09:48:24
43,62	09:53:57
59,3	09:59:31

Anexo 7. Muestra prueba de niveles de ruido dB

Ruido	Horas
33,99	11:00:18
59,9	11:02:06
59,18	11:04:45
33,54	11:05:49
57,64	11:07:31
58,62	11:08:11
58,13	11:08:38
56,4	11:11:06
33,43	11:11:20
58,02	11:13:34
55,88	11:16:03
34,48	11:16:51
103,96	11:18:57
57,49	11:21:31
33,92	11:22:22
58,02	11:24:09
55,69	11:27:20
33,88	11:27:53
82,87	11:32:45
33,58	11:33:25
57,42	11:35:15
59,18	11:37:55
33,88	11:38:56
57,53	11:40:50
58,06	11:41:41
59,86	11:44:19
34,71	11:44:27
54,48	11:46:50
58,62	11:49:23
33,88	11:49:58
65,31	11:51:53
57,6	11:54:21
33,96	11:55:29
58,02	11:56:51
55,12	11:59:22
34,07	12:01:01
56,85	12:01:51
64,64	12:04:36

Anexo 8. Muestra de prueba niveles de ruido dB en neonatología

Voltage	Corriente
4,14866	0,028124
4,14864	0,147024
4,14865	0,092689
4,14866	0,0925361
4,14866	0,0924534
4,14864	0,0923891
4,14864	0,0923025
4,14865	0,0923148
4,14865	0,082106
4,14868	0,0936559
4,14867	0,0312522
4,14866	0,0823459
4,14863	0,0200811
4,14866	0,0314275
4,14868	0,031438
4,13949	0,0314481
4,13954	0,0314586
4,13956	0,0314701
4,13949	0,0314806
4,13948	0,0314943
4,1395	0,0315039
4,13949	0,0315147

Anexo 9. Muestra I prueba de rendimiento baterías recargables

Voltage	Corriente
2,9895	0,0275501
2,98953	0,0108836
2,98949	0,0281189
2,98951	0,0280897
2,98953	0,0238819
2,98954	0,0281122
2,98954	0,0102618
2,9895	0,028144
2,98953	0,0281081
2,98956	0,0252518
2,98952	0,0281091
2,98949	0,0109892
2,97978	0,0199757
2,97976	0,0253719
2,97979	0,0280693
2,97982	0,011003
2,97982	0,0277538
2,97978	0,0277736
2,97978	0,0252101
2,97977	0,0280911
2,97976	0,0108542
2,97977	0,0280484
2,97978	0,0280249

Anexo 10. Muestra II prueba de rendimiento baterías recargables

voltage (v)	time (h)
4.2	9:12 AM
4.17	9:27 AM
4.16	9:42 AM
4.18	9:57 AM
4.19	10:12 AM
4.19	10:27 AM
4.16	10:42 AM
4.16	10:57 AM
4.15	11:12 AM
4.15	11:27 AM
4.15	11:42 AM
4.15	11:57 AM
4.15	12:12 PM
4.15	12:27 PM
4.15	12:42 PM
4.15	12:57 PM
4.13	1:12 PM
4.1	1:27 PM
4.07	1:42 PM
4.06	1:57 PM
4.04	2:12 PM
4.03	2:27 PM
4.03	2:42 PM
4.02	2:57 PM
4.01	3:12 PM

Anexo 11. Muestra I Prueba de rendimiento dispositivos

voltage (v)	time (h)
3.64	11:57 PM
3.62	12:12 AM
3.61	12:27 AM
3.6	12:42 AM
3.59	12:57 AM
3.58	1:12 AM
3.57	1:27 AM
3.56	1:42 AM
3.55	1:57 AM
3.54	2:12 AM
3.52	2:27 AM
3.5	2:42 AM
3.49	2:57 AM
3.49	3:12 AM
3.48	3:27 AM
3.44	3:42 AM
3.4	3:57 AM
3.38	4:12 AM
3.35	4:27 AM
3.34	4:42 AM
3.33	4:57 AM
3.33	5:12 AM
3.33	5:27 AM

Anexo 12. Muestra II Prueba de rendimiento dispositivos