



BENEMÉRITA UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE PUEBLA
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA ELECTRÓNICA

MAESTRÍA EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA,
OPCIÓN INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA

Tesis para obtener el grado de:
MAESTRO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA, OPCIÓN
INSTRUMENTACIÓN ELECTRÓNICA

“Dispositivo *Wearable* basado en IoT para monitoreo de la salud en pacientes
con COVID-19”

Presenta:

Ing. Edgar Rodrigo González Campos*

Director de Tesis:

M. C. Ricardo Álvarez González

Asesores de Tesis:

M. C. Nicolás Quiroz Hernández

M. C. Alba Maribel Sánchez Gálvez

Agradecimientos

Agradezco a mi familia por todo el apoyo y confianza que han tenido en mí para alcanzar todas mis metas. A mi mamá por todo el apoyo profesional y emocional que siempre me brinda, por toda la paciencia y enseñanzas de vida, porque es la figura de inspiración para superarme y mi guía para ser responsable y perseverante. A mi tía que siempre me ayuda a ver los detalles realmente importantes de la vida aún en momentos difíciles, y por brindarme siempre una sensación de confianza y amor.

A mis asesores de tesis por todo el apoyo y la guía que me ofrecieron durante todo este camino. Al M.C. Ricardo Álvarez González por su infinita paciencia y confianza en mí y en mi trabajo, además de todo el apoyo para alcanzar esta meta. Al M.C. Nicolás Quiroz Hernández quién me ayudó a sentar las bases de este trabajo de tesis y a definir el alcance del mismo. A la M.C. Alba Maribel Sánchez Gálvez por todo su apoyo y consejos durante cada etapa de desarrollo de este trabajo.

A la M.C. Ana María Rodríguez Domínguez, la coordinadora del programa de maestría, y al Dr. Gerardo Mino Aguilar por toda la paciencia y apoyo otorgado durante el proceso de inscripción a la maestría, permitiéndome concretar esta meta de vida cuando de manera arbitraria se me negó el lugar por el que tanto estudié y me esforcé en este gran programa de posgrado.

Agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por la beca otorgada para poder cursar la maestría en la modalidad de tiempo completo.

Así mismo, agradezco a la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla por la oportunidad otorgada para ampliar mis estudios superiores en este programa de maestría con la beca de estudiante de tiempo completo otorgada.

Extiendo un agradecimiento especial al director y codirector, así como a los miembros integrantes, de la empresa Intesc que me aceptaron para realizar mi estancia de maestría, permitiéndome formar parte nuevamente de su equipo de trabajo con los grandes valores humanos que siempre manejan, además de su apoyo para la obtención del producto final de este trabajo de tesis. Así mismo, agradezco al compañero de maestría Yair Romero López quién me apoyó en las últimas etapas del desarrollo de este trabajo, brindándome su tiempo y experiencia.

Contenido

Resumen.....	6
1. Introducción	7
1.2. Objetivos	8
1.2.1. Objetivo General	8
1.2.2. Objetivos Específicos	8
1.3. Justificación.....	9
1.4. Descripción	11
2. Estado del Arte.....	15
2.1. Introducción	15
2.2. IoT en el Contexto COVID-19.....	16
2.2.1. Dispositivos <i>Wearable</i> para el monitoreo de pacientes con COVID-19	17
2.2.2. <i>Wearable</i> IoT (WIoT)	18
2.2.3. Propuestas de Implementación según las Etapas de la Enfermedad COVID-19	19
2.2.4. Otras aplicaciones del IoT para COVID-19	20
2.2.5. Principales retos en el desarrollo de tecnología <i>Wearable</i> para monitoreo de la salud.....	20
2.3. Principales Propuestas de Sensores para Tecnología <i>Wearable</i> en Aplicaciones Médicas	22
2.3.1. Oxímetros de Pulso	23
2.3.2. Sensores de Temperatura	23
3. Tecnología WIoT para Aplicaciones Médicas	25
3.1. Dispositivos <i>Wearable</i>	25
3.2. Clasificación.....	25
3.3. Sensores para Dispositivos <i>Wearable</i> Médicos.....	26
3.3.1. Oximetría de Pulso	27
3.3.1.1. Afectaciones en la Exactitud de la Oximetría de Pulso.....	30
3.3.2. Sensores para Monitoreo de Temperatura Corporal.....	31
3.3.2.1. Sensores resistivos de Temperatura	31
3.3.2.2. Sensores de Temperatura de tipo Circuito Integrado	32
3.4. Características de Comunicaciones en la Tecnología WIoT	32
3.4.1. Comunicaciones para la Tecnología WIoT	33
3.4.1.1. Tipos de Transmisión de Datos	33
3.4.1.2. Metodologías de Comunicación Inalámbrica para Sistemas WIoT	34

3.4.1.3. Redes de Comunicación para Dispositivos WIoT Médicos	35
3.4.2. Protocolos, Estándares y Tecnologías de comunicación para sistemas WIoT	36
3.4.2.1. MQTT	36
3.4.2.3. WiFi.....	37
3.4.3. Factores para el Diseño de Tecnología WIoT	37
3.4.4. Ventajas y Desventajas del IoT para dispositivos <i>Wearable</i>	40
3.5. Sistema de Batería Recargable para Dispositivos <i>Wearable</i>	41
3.5.1. Baterías recargables.....	41
3.5.1.1. Tipos de Baterías Recargables	42
3.5.1.2. Baterías de Iones de Litio (Li-Ion).....	42
3.5.1.3. Batería de Polímero de Litio (LiPo).....	43
3.5.2. Convertidores DC-DC.....	44
3.5.3. Controlador de Recarga de Batería	45
3.6. Estándares y Normas en Dispositivos Médicos	46
3.6.1. ISO/IEEE 11073.....	47
3.6.2. ISO 13485	48
3.6.3. IEC60601-1	48
3.6.4. Normas y Estándares en México para Dispositivos Médicos	48
4. Diseño de Dispositivo WIoT.....	50
4.1. Etapa de Hardware	51
4.1.1. Sistema de Control (ESP32).....	51
4.1.2. Sensores.....	53
4.1.3. Ubicación del Sistema.....	54
4.1.4. Sistema de Alimentación.....	56
4.1.5. Diseño Final de Hardware.....	57
4.2. Etapa de Software.....	59
4.2.1. Protocolo de Comunicación	59
4.2.2. Implementación de Código	61
4.3. Etapa IoT	65
4.3.1. Plataforma IoT	65
4.3.2. Configuración de Dispositivo.....	66
4.3.3. Desarrollo de Aplicación <i>Dashboard</i>	67
4.3.4. Alertas en Plataforma	67
5. Resultados de Implementación de Prototipos	69
5.1. Implementación del Módulo Central y Sensores	69

5.1.1. Resultados de Prototipo A.....	70
5.2. Implementación del Sistema de Alimentación.....	74
5.2.1. Resultados de Prototipo B.....	76
5.3. Diseño de PCB del Prototipo Final	80
5.4. Resultados de Implementación Final	83
5.5. Prototipo Final.....	88
Conclusiones	90
Referencias.....	92
Anexo A: Publicaciones y Difusión	98
Anexo B: Tablas de Resultados de las Etapas de Evaluación del Diseño Presentado	101

Resumen

El COVID-19 es una enfermedad respiratoria aguda severa causada por el coronavirus SARS-CoV-2 que se presentó por primera vez en diciembre de 2019 en China, propagándose con gran facilidad entre seres humanos para posteriormente ser declarada como pandemia por la Organización Mundial de la Salud (OMS). Debido al impacto importante que tiene esta enfermedad en personas mayores de 60 años o personas que padecen enfermedades crónicas degenerativas como hipertensión arterial, diabetes, obesidad, entre otras, se hace evidente la necesidad de un sistema de monitoreo remoto para pacientes con COVID-19 con la finalidad de evitar complicaciones en la salud derivadas de afecciones irregulares como la hipoxia silenciosa. La tecnología *Wearable* en aplicaciones médicas se caracteriza por la implementación de sensores acoplados al cuerpo humano para el monitoreo de signos fisiológicos, y que mantiene una particular relación con el Internet de las Cosas, convirtiendo a estos dispositivos en herramientas altamente calificadas para el estudio de la salud de pacientes con ciertas condiciones de salud especiales, donde los síntomas pueden ser analizados de manera no invasiva. En este trabajo se propone el diseño de un dispositivo *Wearable* eficiente y de bajo costo enfocado a pacientes con la enfermedad COVID-19 para el monitoreo de saturación de oxígeno en la sangre (SpO2) y temperatura corporal basado en el Internet de las Cosas para la presentación de datos al usuario y expertos de la salud. La principal aportación de este sistema, además de ser asequible, eficiente y escalable, es el uso libre de los datos del paciente, que puede resultar ventajoso en escenarios de investigación médica, donde se requiera concatenar la información de diversos dispositivos para un análisis profundo. Los resultados obtenidos del prototipo funcional del diseño demuestran la fiabilidad de las lecturas, ofreciendo valores de uso clínico y no como información de referencia, y de la comunicación inalámbrica por WiFi. Los resultados del monitoreo son desplegados en una aplicación móvil, que puede informar a pacientes y expertos de la salud de valores fuera de rango a través de un sistema de alertas.

Capítulo I

1. Introducción

En la actualidad, el desarrollo tecnológico se ha adecuado a las necesidades de los seres humanos, brindando alternativas de alta calidad con la finalidad de facilitar actividades de la vida diaria. En este sentido, la tecnología asiste a la humanidad ante diversas situaciones de riesgo, proporcionando herramientas de uso indispensable para solventar las principales necesidades. La crisis sanitaria desencadenada por el nuevo coronavirus SARS-CoV-2 generó un cambio radical en las actividades y, sobre de todo, en las necesidades de la humanidad. La enfermedad ocasionada por este coronavirus ha tenido un impacto drástico en la salud y en la economía a nivel mundial, sin embargo, ha puesto en evidencia la gran importancia de la tecnología.

La tecnología *Wearable* ha sido una de las áreas con mayor intervención en el manejo de la situación actual por pandemia, modificando la visión de diseño para beneficio de las personas perjudicadas por esta enfermedad [1].

Los sistemas *Wearable* engloban a los dispositivos que permiten el monitoreo y control de sistemas, acoplados al cuerpo humano ya sea de manera directa o indirecta [1]- [2]. Estos dispositivos caracterizados por su funcionamiento a través de comunicación inalámbrica, se diseñan para asistir las actividades diarias de las personas y gracias a la aparición de los *Smartphones*, han tomado mayor importancia en el desarrollo tecnológico [2].

Actualmente existe una amplia cantidad de dispositivos *Wearable* para asistir en actividades deportivas, recreación y entretenimiento, sin embargo, esta tecnología se ha adaptado a las necesidades médicas gracias a las características con las que cuenta. La necesidad de monitorear signos biomecánicos y fisiológicos encamina a la tarea de seleccionar sensores que permitan obtener datos de una manera no obstructiva, sin dejar de lado la facilidad de uso [3].

Una característica de suma importancia en la tecnología *Wearable* es la comunicación inalámbrica para la transmisión de datos [3], y que conduce a uno de los puntos base del trabajo presentado, que es el Internet de las Cosas (IoT). El IoT comprende los contextos que relacionan la interacción entre objetos y las redes de Internet a través de las capacidades de cómputo, donde estos objetos pueden ser sensores y/o actuadores o elementos que no son considerados como computadoras; todo con la mínima interacción humana permitiendo la generación y consumo de datos de los dispositivos [4].

Aunque el IoT no cuenta con una definición única y universal, se trata de un tema emergente que con el paso de los años y, sobre de todo, con el desarrollo tecnológico se está convirtiendo en una realidad generalizada, donde se estima que en el año 2025 existirán alrededor de cien mil millones de

dispositivos conectados por IoT, convirtiéndolo en un tema de importancia social, tecnológica y económica [4].

La tecnología *Wearable* se complementa con el IoT para la asistencia en el cuidado de la salud física de las personas, dando lugar al desarrollo de dispositivos de monitoreo y, en algunos casos, de control.

En diciembre del año 2019 se registró el primer caso de la nueva enfermedad por coronavirus o COVID-19, nombrada así por la Organización Mundial de la Salud como un acrónimo de *CO*rona*V*irus *D*isease 2019 [5], en Wuhan, provincia de Hubei en China [1]. El COVID-19 es una enfermedad respiratoria causada por el síndrome agudo severo SARS-CoV-2, catalogado así por la OMS, y que pertenece a la familia de virus con ARN (ácido ribonucleico) monocatenario conocidos como *Coronaviridae* [1].

El incremento de casos positivos de COVID-19 a nivel mundial es inquietante ya que una de las principales características de este nuevo virus es su fácil propagación mediante pequeñas partículas líquidas denominadas gotitas de Flügge, de secreción y mucosidad, expulsadas por la nariz o por la boca al toser, estornudar, hablar o gritar. De acuerdo con la OMS, las infecciones virales y particularmente las causadas por los diferentes tipos de coronavirus aún continúan emergiendo y siguen representando un gran peligro para la salud pública [1].

El trabajo propuesto en este documento se basa en la relación de sinergia entre la tecnología *Wearable* y el IoT, encauzada a la situación sanitaria actual generada por el COVID-19, como un instrumento de integración, que proporcione datos constantes fehacientes a un paciente que cursa con la enfermedad causada por el SARS-CoV-2, por medio de un monitoreo de signos fisiológicos (saturación de oxígeno y temperatura corporal) afectados. El trabajo inicia con la investigación de los conceptos y puntos de mayor importancia relacionados a sistemas *Wearable* y su relación con el IoT bajo el contexto de la enfermedad COVID-19, continuando con la etapa de diseño que conduzca hacia el desarrollo de un prototipo, y asumiéndolo como un proceso iterativo para el desarrollo del sistema embebido.

El resultado obtenido es un prototipo con la capacidad de obtener lecturas de temperatura corporal y saturación de oxígeno en la sangre arterial, para posteriormente generar un procesamiento de datos y envío de los mismos mediante comunicación WiFi (*Wireless Fidelity*) con el uso de infraestructura. Así mismo, se implementó una aplicación móvil para la comunicación con un servidor en la nube donde se almacenará la información obtenida desde el sistema embebido.

1.2. Objetivos

1.2.1. Objetivo General

Desarrollar un dispositivo *Wearable* para el monitoreo de signos vitales en pacientes que cursan por la enfermedad COVID-19, basado en el Internet de las Cosas para el envío y presentación de datos en dispositivos móviles así como la gestión de alertas al detectar valores críticos.

1.2.2. Objetivos Específicos

1. Seleccionar los sensores que permitan medir la temperatura corporal y la saturación de oxígeno en sangre arterial de manera no invasiva.

2. Determinar la región del cuerpo adecuada para obtener las lecturas de temperatura corporal y saturación de oxígeno.
3. Diseñar un sistema embebido para realizar las mediciones, el procesamiento de datos y envío por comunicación WiFi a un servidor en la nube.
4. Diseñar un sistema de alimentación basado en batería recargable para el funcionamiento del sistema embebido.
5. Desarrollar un prototipo en una Tarjeta de Circuito Impreso (PCB) de acuerdo al diseño del dispositivo *Wearable*.
6. Implementar una aplicación móvil para comunicación WiFi hacia un servidor en la nube basando el diseño en un esquema *Dashboard*, para presentar la información obtenida desde el dispositivo *Wearable*.

1.3. Justificación

Catalogado como una enfermedad respiratoria por síndrome agudo severo tipo 2, el COVID-19 ha generado un impacto significativo en la sociedad mundial, inquietando a los expertos de la salud por las variantes que existen y la diversidad de afectaciones en el organismo, inclusive después de la recuperación del paciente; se estima una tasa de letalidad entre 1% y 3%, impactando de manera significativa a adultos mayores de 60 años y a personas que padecen enfermedades crónicas degenerativas, denominadas “comorbilidades” [6], como la hipertensión arterial sistémica, diabetes mellitus, enfermedad cardiovascular, obesidad, cáncer en general [7] y Virus de Inmunodeficiencia Humana (VIH) con Síndrome de Inmunodeficiencia Adquirida (SIDA) [8].

Según datos del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) de 2018, la población nacional mayor de 50 años (28.2 millones de personas) se ve afectada principalmente por enfermedades como hipertensión arterial, diabetes y artritis reumatoide. El 39.9% de ese grupo de población padece la enfermedad de hipertensión arterial, mientras que el 22.8% padece algún tipo de diabetes. Con respecto a la obesidad, el 22.7% de los hombres en el grupo de población antes mencionado son obesos, mientras que el 31.3% de las mujeres también padecen esta enfermedad [9]. La prevalencia de estas enfermedades en México, y en muchos otros países del mundo, agrava la situación que ya en si es complicada y que podría durar más tiempo del estimado.

Los datos proporcionados por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) hasta el mes de marzo de 2021 muestran como principales “comorbilidades” del COVID-19 la hipertensión arterial con un 17.38%, obesidad con 14.55%, diabetes en un 13.40% y tabaquismo como 7.36%, respecto a los casos confirmados [10]. Por otra parte, de los casos confirmados en México y hasta el mes de marzo de 2021, se estima que el 81.22% son de tipo ambulatorio [10].

A partir de los datos presentados se infiere que una gran parte de la población positiva a COVID-19 podría padecer alguna de las enfermedades crónicas mencionadas y que esto represente un riesgo para su salud. El monitoreo constante de parámetros fisiológicos como la saturación de oxígeno en la sangre arterial o la temperatura corporal son de gran importancia en el tratamiento de la enfermedad COVID-19 [11].

La hipoxia silenciosa es un síntoma recientemente denominado así con la aparición de la enfermedad ocasionada por el SARS-CoV-2, y que en general se describe como un padecimiento en el cual los pacientes no perciben dificultad respiratoria y no demuestran incomodidad pero se les

detecta cianóticos y se registra hipoxia [12]. La hipoxia es definida como la insuficiencia respiratoria que incapacita el cumplimiento de intercambio de oxígeno y dióxido de carbono entre el aire y la sangre circulante [13]. La hipoxia silenciosa puede presentarse en un pequeño porcentaje de pacientes con COVID-19, sin embargo, aún no se han identificado las causas que desencadenan este síntoma que puede derivar en un resultado fatal.

Una de las principales problemáticas con la aparición de la enfermedad ocasionada por el SARS-CoV-2 es la saturación de los centros de salud, debido al ingreso desmesurado de pacientes por complicaciones relacionadas a la enfermedad. El monitoreo constante de signos fisiológicos afectados por COVID-19 permite disminuir la aglomeración de personas en centros de salud, priorizando los servicios a los pacientes con una condición de salud crítica. Además, gracias al monitoreo remoto, se evita la propagación del virus por infección cruzada [14] (transmisión de infecciones mediante contacto directo o fómites entre pacientes o personal de salud [15]).

Con la aparición del COVID-19 gran parte del esfuerzo tecnológico en sistemas de monitoreo inalámbrico se han enfocado en la problemática por esta enfermedad. En [16] se propone un dispositivo *Wearable* diseñado con módulos y sensores de bajo costo para el monitoreo de signos vitales en pacientes con COVID-19 enfocando el trabajo en un algoritmo capaz de predecir la complicación de la enfermedad.

En otros casos a pesar de no enfocarse directamente en COVID-19, existen propuestas de diseño con características para el monitoreo de signos fisiológicos que corresponden en su mayoría a los afectados por la enfermedad de interés. En [17] se diseñó un sistema para el monitoreo de saturación de oxígeno en el cerebro, así como en [18] y [19] con desarrollos para monitoreo de parámetros fisiológicos como la temperatura corporal, saturación de oxígeno en la sangre y frecuencia cardiaca, para monitoreo continuo y de manera inalámbrica, utilizando las herramientas del IoT, al igual que en [20] con una breve pero eficaz perspectiva al desarrollo de sistemas *Wearable* para el monitoreo de signos fisiológicos. Cada una de estas propuestas evidencian la existencia de las diferentes metodologías de diseño y las perspectivas con las que cada dispositivo representa una solución en el monitoreo de la salud, bajo ciertas necesidades o restricciones.

La necesidad de monitorear parámetros fisiológicos cuando se transita por la enfermedad COVID-19 se relaciona directamente con los principales síntomas registrados en los estudios presentados en [21] donde se registró la fiebre como un síntoma presente en el 98% de los casos positivos, tos en el 75% de los casos y dificultad respiratoria en 55%. Una alternativa adoptada para resolver esta necesidad fue la adquisición de dispositivos ya existentes en el mercado que permiten obtener lecturas referentes a los principales síntomas, en este caso los dispositivos *Wearable* se posicionaron como un recurso vital para asistir el tratamiento de la enfermedad [11] gracias a las alternativas que ofrecen en funcionalidad, personalización y la presentación de datos en servidores en la nube.

Estas soluciones son ofrecidas principalmente por Apple, Fitbit, WHOOP, Garmin, Huawei, entre otros [11]. También, otras empresas reportaron un aumento en ventas de sus dispositivos *Wearable* que permiten el monitoreo de la saturación de oxígeno en la sangre, siendo el caso de Oxitone (Estados Unidos), Viatom (China), SpryHealth (Estados Unidos), Nonin Medical Inc. (Reino Unido), Wellue Health (China), Biostrap (Estados Unidos) y Wavelet (Estados Unidos) [22].

El desarrollo tecnológico en los sistemas *Wearable* tuvo un cambio significativo con la aparición del SARS-CoV-2, convirtiéndose en una herramienta de gran utilidad en los esfuerzos por combatir la enfermedad que ha causado millones de muertes en todo el mundo [23].

La importancia en la investigación y desarrollo de tecnología en México tiene un gran peso en un contexto donde la enfermedad COVID-19 ha afectado a la población mexicana de manera significativa, pero los principales desarrollos tecnológicos no reflejan una contribución nacional de alto impacto.

Para el tercer trimestre del 2020 se reportó en [24] que 9.1% de la población mexicana mayor de 12 años hacía uso de la tecnología *Wearable*, específicamente con relojes inteligentes, y a pesar de representar una limitada adopción de estos dispositivos, se detecta un amplio campo de oportunidad para el desarrollo y aceptación de esta tecnología para el monitoreo de salud, donde el impacto generado por los sistemas *Wearable* en el desarrollo de políticas de salud inclusivas puede conducir a un entorno mucho más alentador [25]. Algunas universidades como la UNAM ya han realizado aportaciones en el desarrollo de tecnología *Wearable* [26], sin embargo, aún no se puede hablar de una proyección favorable en este ámbito.

La detección temprana de complicaciones en la salud de pacientes que padecen COVID-19, es de suma importancia puesto que se evita el deterioro de estos. El trabajo propuesto busca interceder en esta situación con la inclusión de alternativas poco exploradas como el diseño e implementación de un sistema de alimentación recargable, la interacción *Wearable*-usuario a través de la comunicación con la nube (IoT), la presentación de datos de una manera eficaz y ordenada con el desarrollo de una aplicación móvil basada en *Dashboard*, la implementación de un sistema de almacenamiento de emergencia por pérdida de comunicación y, finalmente, tomando a consideración los criterios médicos necesarios para el diseño.

1.4. Descripción

El trabajo de tesis propuesto presenta el diseño de un dispositivo *Wearable* para el monitoreo de signos vitales críticos en pacientes que transitan por la enfermedad causada por el coronavirus SARS-CoV-2, basándose en el Internet de las Cosas para comunicar el sistema embebido con un servidor en la nube, presentando los resultados en un dispositivo móvil.

Se presenta la revisión del estado del arte relacionada a la tecnología *Wearable* en aplicaciones médicas, desarrollo IoT, etapas de instrumentación electrónica para sistemas embebidos, sistemas de alimentación para dispositivos embebidos y el desarrollo de aplicaciones móviles para la presentación de datos.

Con la revisión y comparación del estado del arte se realizó un análisis de las diferentes propuestas para la adquisición de datos y comunicación por WiFi para sistemas *Wearable*, tomando a consideración los principales parámetros de un sistema médico inalámbrico [27], enunciados a continuación:

- Eficiencia energética.
- Ergonomía.
- Exactitud del sistema.
- Procesamiento de datos.
- Tiempo real y manejo de emergencias.
- Detección y manejo de fallos.
- Comunicación de datos y tráfico.

Después, se indagó el marco teórico que fundamentalmente profundiza en conceptos concretos de la tecnología *Wearable*, sistemas de alimentación, IoT, comunicación por WiFi y el desarrollo de aplicaciones móviles. A través del marco teórico se busca realizar un diseño más detallado, destacando los aspectos fundamentales para un sistema *Wearable* como las Redes de Área Corporal (WBAN) que son típicamente la base de los sistemas de monitoreo de salud inalámbricas [27] y que como principales características se mencionan las siguientes:

- Baja densidad y espacio limitado.
- Rangos de datos estables.
- Estabilidad bajo movimiento corporal.
- Alto nivel de seguridad.
- Impacto significativo de la pérdida de datos y necesidad de Servicios de Calidad (QoS) adicionales.
- Mediciones de datos en tiempo real.

Posteriormente se abordó la etapa de diseño compuesta por la síntesis del sistema para alcanzar el funcionamiento esperado, y por el análisis del mismo para determinar el comportamiento y la interpretación de los resultados.

En la Figura 1 se presenta el diagrama de bloques del sistema propuesto, donde el primer elemento es el paciente que transita por la enfermedad COVID-19, seguido por el bloque del dispositivo *Wearable*, que comprende los elementos de medición, una etapa de acondicionamiento de señal para ajustar las respuestas de salida de los sensores y que serán dirigidas hacia el dispositivo embebido, representado como un subbloque y que contiene al dispositivo principal basado en microcontrolador y su respectivo código (software). Adicionalmente, se hace uso de un bloque de almacenamiento que servirá como una función para guardar los datos de medición que no puedan ser transmitidos hacia el servidor en la nube a causa de la pérdida de comunicación por WiFi, considerado así como un recurso de emergencia.

La comunicación entre el dispositivo *Wearable* y la nube se logra a través de un Gateway, que es un dispositivo que opera como un servidor para conectar dispositivos IoT a Internet [28], permitiendo la interconectividad y transmisión de datos. Dentro del servidor en la nube se almacenará en una base de datos toda la información obtenida desde el dispositivo *Wearable*, representándola como un historial médico con la finalidad de proporcionar datos de utilidad tanto al usuario como a expertos de la salud. Finalmente, se implementó una aplicación móvil que, al comunicarse vía WiFi con el servidor en la nube, presenta los datos obtenidos.

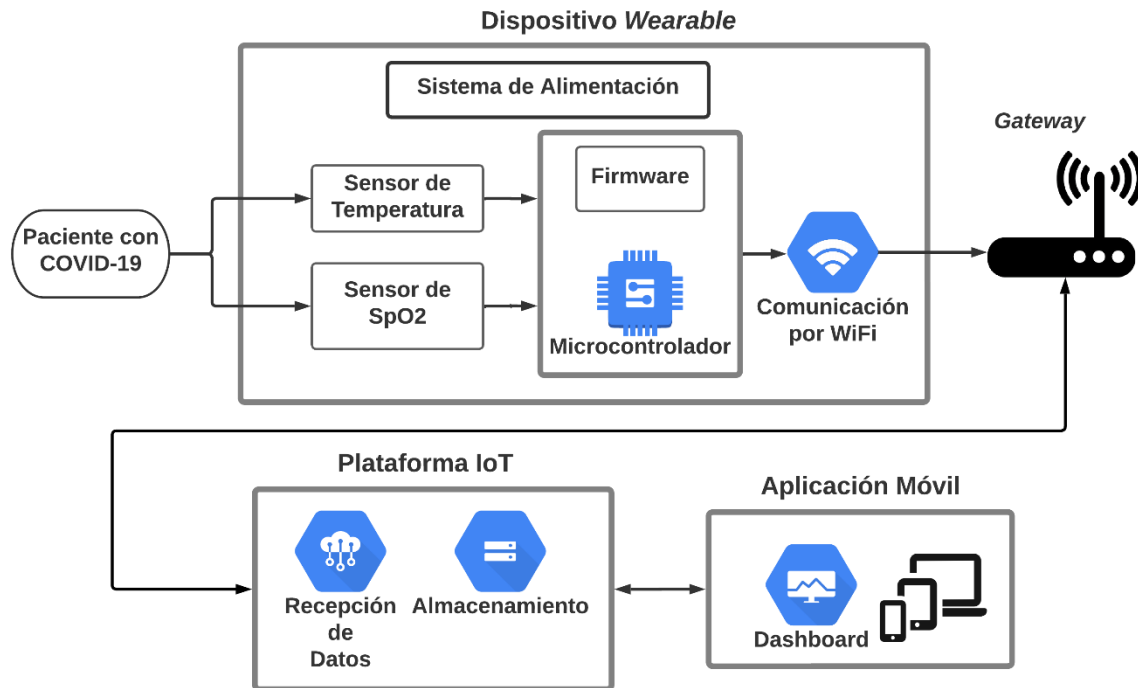


Figura 1-Diagrama de bloques del sistema *Wearable*

Durante el desarrollo del trabajo propuesto se tomaron en consideración factores de importancia en el diseño de dispositivos de monitoreo de la salud como los criterios médicos y las limitaciones de recursos [27] y de tiempo. Se usó el asesoramiento de expertos en el área de la salud con experiencia en el tratamiento de infecciones respiratorias agudas, para retroalimentar el diseño del dispositivo propuesto.

Como resultado de las etapas anteriores, se presenta un prototipo del dispositivo donde se demuestra la adquisición de datos de temperatura corporal y saturación de oxígeno en la sangre, el envío de los datos hacia el servidor en la nube y la presentación de los mismos en una aplicación móvil.

Por lo tanto, la metodología propuesta para la resolución de este trabajo se basa en la investigación de los conceptos y puntos de mayor relevancia en el desarrollo del sistema; seguido de un análisis de la información recabada y considerando los requerimientos y restricciones de diseño, pasando a un proceso de diseño y así simular las etapas necesarias para verificar el correcto funcionamiento, y finalmente la implementación de un prototipo para la ejecución de pruebas. Cada una de las partes que componen este trabajo de tesis están orientadas a un proceso de diseño iterativo, buscando una evaluación constante de los resultados.

Debido a que este es un trabajo de integración, resulta necesario explicitar el alcance de las actividades y del proceso de investigación para delimitar todo el trabajo y así completar los objetivos planteados. El diseño y desarrollo del dispositivo *Wearable* toma los elementos de hardware y software que mejor se adaptan para alcanzar un balance entre la fiabilidad de las mediciones de temperatura corporal y saturación de oxígeno en la sangre, con la optimización de costos y consumo energético.

Con lo anterior, la selección de sensores se planteó de manera meticulosa con el objetivo de evitar una implementación rudimentaria, complicando así el diseño y la obtención de lecturas. El uso de sensores existentes en el mercado se asumió como primera opción para este rubro del trabajo.

La implementación del sistema de alimentación basado en batería recargable inició con una minuciosa investigación para determinar la arquitectura que mejor se adaptó a las necesidades y restricciones de diseño, realizando las modificaciones necesarias para su acoplamiento al sistema completo.

Se planteó el mismo proceso para el diseño del dispositivo embebido para la lectura de los signos fisiológicos ya determinados, recordando que la metodología propuesta se basa en la investigación de manera primordial; se analizaron los factores y recomendaciones en el diseño para el procesamiento y envío de datos, contemplando los elementos necesarios en cada tarea.

Aspectos como el lenguaje de programación y el Entorno de Desarrollo Integrado (IDE) fueron analizados dentro de las opciones que beneficien el avance del trabajo partiendo de la selección del dispositivo de control, así como la curva de aprendizaje para el caso de los lenguajes de programación de alto nivel disponibles.

Las comunicaciones inalámbricas se llevan a cabo con la selección del protocolo y tecnología de comunicación que cumple con las características necesarias para el desarrollo del dispositivo *Wearable* en aplicaciones médicas.

Finalmente, se recalca que el dispositivo que se presenta como trabajo final comprende un prototipo funcional, buscando el cumplimiento de los objetivos planteados de manera completa y eficiente por encima de factores propios de los dispositivos *Wearable* como la ergonomía o aspectos de personalización o de estilo.

Capítulo II

2. Estado del Arte

En las siguientes secciones se analizan las principales propuestas de tecnología *Wearable* basada en las herramientas del IoT para aplicaciones médicas en la enfermedad COVID-19. Se plantea el diseño e implementación de esta tecnología basado en las principales etapas de transición de la enfermedad. Por otro lado, se recopilan los principales estudios enfocados en el desarrollo de estos sistemas para la crisis sanitaria actual y aplicaciones diversas del IoT presentadas para pacientes con COVID-19. Finalmente, se plantean los principales retos en el diseño de la tecnología *Wearable* así como recomendaciones de hardware para su diseño enfocado a la situación actual y con vista a futuras enfermedades de características similares a la provocada por el SARS-CoV-2.

2.1. Introducción

Durante la actual pandemia provocada por la enfermedad COVID-19 las diferentes áreas de la tecnología se han sumado en el desarrollo de sistemas y dispositivos que actúen como asistentes en los diversos entornos causados por esta crisis sanitaria. Considerando 3 principales etapas en el desarrollo de la enfermedad por el SARS-CoV-2 como la detección temprana, manejo durante cuarentena y etapa de recuperación [29], se han desarrollado una gran cantidad de dispositivos *Wearable* basados en las herramientas del Internet de las Cosas (IoT) con características especiales de acuerdo a la etapa de implementación requerida.

La temperatura corporal y saturación de oxígeno en la sangre se han convertido en los principales parámetros fisiológicos monitoreados en los dispositivos desarrollados para pacientes con COVID-19, tomando en cuenta de igual manera la acumulación de líquido en los pulmones, frecuencia cardíaca y calidad de la respiración. Sin embargo, muchos de los esfuerzos en la tecnología *Wearable* y el IoT se relacionan al distanciamiento social y la asistencia en servicios básicos dirigidos a personas en cuarentena. De la misma manera, se han desarrollado nuevas tecnologías en el sector de sensores para la detección de anomalías en los signos fisiológicos antes mencionados, incursionando con nuevas técnicas de filtrado y conversión de datos analógicos a digitales con el menor consumo energético, reducción de tamaño y alta exactitud en la medición, así como en la implementación de materiales no convencionales.

El monitoreo constante de signos fisiológicos en pacientes con COVID-19 es una tarea compleja, pero de gran utilidad en la prevención de complicaciones de la salud y para evitar la propagación del virus causante de esta enfermedad, determinando cuando el paciente ya no presenta síntomas asociados que, por lo general, pueden ser de 14 a 30 días después de presentar el primer

síntoma. Además, es importante mencionar que, ante la recuperación de esta enfermedad, no existe una garantía para el desarrollo de inmunidad, pudiendo reincidir en personas ya recuperadas y provocando una sintomatología más agresiva; aunando el hecho de la aparición de nuevas mutaciones del SARS-CoV-2.

Los dispositivos *Wearable* guardan una gran relación con el IoT en el área de los sistemas de monitoreo de la salud, cuya interacción ha permitido el desarrollo de sistemas para el monitoreo de pacientes con diabetes, asistencia a personas de la tercera edad, entre otros [30].

En el siguiente capítulo se presentan los principales trabajos desarrollados en materia del Internet de las cosas, dispositivos *Wearable* y sensores para el monitoreo de signos fisiológicos, todo en relación con la enfermedad COVID-19.

2.2. IoT en el Contexto COVID-19

El Internet de las Cosas se caracteriza principalmente por la capacidad de conectar múltiples dispositivos con propiedades específicas, a las redes de Internet, permitiendo así la generación y consumo de datos de manera constante y de acuerdo a una programación específica, evitando en la medida de lo posible la interacción humana o, dicho en otras palabras, presentando únicamente resultados de interés al usuario.

Con la aparición de la enfermedad COVID-19, el IoT ha logrado posicionarse como uno de los principales recursos tecnológicos en los constantes esfuerzos de la humanidad por contrarrestar los efectos negativos de esta enfermedad, proporcionando herramientas para el análisis de grandes cantidades de datos, almacenamiento de los mismos y la presentación de información de utilidad a personal de la salud; esto gracias a los dispositivos capaces de trabajar bajo el esquema del IoT.

Con anterioridad, el IoT comenzó a formar parte de los sistemas inteligentes para el monitoreo de la salud de personas que padecen alguna enfermedad crónica o bien, en personas con la necesidad de un monitoreo constante para beneficio de actividades deportivas o en el análisis de la actividad durante horas de descanso; todo con el esquema de bajo costo, servicios de calidad mejorados y experiencia del usuario avanzada [29].

En los últimos meses, el Internet de las Cosas demostró ser una avanzada tecnología segura y eficiente en las diferentes propuestas para lidiar con la enfermedad COVID-19, y que sus principales aplicaciones en este contexto se clasifican en tres etapas esenciales: diagnóstico temprano, periodo de cuarentena y etapa posterior a la recuperación del COVID-19 [29].

La idea de incluir al IoT en las diferentes propuestas tecnológicas durante la actual pandemia por SARS-CoV-2 surge de la necesidad de obtener diagnósticos de manera rápida y certera [29], permitiendo así tomar medidas prudentes en la contención de pacientes para evitar la propagación desmesurada del virus. Aunado a esto, con la obtención de resultados tempranamente, se puede proporcionar un tratamiento adecuado según las necesidades del paciente, considerando todos los factores que agravan la enfermedad COVID-19.

Gracias a la intervención del Internet de las Cosas, se puede analizar información para aislar a personas infectadas con el SARS-CoV-2, monitoreando de manera constante y remota los principales signos fisiológicos afectados por la enfermedad causada, a través de *Smartphones*, dispositivos *Wearable*, robots, drones, botones IoT, entre otros [29].

2.2.1. Dispositivos *Wearable* para el monitoreo de pacientes con COVID-19

Los dispositivos *Wearable* para el monitoreo de signos fisiológicos han sido diseñados como relojes inteligentes, sensores biológicos adheribles, zapatos, anteojos, anillos, entre otros [30]; con el propósito de convertirlos en dispositivos de uso cotidiano, enfocados a la ergonomía para periodos de uso prolongados y sobre de todo, que cuenten con la aceptación del usuario en cuanto a los aspectos de funcionalidad y de apariencia.

Con la crisis sanitaria actual, derivada del virus SARS-CoV-2, los dispositivos *Wearable* y los nano-biosensores han ganado gran popularidad por sus excelentes prestaciones [30]. Se han producido varios estudios relacionados a los principales signos fisiológicos afectados por la enfermedad COVID-19 y para demostrar cómo la tecnología *Wearable* juega un papel muy importante para la prevención y asistencia durante el proceso de transición de esta enfermedad. En la Tabla 1 se presentan los principales estudios recopilados en [30], así como sus aportaciones.

Tabla 1-Principales estudios para el análisis de dispositivos *Wearable* en COVID-19

Nombre	Stanford COVID-19 Detection Study	Duke Coidentify	Scripps Detect Study	UCSF TemPredict	RNI Feasibility
Principal aportación	Este estudio se enfoca en la implementación de tecnología <i>Wearable</i> para la predicción de infección.	Centrado en el desarrollo de dispositivos <i>Wearable</i> para la identificación de síntomas asociados a COVID-19 e influenza. Implementan el estudio con ayuda de dispositivos comerciales como el Fit Bit y Garmin.	Involucra el estudio de información de signos fisiológicos obtenida desde dispositivos <i>Wearable</i> ; tal como frecuencia cardiaca, duración del sueño y actividad física general. Implementan dispositivos <i>Wearable</i> comerciales.	En este estudio se trabaja con la medición de temperatura corporal y la relación entre variaciones anormales con posibles síntomas tempranos de COVID-19.	Estudio de síntomas en el cuerpo relacionados a la enfermedad COVID-19, implementando el sistema de anillo Oura.

En China se han instaurado una serie de blogs oficiales con el propósito de generar una discusión entre expertos y aficionados a la tecnología para posibles soluciones para evitar la propagación del virus. Tal es el caso de Sina-Microblog que, a través del uso de dispositivos *Wearable* con geolocalización, permiten generar un mapa de posibles pacientes de COVID-19, señalando los lugares visitados y las personas con las que se tuvo contacto (siempre que los dispositivos *Wearable* los porten las demás personas) [30].

2.2.2. *Wearable* IoT (WIoT)

El término *Wearable* IoT hace referencia a los dispositivos con la capacidad para recolectar información de sensores, generando un procesamiento de esa información, así como un análisis especializado con algoritmos de inteligencia artificial, y finalmente enviando información de utilidad al usuario, facilitando el almacenamiento con la integración de los conceptos de Cloud Computing y el Big Data [30].

El modo de operación que siguen los dispositivos WIoT se basa en 4 etapas [30] con el objetivo de asegurar un funcionamiento óptimo, informando al personal médico de la condición de salud reportada del paciente:

1. Recolección de datos y monitoreo remoto.
2. Gestión de los datos recolectados.
3. Análisis y control de datos.
4. Seguimiento basado en los resultados del tratamiento de datos.

Así mismo, existe otra clasificación basada en el proceso de los dispositivos WIoT para el monitoreo de la salud. Comenzando con la *Percepción* que comprende los sensores implementados para la recolección de datos en tiempo real. Posteriormente se encuentra el *Servicio* que hace referencia a los programas y software en general, que se encarga de analizar los datos obtenidos de la etapa anterior. Finalmente, la etapa de *API* para la identificación de cada usuario que porta el dispositivo *Wearable*, ordenando la información obtenida [30].

Al hablar de tecnología WIoT se pueden identificar dos entidades principales, el dispositivo *Wearable* y el Host [30]. La primera cuenta con la capacidad de efectuar la obtención de datos, sin embargo, su almacenamiento y batería son limitadas debido a las características de dimensiones u otros factores. En cambio, el Host que no tiene las características que le permitan obtener los datos del usuario, cuenta con suficiente almacenamiento, batería y una buena capacidad de cómputo para el procesamiento de grandes cantidades de paquetes de datos.

Uno de los principales problemas a resolver en el desarrollo de tecnología WIoT es la autenticación que permite el acceso a la información de cada usuario. Esto ha llevado a un nuevo paradigma de clasificación de las principales etapas de funcionamiento de estos dispositivos [30].

Muchos de los dispositivos comerciales que han sido adaptados a las necesidades de la actual pandemia, buscan principalmente la aprobación por los diferentes organismos de regulación como la Administración de Medicamentos y Alimentos (FDA). Así, han surgido muchos dispositivos con la capacidad de monitoreo de ciertos signos fisiológicos relacionados a la enfermedad COVID-19.

Dispositivos como Masimo que cuenta con la capacidad de monitoreo de saturación de oxígeno, trabaja bajo las normas indicadas por el Centro para el Control y Prevención de Enfermedades, así como las guías recomendadas por la OMS [31].

Oxitone es uno de los dispositivos de mayor popularidad actualmente en el mercado para el monitoreo de pacientes con COVID-19 [31]. Este novedoso dispositivo que además cuenta con la aprobación de la FDA, permite el monitoreo remoto del nivel de saturación de oxígeno en la sangre, así como niveles de estrés y trastornos del sueño. De la misma manera, se encuentran dispositivos o tecnología como Vital Patch que es un parche diseñado para operar durante 7 días para monitoreo de

temperatura, frecuencia cardiaca, saturación de oxígeno en la sangre y frecuencia de la respiración [31]; o Shimmer desarrollado en la Universidad del sur de Florida [31].

Todos estos dispositivos se encuentran clasificados dentro de tecnología comercial y médica, por lo que el costo de adquisición se eleva considerablemente, sobre de todo cuando esta tecnología es aprobada por alguna organización o dependencia que acredita este tipo de desarrollos.

El procesamiento de datos obtenidos desde los sensores se ha catalogado como un tema de amplio estudio y desarrollo. Si bien, el preprocesamiento diseñado internamente en el microcontrolador o dispositivo de control del *Wearable* permite disminuir las grandes cantidades de datos obtenidos, no se debe abusar de esta funcionalidad para así no perder información de utilidad. Diversos autores han propuesto métodos de procesamiento de datos con ayuda del *Big Data* y el *Machine Learning*, así como el modelo de *Soft Computing* para la prevención en el deterioro de la salud del paciente.

2.2.3. Propuestas de Implementación según las Etapas de la Enfermedad COVID-19

En términos del diagnóstico temprano de COVID-19, se han diseñado dispositivos *Wearable* con la capacidad de ejecutar esta tarea a través de las herramientas del Internet de las Cosas. El monitoreo se enfoca principalmente en la detección de anomalías en la temperatura corporal, como la fiebre por encima de los 38°C [29], así como en otros síntomas asociados como bajos porcentajes de saturación de oxígeno en la sangre, tos, etc. Entonces, el uso de dispositivos *Wearable* apropiados pueden ayudar en la mitigación de focos de transmisión del virus causante de la enfermedad COVID-19 y las complicaciones en la salud que generan [29].

Para esto, se han diseñado termómetros inteligentes para el monitoreo constante de la temperatura corporal de pacientes confirmados y permitiendo la generación de alertas cuando se detectan valores irregulares. Algunos de los principales dispositivos de uso doméstico son el Kinsa, Tempdrop, Ran's Night, iFever, iSense, entre otros [29]; con la capacidad no solo de monitorear sino también de enviar la información a un servidor dedicado para la presentación de datos en dispositivos móviles.

Por otro lado, se han diseñado cascos inteligentes [1] que basan su funcionamiento en la integración de cámaras térmicas colocadas en puntos estratégicos del casco, que detectan valores altos de temperatura en personas cercanas al portador del casco, ofreciendo lecturas de alta exactitud dependiendo de las características de las cámaras. Así mismo, estos cascos se comunican con las redes de Internet para emitir información de personas con valores altos de temperatura, su ubicación detallada para así tener un control de las zonas de mayor incidencia de este síntoma altamente asociado al COVID-19. Estos dispositivos ya han sido implementados en países como China, Estados Unidos e Italia, obteniendo resultados de gran utilidad, como el KC N901, diseñado y producido en China y que cuenta con una exactitud de 96% para la detección de variaciones altas de temperatura en personas a una distancia de hasta 2 metros [29]. Estos cascos inteligentes se categorizan como dispositivos para el control de contagios sobre de todo en establecimientos concurridos.

Bajo un esquema muy similar, se han diseñado lentes inteligentes basados en IoT equipados con cámaras ópticas y térmicas para la detección de anomalías en temperatura de personas cercanas al portador del dispositivo. Estos lentes inteligentes se complementan con la conectividad hacia

servidores para el almacenamiento de historiales de localizaciones, como el de Google, para así marcar los establecimientos y zonas de concurrencia con alto grado de contagio [29]. Algunos ejemplos de lentes inteligentes comerciales son Rokid y Vuzix [29].

Ahora, pasando a la etapa de cuarentena, comúnmente los dispositivos *Wearable* son asociados al monitoreo de signos fisiológicos importantes durante la transición de la enfermedad COVID-19, sin embargo, se han diseñado dispositivos *Wearable* para otro tipo de monitoreo, como podrían ser los dispositivos tipo pulsera para la muñeca o tobillo que evitan que los pacientes infectados abandonen las zonas de cuarentena [29]. Con la implementación de sensores para geolocalización, se evita que se abandonen las zonas seguras y así evitar la propagación desmesurada del virus. Por ejemplo, el *Wearable* IoT-Q-Band desarrollado en Hong Kong e implementado por las autoridades en los aeropuertos, deben usarse por al menos 14 días [1], y de esta manera se puede llevar un control en la “importación” del virus.

Finalmente, para la etapa posterior a la recuperación de COVID-19, se han diseñado dispositivos *Wearable* pensados para técnicas de protección ante una posible reincidencia del virus en pacientes recuperados, por medio del seguimiento de contactos y el distanciamiento social. Uno de los dispositivos de mayor eficiencia es el EasyBand para el distanciamiento social, que opera con sensores de proximidad avanzados y que, por medio de un LED indicador, señala si existe un acercamiento peligroso con otras personas en zonas concurridas; así como la pulsera de muñeca Pact que cuenta con un vibrador y un zumbador para alertar de un bajo distanciamiento con otras personas [29]. Con la necesidad de la reactivación de la economía de muchos países, muchas industrias han optado por el uso de dispositivos *Wearable* como el Proximity Trace que alerta a los trabajadores cuando se encuentran cerca de otro trabajador y así evitar posibles contagios [29].

2.2.4. Otras aplicaciones del IoT para COVID-19

Las herramientas del Internet de las Cosas están presentes en muchos otros dispositivos que a través de las características antes mencionadas, continúan ofreciendo alternativas de alta calidad en los diferentes esfuerzos por combatir a la enfermedad Covid-19. Principalmente, se han registrado avances en el desarrollo de drones, robots, aplicaciones móviles y botones IoT en las tres etapas esenciales utilizadas como referencia anteriormente. En esta sección se abordarán brevemente algunos ejemplos de desarrollo. En la Tabla 2 se presentan algunos avances en diferentes tecnologías relacionadas con el COVID-19.

2.2.5. Principales retos en el desarrollo de tecnología *Wearable* para monitoreo de la salud

El desarrollo de tecnología *Wearable* en la actual crisis sanitaria ha generado un impacto positivo, ya que muchos dispositivos han sido diseñados con una perspectiva dirigida a la atención de pacientes con COVID-19 ambulatorios, y otros tantos ya existentes se han adaptado a las necesidades actuales. Sin embargo, no se puede asumir que el trabajo está completado ya que el mejoramiento del funcionamiento de los dispositivos *Wearable* para el monitoreo remoto de signos fisiológicos sigue en constante progreso, considerando que las infecciones provocadas por virus son una desafortunada tendencia y se predice la aparición de más enfermedades como esta.

Uno de los principales puntos es la rápida identificación del virus [30] que pretende evitar mayores complicaciones a través de la identificación de localidades y personas de contacto para así aminorar la propagación del virus; y por lo tanto, la detección temprana de complicaciones en la salud del paciente infectado. Es por esto que se trabajan en nuevos algoritmos basados en la inteligencia artificial para la predicción de casos confirmados con mayor exactitud para el aislamiento de casos confirmados.

Por otro lado, la interacción entre el usuario y el dispositivo WIoT es importante no solo en la personalización del dispositivo, sino para el entendimiento de los datos obtenidos. El desarrollo de software se debe adecuar para ser simple, eficiente y asequible [30].

Tabla 2-Desarrollos tecnológicos de IoT en las diferentes etapas de la enfermedad COVID-19

	Detección temprana	Cuarentena	Recuperación
Drones	Se han implementado innovaciones en los drones ya existentes para su aplicación en entornos de detección de posibles focos de transmisión del virus. Tal es el caso del proyecto <i>Pandemic Drone</i> desarrollado en Canadá para la detección de temperatura elevada, irregularidades en la respiración, frecuencia cardíaca y cualquier indicio de tos en personas [29].	Se han desarrollado drones capaces de aminorar la interacción entre personal de la salud y pacientes infectados, creando así dispositivos para distribuir medicamentos, recetas médicas u otros elementos necesarios para el paciente. Así mismo, se han equipado drones con herramientas para la desinfección de áreas o espacios cerrados [29].	Otros esfuerzos se han enfocado en el desarrollo de drones que permitan a través del monitoreo y envío de datos hacia servidores especializados, la reapertura de negocios pudiendo mantener un espacio de trabajo seguro a través del distanciamiento social [29].
Robots	Se han implementado robots que permitan reducir la interacción entre personal de la salud y posibles casos confirmados de COVID-19, con el uso de brazos robóticos para la obtención de muestras de saliva o bien, aplicando las pruebas del hisopo nasal de manera autónoma, y enviando los resultados a través de la comunicación por IoT [29], como el caso desarrollado en [32]	Se han desarrollado robots para la administración de medicamentos, alimentos o para la medición directa de signos fisiológicos como temperatura, presión arterial, entre otros [29].	Se han diseñado robots para mantener el distanciamiento social en lugares concurridos. Algunos robots móviles como Spot desarrollado en Singapur [29], llevan a cabo la tarea de rastrear puntos de bajo distanciamiento social y así evitar reincidencias del virus. Spot, comienza a utilizarse también en la etapa de cuarentena para asistir a los pacientes de COVID-19.

De igual manera, otro reto asociado con el desarrollo de tecnología *Wearable* es el método de energizado de los dispositivos, donde se busca que el consumo esté en el rango de los nW (nano watts). El desarrollo de sensores con consumo energético de alrededor de $300\mu W$ pueden operar por hasta 6 meses de manera continua con baterías de 1000mAh [31]. Algunas de las propuestas más novedosas se basan en los cosechadores de energía, que aprovechan la luz del ambiente, frecuencias,

energía térmica, entre otras variables, para la alimentación continua del dispositivo de medición, a través de convertidores o transductores para el aprovechamiento de toda la energía.

Finalmente, la seguridad en la transmisión de datos es de suma importancia para asegurar la total privacidad del usuario. El desarrollo de nuevos protocolos para encriptar datos continúa en constante desarrollo y mejoramiento.

Uno de los principales problemas detectados en esta pandemia es la saturación de los centros de salud, así como la infección de médicos y personal de la salud en general. Cada problema actúa como un desencadenante de todas las complicaciones que existen actualmente, por lo que estos dispositivos y tecnología permiten aminorar ciertos factores de alto impacto y así, disminuir los estragos ocasionados por este virus.

Algunas de las propuestas para mejorar la tecnología presentada, involucra a la Inteligencia Artificial para dispositivos no solo autónomos sino inteligentes, con capacidades especiales para mejorar la atención en cada una de las etapas de transición [29].

De igual manera, se analizan protocolos de comunicación más seguros, que permitan asegurar al usuario su información por medio de nuevas técnicas para encriptar la información [29].

2.3. Principales Propuestas de Sensores para Tecnología *Wearable* en Aplicaciones Médicas

La selección de sensores para dispositivos *Wearable* depende de diferentes factores, como los signos fisiológicos, o biomecánicos, que serán estudiados, la duración de la enfermedad, así como la salida que tiene cada sensor. Todo son factores relacionados también con las restricciones del resto del sistema y el contexto en el que este es desarrollado.

Teniendo en consideración que la tos, fiebre, cansancio y, en casos más graves, la falla respiratoria y neumonía son los principales síntomas durante la transición de la enfermedad por COVID-19, algunos de estos resultan de gran ayuda para la rápida predicción del posible padecimiento de esta enfermedad.

Es por esto que los dispositivos *Wearable* para el monitoreo de la salud en pacientes con COVID-19 emplean sensores principalmente de temperatura, presión, humedad y de oximetría de pulso [30].

Para el caso de temperatura corporal, en muchos de los casos actuales son empleados sensores como el LM 35, SMT 160-30 y el DS 1820 para la obtención de lecturas de temperatura de manera no invasiva [30].

Por otro lado, los sensores de presión basan su funcionamiento en el movimiento de un diafragma de contracción, diseñados como cintas, bandas o también como películas electromecánicas, como es el caso de EMFit [30]. Cuando el sensor es colocado en el pecho del paciente, al respirar se genera una expansión que ejerce una fuerza en el sensor, y esta es traducida como un cambio de voltaje.

Igualmente, los sensores de humedad son empleados para el análisis de la calidad de la respiración, manufacturados en base a mallas de grafeno poroso y colocados en mascarillas especiales para monitoreo de ciertos problemas como la apnea [30].

Finalmente, los sensores de oximetría pueden ser colocados en diversas zonas del cuerpo, desde la muñeca, dedos, cabeza, orejas, muslos y tobillos; para el monitoreo de la saturación de oxígeno en la sangre basado en la absorción de luz por la sangre [30].

Los nuevos desarrollos en materia de la micro y nano tecnología han permitido una mejor integración de sensores con los dispositivos *Wearable* para dar lugar a propuestas novedosas y de mejores prestaciones en el área de dispositivos de monitoreo de la salud. A partir de los principales síntomas relacionados con el COVID-19, se presentan los avances y desarrollos en el área de sensores que guardan un gran potencial para su integración con la tecnología *Wearable*, desde el monitoreo de saturación de oxígeno en la sangre, temperatura corporal y, brevemente, la impedancia corporal.

2.3.1. Oxímetros de Pulso

El monitoreo de saturación de oxígeno en la sangre es de vital importancia durante el padecimiento de la enfermedad COVID-19, ya que la hipoxia resulta ser uno de los síntomas más peligrosos, que deriva en la mayoría de los casos en intubación del paciente para respiración asistida. La detección temprana de niveles bajos en la saturación de oxígeno con ayuda de los oxímetros de pulso puede evitar complicaciones severas en la salud del paciente, permitiendo al médico tomar medidas anticipadamente.

Existe una gran gama de dispositivos con la capacidad de medir la saturación de oxígeno en la sangre, sin embargo, son pocos los que reciben la aprobación directa por parte de organizaciones o dependencias gubernamentales para la regulación de esta tecnología en el ambiente médico. Casos como MightySat o Ihealth, recibieron la aprobación por parte de la FDA para su implementación en el monitoreo de saturación de oxígeno en la sangre [31].

Por otro lado, se han realizado estudios y publicaciones relacionados al diseño de oxímetros de pulso sin el enfoque comercial, permitiendo así un estudio totalmente enfocado a las características de exactitud, ergonomía, eficiencia energética y, sobre de todo, al desarrollo de sensores especializados para llevar a cabo esta tarea.

Dentro de las principales propuestas se encuentra el desarrollo de modelos basados en la Relación Señal-Ruido (SNR) para la detección de variaciones en la saturación de oxígeno, así como la inclusión de filtros pasa altas. Algunos otros diseños se basan en la detección y calibración en DC con ayuda de convertidores digitales a analógicos (DAC), así como la inclusión de modelos de control automático para la reducción de consumo energético [31].

2.3.2. Sensores de Temperatura

El monitoreo constante de la temperatura corporal resulta en un factor de alta importancia durante el padecimiento de cualquier enfermedad. Para el caso de la enfermedad COVID-19, la fiebre es el principal síntoma reportado en los pacientes con esta enfermedad.

Dispositivos comerciales para el monitoreo de la temperatura corporal como TempTraq, VivaLNK o el novedoso anillo Oura Ring, son algunos de los más populares ya que su diseño se basa en dispositivos de uso directo, es decir, que al momento de su adquisición pueden ser colocados en la zona del cuerpo que les corresponde y trabajar de manera continua.

Ahora bien, el desarrollo de nuevos dispositivos para el monitoreo de temperatura basan su funcionamiento con el uso de tecnología BJT que permiten el diseño miniaturizado y un bajo consumo energético, sin embargo requieren de una gran exactitud en el ADC integrado [31].

Entonces, para resolver los inconvenientes presentados en el esquema mencionado, se integran los moduladores Sigma-Delta ($\Sigma\Delta$) que proporcionan una resolución mayor a bajas frecuencias, así como el uso de relojes de referencia que son dependientes de la variación de temperatura detectada y usados directamente como sensores de temperatura. Ambas propuestas cuentan tanto con ventajas como con desventajas, por lo que se ha recurrido a la inclusión de tecnología MOSFET que reduce significativamente las principales desventajas presentadas en las propuestas anteriores, sobre de todo en el manejo de la eficiencia energética, pero considerando el incremento en el costo del desarrollo de los chips para el monitoreo de temperatura [31].

En términos generales, la conversión de datos a frecuencia o a señales digitales conduce a sistemas más compactos y con mejor rendimiento energético.

Capítulo III

3. Tecnología WIoT para Aplicaciones Médicas

3.1. Dispositivos *Wearable*

Los dispositivos *Wearable*, definidos ya en el primer capítulo de este trabajo, son ampliamente utilizados en aplicaciones médicas, llegando a ser conocidos como Sistemas Biomédicos *Wearable* o WBS por sus siglas en inglés, y esto debido a su composición como plataformas electrónicas integradas al cuerpo permitiendo el monitoreo de actividad fisiológica o biomecánica, así como la función para aplicar fármacos [33].

Durante el diseño de dispositivos *Wearable*, y principalmente los de aplicaciones médicas, se sugiere considerar los principales elementos que pueden conformar un sistema como estos, donde diversos autores identifican elementos o segmentos específicos como parte de una buena práctica de diseño. En [33] se proponen 5 elementos de vital importancia para el entendimiento del funcionamiento de un dispositivo *Wearable* para monitoreo de la salud, y así consecuentemente, diseñar esta tecnología de una manera guiada:

1. **Hardware:** comprende los elementos de integración como sensores, microcontroladores, así como las dimensiones de todo el sistema.
2. **Arquitectura del sistema:** diseño de las redes de sensores, etapas de amplificación, filtrado, etc.
3. **Software:** capa de diseño para la implementación de algoritmos para el procesamiento de datos, así como el control de comunicación mediante algún protocolo seleccionado.
4. **Materiales:** estudio y selección de materiales que cumplan con especificaciones para no dañar la piel o las zonas del cuerpo donde serán alojados los dispositivos.
5. **Ergonomía:** punto de gran interés para asegurar la comodidad y seguridad al utilizar estos dispositivos.

3.2. Clasificación

Los dispositivos *Wearable* se caracterizan por la versatilidad en las topologías que pueden adoptar para su diseño, todo en dependencia de las aplicaciones y restricciones de diseño. En términos generales existen 4 etapas esenciales que componen el desarrollo de un sistema *Wearable*.

La primera etapa hace referencia a los elementos con la capacidad de detectar variaciones bioeléctricas, biomecánicas o bioquímicas a través de transductores. En la segunda etapa se tratan los métodos y circuitería necesaria para crear las entradas al sistema embebido. En la tercera etapa se deben considerar los elementos que permitirán acoplar el sistema al cuerpo humano, así como la localización. Finalmente, la última etapa se relaciona con la salida del dispositivo, es decir, la interfaz humano-máquina para la comunicación de la información. Esta puede estar diseñada desde el mismo dispositivo, en un formato de hardware, con indicadores, pantallas LCD o TFT, LEDs indicadores, entre otros [33]. El método más común para la presentación de los datos recabados desde el dispositivo *Wearable* es mediante el desarrollo de una aplicación para dispositivos móviles o directamente desde un PC. Esto debido a que estos dispositivos, principalmente los *Smartphones*, se han convertido en una constante en el día a día de muchas personas a nivel mundial, generando una gran relevancia en el desarrollo de aplicaciones.

3.3. Sensores para Dispositivos *Wearable* Médicos

Como parte del análisis de la tecnología *Wearable*, es conveniente separar en sus partes esenciales a estos dispositivos para comprender su funcionamiento y sobre de todo, los principales retos durante el diseño e innovación de estos sistemas. De esta manera, es posible identificar a los sensores como los elementos de primer contacto que otorgan el desempeño característico, cuando de aplicaciones médicas se trata.

Los sensores en un dispositivo *Wearable* actúan como un puente de comunicación entre variables físicas, o fisiológicas en este caso, con el entorno digital, ya que estos elementos son capaces de convertir una señal física en otro tipo de señal, eléctrica en la mayoría de los casos. En este punto radica la importancia de comprender los procesos fisiológicos y anatómicos de las regiones del cuerpo humano que serán monitoreados por el dispositivo *Wearable*.

La selección de un sensor está en función de diferentes criterios, donde pueden dividirse en criterios de funcionalidad, de ergonomía y de otras restricciones como disponibilidad, facilidad de uso y factores económicos.

Existe una amplia gama de sensores que cuentan con los elementos electrónicos necesarios para entregar señales listas para su procesamiento, y a los que comúnmente se les conoce como sensores digitales o módulos de sensores.

Sin embargo, no existe esta esencial característica en todos los sensores electrónicos disponibles, ya sea por el tipo de señal obtenida por el sensor o bien, por otras razones relacionadas a la complejidad del dispositivo. Para el caso de sensores analógicos se requieren de etapas de acondicionamiento de señal para ajustar las mismas y que puedan ser captadas por el microcontrolador o elemento de control.

Para aplicaciones de monitoreo de la salud, los sensores pueden ser rápidamente clasificados como sensores biomecánicos y sensores fisiológicos [3], ya que en esos rubros es posible caracterizar gran parte de los fenómenos relacionados al cuerpo humano para su estudio.

Los sensores biomecánicos son diseñados para reconocer la cinemática del movimiento anatómico, por lo que resultan de gran ayuda en el estudio de perturbaciones en los movimientos ocasionados por ciertas patologías [3].

En cuanto a los sensores fisiológicos, resultan en los más utilizados para la tecnología *Wearable*. Generalmente, suelen utilizarse sensores comerciales ya existentes y adaptarlos según las necesidades de monitoreo. Por otro lado, de requerirse un sensor dedicado es necesario su diseño tomando en consideración su integración embebida al dispositivo *Wearable* [3].

Relacionado a la enfermedad COVID-19, existen signos fisiológicos que se estudian a mayor profundidad con el objetivo de tener un monitoreo a la medida y evitar complicaciones en la salud de los pacientes infectados por el virus SARS-CoV-2. La actividad respiratoria es de vital importancia durante el padecimiento del COVID-19 ya que el virus que lo causa se caracteriza por la adherencia en los pulmones y las consecuentes complicaciones a las que conduce. Por otro lado, la fiebre, que es catalogada como uno de los síntomas más recurrentes, resulta en un síntoma de gran importancia, por lo que el monitoreo de la temperatura corporal se incluye como un parámetro esencial en el diseño de un dispositivo *Wearable* enfocado a la enfermedad COVID-19.

3.3.1. Oximetría de Pulso

La saturación de oxígeno en la sangre es un factor fisiológico empleado en una gran cantidad de estudios en pacientes sobre de todo cuando existen procesos quirúrgicos o atención de urgencias. La oximetría de pulso se lleva a cabo con dispositivos que basan su funcionamiento principalmente con sensores ópticos.

Debido a que el COVID-19 es una enfermedad respiratoria aguda, ésta se ha caracterizado por la facilidad de comprometer los pulmones en un proceso inflamatorio que dificulta el intercambio de oxígeno y CO₂ en la sangre de los seres humanos, y descrito ya como hipoxia. Por lo tanto, el monitoreo de la saturación de oxígeno durante el padecimiento de esta enfermedad se convierte en un factor indispensable para la salud de los pacientes.

Entonces, como es definido en [34] “La oximetría de pulso es un método no invasivo que permite la estimación de la saturación de oxígeno de la hemoglobina arterial”. Además, gracias a este método es posible realizar un monitoreo de la frecuencia cardíaca y la amplitud en el pulso.

El principio de funcionamiento de los oxímetros de pulso es la absorción de luz proveniente de dos emisores con longitudes de onda diferentes a través de los tejidos de ciertas zonas del cuerpo [3], donde la luz puede ser transmitida con relativa facilidad.

Al inducir las dos ondas de luz diferentes, la absorción de esta luz por parte de la hemoglobina oxigenada y la desoxigenada no mantiene una relación directa, ya que los valores cambian [3], por lo cual el receptor obtendrá mediciones diferentes dependiendo del tipo de luz emitida.

La curva característica al realizar la medición de saturación de oxígeno mediante la implementación de diodos infrarrojos y rojos se presenta en la Figura 2. Los picos detectados en las curvas representan la frecuencia cardíaca. El método por fotopleletismografía óptica genera dos componentes eléctricas, una de tipo AC que representa la luz absorbida y resulta en la señal de interés para su estudio. Por otro lado, se genera una componente de DC que es asociada a ruido, por lo que esta señal es tratada por filtros [31].

Debido al comportamiento de la sangre al circular por las arterias, y al inducir ambas longitudes de onda diferentes, la curva obtenida permite la interpretación de los datos sin la necesidad de un

proceso de calibración [3], siempre y cuando sean conocidas las longitudes de onda y el tipo de luz inducida.

Esto conduce a la convencionalidad de inducir luz infrarroja y luz roja ya que el principio de funcionamiento ya mencionado especifica que la hemoglobina oxigenada y la hemoglobina desoxigenada absorben y transmiten longitudes de onda específicas de estos medios de luz. Para el caso de la luz roja las longitudes se encuentran en el rango de 640nm a 660nm, mientras que para la luz infrarroja se absorben y transmiten las longitudes en el rango de 910nm a 940nm [34].

Las principales ventajas de la oximetría de pulso por encima de otros métodos para el monitoreo de la saturación de oxígeno en la sangre arterial son enlistados a continuación [31]:

- Monitoreo constante de la saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca.
- Proceso no invasivo.
- Bajo costo.
- Exactitud.

Cabe señalar que con la configuración de luz correcta inducida a través de la piel en regiones recomendadas se puede obtener una señal limpia que logra atravesar el hueso, en el caso de medir en algún dedo [3].

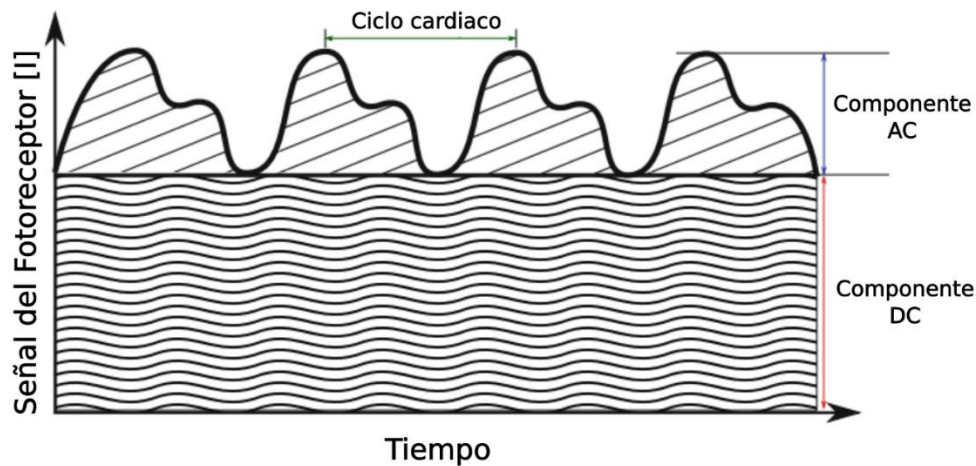


Figura 2-Curvas características por oximetría de pulso, tomado de [35]

Generalmente, tanto los dispositivos de oximetría de pulso de uso médico como los comerciales emplean el principio de la fotopletismografía para medir la saturación de oxígeno en la sangre, así como la frecuencia cardiaca, ya que la señal producida por el sensor puede ser separada para su propia interpretación, y que con frecuencia se recomienda la implementación de filtros pasa bajas temporales para eliminar señales no deseadas en la medición y provocadas por movimiento de otros dispositivos o del mismo cuerpo humano [3].

Las zonas del cuerpo donde se acostumbra llevar a cabo la medición de saturación de oxígeno en la sangre son los dedos de las manos (principalmente los índices), dedos de los pies, lóbulos de las orejas y muñecas de los brazos [31].

Debido a que el dedo índice de la mano izquierda es utilizado de manera recurrente y hasta por regla para la medición de saturación de oxígeno en la sangre, la medición puede ser fuertemente afectada bajo ciertas condiciones, por ejemplo si el paciente o sujeto de prueba se encuentra en movimiento o en una posición inadecuada. Esto conduce como consecuencia a la implementación de tecnología para tratar las señales detalladamente o inclusive llegando a remover dichas señales por completo [3].

El método de fotopleletismografía utilizado en dispositivos *Wearable* puede ser implementado en dos modos diferentes, donde la ubicación del dispositivo receptor de luz define una serie de parámetros de gran influencia en las mediciones. En la Figura 3 se presentan las dos configuraciones mencionadas y conocidas como método por transmisión y método por reflexión (Transmittance-Reflectance) [36].

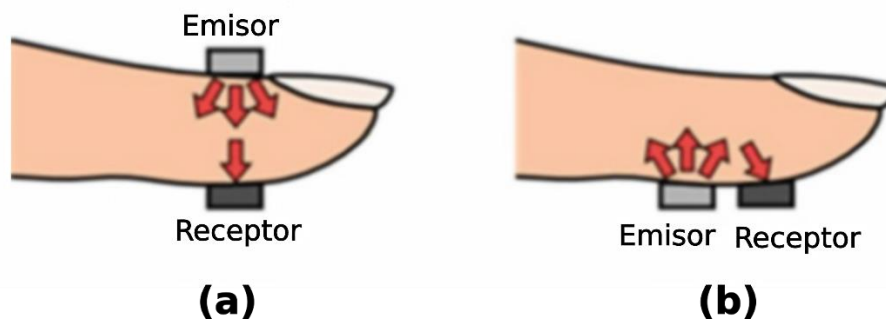


Figura 3-Modo (a) por transmisión y (b) por reflexión para oximetría de pulso, tomado de [36]

Para el caso del método por transmisión, el receptor se encuentra ubicado en el lado opuesto de la región donde se emite la luz. Se le denomina por transmisión ya que la luz de los emisores se transmite a través de los diferentes tejidos, hueso y venas. En esta configuración aunque las mediciones pueden ser limpias, existen factores que afectan considerablemente a la exactitud de la lectura. Principalmente, en el método por transmisión se tienen muy limitadas las regiones donde se puede realizar el monitoreo por fotopleletismografía, siendo por lo general el lóbulo de la oreja o los dedos de las manos las principales zonas. Sin embargo, en el caso del lóbulo de la oreja se caracteriza por ser una zona con poco flujo de sangre. Adicionalmente, tanto el lóbulo de la oreja como los dedos de las manos son susceptibles a cambios por condiciones ambientales externas [36].

Ahora bien, el método por reflexión ubica el dispositivo receptor junto de los emisores de luz para así detectar las diferentes ondas de luz que son reflejadas en los tejidos y huesos. En la actualidad este es el método más utilizado para la oximetría de pulso.

Las ventajas del método por reflexión incluyen una gran variedad de zonas del cuerpo donde la medición se puede llevar a cabo; además, las lecturas pueden tener una mayor exactitud que en el caso del método por transmisión, más sin embargo, las mediciones se pueden ver afectadas por movimientos, inclusive por los mismos movimientos físicos del cuerpo, así como perturbaciones por cambios de presión [36].

Debido a los diferentes factores que pueden afectar a la medición de saturación de oxígeno mediante la oximetría de pulso, existen ciertas consideraciones dentro de los criterios médicos para ejecutar una medición de mayor exactitud. Las afectaciones que se pueden tener durante el monitoreo

de saturación de oxígeno en la sangre y sus posibles soluciones son mencionadas en la siguiente sección.

3.3.1.1. Afectaciones en la Exactitud de la Oximetría de Pulso

Durante la medición de saturación de oxígeno por medio de la oximetría de pulso, existen dos parámetros que pueden ser afectados bajo ciertos factores, y en algunos casos severamente. Se trata de la validez y la confiabilidad de la medición, que se refieren a la lectura del parámetro que se desea medir (saturación de oxígeno) y a la reproducibilidad de la medición, respectivamente [34].

El primer factor de afectación es el movimiento del paciente durante la medición, ya que la oximetría de pulso se basa en el principio de medición de un único componente pulsátil en movimiento que es la sangre arterial. Bajo movimiento la longitud de onda medida a través de la piel y hueso se modifica, generando una señal parásita que supera a la señal verdadera, afectando así la validez de la lectura [34].

Entonces, debido a que la oximetría de pulso mide componentes pulsátiles arteriales y no arteriales, durante movimiento en la sangre venosa, provocada por movimiento del paciente, provee valores de saturación de oxígeno bajos. La solución recomendada es la implementación de sensores con adhesivos [34] para limitar el desplazamiento entre el sensor y la región de medición.

El estado de baja perfusión en la sangre, provocada por choque, gasto cardiaco bajo o hipotermia, es otro factor de afectación en la medición de saturación de oxígeno en la sangre. Igualmente la dopamina genera vasoconstricción en las arterias, provocando alteraciones en las lecturas [34].

Otro factor de alta importancia en la medición de saturación de oxígeno en la sangre es la interferencia electromagnética externa ocasionada por electrocauterios, tomógrafos o dispositivos móviles como teléfonos inteligentes. Los dispositivos de oximetría de pulso se ven fuertemente afectados por esas interferencias que además de modificar las lecturas, generan un sobrecalentamiento de los sensores, que eventualmente provoca lecturas bajas [34].

Existen otros factores que afectan considerablemente durante el proceso con oximetría de pulso y que son recuperadas de [34] y enlistadas a continuación:

1. Los esmaltes para uñas actúan como otro factor de alteración en la medición por oximetría de pulso, y es que dicho material al secarse logra absorber la luz con longitudes de onda de 660nm y 940nm.
2. La pigmentación de piel, especialmente la oscura, puede generar errores menores en la lectura de saturación de oxígeno.
3. Luz externa como la blanca intensa o la luz roja pueden alterar el funcionamiento de los receptores por lo que se requiere de aislar dichos dispositivos para minimizar errores.
4. Ciertas variaciones en la hemoglobina pueden afectar las lecturas de saturación de oxígeno, donde algunas pueden presentarse por intoxicaciones o cuando los pacientes son fumadores.
5. La altura puede ofrecer variaciones en las lecturas, modificando los límites inferiores bajo los cuales se puede diagnosticar hipoxia. A nivel del mar, se puede tomar como límite inferior 90% de saturación de oxígeno en la sangre arterial, mientras que en regiones elevadas este límite asciende a 94%.

3.3.2. Sensores para Monitoreo de Temperatura Corporal

La temperatura corporal es un signo fisiológico importante en el diagnóstico de diferentes enfermedades, su monitoreo de manera constante permite analizar de manera anticipada las causas por la presencia de fiebre en pacientes de todas las edades; o también la ausencia de fiebre llega a ser un factor determinante [31].

La temperatura corporal es un signo fisiológico muy estudiado en pacientes con la enfermedad COVID-19 ya que la fiebre (aumento en la temperatura corporal normal) es uno de los principales síntomas presentados durante el padecimiento de esta enfermedad [11].

Debido a que los cambios en la temperatura ofrecen información esencial, cuando se estudia este signo fisiológico se analiza de manera separada entre la temperatura central del cuerpo y la temperatura de la piel. Los humanos, al igual que muchos mamíferos, tienen la capacidad de regular la temperatura corporal para mantenerla dentro ciertos límites independientemente de las condiciones ambientales externas, a no ser que estas sean extremas. Es por esto que la temperatura central se refiere en realidad a la temperatura del hipotálamo que es el encargado de regular la temperatura de todo el cuerpo [36].

Ahora bien, la temperatura en la piel normalmente es diferente a la temperatura central ya que esta sí es propensa a los cambios por condiciones ambientales externas. La temperatura de la piel en la zona del tronco del cuerpo se encuentra dentro de los límites 33.5°C a 36.9°C [36].

Si el monitoreo de la temperatura corporal se realiza en la piel, es importante conocer que la temperatura en las extremidades y algunas zonas curvas como la nariz u oídos, es menor a la temperatura real del cuerpo [36]. Dicha temperatura normal no es más que la temperatura central, que generalmente es medida a través de los conductos auditivos, en el esófago y en el estómago.

Para un dispositivo *Wearable* con el propósito de medir la temperatura corporal, es lógico que no se podría realizar en alguno de los puntos para la temperatura central, por lo que la medición se debe realizar en la piel.

El método más utilizado para el monitoreo de la temperatura corporal es a través de sensores que son ubicados haciendo contacto en alguna zona del cuerpo humano. Sin embargo, la región donde es colocado el sensor resulta en un factor muy importante a determinar ya que los sensores de radiación térmica por contacto son propensos a variaciones por aumentos en la circulación de sangre de la región donde son ubicados [3].

Algunos de los sensores más utilizados para la medición de temperatura corporal en dispositivos diseñados para pacientes con COVID-19 son el LM35, SMT160-30 y el DS1820 [30].

3.3.2.1. Sensores resistivos de Temperatura

Los sensores de tipo resistivo para la medición de temperatura son muy utilizados para el monitoreo de la temperatura corporal, donde los principales materiales que componen a estos sensores son de metales y semiconductores [37].

Para el caso de los sensores compuestos por metal, se les conoce popularmente como RTD que por sus siglas en inglés significa Detector de Temperatura Resistivo (Resistance Temperature Detector). Estos son creados a partir de diferentes aleaciones compuestas principalmente por platino, níquel, cobre, entre otros [37].

Por otro lado, los sensores compuestos por materiales semiconductores se conocen como Termistores, cuya estructura se basa en materiales cerámicos y óxidos de metales policristalinos [37].

3.3.2.2. Sensores de Temperatura de tipo Circuito Integrado

Los sensores de tipo circuito integrado son ampliamente usados en proyectos generales, así como en el diseño de dispositivos *Wearable*, aunque estos últimos no se limitan solo a este tipo de sensores, y es debido a las grandes capacidades para la lectura de temperatura ya sea en gases o por contacto. Este tipo de sensores basan su funcionamiento en la implementación de materiales de unión P-N que permiten un comportamiento lineal y dependiente de la temperatura [36].

Los diodos, que poseen una estructura como la mencionada, llegan a utilizarse como una herramienta compacta y de bajo costo en el monitoreo de temperatura de muchos sistemas, incluidas las computadoras personales PC, ya que para sus arquitecturas internas la implementación de diodos con el objetivo de medir la temperatura resulta de gran ayuda.

3.4. Características de Comunicaciones en la Tecnología WIoT

Los dispositivos basados en las herramientas del IoT se han convertido en sistemas esenciales para el monitoreo de la salud [38]. Los dispositivos móviles de monitoreo de la salud conocidos por el término en inglés *mHealth*, como los dispositivos *Wearable* para monitoreo de signos fisiológicos, en la actualidad requieren de un vínculo muy cercano y casi de dependencia con las herramientas de comunicaciones inalámbricas. El Internet de las Cosas que se comprende como los ambientes de interacción entre objetos y las redes de Internet, es una de las principales herramientas empleadas en la tecnología *Wearable* [3].

Esta relación inexorable ha servido como punto de partida para el desarrollo de un sinnúmero de dispositivos para el monitoreo de signos fisiológicos en pacientes principalmente de la tercera edad o que padecen enfermedades crónicas [3].

El IoT en conjunto con la tecnología *Wearable* tiene la capacidad para detectar de manera temprana ciertas condiciones o anomalías en la salud de pacientes con enfermedades crónicas, permitiendo así una rápida respuesta por parte de los servicios médicos pertinentes. Además, se ha comprobado que la implementación del IoT en el monitoreo de la salud equivale a un decremento en los costos al utilizar equipo de seguimiento de signos fisiológicos rudimentarios [38].

El monitoreo remoto de parámetros fisiológicos o biomecánicos permite el conocimiento del estado de salud de pacientes con personal médico, pero aún más importante, permite que el mismo paciente sea consciente de su estado de salud durante el padecimiento de una enfermedad [38].

Así como en otras tecnologías que han surgido, los dispositivos IoT se encuentran en constante desarrollo con vista en la optimización de su funcionamiento a través de la incorporación de sistemas de alimentación adecuados, almacenamiento de datos y potencia de procesamiento, así como el perfeccionamiento de los sistemas de seguridad y privacidad de los datos [38].

Un concepto de gran importancia dentro de los dispositivos *Wearable* es la garantía de transmisión de información que a su vez engloba a los parámetros de seguridad, fiabilidad y usabilidad. Estos conceptos dentro de la garantía de comunicación son enfocados a las herramientas que dificultan el acceso a la información desde agentes externos, con técnicas para encriptar información. El tema de la seguridad y privacidad de transmisión de datos continúa siendo perfeccionado dado que en las comunicaciones cableadas estos problemas no existen, sin embargo, la tecnología *Wearable* para el monitoreo de la salud no se acopla a dicho tipo de transmisión [3].

En esta sección se analizan los elementos fundamentales de la tecnología WIoT (*Wearable IoT*) así como estrategias propuestas para un diseño detallado.

3.4.1. Comunicaciones para la Tecnología WIoT

Los dispositivos basados en el IoT cuentan con capacidades para el intercambio de datos con otros dispositivos de características similares. De igual manera, cuentan con elementos necesarios para la recolección de datos y procesamiento de los mismos [39].

La tecnología *Wearable* se enfoca en las comunicaciones inalámbricas de máximo 10 metros de cobertura que permitan a su vez enfocarse en propiedades como el *Plug-and-Play* (conecta y usa), envío de datos desde múltiples sensores, así como la capacidad de funcionamiento a un bajo consumo de energía para alcanzar la mayor cantidad de tiempo de operación [3].

3.4.1.1. Tipos de Transmisión de Datos

La arquitectura de comunicación que generalmente siguen los dispositivos WIoT y propuesta en [40] se presenta en la Figura 4. Esta arquitectura consiste en tres niveles de funcionalidad, partiendo de los dispositivos que en este caso pueden ser las redes de sensores inalámbricos, dispositivos *Wearable* o cualquier otro elemento de monitoreo/control. Posteriormente, se requiere de un punto de acceso o medio que permita comunicar a estos dispositivos con redes de comunicación inalámbrica, que por lo general estos sistemas son los *Gateways*. Finalmente, la comunicación se concreta cuando los dispositivos son enlazados con servidores locales o servidores en la nube que permiten el intercambio de información útil para el sector al que son desarrollan estos dispositivos.

Para el caso de un dispositivo *Wearable* de aplicaciones médicas, se debe buscar la comunicación principalmente con servidores en la nube, que permita presentar información del monitoreo de signos fisiológicos tanto con el paciente como con personal de la salud. Cabe señalar que esta arquitectura presenta una comunicación bidireccional.

La arquitectura de conectividad presentada aplica solo para algunos casos de comunicación, ya que existen al menos cuatro tipos de transmisión de datos. El primer tipo es la conexión Dispositivo a Dispositivo donde dos o más elementos de esta clase se conectan entre sí para el intercambio de información, sin requerir un intermediario o punto de acceso [40]. En términos generales, crean una red de comunicación independiente.



Figura 4-Arquitectura de comunicación IoT propuesta en [40]

El segundo tipo de conectividad, que además es empleada en muchos casos, es conocido como Dispositivo a *Gateway*. Este es un tipo de conectividad de grandes prestaciones para la tecnología WIoT debido a que los *Gateways* son dispositivos con una capacidad de procesamiento elevada ya que además de recibir información la consolidan para su envío a las redes de Internet; aunado a la existencia de diversos protocolos y estándares de comunicación [40].

Como tercer tipo de conectividad se encuentra la denominada *Gateway* a Sistema de Datos que enruta la comunicación de datos desde el *Gateway* hacia un servidor o sistema de almacenamiento de datos. Finalmente, se encuentra la conectividad de Sistemas de Datos a Sistemas de Datos que logran transferir la información de interés dentro de la nube o centros de almacenamiento de datos [40].

3.4.1.2. Metodologías de Comunicación Inalámbrica para Sistemas WIoT

Existen al menos tres categorías para la tecnología de comunicaciones inalámbricas para sistemas embebidos al cuerpo humano, como es el caso de los dispositivos *Wearable* [3]; y estas son descritas en la Tabla 3.

Tabla 3-Tipos de enlaces de comunicación para dispositivos WIoT

Enlaces por Radiofrecuencia	Enlaces Inductivos	Enlaces de comunicación en el Cuerpo
Representan las principales herramientas de comunicación inalámbrica para sistemas móviles de monitoreo de salud. Su implementación resulta relativamente sencilla ya que se basa en la propiedad Emisor-Receptor a través de antenas.	Su funcionamiento es descrito a través de los acoplamientos magnéticos entre dispositivos para el envío de datos usando igualmente el principio del Emisor-Receptor.	Este método se basa en el uso de la piel como medio de transmisión de información a través de ondas electromagnéticas.

Las tres categorías descritas cuentan con elementos que las convierten en alternativas donde su selección depende de los requerimientos y restricciones de diseño. Para el caso de los enlaces

inductivos, plantean una opción de interés más sin embargo, los campos magnéticos pierden intensidad a distancias mucho más cortas a comparación de las radiofrecuencias, por lo que estos enlaces se limitan a distancias de transmisión cortas.

Por otro lado, los enlaces a través de la piel resultan en una opción novedosa y que además alcanzan altas tasas de transmisión de datos y bajos rangos de error [3], pero esto está sujeto a condiciones biológicas de la propia piel, así como las regiones donde los dispositivos son implementados.

3.4.1.3. Redes de Comunicación para Dispositivos WIoT Médicos

Dentro de todo el contexto que engloba al Internet de las Cosas, una de las características más destacables se refiere a las redes de comunicación que esta tecnología utiliza.

Principalmente, los diferentes tipos de redes están clasificados según la distancia de cobertura que se desea alcanzar. En la Figura 5 propuesta por [40] se presentan las redes que comúnmente son usadas y se ejemplifica el rango con el que cuenta una con respecto a las demás.

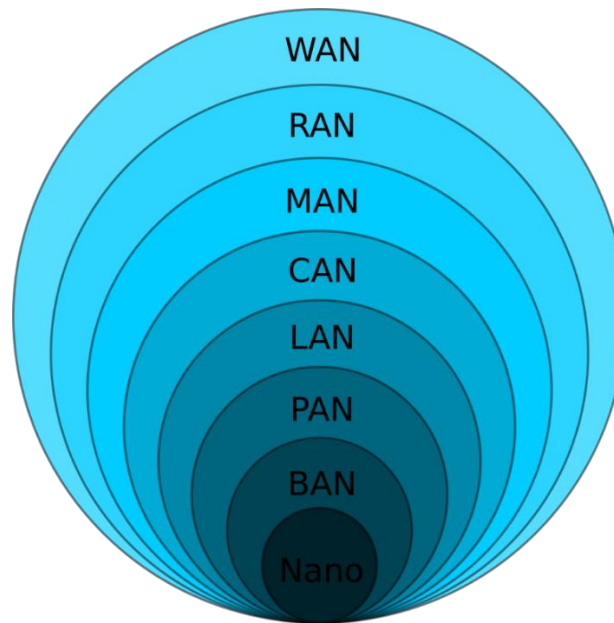


Figura 5-Redes de comunicación inalámbrica para IoT

Debido a las ambiciosas proyecciones que tiene el IoT para los dispositivos que se manejan bajo sus esquemas, las redes mostradas resultan ser elementos de gran relevancia que, como ya se mencionó, su elección depende de las distancias requeridas. Para el caso de los dispositivos *Wearable* basados en el IoT no se requiere de las 8 opciones de redes ya que estos sistemas se caracterizan por su operación en redes de corto alcance con un punto de acceso más asequible.

Esto último hace referencia al hecho de que un dispositivo *Wearable* para monitoreo de signos fisiológicos en pacientes con enfermedades crónicas o de la tercera edad, no requiere de comunicar los datos en rangos de decenas de metros o inclusive en kilómetros. Se busca que el paciente o usuario final se encuentre en un espacio donde exista un punto de acceso como un Gateway cercano para el envío de datos hacia un servidor en la nube y que estos lleguen a destinatarios predefinidos a pesar

de la distancia. Por lo tanto, la tecnología *Wearable* se caracteriza por trabajar con Redes de Área Corporal Inalámbricas o BAN por sus siglas en inglés (Body Area Network).

Las redes de área corporal (BAN) son empleadas precisamente para dispositivos *Wearable* o ciertos sistemas que son implantados dentro del cuerpo humano.

La arquitectura de las redes tipo WBAN (Wireless Body Area Network) se describe a través de los tres niveles de funcionamiento presentados en [3] y enlistados a continuación:

1. La red de sensores embebidos en ciertas regiones del cuerpo humano que, a través de un sistema central, almacenan los datos obtenidos del monitoreo continuo y son enviados de manera inalámbrica a un servidor local o bien a un punto de acceso a la red de Internet como los *Gateway*.
2. El centro de control que recibe los datos enviados desde el *Gateway*.
3. Red principal que permite el intercambio de información con los centros de servicios médicos.

3.4.2. Protocolos, Estándares y Tecnologías de comunicación para sistemas WIoT

Debido a que la tecnología IoT se encuentra en constante desarrollo, los dispositivos *Wearable* diseñados y basados en las herramientas del Internet de las Cosas requieren de protocolos de comunicación especializados. Esto es debido a que no todos los estándares y protocolos existentes se adaptan de manera óptima a los requerimientos de los sistemas WIoT; lo que conduce al diseño e implementación de nuevos estándares y protocolos de comunicación inalámbrica [40].

Algunos de los protocolos de comunicación más utilizados en el ambiente del IoT son descritos brevemente, al igual que tecnologías y estándares relacionados.

3.4.2.1. MQTT

Protocolo de comunicación ligero y con buenas características de seguridad para el envío de datos simples. Este protocolo pertenece a la categoría de conectividad Máquina a Máquina (M2M) de gran popularidad para el IoT. Su funcionamiento se basa en el transporte de datos mediante la operación de Publicación y Suscripción de mensajes para la comunicación entre redes de sensores con *Brokers* (intermediarios para comunicaciones M2M). Este protocolo es fundamental para aplicaciones de domótica y dispositivos *Wearable* [40].

En esencia, el protocolo MQTT (*Message Queue Telemetry Transport*) emplea publicadores cuando se envían datos desde un dispositivo hacia un servidor en la nube, mientras que si se reciben datos se emplean los suscriptores, y toda la comunicación se ejecuta bajo la coordinación del *Broker*.

3.4.2.3. WiFi

El WiFi es una tecnología de comunicación inalámbrica por radiofrecuencia y la más utilizada en la actualidad para casi cualquier dispositivo de transferencia de datos inalámbrica. Como principales características cuenta con una tasa de transferencia de datos alta y cuenta con capacidad para el procesamiento de grandes cantidades de datos. Esta tecnología entra en la categoría de redes inalámbricas LAN [40].

Así mismo existen otros protocolos, tecnologías y estándares de comunicación empleados con las herramientas del IoT [40] y que son enlistadas a continuación:

- Bluetooth: **tecnología**.
- DDS (*Data Distribution Service*): **estándar**.
- AMQP (*Advanced Message Queuing Protocol*): **protocolo**.
- ZigBee: **estándar**.
- Red de celular: **tecnología**.
- LoRaWAN (*Long Range Wide Area Network*): **protocolo**.

3.4.3. Factores para el Diseño de Tecnología WIoT

En la actualidad resulta complicado encontrar una metodología de diseño exacta para los sistemas *Wearable* basados en el Internet de las Cosas, debido a que al ser un área de constante desarrollo las pautas para el diseño no siempre se adaptan a las necesidades de todos los dispositivos de esta índole.

Para el caso de los dispositivos de aplicaciones médicas, el diseño puede ser muy detallado tratando de cubrir diferentes aspectos, desde los técnicos hasta los determinados por el criterio médico, ergonomía, aceptación del usuario (paciente), económicos, entre otros.

A pesar de esto, existen factores que se recomiendan tener a consideración durante el diseño de dispositivos WIoT y que son mencionadas brevemente en esta sección.

Portabilidad

Debido a que los dispositivos *Wearable* basados en el IoT (WIoT) para el monitoreo de signos fisiológicos son elementos que deben utilizarse durante largos periodos de tiempo, la portabilidad es un factor especialmente importante. Factores como el peso, la forma, textura de los materiales y si estos son compuestos de materiales especiales como los hipalergénicos, deben ser analizados meticulosamente durante el diseño del dispositivo WIoT [40].

Escalabilidad

En los sistemas de monitoreo de la salud basados en el IoT la escalabilidad es un punto de importancia ya que estos deben alcanzar características como el almacenamiento, procesamiento y análisis de cantidades grandes de datos [38].

El dispositivo no debe tener alguna clase de dependencia en hardware o software que limite su funcionamiento [40].

Asequibilidad

Analizar la posibilidad de concretar el diseño del dispositivo *Wearable* a través de todos los elementos que le componen es un factor determinante en el diseño de tecnología WIoT. Es necesario determinar la cantidad de dispositivos y materiales que serán empleados para así estimar el costo de todo el sistema [40].

Si el sistema ya en si es complejo en diseño y se le suma un alto costo de desarrollo, este no tiene grandes posibilidades de competir en un contexto donde la tecnología WIoT se encuentra a la vanguardia.

Conectividad

La conectividad permite a los dispositivos *Wearable* comunicarse con el mundo exterior para intercambiar información ya sea a través de las redes de Internet o con otros dispositivos. Para esta tarea los principales protocolos empleados son el WiFi, Bluetooth y NFC (Near-Field Communication) [40].

Rendimiento de la Señal

Se deben tomar en consideración los requerimientos para así obtener una noción del rendimiento en la comunicación de datos. Los siguientes son características importantes para alcanzar un funcionamiento óptimo del sistema de monitoreo inalámbrico [3]:

- Referente a los sensores como la cantidad y las características.
- Periodicidad en la recopilación de datos.
- Cantidad y tamaño de los paquetes de datos que serán enviados.

Privacidad y seguridad

La privacidad y seguridad de los datos del usuario es uno de los temas más recurrentes en cuanto al cuestionamiento de la factibilidad de estas tecnologías, ya que los ciberataques por hackers (piratas informáticos) son eventos que difícilmente se valoran durante el diseño pero que sin duda son los más recurrentes.

Debido a esto gran parte de los avances en materia de IoT van dedicados a nuevos algoritmos para encriptar información así como filtros de seguridad cibernética, con la finalidad de asegurar la privacidad durante el envío y gestión de datos [38].

Arquitectura del Sistema WIoT

Las redes de sensores inalámbricas basadas en el IoT se componen de los siguientes elementos [38]:

- Sensores
- Microcontrolador
- Sistema de almacenamiento
- Transceptores
- Sistemas de alimentación

Módulo de Procesamiento

Los módulos de procesamiento embebidos en los sistemas *Wearable* de monitoreo usualmente ejecutan tareas simples a través de algoritmos definidos por el diseñador para obtener, por ejemplo, promedios de datos, detección de picos en una señal, entre otros.

Además, es necesario que estos sistemas cuenten con diferentes modos de operación para el ahorro de energía [3].

Adquisición de Datos

Las etapas de preprocesamiento cobran una gran importancia dependiendo el tipo de sensores que son implementados.

Estas etapas comprenden básicamente la amplificación de señales y el filtrado de las mismas. Sin embargo, se debe considerar que a pesar de la gran gama de sistemas de acondicionamiento de señal que existen, el tipo de arquitectura implementada depende de las características específicas de los sensores [3].

Se requiere de dispositivos de amplificación, donde usualmente son empleados los amplificadores operacionales, debido a que los sensores con respuesta analógica generan rangos de señales eléctricas bajas desde los mV o inclusive los uV. Dichas señales no pueden ser dirigidas directamente al sistema de procesamiento principal, ya que estas señales pasarían casi desapercibidas por el sistema de conversión Analógica a Digital (ADC).

Una vez amplificadas las señales provenientes de los sensores analógicos, el filtrado es imprescindible para eliminar señales parásitas que pudieran infiltrarse en la señal de interés. Existen diversas opciones de circuitos para filtrar señales analógicas desde los elementos pasivos o la implementación de amplificadores operacionales, convirtiéndose en filtros activos.

Los convertidores tipo ADC son esenciales para la adquisición completa de las señales. Es recomendable emplear convertidores analógicos a digitales con resoluciones de al menos 12 bits [3].

Eficiencia Energética

Uno de los elementos imprescindibles en este rubro es un sensor de nivel de energía. Se deben analizar los elementos que componen al sistema IoT desde la topología de la red que será implementada, que para la tecnología *Wearable* en la mayoría de casos se utiliza la WBAN.

Una estrategia para el control adaptativo de consumo energético se basa en el cálculo de la potencia mínima requerida para el envío exitoso de los datos, asegurando que todos los sensores operan dentro de sus rangos energéticos apropiados [3].

Otro factor de importancia es la selección de la unidad de procesamiento, donde se recomienda que cuente con al menos 2 modos de operación para ahorro de energía [38].

3.4.4. Ventajas y Desventajas del IoT para dispositivos *Wearable*

Como fue mencionado, en la actualidad es complicado pensar en el desarrollo de tecnología *Wearable* sin la interacción con el Internet de las Cosas, ya que se han convertido en dos elementos imprescindibles para las necesidades que atienden. Sin embargo, existen tanto ventajas como desventajas en su uso y son brevemente descritas en [40].

Ventajas

- Variedad de recursos para comunicaciones seguras y aseguramiento de la conectividad.
- Cuenta con herramientas que facilitan considerablemente el monitoreo de diferentes sistemas, como el caso de monitoreo de la salud.
- Impacto positivo en la vida diaria de la sociedad, ofreciendo alternativas de vanguardia.
- Los sistemas basados en el IoT se diseñan con la perspectiva de bajo costo y alta eficiencia, por lo que se tiene un impacto positivo en el sector económico.

Desventajas

- La privacidad y seguridad de los datos empleados en el IoT continua siendo un factor de estudio y constante desarrollo ya que los ataques cibernéticos obligan al desarrollo de nuevos algoritmos de seguridad.
- El desarrollo de herramientas IoT no es precisamente sencillo, ya que existe una complejidad elevada para el diseño, mantenimiento y despliegue de las mismas.
- En la actualidad no existen estándares para la interoperabilidad de los sistemas IoT, por lo que la compatibilidad entre diferentes dispositivos es compleja.
- El factor más determinante en el uso de las herramientas del IoT parte de las inquietudes de la sociedad, donde la línea que determina que actividades estamos dispuestos a dejar que se controlen por máquinas u otros dispositivos se encuentra muy difusa.

3.5. Sistema de Batería Recargable para Dispositivos *Wearable*

El sistema de alimentación eléctrica es una etapa importante en el diseño de tecnología WIoT ya que proporciona la potencia necesaria para asegurar el correcto funcionamiento de todos los elementos que conforman al sistema. Generalmente, en dispositivos WIoT se implementan etapas de alimentación basadas en baterías recargables con la finalidad de ofrecer autonomía al sistema sin la necesidad de intercambiar baterías constantemente; en casos más recientes los cosechadores o recolectores de energía (*energy harvesting*) se presentan como alternativas ecológicas [41].

Generalmente, los sistemas de alimentación para dispositivos *Wearable* y para dispositivos móviles requieren de diferentes componentes que en conjunto permiten el correcto flujo de corriente a cada subsistema del dispositivo en cuestión. Además, la mayoría baterías recargables proporcionan rangos de voltajes que difieren al voltaje nominal que suelen requerir los microcontroladores o dispositivos digitales.

Los sistemas de alimentación basados en baterías recargables se componen de tres etapas principales y que son enlistadas a continuación:

- A. Batería o arreglo de baterías recargables
- B. Controlador de recarga de batería
- C. Convertidor de voltaje DC

En función de la batería recargable seleccionada la etapa de conversión de voltaje no llega a implementarse, solo cuando ésta ofrece un voltaje nominal dentro del rango permisible por los elementos que conforman al dispositivo general.

3.5.1. Baterías recargables

Las baterías son definidas como elementos electroquímicos capaces de generar y almacenar energía eléctrica. Esto sucede gracias a reacciones químicas por la interacción de los materiales internos en un proceso de óxido-reducción [42].

En los últimos años se ha detectado un incremento en el uso de sistemas de alimentación basados en baterías debido al crecimiento en el desarrollo tecnológico de dispositivos móviles o computadoras portátiles, al igual que en sistemas automotrices. A pesar de los grandes avances en el tema de sistemas de almacenamiento electroquímicos, los problemas de recarga de baterías continúan en discusión [43].

La producción de energía eléctrica sucede en la denominada celda electroquímica común, que se compone de dos electrodos, un electrolito y un medio por el cual pueden transitar los electrones. Cuando la batería es conectada a un circuito eléctrico, en el momento que éste se cierra se producen una serie de reacciones espontáneas que permiten que las baterías almacenen energía. Mientras dichas reacciones puedan seguir ejecutándose se dice que la batería se encuentra cargada [42].

3.5.1.1. Tipos de Baterías Recargables

En la actualidad existe una gran variedad de baterías de tipo recargable que, sin embargo, debido a sus características y procesos de fabricación llegan a tener mayor o menor popularidad en el mercado y sobre de todo en su inclusión en el diseño de sistemas móviles. En la *Tabla 4* se presentan algunas de las celdas de baterías más populares y sus características.

Tabla 4-Principales tipos de baterías recargables, recuperado de [43]

Tipo de batería	Principales características	Desventajas
Baterías con ánodos de Zinc	Carga máxima de 820 Ah/kg. Comúnmente combinado con Dióxido de Manganeso para alcanzar hasta 1.5V	La característica de recarga se ve limitada con este tipo de celdas
Baterías con ánodos de Litio	El litio se considera un material óptimo para su uso como ánodos en baterías gracias a su carga específica máxima de 3862Ah/kg. Por lo general se usan cátodos de dióxido de manganeso alcanzando voltajes de más de 3V. Son utilizadas en relojes y algunos dispositivos móviles.	Anteriormente estas celdas podían ocasionar cortos circuitos cuando eran inducidos crecimientos dendríticos para alcanzar la capacidad de carga y descarga del litio.
Baterías de plomo ácido	Uno de los sistemas de batería más antiguo, usado en sistemas automotrices.	La batería se deteriora rápidamente, sin embargo continúa en uso gracias a su bajo costo de producción y buenas propiedades para su reciclaje.

Las baterías alcalinas son otra alternativa popular para la alimentación de dispositivos móviles, ya que son económicas y de fácil adquisición. Las versiones más comunes de estas baterías son la AA y AAA, sin embargo, con ambas presentaciones no es posible obtener el voltaje nominal de 3.3V que es el más utilizado por dispositivos digitales, por lo que se vuelve necesaria la creación de paquetes de baterías. Por otro lado, las baterías LiFePo4 (litio-ferrofosfato) han ganado popularidad en el área de motores eléctricos para aplicaciones de autos híbridos o totalmente eléctricos, esto debido a que difícilmente explotan y son poco inflamables [44].

3.5.1.2. Baterías de Iones de Litio (Li-Ion)

Las baterías de iones de litio o conocidas también por Li Ion son ampliamente usadas en dispositivos móviles gracias a su bajo peso y alta capacidad de almacenamiento de energía [43].

A partir de los requerimientos de diseño es posible conectar varias celdas de iones de litio con la finalidad de alcanzar parámetros específicos. Para esto existen configuraciones en serie o paralelo

de estas baterías. En casos de mayor rendimiento, los sistemas de batería requieren de un monitoreo de voltaje y temperatura [43].

Las características que se consideran como ventajas de las celdas de iones de litio se enumeran a continuación:

1. Alta energía específica
2. Alta potencia específica
3. Alta eficiencia durante el proceso de carga y descarga
4. Bajos rangos de auto-descarga

Existen tres parámetros esenciales para la caracterización de las baterías de tipo LI-Ion y que son presentadas en la *Tabla 5*.

Tabla 5-Parámetros de caracterización para baterías de tipo Li-Ion, recuperado de [43]

Característica	Descripción	Unidades
Capacidad	Cantidad de carga eléctrica que puede ser entregada bajo ciertas condiciones, que depende de la corriente de descarga, voltaje de corte, temperatura y los tipos de materiales activos.	Ah (Amperio-hora)
Energía	La energía específica es asociada a la masa que comprende la batería recargable, mientras que la densidad de energía se refiere al volumen de la batería.	Energía específica: Wh/kg (Watt-hora/kilogramo) Densidad de energía: Wh/l (Watt-hora/litro)
Potencia	La potencia se representa como el producto de la corriente por el voltaje, pero durante el proceso de descarga de la batería.	W (Watt)

Los factores que deben considerarse para determinar el tiempo de vida de una batería recargable están directamente relacionados a las temperaturas de operación, así como aspectos propios de los materiales internos que al transcurrir el tiempo se deterioran, afectando la capacidad máxima de la batería [43].

3.5.1.3. Batería de Polímero de Litio (LiPo)

Baterías que se caracterizan por ser pequeñas, planas, delgadas y ligeras, pero además desde la perspectiva de energía, ofrecen cantidades de potencia altas y por largos periodos de tiempo. Son particularmente útiles en dispositivos móviles que requieren de dimensiones pequeñas y de formas planas, ofreciendo energía de manera constante [45].

Las baterías LiPo, o de polímeros de litio, funcionan a través de un principio de operación idéntico al de las baterías de iones de litio (Li-ion). Dicho principio se basa en la intercalación y separación de iones de litio desde materiales con electrodos positivos hacia electrodos negativos. Dentro de sus principales características, las baterías LiPo tienen una densidad de energía ligeramente

mayor a comparación de las baterías Li-ion, lo que permite que puedan interconectarse múltiples celdas en paralelo para ofrecer una mayor capacidad de almacenamiento [45].

Además, las baterías LiPo cuentan con una baja velocidad de descarga a comparación de otras baterías, ofreciendo alimentación por más tiempo. Sin embargo, es necesario proteger a la batería con circuitos para sobrecarga o para cortar el suministro cuando el voltaje de la batería disminuye más del límite permisible [45].

Finalmente como punto adicional, la gran mayoría de baterías LiPo cuentan con la certificación UL 1642, la cual se encarga de aprobar el funcionamiento de estas baterías dentro de los rangos estandarizados de voltaje y temperatura, ya que este tipo de baterías son muy comunes en dispositivos móviles, como dispositivos *Wearable*, drones, dispositivos IoT, equipo de instrumentación y otros gadgets [45].

Mientras que las baterías Li-ion son fabricadas con carcasas rígidas de acero o aluminio inoxidable, las baterías LiPo cuentan con carcasas más flexibles de láminas de aluminio. En el primer caso, los empaques o carcasas son originalmente cilíndricas, mientras que las LiPo cuentan con una gama de formas más amplia, siendo las planas las más utilizadas. Sin embargo, por estas mismas características, las baterías LiPo suelen ser más vulnerables a daños por fuerzas mecánicas; ya sea por compresión, fuerza puntual o perforación, las baterías LiPo se dañan fácilmente y pueden representar un riesgo [45].

Es importante recalcar que las baterías LiPo tienden a expandirse hasta un 10% de su volumen normal cuando se encuentran en operación, por lo que los compartimientos para estas celdas debe contemplar dicho fenómeno dimensional. Además, se debe evitar el contacto de la batería con componentes metálicos durante su funcionamiento, esto incluye PCBs y componentes electrónicos [45].

3.5.2. Convertidores DC-DC

Los convertidores de DC-DC basan su funcionamiento principalmente en circuitos RLC (Resistor-Inductor-Capacitor) así como con diodos de silicio. El principal propósito de estas configuraciones es la de generar un valor de voltaje de salida deseado, diferente al voltaje de entrada. A pesar de las posibilidades para obtener valores específicos de voltaje, los anteriores circuitos no siempre aseguran una estabilidad en el voltaje de salida, así como una buena eficiencia de conversión.

El principio de funcionamiento de los convertidores DC-DC de conmutación radica en el sistema de control capaz de mantener el nivel de voltaje de salida deseado a través de la conmutación de interruptores. A este proceso se le conoce como conmutación por modulación de anchura de pulsos, que controla los tiempos de encendido y apagado del interruptor. Por lo general estos interruptores son implementados con transistores MOSFET [46].

La mayoría de los dispositivos digitales pueden ser alimentados con señales de voltaje DC de 3.3V o 5V. En el diseño del sistema de alimentación basado en batería es necesario implementar un circuito de regulación de voltaje ya que la mayoría de las baterías no ofrecen los valores mencionados. Las baterías de Litio ofrecen voltajes superiores a los 3.3V e inferiores a 5V, mientras que las baterías alcalinas ofrecen mucho menos que ambos casos. En la *Tabla 6* se presentan las principales configuraciones de convertidores de tipo DC-DC basados en conmutación, una breve descripción y sus principales aplicaciones.

Tabla 6-Convertidores DC-DC

Convertidor	Descripción	Aplicaciones
Convertidor Reductor	El convertidor reductor, o conocido como convertidor BUCK, es una configuración eléctrica que genera un voltaje de salida inferior al voltaje de entrada [46].	Las principales aplicaciones de estos convertidores incluyen a las fuentes de voltaje de DC regulables, así como en el control de motores de DC para la regulación de velocidad [46].
Convertidor Elevador	La configuración conocida como convertidor BOOST o elevador funciona de manera opuesta al convertidor BUCK, ya que el voltaje de salida que proporciona es mayor que el voltaje de entrada [46].	Dentro de sus principales aplicaciones se encuentran los sistemas de frenado regenerativo para motores de DC al igual que en fuentes de voltaje regulables de DC [46].
Convertidor Reductor-Elevador	Este tipo de convertidor integra las principales características de los convertidores BUCK y BOOST, permitiendo obtener un voltaje de salida superior o inferior con respecto al voltaje de entrada [46].	La principal aplicación donde se encuentran estos convertidores también conocidos como BUCK-BOOST es en fuentes de alimentación regulables con polaridad negativa respecto a la terminal de voltaje de entrada [46].

Por otro lado, en aplicaciones móviles y tecnología WIoT es común encontrar convertidores de tipo LDO (*Low-Dropout converter*) para decrementar el voltaje de entrada proveniente de una batería o por conducto de alimentación vía USB. Una de las principales características de estos convertidores es la baja corriente suministrada que ofrecen cuando la carga se encuentra en modo de reposo, es decir, gestionan la energía de la fuente cuando el sistema se encuentra en bajo consumo, lo que los convierte en herramientas ideales para dispositivos WIoT que no requieren de un funcionamiento total constante [47].

Además, los convertidores LDO pueden encontrarse en empaquetados de tamaños reducidos y con alta eficiencia bajo temperaturas de operación altas [47], sin embargo, estos dispositivos cuentan con bajas eficiencias de conversión de voltaje (a diferencia de los convertidores de conmutación) y con cargas mayores, gran parte de la energía de la fuente se disipa como calor [48].

3.5.3. Controlador de Recarga de Batería

El proceso de recarga de baterías requiere de controladores de recarga que permitan llevarlo a cabo sin dañar o reducir el tiempo de vida de la batería. En este apartado se hace un énfasis en la recarga de baterías de iones de litio.

El método para recargar baterías Li-ion es uno que actualmente se encuentra estandarizado como un proceso CC-CV que significa corriente constante-voltaje constante. En lo que consiste este método es en el suministro de una corriente constante a la batería mientras se induce el máximo voltaje permisible; posteriormente, se suministra un voltaje constante (igual al voltaje nominal de la batería) mientras la corriente decrece lentamente [43]. Para asegurar que el proceso descrito se lleve a cabo sin comprometer de manera peligrosa a la batería, existen dispositivos que gestionan la recarga de tal

modo que la batería no sobrepase rangos energéticos. Además, usualmente se utilizan circuitos de protección para la batería cuando se encuentra en operación alimentando al sistema embebido.

Las baterías de Li-ion pueden dañarse cuando existe una sobrecarga eléctrica lo que provoca un deterioro en los materiales internos de la batería, que a su vez implican una disminución de las reacciones electroquímicas cuando la batería está en operación. Sin embargo, cuando la batería es utilizada excediendo el límite inferior de voltaje que puede proporcionar puede dañarse de igual manera [43]. Por lo tanto, tres características esenciales son identificadas para el circuito de recarga de batería:

1. Recargar la batería con el método estandarizado CC-CV
2. Regular el voltaje máximo y mínimo de recarga
3. Limitar el funcionamiento de la batería cuando su voltaje disminuye más allá del valor permisible

3.6. Estándares y Normas en Dispositivos Médicos

Existen organizaciones dedicadas al desarrollo de normas y estándares para la regulación del diseño, manufactura y almacenamiento de dispositivos de uso médico, ya sean móviles (mHealth) o no. Estos estándares pueden funcionar a nivel mundial o solo en ciertas zonas donde esta tecnología es desarrollada, como es el caso de la FDA (*Food and Drug Administration*) que desarrolla guías y estándares para dispositivos *Wearable* de aplicaciones médicas pero que estas solo son válidas dentro de los Estados Unidos.

El primer paso para identificar las normas y/o estándares que aplican a un dispositivo como el que es presentado en este documento, es clasificar correctamente al mismo a través de sus características de funcionalidad.

Dentro de las categorías de sistemas eléctricos y electrónicos médicos, este dispositivo se clasifica dentro de Equipo Médico, ya que es de uso específico para atención médica en el diagnóstico del estado de salud general del paciente [49].

Ahora bien, existen hasta tres tipos de clasificación para el equipo médico, que en el caso de este sistema se identifica de clase 1 como insumo para práctica médica y que no es introducido dentro del cuerpo humano [49].

Finalmente, el sistema WIoT presentado corresponde a un dispositivo médico activo para diagnóstico, ya que su funcionamiento depende de una fuente de energía eléctrica diferente a la generada por el cuerpo humano y está destinado al diagnóstico de estados fisiológicos especiales [49].

En esta sección se presentan brevemente los estándares y normas para dispositivos médicos y que pueden aplicar dentro del territorio mexicano, dadas las clasificaciones mencionadas previamente.

3.6.1. ISO/IEEE 11073

El impacto generado por la tecnología basada en los dispositivos *Wearable* y el IoT para aplicaciones médicas ha llevado a la necesidad de priorizar las prácticas de diseño y producción de estos sistemas, con la finalidad de mejorar aspectos de interoperabilidad y seguridad en comunicaciones [50].

Bajo la premisa de desarrollar estándares para regular los aspectos mencionados en beneficio del desarrollo tecnológico de estas áreas conjuntas, la Organización Internacional de Estandarizaciones (ISO) y el Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos (IEEE) se unieron para esta causa creando así los estándares X73-PHD, enfocadas al diseño y uso de dispositivos para el cuidado de la salud. Estos estándares se centran principalmente en el perfeccionamiento para el intercambio de datos, así como en la interoperabilidad en tiempo real. Por lo tanto, estos estándares son dirigidos a las áreas de investigación e industriales. Los estándares establecidos se relacionan considerablemente con el IoT [50].

Los estándares son conocidos como ISO/IEEE 11073 y son ampliamente utilizados para dispositivos de monitoreo médicos. Los principales sistemas que se adaptan a estos estándares son los Dispositivos Médicos Personales (PHD) como los monitores de presión sanguínea, básculas, bombas de insulina, dispositivos *Wearable*, entre otros [50].

La familia de estándares ISO/IEEE 11073 facilitan las intercomunicaciones entre dispositivos médicos y sistemas externos de control, como computadoras [51].

Una de las principales razones por la que surgió esta iniciativa por parte de la ISO y del IEEE es debido a que los fabricantes de los dispositivos de monitoreo emplean diferentes formatos y protocolos de comunicación de datos, así como características electrónicas diferentes, lo que dificulta la interoperabilidad entre sistemas. Entonces, esta familia de estándares busca regular en el sector de manufactura de los PHD [50].

Los estándares X73-PHD se basan en tres modelos principales de funcionalidad, que son enlistados a continuación:

- Modelo de Información de Dominio (DIM)
- Modelo de Servicio (SM)
- Modelo de Comunicaciones (CM)

Para el caso del primer modelo, éste hace referencia al tipo de representación de datos; el segundo modelo especifica metodologías para el acceso de datos; y finalmente el tercer modelo explicita las comunicaciones desde un Agente hacia un Mánager.

El término Agente se refiere a los dispositivos que proveen datos y que usualmente son los dispositivos médicos de uso personal, como dispositivos *Wearable*, *Holters*, entre otros. Por otro lado, un Mánager es el dispositivo que recibe los datos desde el agente, que pueden ser computadoras personales, teléfonos inteligentes u otros medios [50].

Dentro de todos los estándares recopilados en el 11073 se encuentran primero el estándar 11073-10101 para definir nomenclaturas y unidades utilizadas para el monitoreo de signos fisiológicos. El modelo DIM es explicitado dentro del apartado 11073-10201 incluyendo los parámetros técnicos para la implementación de alertas [51].

Otra sección importante de este conjunto de estándares es la 11073-20601 donde se puntualiza el protocolo de comunicación de punto a punto para el intercambio de datos recabados por el agente y enviados al mánager [52].

En la Tabla 7 se presenta de manera general la familia de estándares desarrollada en conjunto por la ISO y el IEEE. Desafortunadamente, las guías de los estándares presentados son material que solo es posible adquirirlo bajo un pago para su análisis detallado, por lo que en esta sección solo se presentan de manera general.

Tabla 7-Familia de estándares pertenecientes al ISO/IEEE 11073

Estándar ISO/IEEE	Descripción
11073-10101	Nomenclaturas y unidades
11073-10201	Modelo de Información de Dominio (DIM)
11073-20101	Modelo de Comunicaciones y Perfil de Aplicación
11073-30xxx	Perfiles de Transporte
11073-10207	Modelo de Servicio y Dominio de Información
11073-20701	Arquitectura
11073-20702	DPWS (Perfil de Dispositivos para Servicios Web) Médico

3.6.2. ISO 13485

Su objetivo principal es facilitar la armonización de los requisitos reglamentarios de los productos sanitarios. La norma contiene requisitos específicos para la fabricación, la instalación y el mantenimiento de productos sanitarios y exige [53]:

- Implantación de un sistema de gestión de la calidad con varias mejoras
- Enfoque de gestión de riesgos para el desarrollo y la realización de productos
- Validación de procesos
- Cumplimiento de los requisitos legales y reglamentarios
- Sistemas eficaces de trazabilidad y retirada de productos

Esta norma permite a las empresas reducir los riesgos legales y de seguridad y crear entornos de trabajo más económicos.

3.6.3. IEC60601-1

Proporciona una serie de requisitos generales, ampliamente aceptados para asegurar, tanto a nivel de seguridad como de calidad, la correcta comercialización de los diferentes equipos y sistemas [54].

3.6.4. Normas y Estándares en México para Dispositivos Médicos

Para el territorio mexicano existen una serie de recomendaciones tituladas como "Buenas prácticas de fabricación de dispositivos médicos" basadas en normas establecidas por el Gobierno Mexicano y la Secretaria de Salud.

En este compendio se busca establecer los requisitos mínimos para el proceso de fabricación de dispositivos médicos. Se enfocan principalmente en establecimientos de manufactura, almacenes y centros de distribución. Estas normas son obligatorias para todo el territorio mexicano [55].

Capítulo IV

4. Diseño de Dispositivo WIoT

En el presente capítulo se aborda el diseño del sistema WIoT planteado en el Capítulo 1, que comprende los elementos establecidos en los objetivos específicos de este trabajo. Una vez que se han abordado el estado del arte y marco teórico, en el Capítulo 2 y Capítulo 3 respectivamente, se establece el diseño en tres etapas esenciales, presentadas en el esquema de la Figura 6.

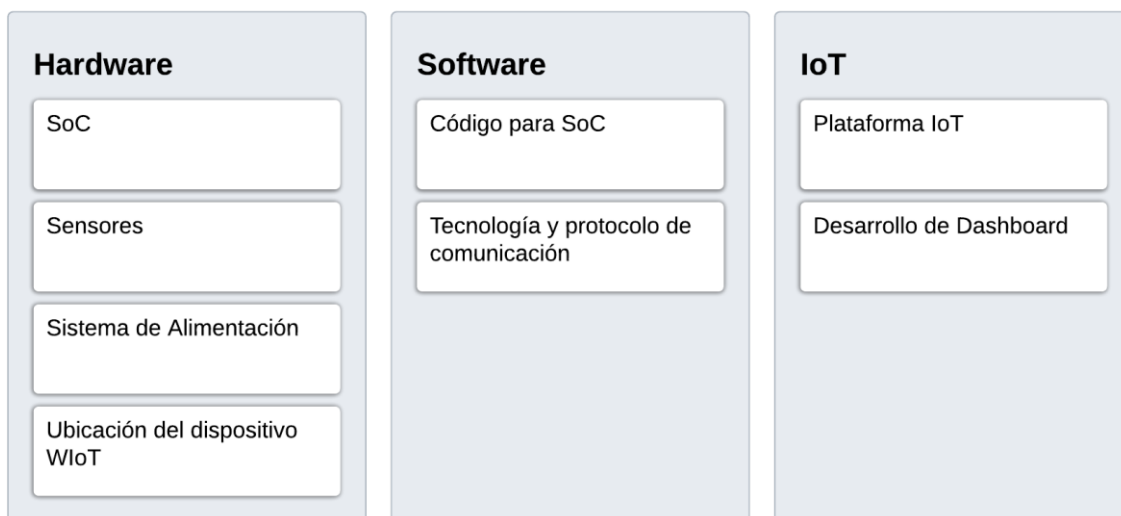


Figura 6-Estructura de diseño del dispositivo WIoT propuesto

En cada una de estas capas de desarrollo se logra comprender el diseño del dispositivo, donde la etapa de Hardware engloba la selección del SoC encargado de controlar las diferentes características del sistema propuesto; igualmente se explicita la selección de sensores para el monitoreo de temperatura corporal y saturación de oxígeno en la sangre, finalizando con la región del cuerpo para el acoplamiento del dispositivo *Wearable*.

La etapa referente al Software comprende en sí el diseño del código que es implementado en el microcontrolador con la finalidad de ejecutar las tareas de comunicación inalámbrica, recepción de datos desde los sensores así como un procesamiento de los mismos, entre otras funcionalidades. En esta capa se implementan y configuran las herramientas a partir de la selección del protocolo de comunicación.

Finalmente la etapa de IoT está ampliamente relacionada con su antecesora, ya que se conjuntan los aspectos para la comunicación inalámbrica a través de WiFi, haciendo uso del protocolo de comunicación previamente definido, así como la plataforma IoT que estará encargada de recibir los datos de monitoreo procedentes del dispositivo *Wearable* para su presentación final, incluyendo el desarrollo de la aplicación para dispositivos móviles desde la misma plataforma.

4.1. Etapa de Hardware

Los elementos físicos que conforman al sistema WIoT funcionan como el punto de partida en la metodología de diseño propuesta, ya que a partir de la revisión del estado del arte y marco teórico se puede hacer una selección de los diferentes agentes electrónicos que interactuarán entre sí para conseguir el funcionamiento deseado.

Posterior a la selección basada en las características de funcionamiento de cada componente, se proponen las regiones donde el dispositivo *Wearable* será acoplado y los aditamentos que consecuentemente se requerirán. La implementación del sistema desarrollado se basa en los criterios médicos para el monitoreo de saturación de oxígeno en la sangre, que resulta en el signo fisiológico de mayor interés para el desarrollo de un dispositivo médico enfocado a la enfermedad COVID-19.

4.1.1. Sistema de Control (ESP32)

El sistema de procesamiento es el primer elemento de hardware que debe ser analizado para su implementación en el dispositivo WIoT, analizando las características con las que debe contar para desempeñar la tarea de coordinar el funcionamiento base. En la actualidad existen diversos recursos de microcontroladores diseñados para el desarrollo de tecnología IoT, gracias a las características con las que cuentan, como es el caso de ATMEL o Texas Instruments, que ofrecen modelos de microcontroladores especializados para esta área en concreto. Sin embargo, existe una alternativa que ofrece sistemas de tipo SoC altamente especializados para su implementación en proyectos del IoT y que es analizada a continuación.

La empresa Espressif Systems ha ganado gran popularidad en los últimos años gracias a las herramientas de hardware que ofrece para proyectos de IoT. Dicha empresa de origen chino produce recursos como SoCs que son implementados en módulos y a su vez en tarjetas de desarrollo. La gran particularidad de estos sistemas radica en la integración de protocolos y, en general, herramientas para la comunicación mediante WiFi, Bluetooth y BLE por medio de la radiofrecuencia. De esta manera, la mayoría de los módulos que diseñan ya integran una antena impresa en PCB para lograr la comunicación por estos medios, mientras que los modelos restantes cuentan con entrada de antena externa [56].

Todos los productos que ofrece Espressif Systems son englobados en las familias ESP32 y ESP8266 [56]; anteriormente contaban con la familia ESP8285, pero en la actualidad ya es poco comercializado. Ambas familias cuentan con diferentes versiones de SoCs para aplicaciones diversas, sin embargo, las variaciones llegan a ser mínimas. En este apartado se analizan las principales características de cada familia (refiriéndose como ESP32 y ESP8266 al conjunto de dispositivos que se engloban en cada familia), ventajas y desventajas con el objetivo de justificar el uso de cierto

modelo en el diseño del dispositivo *Wearable* que se presenta en este trabajo. En la Tabla 8 se presentan las principales características de estas dos familias de SoCs.

Tabla 8-Comparativa de las principales características entre las familias ESP32 y ESP8266

Característica	ESP32	ESP8266
Frecuencia de Operación	160-240MHz	80MHz
Coprocesador	Tipo ULP	--
GPIOs	39	17
SPI	4	2
Memoria ROM	448kB	--
Ethernet	10/100Mbps	--
Bluetooth	BLE	--
Seguridad	OTP 1024-bit	--
Sensor de temperatura	Si	No
Cifrado de datos	RSA, RNG, ECC, SHA-2, AES	--

El ESP32 es un SoC de bajo costo y que es considerado como la evolución del ESP8266. Este SoC mejorado integra herramientas de seguridad que no habían sido incluidas en el ESP8266, así como otras características. A continuación, se presentan las principales ventajas y desventajas del ESP32 [57]:

Ventajas:

- Unidad de procesamiento de doble núcleo basado en microprocesador de 32 bits de 160MHz a 240MHz.
- Cuenta con una gran cantidad de pines de GPIOs.
- Alta velocidad de transmisión de datos a 150Mbps.
- Control y monitoreo por medio de WiFi y Bluetooth (algunos modelos incluyen BLE).

Desventajas:

- Mayor costo comparado con el ESP8266.

Una vez analizadas las principales características de cada SoC la selección de cada uno depende de las restricciones y los requerimientos de diseño según sea el proyecto de IoT. En el caso del dispositivo *Wearable* que se presenta, la elección se puede considerar desde dos factores de diseño. En cuanto a la asequibilidad, el ESP8266 resultaría en una opción idónea ya que tanto los módulos como las tarjetas de desarrollo basados en este SoC son de menor costo. Por otro lado, desde el punto de vista de la escalabilidad, el ESP32 demuestra mejores características para la inclusión de nuevos subsistemas acoplados al dispositivo *Wearable*, como la adición de sensores o la implementación de un firmware más robusto que demande un mayor procesamiento y memoria.

Finalmente se decide trabajar con el ESP32 debido a las excelentes funcionalidades que ofrece desde su arquitectura mejorada. Para el desarrollo del prototipo se adquirió el módulo ESP32-WROOM-32 que integra el SoC ESP32-D0WD, memoria flash SPI de 4MB y cristal de 40MHz [58].

4.1.2. Sensores

Partiendo del monitoreo de los parámetros fisiológicos ya establecidos, se realizó en análisis de información relacionada a sensores de oximetría de pulso y de temperatura corporal. Ya en el estado del arte se recopilaron los principales recursos implementados en dispositivos de aplicaciones médicas. En los siguientes apartados se presenta la información recabada para cada caso, con la finalidad de justificar la elección de cada sensor.

Sensor para Saturación de Oxígeno en la Sangre

Los sensores de oximetría de pulso basan su funcionamiento en elementos ópticos como lo son los diodos emisores y receptores de luz. El funcionamiento puede ser en el modo transmisión o reflexión según se requiera. En la actualidad es posible diseñar sensores de oximetría de pulso empleando los elementos necesarios, obteniendo así un sensor analógico que requerirá de un procesamiento de la señal para su correcta lectura desde un sistema de procesamiento como un microcontrolador.

A pesar de esto, la implementación de un sensor usando diodos emisores y receptores resulta poco eficiente cuando se requiere de lecturas de alta exactitud y precisión, y esto es debido a la naturaleza de los componentes, su manufactura y el medio de implementación. Además, los factores externos como el movimiento y luz externa afectan de sobremanera a estos diseños.

Para solucionar esta serie de inconvenientes, existen sensores digitales que también son llamados módulos, que simplifican la implementación de un oxímetro de pulso ya que estos contienen dentro de dispositivos compactos toda la circuitería para ejecutar el monitoreo de saturación de oxígeno en la sangre, así como la frecuencia cardíaca.

Los sensores de mayor popularidad en el mercado son los diseñados por Maxim Integrated, perteneciente a Analog Devices, con los modelos MAX30102, MAX30100 y MAX30105, siendo el último el de mejores características, pero a su vez el menos asequible para su adquisición en México.

Los módulos MAX30102 y MAX30100 comparten características similares, sin embargo, ciertos detalles convierten a cada módulo en un recurso esencial según sean las necesidades. En la Tabla 9 se presenta una comparativa de características entre estos dos módulos de oximetría de pulso [59]- [60].

El sensor MAX30100 cuenta con características con mayor relevancia para el diseño del dispositivo WIoT propuesto, ya que es catalogado en sí como un dispositivo apropiado para su implementación en sistemas de monitoreo médico, reduciendo dos de las grandes problemáticas en la oximetría de pulso como lo son el movimiento y la luz externa. De esta manera, el módulo MAX30100 es seleccionado para el monitoreo de SpO₂, tomando a consideración de igual manera la lectura de frecuencia cardíaca.

Sensor para Temperatura Corporal

Dentro de las diferentes alternativas de sensor de temperatura para dispositivos *Wearable*, la elección de un sensor de tipo digital se convierte en el primer factor a considerar, debido a las ventajas de

trabajar con este tipo de dispositivos. Los sensores digitales logran mejorar la exactitud de las mediciones, así como la fiabilidad de los mismos [61], además de la inclusión de características para un bajo consumo energético y la transmisión rápida y eficiente de datos.

Tabla 9-Comparativa de las principales características de los sensores MAX30102 y MAX30100 para oximetría de pulso

Características	MAX30102	MAX30100
Descripción general	<ul style="list-style-type: none"> Módulo de monitoreo de saturación de oxígeno en la sangre y frecuencia cardiaca. Emplea diodos LED, fotorreceptores, elementos ópticos y electrónica de bajo ruido que cancela la luz externa. 	<ul style="list-style-type: none"> Sensor de oximetría de pulso y monitoreo de frecuencia cardiaca. Implementado con dos diodos LED, un fotorreceptor, dispositivos ópticos optimizados y procesamiento de señal analógica de bajo ruido.
Alimentación	<ul style="list-style-type: none"> 3.3V Operación de ultra bajo consumo para sistemas móviles 	<ul style="list-style-type: none"> 1.8V y 3.3V Modo de suspensión para bajo consumo de energía mediante software.
Interfaz de comunicación	<ul style="list-style-type: none"> I2C 	<ul style="list-style-type: none"> I2C
Aplicaciones	<ul style="list-style-type: none"> Dispositivos <i>Wearable</i> Dispositivos deportivos Teléfonos inteligentes Tabletas electrónicas 	<ul style="list-style-type: none"> Dispositivos <i>Wearable</i> Dispositivos deportivos Dispositivos de monitoreo médico
Características adicionales	<ul style="list-style-type: none"> Transmisión rápida de datos. Resistencia al movimiento. 	<ul style="list-style-type: none"> Funciones avanzadas para monitoreo de saturación de oxígeno en la sangre. Alta resistencia al movimiento. Cancelación de luz ambiente. Transmisión rápida de datos.

Entonces, las mejores opciones de acuerdo a la investigación realizada comprenden al DS18B20 y el MAX30205 siendo este último el elegido para integrar la lectura de temperatura en el dispositivo *Wearable* a diseñar. Su elección se basa en el tipo de sensor y sus principales aplicaciones, ya que este sensor es descrito en su hoja de especificaciones como un sensor de temperatura corporal, y dentro de sus principales aplicaciones se encuentra el monitoreo de temperatura para actividad física o en aplicaciones médicas. En la Tabla 10 se presenta una comparación de las principales características de ambos sensores fabricados por Maxim Integrated [62]- [63].

A través de la información recabada de ambas opciones, el sensor MAX30205 se posiciona como la mejor opción para su integración en un sistema *Wearable* de aplicaciones médicas gracias a sus características de exactitud y resolución. Cabe señalar que el sensor es menos asequible que el DS18B20, sin embargo, debido a los antecedentes con los que cuenta se opta por su implementación en el sistema WIoT propuesto.

4.1.3. Ubicación del Sistema

La ubicación del dispositivo *Wearable* diseñado se basa principalmente en el monitoreo de saturación de oxígeno en la sangre, ya que este viene a ser el signo fisiológico de mayor interés por las complicaciones en la salud del paciente que puede representar. La Organización Mundial de la Salud recomienda el monitoreo de este signo fisiológico en el dedo índice de la mano para el caso de pacientes adultos. Una gran cantidad de dispositivos WIoT comerciales realizan la lectura de

oximetría de pulso en la muñeca, para el caso de relojes inteligentes, sin embargo, esta lectura no es considerada de uso clínico, sino que ésta es catalogada como una lectura relativa que es usada para la estimación de parámetros como horas de sueño REM (Movimiento Ocular Rápido), entre otros [64].

Tabla 10-Comparativa de las principales características entre el sensor DS18B20 y el MAX30205 para monitoreo de temperatura corporal

Características	DS18B20	MAX30205
Descripción general	Sensor para termómetro digital con resolución configurable de 9 a 12 bits con función de alarma programable.	Sensor de temperatura digital de alta exactitud, con resolución de 16 bits a través de ADC de tipo Sigma-Delta. La exactitud que provee el sensor cumple con la norma ASTM E1112 para lecturas de tipo clínicas.
Alimentación	3V a 5.5V	2.7V a 3.3V
Interfaz de comunicación	1-Wire	I2C
Aplicaciones	<ul style="list-style-type: none"> • Control termostático • Sistemas industriales • Termómetros • Sistemas sensitivos térmicos 	<ul style="list-style-type: none"> • Deportivas • Médicas
Características adicionales	<ul style="list-style-type: none"> • Exactitud de 0.5°C • Modo de alimentación parásita que solo requiere dos pines • Integra un código de identificación que permite la conexión de múltiples sensores DS18B20 	<ul style="list-style-type: none"> • Cuenta con los modos de operación One-Shot y Shutdown para un bajo consumo energético. • El sensor en modo activo solo consume 600µA. • Exactitud de 0.1°C

Por lo tanto, dadas las recomendaciones médicas para el monitoreo de SpO2 el dispositivo WIoT es propuesto como una pulsera para la muñeca de la mano en conjunto con una pinza para el sensor de oximetría de pulso, conectado mediante cable hacia la pulsera, en la cual se encuentra el sensor de temperatura, el módulo ESP32 así como el sistema de alimentación. En la Figura 7 se presenta un esquema para ejemplificar la propuesta de ubicación del dispositivo diseñado.

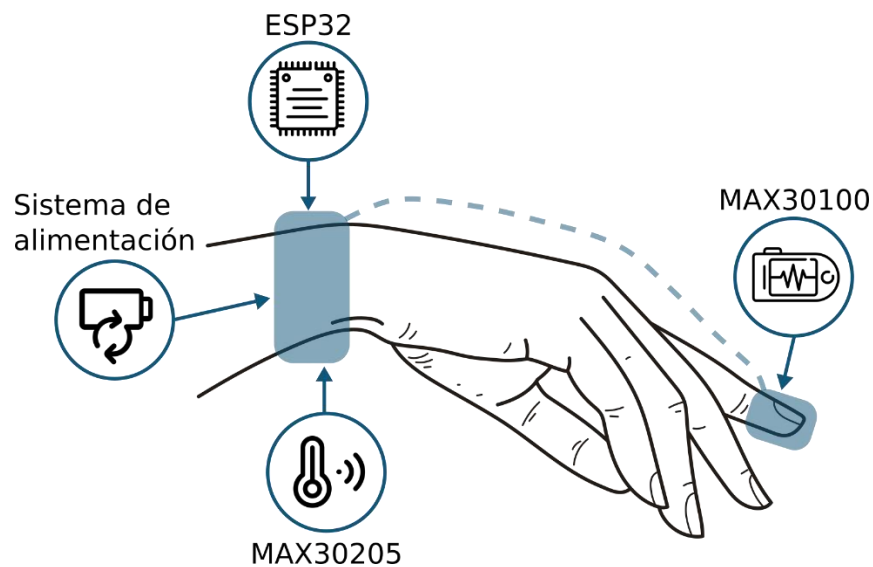


Figura 7-Esquema representativo para la implementación del dispositivo WIoT

La pinza para el sensor MAX30100 es diseñada por medio del software de modelado 3D CATIA V5R20 y manufacturada en impresora 3D. El ensamble de las piezas que la conforman y el montaje del sensor se presentan en la Figura 8. Para el acoplamiento de ambas pinzas se utilizan resortes especiales usados en mangueras de motocicletas o bicicletas, cuidando no generar una presión excesiva al momento de introducir el dedo índice en el interior de la pinza, generando molestia y efectos adversos en la lectura de SpO2 por la disminución de circulación de sangre en esa zona.

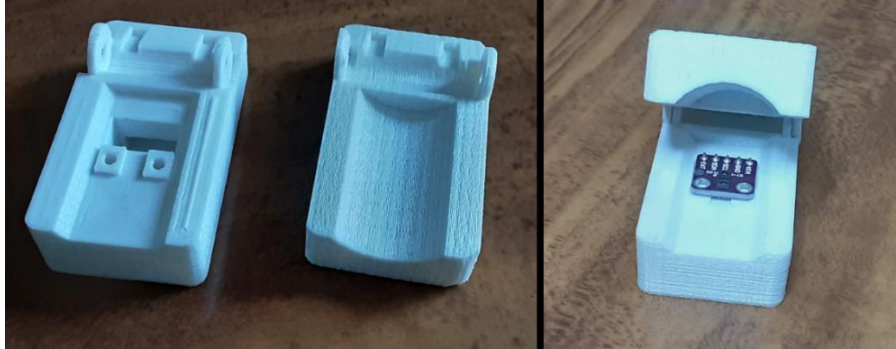


Figura 8-Pinza diseñada para sensor MAX30100

4.1.4. Sistema de Alimentación

El esquema propuesto para el sistema de alimentación del dispositivo WIoT se basa en una arquitectura de tres etapas conformadas por la batería recargable, controlador de recarga de batería y un regulador de voltaje. Por medio de una comparativa entre los principales elementos para su desarrollo, la batería y dispositivos adicionales son seleccionados de tal manera que su uso se justifica en este apartado.

Como se mencionó, dentro de las principales baterías usadas en tecnología *Wearable*, y en general para aplicaciones de sistemas móviles, se encuentran las baterías de iones de litio y las baterías alcalinas. Éstas últimas tienen la capacidad de proporcionar potencia durante periodos de tiempo más largos que las baterías Li-Ion, sin embargo, su capacidad para almacenar energía decrece a lo largo del tiempo. Por otro lado, las baterías Li-Ion pueden almacenar y proporcionar más energía de manera estable [65].

Las baterías LiFePo4 han ganado popularidad para el suministro energético de dispositivos móviles, pero de igual manera, no tienen la misma capacidad de almacenamiento de energía como las baterías Li-Ion, a pesar de tener las mismas dimensiones, por lo que el tamaño de estas baterías puede implicar una desventaja para la cantidad de energía almacenada [65].

Por lo tanto, la batería seleccionada para su inclusión en el sistema de alimentación es de litio, específicamente de tipo LiPo debido a sus características dimensionales y a que son más ligeras, además de sus características y beneficios que proporciona para sistemas WIoT. La batería implementada en el prototipo provee 1200mAh y un voltaje nominal de 3.7V, destacando que puede ofrecer hasta 4.2V cuando se encuentra totalmente cargada y 3V cuando se encuentra descargada, además sus características dimensionales permiten su inclusión en el prototipo de mejor manera.

En cuanto al controlador de recarga de batería, una vez que ésta ha sido establecida, las principales alternativas sugieren el diseño del sistema a través de arquitecturas ya establecidas o bien,

el uso de circuitos integrados que simplifican no solo el diseño sino también las dimensiones del mismo. Tomando en consideración los factores de diseño de asequibilidad, portabilidad y eficiencia energética se seleccionó el circuito integrado TP4056 desarrollado por Nanjing Top Power ASIC, ya que este controlador de recarga ejecuta su función bajo el sistema estandarizado CC-CV, así mismo cuenta con una protección para la batería para que los valores máximos y mínimos de recarga sean los apropiados para una batería de tipo LI-Ion o LiPo.

El TP4056 es un circuito integrado de fácil adquisición, sin embargo, el módulo que lo incluye es aún más fácil de adquirir y a un precio accesible; las principales ventajas de usar el módulo es que este ya incluye la circuitería mínima que requiere el integrado principal además de incluir un subsistema de protección para detener el suministro de energía por parte de la batería cuando su voltaje nominal desciende más de 3V, recordando que al sobrepasar el límite superior e inferior de voltaje de las baterías Li-Ion pueden ocasionar un deterioro de la celda. El módulo resulta adecuado para la implementación del prototipo.

Tanto la batería como el circuito principal requieren de elementos de protección en caso de sobreimpulsos de corriente. Por lo tanto, se incluye en el sistema de alimentación el circuito DW01A que es un protector de baterías de litio. Adicionalmente se implementa el circuito integrado FS8205A que es un protector de tipo MOSFET.

Finalmente, al seleccionar una batería de litio cuya principal característica es el voltaje nominal de 3.7V, llegando hasta los 4.2V, se requiere de un regulador de voltaje que permita decrementar el voltaje suministrado a una señal estable de 3.3V, ya que el ESP32 y los sensores seleccionados trabajan con ese valor específico.

En términos generales, tanto un convertidor de tipo LDO como un regulador de conmutación pueden ser implementados en sistemas embebidos cuando son alimentados por baterías, pero según sus características, en cada caso resultará más conveniente el uso de uno de ellos. Para el dispositivo WIoT presentado se seleccionó un convertidor LDO, concretamente el XC6220B332MR-G desarrollado por TOREX. Este convertidor LDO se caracteriza por su operación de bajo ruido en el cual el voltaje diferencial entre la entrada y salida puede ser muy bajo; así mismo, el circuito integrado puede operar durante largos periodos de tiempo. Puede proveer hasta 1000mA de salida con un voltaje de baja caída (Dropout) de 100mV y un consumo de solo 35 μ A [66].

4.1.5. Diseño Final de Hardware

Con cada uno de los elementos de hardware seleccionados, se procede a interpretar sus conexiones a través de la circuitería adicional que requieren, como es el caso del sistema de alimentación; Espressif Systems también recomienda una etapa de filtrado para alimentar el módulo ESP32 con un arreglo de capacitores, así como la entrada habilitadora (*enable*) en donde se incluye un interruptor para programar el SoC.

Después de revisar las hojas de especificaciones de cada elemento, se propone el esquema eléctrico de conexiones, presentado en la Figura 9. Cabe señalar que los sensores no cuentan con una circuitería adicional, ya que los módulos empleados contienen los elementos mínimos para su funcionamiento adecuado.

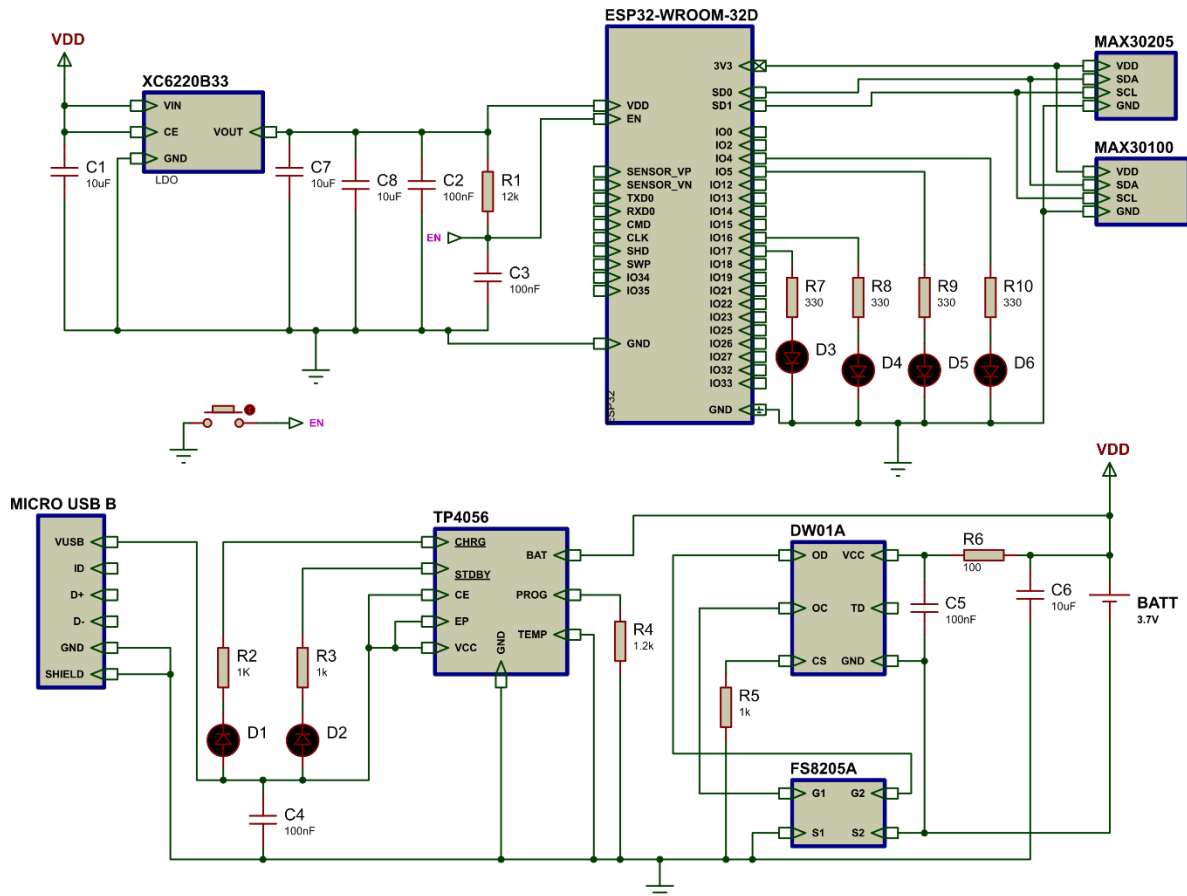


Figura 9-Eschema eléctrico de conexiones para el prototipo final

El esquema puede ser subdividido en dos etapas principales, que comprenden la sección principal del sistema de alimentación, ubicado en la zona inferior del esquema, y el módulo central con los sensores, en la zona superior.

Se propone la implementación de un conector de tipo micro USB tipo B para suministrar energía externa para la recarga de la batería, cuando ésta lo requiera. Debido a que solo se utilizan las líneas de alimentación, los pines asociados a la transmisión de datos se desprecian.

El módulo TP4056 es complementado con dos diodos LED (D1 y D2) para indicar cuando la batería se está recargando y cuando el proceso ha finalizado. Sus habilitadores CE y EP son conectados a la línea positiva de energía proveniente del conector USB. El mismo proceso sucede para los circuitos de protección DW01A y FS8205A donde circuitería adicional es agregada, y se respetan los pines de conexión asociados. Finalmente en el extremo derecho del esquema, se conecta la batería de litio que ofrece un voltaje nominal de 3.7V.

En la zona superior del esquema se encuentra el tercer elemento del sistema de alimentación, el XC6220 que ajusta la señal de entrada a 3.3V fijos. La calibración que requiere este CI se realiza esencialmente de manera interna por lo que los únicos elementos de apoyo son dos capacitores a la entrada y salida del convertidor, recomendados por el fabricante de 10µF para ambos casos. A través

del conector de referencia nombrado VDD se puede apreciar la interconexión que existe de manera física entre la conexión positiva de la batería y el circuito de protección, con el LDO.

Para la correcta alimentación del módulo ESP32-WROOM-32D se implementan dos capacitores a su entrada de voltaje (C2 y C8), para así evitar problemas de funcionamiento por señales parásitas y por ruido. Como se mencionó, el pin habilitador del módulo ESP32 es asociado a un interruptor mecánico para reiniciar el funcionamiento del sistema si es necesario, o para la correcta programación del mismo. Se utiliza una configuración de resistencia en PULL-UP conectada al botón, y expresado en el esquemático a través de la etiqueta EN.

Se propone la implementación de 4 diodos LED para indicar el correcto funcionamiento del sistema (D3, D4, D5 y D6). De esta manera, se indica cuando el sistema está encendido, cuando se concreta la comunicación por WiFi, durante el proceso de monitoreo de SpO2 y durante el proceso de monitoreo de temperatura corporal.

La sección final corresponde a los sensores MAX30205 y MAX30100 que, como se mencionó, no requieren de circuitería adicional. Ambos sensores usan las líneas SCL para la señal de sincronización por reloj, y SDA para la transmisión de datos, del ESP32. Esta conexión no afecta la recepción de datos mientras se ejecute una a la vez. Ya que se busca el menor consumo de energía posible, primero es inicializado el sensor MAX30100 para monitorear SpO2. Cuando éste finaliza su proceso, es configurado en el modo de suspensión y se procede a inicializar el sensor MAX30205 para monitorear temperatura. Al finalizar, se sigue el mismo proceso.

4.2. Etapa de Software

La presente capa de diseño tiene su desarrollo principal a partir de los elementos de hardware seleccionados, sin embargo, el primer elemento que debe analizarse previo al proceso de programación es el protocolo de comunicación que permitirá enlazar al dispositivo WIoT con una plataforma en la nube para el envío de datos. Basado en sus características y principales virtudes de implementación, MQTT es el protocolo seleccionado para la comunicación con un Broker, el cual es definido en la etapa posterior.

En esta sección se analizan las principales características que dan pie a la implementación del protocolo MQTT. Así mismo, se explicita el desarrollo del código de programación para el ESP32, que se encargará de coordinar la adquisición de datos, procesamiento y envío, así como funcionalidades adicionales.

4.2.1. Protocolo de Comunicación

En la actualidad HTTP es uno de los protocolos más usados para las comunicaciones inalámbricas por WiFi, sin embargo, MQTT se presenta como una solución reciente pero de excelentes características para dispositivos IoT. Partiendo del hecho que MQTT es un protocolo basado en las principales funcionalidades de HTTP [67] se presenta una breve comparativa entre ambos.

En términos generales MQTT se caracteriza por ser un protocolo más sencillo de implementar que HTTP y esto es debido a la arquitectura con la que trabaja, donde toman relevancia los siguientes modos de operación [67]:

A. CONNECT

B. DISCONNECT

C. PUBLISH

D. SUBSCRIBE

E. UNSUBSCRIBE

Así mismo, MQTT se considera como un protocolo ligero ya que su cabecera más pequeña es de 2 Bytes mientras que HTTP por su parte requiere como mínimo una cabecera de 26 Bytes para la transmisión de datos que además deben ser codificados en base 64. Sin embargo, HTTP es ideal cuando se requiere de un control mayor en la comunicación. Por otro lado, MQTT se posiciona como un protocolo más rápido que HTTP logrando así una eficiencia energética mayor. En cuanto a los Servicios de Calidad (QoS) MQTT ofrece hasta tres niveles para garantizar el correcto envío de todos los mensajes. Por su parte, HTTP no implementa ningún nivel de Servicio de Calidad [67].

Entonces, MQTT es un protocolo de comunicación que se adapta a las necesidades y requerimientos del dispositivo propuesto gracias al bajo consumo energético que requiere, capaz de mantener activa la comunicación entre dispositivos y que su conexión es de tipo *Full-Duplex*. En la Tabla 11 se presentan las principales ventajas y desventajas de este protocolo de comunicación [67].

Tabla 11-Ventajas y desventajas en la implementación del protocolo MQTT

Ventajas	Desventajas
Requiere de un bajo procesamiento en el dispositivo y es eficiente energéticamente.	Debido a la simplicidad de los mensajes que se pueden enviar, resultan limitadas las características especiales de cada mensaje.
Buena eficiencia de ancho de banda gracias a las cabeceras cortas de 2B, que a su vez lo convierte en una opción óptima para redes de baja cobertura o limitadas.	
Su operación se basa en los patrones de mensajería más usados en el IoT (Publicador/Suscriptor y Request-Reply).	No cuenta con soporte para definir TTL (Time To Live) o replyTo en las cabeceras.
Soporta interacción con otros protocolos como UDP, ZigBee, Bluetooth, entre otros.	

Hablando de aspectos de seguridad y privacidad de los datos, existen 3 niveles de seguridad que se implementan en MQTT [40]:

- **Nivel de Red:** Uso de red físicamente segura con VPN. Esta solución funciona con el uso de Gateway como punto de acceso, ya que se conecta con dispositivos y con la VPN.
- **Nivel de Transporte:** Se implementa SSL/TLS (protocolos criptográficos) para la encriptación de mensajes, donde se verifica la identidad desde ambos puntos (emisor y receptor).
- **Nivel de Aplicación:** Se proporciona una identificación de cliente y credenciales de nombre de usuario y contraseña por parte del protocolo.

4.2.2. Implementación de Código

El desarrollo del código de programación está compuesto por cuatro etapas principales, mostradas en la Figura 10, y que cuentan con dependencias entre algunas de ellas. La sección principal del código es la comunicación inalámbrica, que es requerida bajo la tecnología WiFi. Ésta debe ser inicializada antes del envío de datos, que corresponde a la segunda sección que es asistida por el protocolo MQTT que, al tratarse de envío de datos solamente, trabaja con el método de publicación de mensajes hacia el Broker. Finalmente, la tercera y cuarta sección se refieren a la recepción de datos desde los sensores MAX30100 y MAX30205 y el procesamiento de datos para su posterior envío.

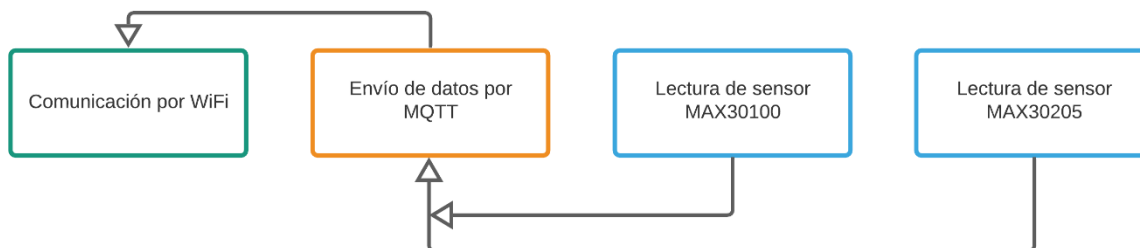


Figura 10-Principales etapas del algoritmo desarrollado

A partir de la definición de las principales secciones que conforman al código de programación, se propone un diagrama de flujo para explicitar el funcionamiento del código desarrollado y presentado en la Figura 11. El código es desarrollado en el IDE (Entorno de Desarrollo Integrado) Microsoft Visual Studio Code y haciendo uso de la plataforma de desarrollo embebida PlatformIO que permite la programación de diversas tarjetas de desarrollo de algunos fabricantes incluyendo las de Espressif. El código es desarrollado en lenguaje de programación de alto nivel C++.

El diagrama de flujo propuesto inicia con la declaración de constantes que auxiliarán en los diferentes procesos de ejecución de funciones. Para este primer paso se hace uso de la herramienta “#define” para optimizar el almacenamiento del ESP32 ya que las variables y constantes declaradas con dicha directiva no son almacenadas en la memoria Flash.

En la siguiente sección se hace la declaración de funciones para las cuatro etapas antes mencionadas. Dichas funciones permiten que el código desarrollado sea entendible y escalable, organizando y simplificando el ciclo principal que se ejecuta dentro del ESP32. Las primeras funciones establecidas para la comunicación MQTT se encargan de detectar fallos en el envío de datos; mientras que el siguiente bloque de funciones se usan para ejecutar el envío de datos una vez que han sido procesadas las lecturas de ambos sensores, llamándolas para enviar datos de temperatura, saturación de oxígeno y frecuencia cardiaca, respectivamente. Cabe señalar que a pesar de obtener lecturas de SpO2 y frecuencia cardiaca del mismo sensor, el envío se hace separado.

Posterior a la declaración de funciones, se ejecuta el bloque de configuración de parámetros para la comunicación inalámbrica. Se inicializa la comunicación por WiFi a partir de los datos de conectividad hacia el Gateway empleado haciendo uso de las correspondientes constantes y funciones definidas previamente. Para este proceso se requiere esencialmente el nombre de red y contraseña del punto de acceso. De igual manera en esta sección son configurados algunos parámetros de la comunicación por MQTT.

La siguiente sección se refiere a una serie de bloques que se encuentran contenidos en el ciclo principal de ejecución, que es donde se llevan a cabo tres de las cuatro etapas principales de código, que son la lectura del sensor MAX30205, MAX30100 y el envío de datos para ambos casos.

En primer lugar, se leen los datos del sensor de oximetría de pulso que una vez que es inicializado toma 50 muestras de SpO2 y otras 50 muestras de frecuencia cardiaca. Al finalizar ambos procesos, estos datos son promediados, almacenando en variables auxiliares el resultado de cada caso. De manera inmediata, estos resultados son enviados abriendo el canal de comunicación por MQTT hacia el Broker. El proceso del sensor MAX30100 finaliza con su función de apagado (shutdown) que es usada para la etapa de ahorro de energía que se requiere. Al apagar el sensor, éste consume aproximadamente $0.7\mu\text{A}$ [59].

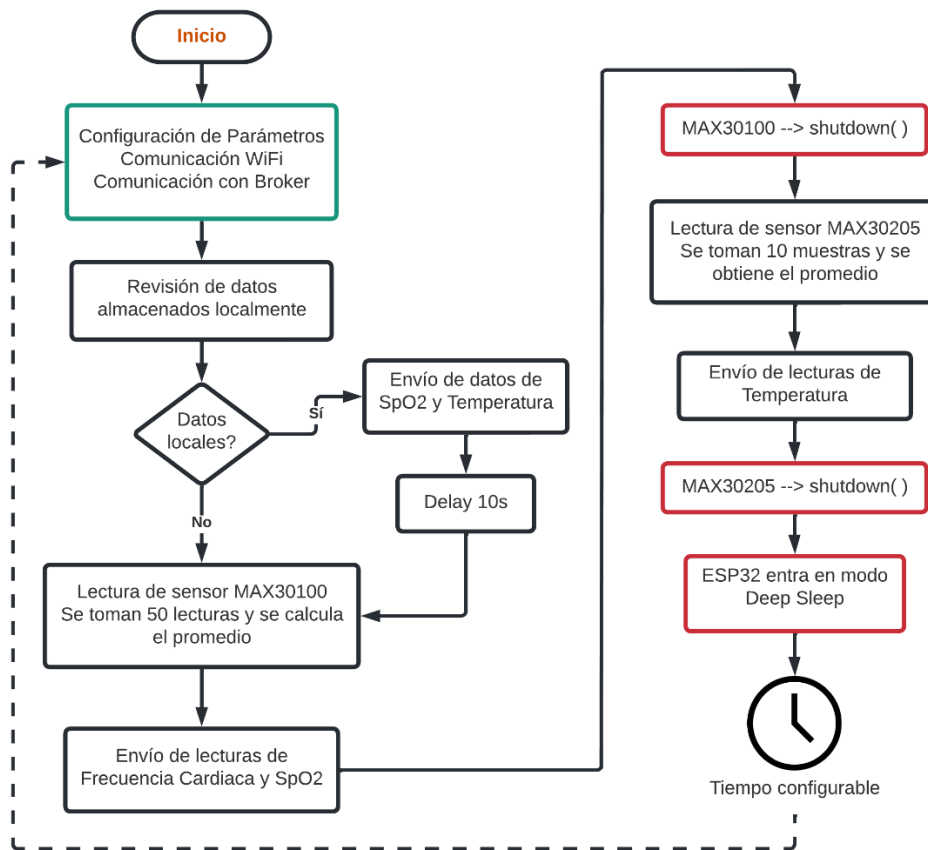


Figura 11-Diagrama de flujo del código de programación para el ESP32

Ahora el sensor MAX30205 es inicializado tomando 10 muestras de temperatura, calculando el promedio de las mismas y almacenando el resultado. Posterior a esta serie de acciones, el promedio obtenido es enviado hacia el Broker. Al concretar el envío, el sensor es apagado reduciendo su consumo de energía a $3.5\mu\text{A}$ [63].

Al completar los procesos relacionados al monitoreo y envío de datos, se llega a una sección de gran importancia relacionada al SoC implementado. Al igual que los sensores digitales empleados, el ESP32 cuenta con herramientas para reducir el consumo de energía y son analizadas como la última función del diagrama de flujo presentado.

Para la conversión de datos del sensor MAX30100 el proceso se simplifica bastante, ya que este sensor es capaz de proporcionar la información necesaria en un formato digital, gracias a su ADC interno y etapas de filtrado. En la teoría, se mencionó que los dispositivos que trabajan bajo el proceso de fotoplethysmografía proporcionan una señal de dos componentes, una de AC y otra de DC. Lo común es que la señal DC es filtrada y eliminada, pero para el proceso de conversión es necesaria. A través de la ecuación (1) se emplean ambas componentes que ya son proporcionadas por el sensor a través de la comunicación I2C:

$$R = \frac{ACrms\ Rojo / DC\ Rojo}{ACrms\ IR / DC\ IR} \quad (1)$$

De esta expresión, se emplea la conversión de la señal AC a su asociado en DC con su voltaje de tipo RMS o conocido también como voltaje eficaz. Esto sucede para el numerador que corresponde a la señal obtenida del LED rojo, y en el denominador con la señal del LED infrarrojo (IR). Una vez que se obtiene este parámetro R , conocido como proporción de proporciones (*ratio of ratios*), se emplea en la ecuación (2) para de esta manera obtener el valor de SpO2 final:

$$SpO2(\%) = (110 - 25) \times R \quad (2)$$

Debido a que la señal que proviene desde el sensor, se puede reconstruir digitalmente, ésta proporciona también la cantidad de pulsos detectada, de donde es calculada la frecuencia cardiaca en su unidad estandarizada de latidos por minuto (bpm).

Los SoC de Espressif Systems cuentan con características que los convierten en sistemas de gran calidad sobre de todo en aplicaciones relacionadas en el IoT, cómo ya ha sido presentado. Una de estas características está relacionada con los modos de operación basados en el consumo energético, ya que cuando estos dispositivos son empleados en sistemas alimentados por fuentes DC, el consumo de energía no resulta en un problema. Sin embargo, cuando esta tecnología es implementada en sistemas embebidos como dispositivos de monitoreo móviles o los mismos dispositivos *Wearable*, es importante determinar el diseño de todo el proyecto basado en el menor consumo de energía ya que por lo general estos sistemas son alimentados con baterías.

Dependiendo de las diferentes funcionalidades que ofrecen estos SoCs el consumo de energía puede variar, por lo que dentro de la arquitectura *Soft* de estos dispositivos se encuentran los modos de ahorro de energía o *Sleep* que inactivan ciertos elementos que no se requieren en funcionamiento todo el tiempo.

Un comportamiento habitual en los dispositivos *Wearable*, como pueden ser relojes inteligentes o anillos, es el modo de suspensión del mismo ya que este se activa cuando el usuario lo requiere o bien bajo una condición programada como es el caso de las notificaciones. Para los dispositivos *Wearable* de aplicaciones médicas se puede cumplir el mismo comportamiento aunado a la reactivación para realizar lecturas de signos fisiológicos.

En el sistema WIoT propuesto, se requiere de reactivar al dispositivo solo cuando se ejecuten las lecturas de saturación de oxígeno en la sangre y temperatura corporal para su posterior envío mediante WiFi al servidor en la nube. De acuerdo con la hoja de especificaciones del módulo ESP32, en su arquitectura interna se identifican los siguientes elementos base [58]:

- CPU de doble núcleo y memoria

- Procesador secundario ULP (Ultra Low Power)
- Módulo WiFi
- Módulo Bluetooth
- Control de Radiofrecuencia
- Módulo RTC (Real Time Clock)
- Periféricos

En función de los elementos que se requieran en actividad constante, el ESP32 ofrece 5 modos de operación que son el Modo Activo, Modo Modem Sleep, Modo Light Sleep, Modo Deep Sleep y el Modo de Hibernación [68]. El ESP32 es capaz de entrar en alguno de los modos mediante software.

El modo activo mantiene todos los elementos en funcionamiento por lo cual este es el modo menos eficiente en cuanto a gestión del consumo energético. A pesar de no encontrarse de manera directa en uso, los módulos de WiFi, Bluetooth y el coprocesador ULP se mantienen energizados, alcanzando un consumo de corriente de aproximadamente 240mA. Sin embargo, cuando dichos módulos entran en funcionamiento a la vez, el consumo de corriente llega a ascender hasta 790mA [68].

Por otro lado, el modo Deep Sleep (Sueño Profundo) es el más popular para aplicaciones generales del ESP32 cuando no se requiere su funcionamiento constante. En este modo de sueño profundo la mayor parte de la memoria RAM, el procesador principal, los módulos de comunicación (WiFi, Bluetooth y Radiofrecuencia) y los periféricos son inactivados, dejando únicamente al módulo RTC y al coprocesador ULP activos. El coprocesador durante este periodo ejecuta funciones de monitoreo de sensores internos del ESP32. Si el ESP32 trabaja con la comunicación WiFi y Bluetooth antes de entrar al modo Deep Sleep, la información de conectividad es almacenada en la memoria del módulo RTC, permitiendo una comunicación rápida al momento de reactivar todo el módulo [58]. En la Figura 12 se presenta un esquema de la arquitectura del ESP32 de acuerdo al modo de sueño profundo.

Existen tres formas para reactivar al ESP32 cuando entra al modo de sueño profundo, y que son por tiempo (Timer), contacto en pines (Touch Pad) y por interrupción externa en los pines designados bajo el acrónimo EXT0 y EXT1 (External Wakeup). El consumo de energía puede variar según se deleguen ciertas funciones al coprocesador ULP o al mismo módulo RTC, pero en promedio el consumo de corriente baja a tan solo 10 μ A, lo cual lo convierte en uno de los modos de ahorro de energía más eficientes [58].

El ESP32 cuenta dentro de sus instrucciones internas con funciones que activan algunos de los modos de ahorro de energía. Para el caso Deep Sleep se define el tiempo bajo el cual el ESP32 estará en dicha modalidad y se activa. Una vez que el SoC es despertado gracias al módulo RTC, la ejecución se reanuda en el bloque de configuración de funciones. El tiempo propuesto para el monitoreo de SpO₂ y temperatura corporal es recomendable en un promedio cada 30 minutos, aunque este lapso de tiempo puede variar según la dificultad percibida por el paciente para respirar, según el criterio de expertos de la salud.

4.3. Etapa IoT

La última capa de diseño del dispositivo WIoT involucra a la plataforma y los recursos que ofrece para el desarrollo de la aplicación basada en el esquema *Dashboard* para el despliegue de datos recibidos. Muchas de las plataformas IoT cuentan con características que las convierten en herramientas de alta envergadura según sean los requerimientos, sin embargo, muchas de estas cuentan con particularidades como costos de suscripción o restricciones por región que deben ser consideradas para la elección de alguna de ellas.



Figura 12-Arquitectura interna del ESP32 en modo activo (izquierda) y en modo Deep Sleep (derecha), tomado de [68]

En este apartado se presentan brevemente las opciones de plataforma IoT encontradas, así como las herramientas de diseño de la que es elegida para su integración en la última etapa de diseño del dispositivo propuesto.

4.3.1. Plataforma IoT

En la actualidad existe una gran variedad de herramientas para el desarrollo de aplicaciones de IoT donde los elementos de mayor relevancia son el almacenamiento en la nube, versatilidad con protocolos de comunicación, seguridad y desarrollo de aplicaciones para la visualización de los datos recibidos.

Bajo este esquema muchas plataformas han ganado gran popularidad, de donde destacan los servicios de Google Cloud, Microsoft Azure y las herramientas de Amazon AWS. Sin embargo, es importante resaltar la existencia de otras plataformas con excelentes características que facilitan el desarrollo de proyectos relacionados con el IoT ya sea a un nivel experimental/educacional o a nivel empresarial. Tales son los casos de Blynk, Ubidots, ThingSpeak, Particle, entre otros.

La integración de diversos servicios para el rápido despliegue de aplicaciones se ha convertido en un factor de gran peso al momento de seleccionar alguno de los servicios antes mencionados. Por otro lado, el alcance del proyecto influye de sobremanera para la elección de plataforma, ya que en el caso de Google, Microsoft y Amazon se requiere de pagar cuotas mensuales para desbloquear funciones avanzadas o para prolongar el tiempo de uso de sus herramientas. Para las otras plataformas también se requiere de suscripciones mensuales, sin embargo, las opciones en el plan gratuito son de

gran utilidad para las etapas de diseño y pruebas de proyectos de IoT. Dicho de otra manera, las opciones se adaptan al tipo de proyecto que se va a desarrollar.

Bajo este contexto, la herramienta seleccionada para el despliegue de la aplicación de tipo *Dashboard* es Ubidots que cuenta con excelentes características como plataforma IoT así como mantenimiento constante. Aunado a esto, la comunicación de dispositivos con la plataforma a través del protocolo MQTT resulta viable por lo cual se convierte en una buena alternativa de trabajo.

Ubidots es una plataforma diseñada para el rápido desarrollo y despliegue de aplicaciones del IoT sin la necesidad de escribir código, dirigida a emprendedores o industrias gracias a la integración de diferentes herramientas de desarrollo [69]. Además cuenta con su propia base de datos para el almacenamiento de información con la posibilidad de estratificarla bajo variables que pueden ser configuradas con diversos parámetros.

Esta plataforma permite el desarrollo de *Dashboards* (tableros) para la presentación de datos provenientes de uno o varios dispositivos que son dados de alta directamente desde el sitio web oficial. Ubidots cuenta con su propia aplicación para dispositivos móviles con sistema operativo Android, que elimina la necesidad directa de desarrollar una aplicación específica para el despliegue de información o para consultar la base de datos.

Finalmente, integra la funcionalidad de Eventos que permite definir valores o rangos de valores bajo los cuales al ser detectados se generan eventos de alerta enviando mensajes de texto y/o correos electrónicos a uno o varios usuarios que sean configurados. Entonces, cada una de estas herramientas, resumidas en la Figura 13, que ofrece esta plataforma de IoT la convierten en la opción de mayor relevancia para el trabajo propuesto.

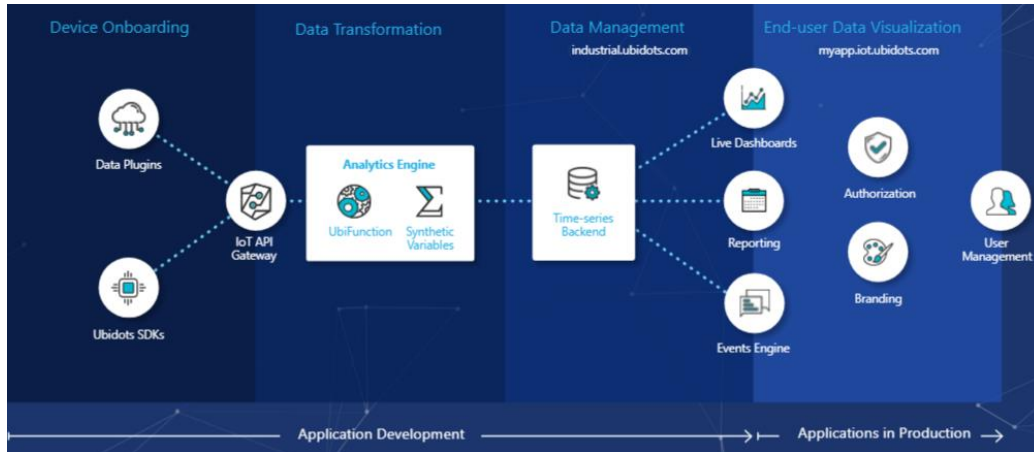


Figura 13-Estructura de servicios y herramientas que ofrece Ubidots como plataforma IoT, tomado de [69]

4.3.2. Configuración de Dispositivo

Dentro de la plataforma de Ubidots, el primer paso para desplegar una aplicación es la creación de un dispositivo, que no es más que la declaración de parámetros que permitan enlazar el dispositivo físico con uno virtual. La plataforma de IoT ofrece como parte de las herramientas de seguridad un identificador único denominado Token y que es implementado en la capa de diseño del software del sistema.

La configuración continúa con las variables asignadas a los datos que serán recibidos en la plataforma. Para el caso del dispositivo WIoT propuesto se requieren de tres variables para la temperatura corporal, SpO2 y frecuencia cardiaca. Dentro de las opciones de cada variable se pueden definir parámetros como nombre de la variable, unidades, rangos permisibles, descripciones, pero el más importante es el API Label que, al igual que el Token, es un identificador que se implementa en la capa de software para asignar un dato a la variable correspondiente.

4.3.3. Desarrollo de Aplicación *Dashboard*

La plataforma Ubidots permite configurar el *Dashboard* de acuerdo a las variables que son creadas dentro de un dispositivo. Los elementos que ofrece dentro de la suscripción gratuita son variados y además permiten la configuración de la presentación de rangos de datos, modificaciones a la apariencia y otras características.

El *Dashboard* propuesto se presenta en la Figura 14 donde se colocan un total de seis elementos para las tres variables creadas, y un séptimo elemento que funciona como controlador para configurar la frecuencia de monitoreo. Este mismo *Dashboard* puede visualizarse desde la aplicación móvil de Ubidots, pudiendo acceder tanto al tablero como a la base de datos completa de cada variable.

Los datos de cada elemento pueden ser configurados para su presentación por tiempo, es decir, se puede presentar el historial de valores dentro de un mismo día (24 horas), por semana o al mes. También es posible configurar la presentación de datos para mostrar valores máximos y/o mínimos, así como una personalización visual de los elementos extensa.

4.3.4. Alertas en Plataforma

La configuración de eventos dentro de la aplicación Ubidots permite generar alertas en caso de la detección de valores críticos configurados por el usuario, con la posibilidad de notificar vía mensaje de texto, correo electrónico, Telegram, entre otros servicios. Estas alertas se realizan de manera automática y no se genera una nueva hasta que la variable seleccionada regrese a un valor normal. De igual manera, se puede notificar después de la detección de un valor crítico cuando se regresa al rango normal.

Esta herramienta es configurada para valores de SpO2 y temperatura corporal, con la finalidad de notificar hipoxia y/o fiebre respectivamente. Para el caso de saturación de oxígeno el evento es configurado si se obtiene un valor menor a 90%, mientras que para la temperatura corporal se notificará si el valor recibido es mayor a 37.5°C. Si ambos eventos suceden, la notificación de cada variable sucede de igual manera.

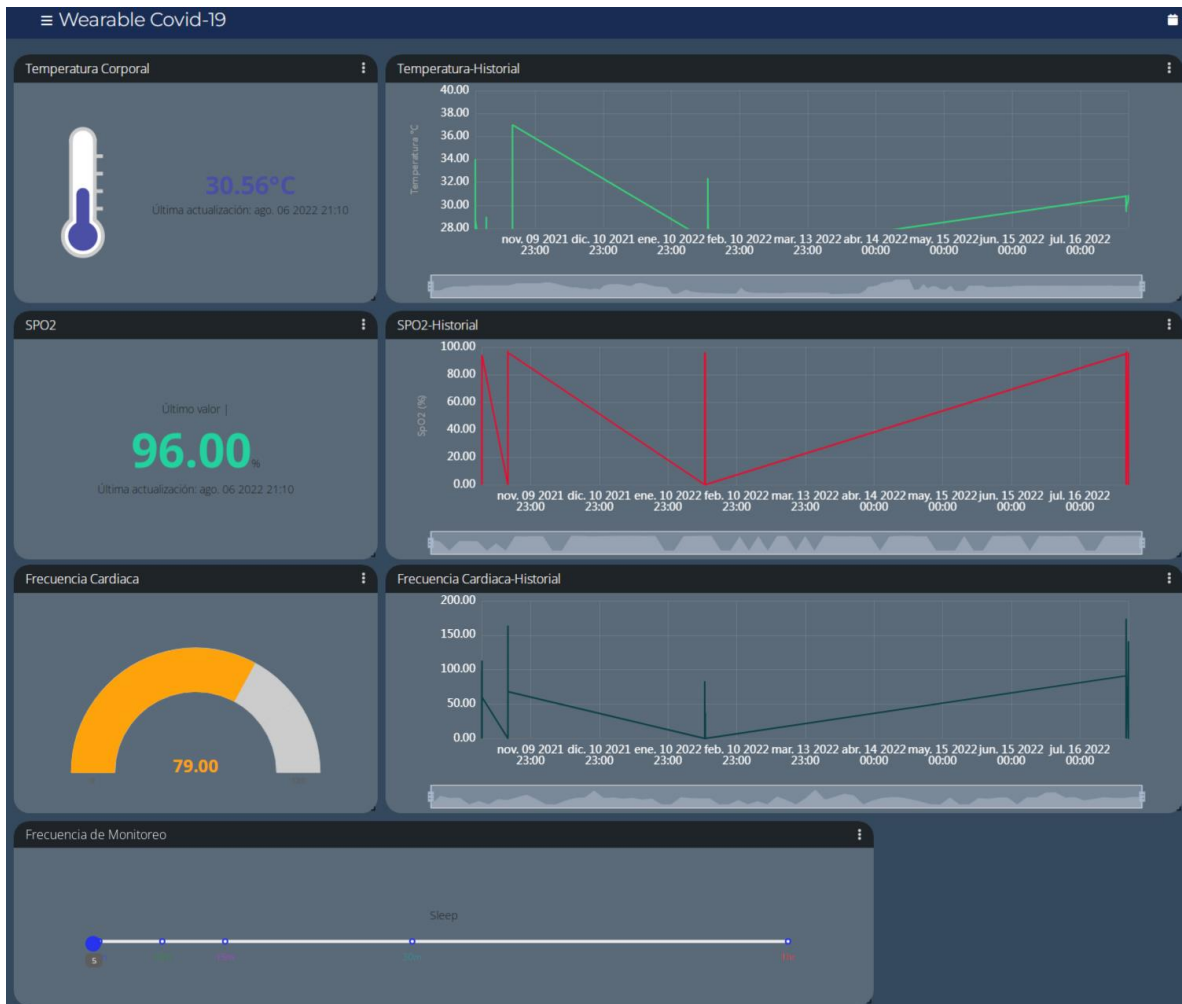


Figura 14- Aplicación *Dhasboard* diseñada en Ubidots para el despliegue de datos

Capítulo V

5. Resultados de Implementación de Prototipos

Durante el diseño del dispositivo WIoT propuesto se realizaron diversas pruebas en etapas tempranas con la finalidad de examinar el funcionamiento de las principales etapas y de esta manera avalar el correcto funcionamiento de todo el sistema. Para esto, el prototipo basado en el diseño realizado se divide en dos etapas esenciales que comprenden por un lado el módulo de control ESP32, los sensores para monitoreo de signos vitales y la implementación del código desarrollado, así como la conectividad hacia la red de internet y con el servidor IoT seleccionado; y por otro lado la etapa del sistema de alimentación basado en batería recargable. En las siguientes secciones de este capítulo se presentan los resultados obtenidos en las dos etapas mencionadas, para culminar con los resultados de implementación del sistema en conjunto.

5.1. Implementación del Módulo Central y Sensores

Para la implementación del primer prototipo se utilizó la tarjeta de desarrollo oficial de Espressif que incluye al módulo ESP32-WROOM-32D, así como los sensores MAX30100 y MAX30205. En el SoC fue programado el firmware desarrollado que permite ejecutar la comunicación de datos bajo el protocolo MQTT hacia una plataforma de IoT a través de WiFi; además, realiza el procesamiento de datos proveniente de los sensores y almacenamiento interno en caso de una pérdida de comunicación. En la Figura 15 se presenta un esquema representativo del prototipo, así como una imagen real de su implementación.

Las pruebas fueron realizadas mientras todo el subsistema es alimentado con una fuente externa estable (PC a través de cable USB) en donde se realizó un análisis del funcionamiento de los sensores y exactitud de las mediciones obtenidas, la comunicación a través de WiFi hacia la plataforma seleccionada, así como el funcionamiento de la misma plataforma para presentar los datos a través de su aplicación oficial.

Por otro lado, se realizaron mediciones del consumo de energía del sistema cuando éste se encuentra activo tomando muestras y enviando datos, y cuando entra en el modo de sueño profundo. Los datos recabados fueron comparados con los cálculos realizados a través de la información proporcionada en las hojas de especificaciones de los fabricantes de cada dispositivo. Esta etapa tiene una gran relevancia para el diseño del sistema de alimentación basado en batería recargable.

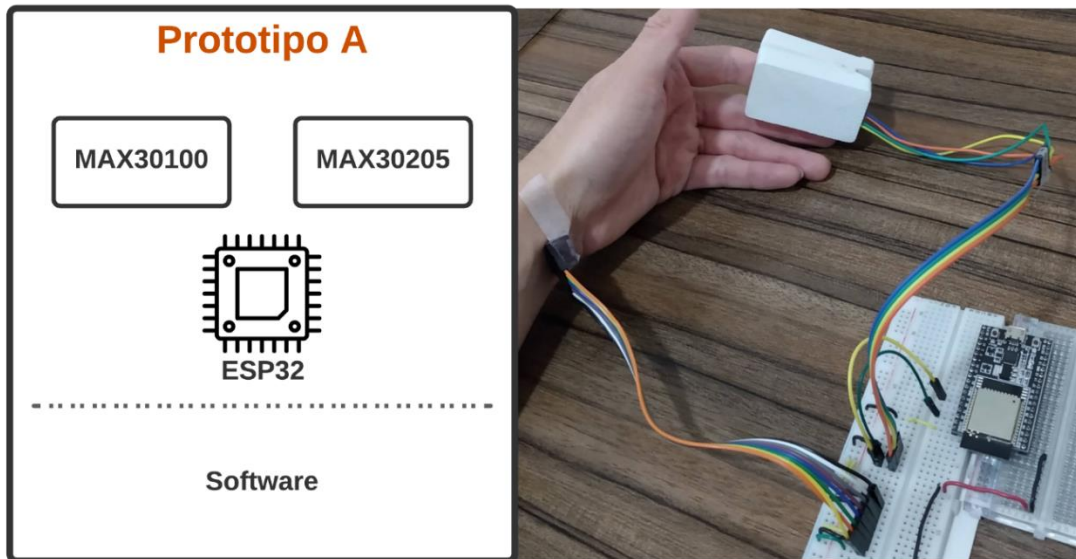


Figura 15-Representación esquemática (izquierda) del prototipo A, conformado por el módulo central basado en el ESP32 y los sensores, y su implementación (derecha)

5.1.1. Resultados de Prototipo A

Al implementar el primer prototipo se pusieron a prueba la capacidad de los sensores para obtener lecturas adecuadas, así como el algoritmo que permite el envío de datos hacia la plataforma Ubidots.

Con la finalidad de corroborar la exactitud de los datos obtenidos a través de los sensores seleccionados, se ejecutó un proceso de evaluación en donde se tomaron lecturas cada 10 minutos con los sensores MAX30100 y el MAX30205, así como con dispositivos auxiliares para comparar las lecturas tomadas simultáneamente para cada caso (saturación de oxígeno en la sangre y temperatura corporal). Los dispositivos auxiliares son un termómetro digital de la marca OMRON, y un oxímetro de pulso comercial.

En el gráfico presentado en la Figura 16 se muestran los resultados obtenidos al medir saturación de oxígeno en la sangre usando tanto el sensor como el dispositivo de referencia, de manera simultánea obteniendo 20 lecturas. En los resultados de la evaluación se puede apreciar una mínima variación en las lecturas.

De la misma manera fueron obtenidas y comparadas las mediciones de frecuencia cardiaca que, a pesar de no ser una variable establecida para el presente dispositivo, ésta puede ser medida a través del sensor MAX30100 y del oxímetro de pulso comercial. Los resultados siguiendo la misma metodología, son presentados en la Figura 17.

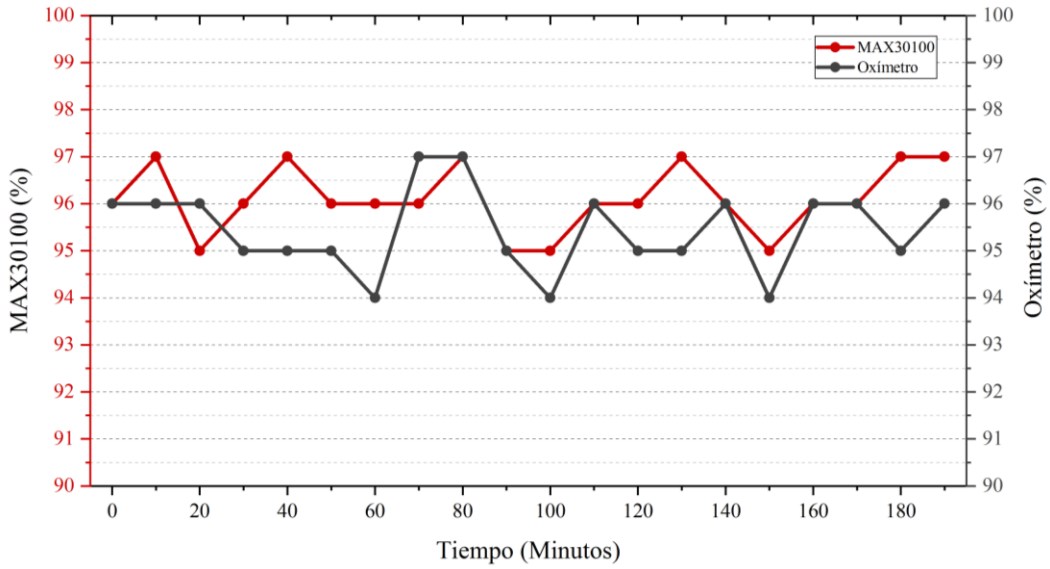


Figura 16-Gráfico comparativo de las lecturas de saturación de oxígeno en la sangre tomadas cada 10 minutos con el sensor MAX30100 (rojo) y un oxímetro de pulso digital (gris)

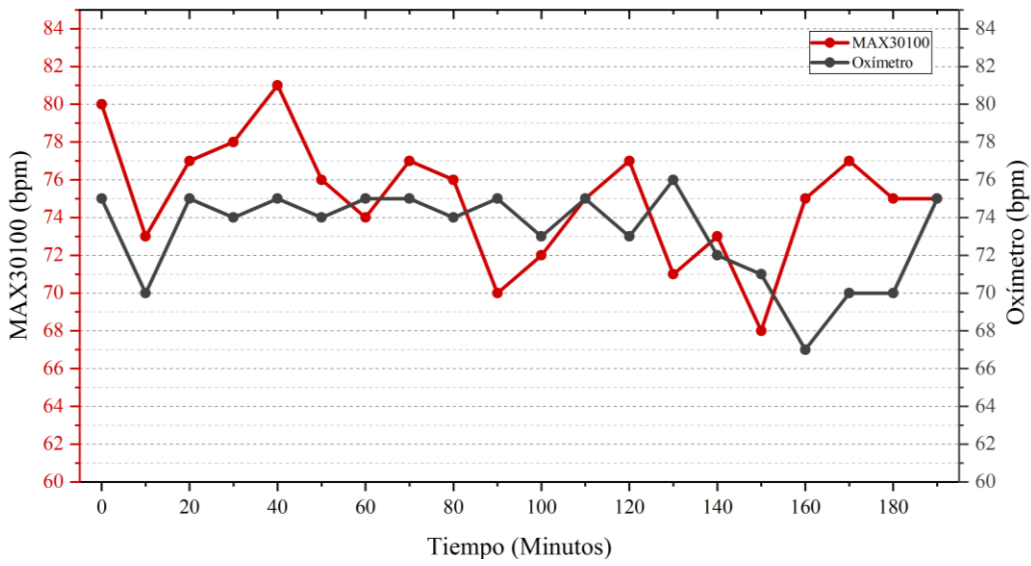


Figura 17-Gráfico comparativo del monitoreo de frecuencia cardiaca realizada con el sensor MAX30100 (rojo) y el oxímetro de pulso comercial (gris)

Finalmente, los resultados al medir la temperatura corporal con el sensor MAX30205 y el termómetro digital son presentados en la Figura 18, en los cuales se utilizó el mismo procedimiento al realizar las mediciones cada 10 minutos, obteniendo un total de 20 muestras.

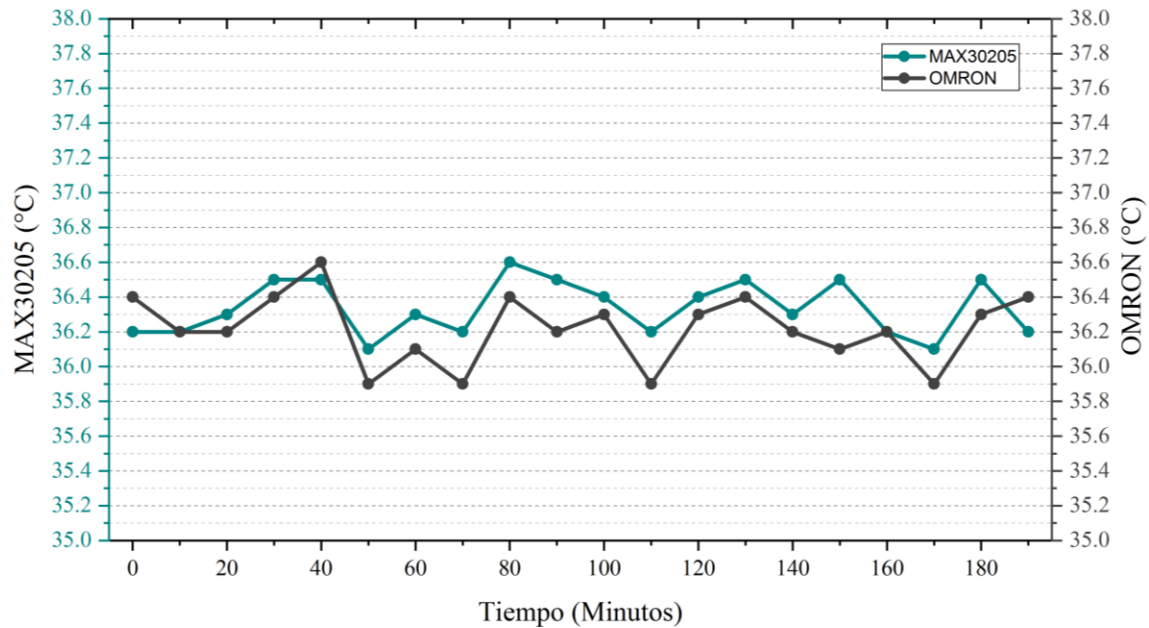


Figura 18-Gráfico comparativo de los resultados de medición de temperatura corporal realizados cada 10 minutos con el sensor MAX30205 (azul) y con un termómetro digital de la marca OMRON (gris)

El método utilizado para el análisis de resultados consiste en calcular la variación entre las mediciones, es decir, se obtiene la diferencia entre cada medición de los diferentes dispositivos utilizados. En la Figura 19 se presenta el gráfico de variación de las lecturas de SpO2. Tomando a consideración que los dispositivos para monitoreo de saturación de oxígeno en la sangre que usan el método de fotopletismografía presentan una exactitud de $\pm 2\%$, se aprecia una baja variación en los resultados del sensor MAX30100 y el oxímetro comercial.

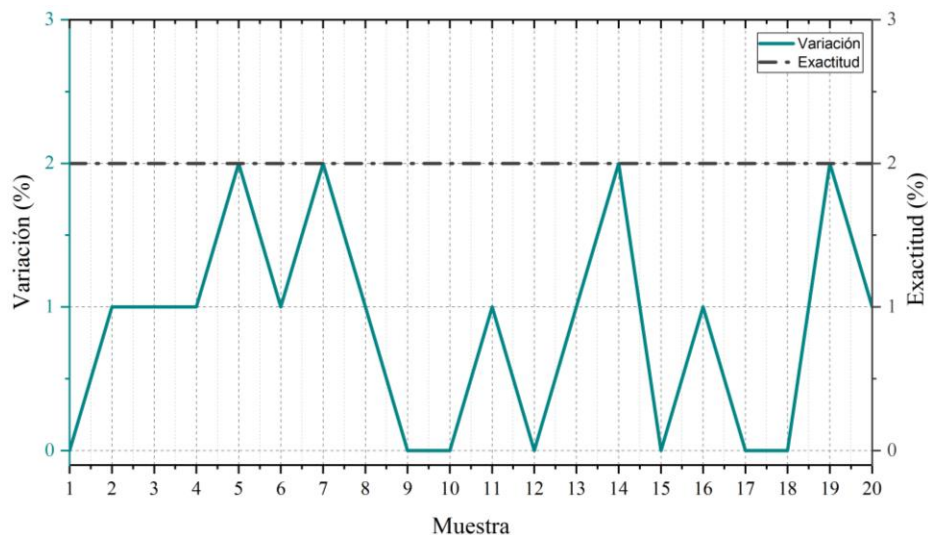


Figura 19-Variación entre las muestras tomadas con el sensor MAX30100 y el oxímetro de pulso comercial (azul) y valor de exactitud de ambos dispositivos (gris)

Para las lecturas de temperatura corporal igualmente se obtienen las variaciones en cada una y son presentadas en la Figura 20. El sensor MAX30205 y el termómetro digital cuentan con una exactitud de 0.1°C. Para este caso si existe una variación mayor a la establecida por cada dispositivos, sin embargo, esto se puede deber a que las lecturas obtenidas del termómetro digital fueron obtenidas desde una zona más cercana al tronco del cuerpo (axila) mientras que los resultados del sensor provienen de la muñeca, por lo que existe una diferencia de compensación por la zona del cuerpo usada.

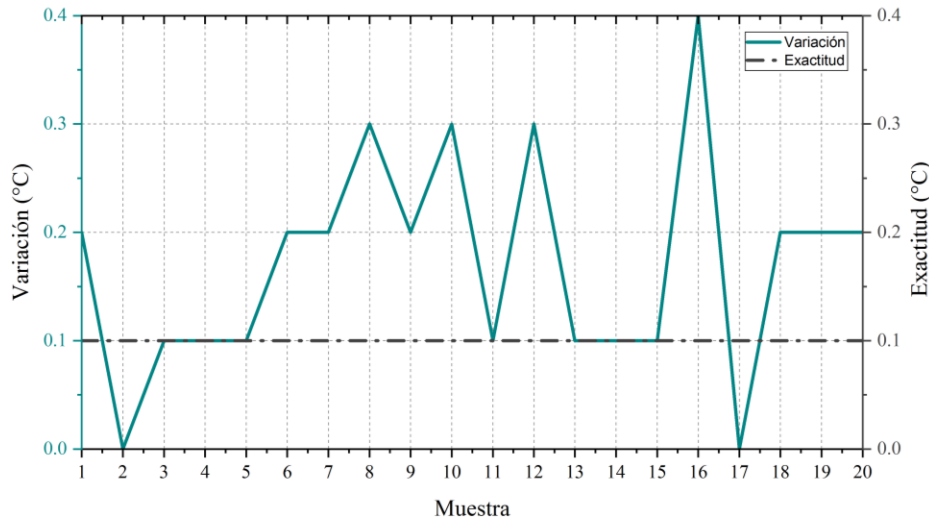


Figura 20-Variación entre las muestras tomadas con el sensor MAX30205 y el termómetro digital OMRON (azul) y valor de exactitud de ambos dispositivos (gris)

A través de la variación de cada caso de medición, se calcula el porcentaje de error y la exactitud obtenida en este proceso de evaluación. Para esto, el error es calculado a través de la ecuación (3) propuesta en [70]:

$$\%Error = \frac{\text{Promedio}(|DR - Sensor|)}{\text{Promedio}(DR)} \times 100\% \quad (3)$$

Donde DR es la medición obtenida con el dispositivo de referencia. Entonces, se debe calcular el promedio de la variación previamente presentada y dividirla entre el promedio de mediciones con el dispositivo de referencia y multiplicando por 100%. Para calcular la exactitud, se emplea la ecuación (4) de [70]:

$$\%Exactitud = 100\% - \%Error \quad (4)$$

Para este último caso, solo basta con restar a 100% el error calculado previamente y así obtener la exactitud del sensor. Para cada caso fueron calculados los porcentajes de error y los porcentajes de exactitud. Para SpO2 se obtienen 0.89% y 99.10% aproximadamente de error y exactitud, respectivamente. En el caso de frecuencia cardiaca que es medida con los mismos dispositivos, se obtiene un error de 4.50% y una exactitud de 95.49%. Finalmente, para la temperatura corporal se calcula un porcentaje de error de 0.46% y una exactitud de 99.53%, aproximadamente.

Ahora bien, al momento de implementar el prototipo se realizaron mediciones en el consumo de energía del dispositivo cuando se encuentra activo y cuando entra en modo de bajo consumo o sueño profundo. Los resultados son presentados en la Tabla 12.

Tabla 12-Consumo de corriente del dispositivo central conformado por el módulo ESP32 y los sensores

Modo de ejecución	Consumo de corriente (mA)
Activo	134.9
Sueño profundo	9.823

Para el caso del consumo de corriente durante el modo activo, su valor fue calculado al promediar los valores obtenidos durante las mediciones, ya que el dispositivo demanda un consumo de corriente diferente según la tarea que ejecuta, es decir, el consumo de corriente no es el mismo cuando está procesando datos que al enviar los datos por WiFi.

El dispositivo permanece en modo activo por 26.97 segundos aproximadamente, tiempo en el cual inicializa la conexión por WiFi, inicializa los sensores, ejecuta las mediciones y almacena los datos procesados para finalmente enviarlos por MQTT a la plataforma IoT. Para calcular el consumo de corriente en una hora se emplea la expresión matemática ecuación (5) propuesta en [41].

$$I_t = \frac{[(I_a \times t_a) + (I_{SP} \times t_{SP})]}{T} \quad (5)$$

Donde I_t corresponde a la corriente total, I_a y t_a son el consumo de corriente y tiempo durante el modo activo respectivamente. De la misma manera, I_{SP} y t_{SP} son el consumo de corriente y tiempo durante el modo de sueño profundo, y finalmente T corresponde al tiempo total. Al redondear el tiempo en modo activo a 30 segundos, el resto de la hora que será calculada corresponde a 3570 segundos si el monitoreo se realiza solo una vez en una hora, ya que este cálculo varía según la periodicidad del monitoreo. Sustituyendo los valores presentados de tiempo y consumo de corriente se obtiene un consumo total de 10.865mA en una hora.

5.2. Implementación del Sistema de Alimentación

La segunda etapa del dispositivo WIoT comprende el sistema de alimentación basado en batería recargable. Dado que esta etapa se caracteriza por contar con 3 elementos esenciales, su selección se basa en dos factores determinantes que son la investigación previa donde se analizan las principales características ofrecidas por los dispositivos y en el análisis de resultados del prototipo que le antecede.

El convertidor de tipo LDO seleccionado (XC6220) cuenta con las características necesarias ya que, como fue demostrado, el consumo de corriente puede llegar hasta los 130mA aproximadamente pero este valor puede crecer cuando se ejecuta el envío de datos por WiFi o al reintentar la comunicación cuando ésta falla. El XC6220 ofrece hasta 700mA de salida que satisface el consumo de corriente del dispositivo.

La batería implementada que ofrece 1200mAh cuenta con características dimensionales apropiadas para su inclusión en el prototipo, y es totalmente compatible con el circuito integrado encargado de gestionar su recarga, que es el TP4056.

Una vez que se ha comprobado que la selección de dispositivos cubre con los requerimientos energéticos para el sistema WIoT, se implementa el prototipo con la finalidad de evaluar tres aspectos de gran relevancia: eficiencia de conversión de voltaje, señal de suministro de voltaje estable y sin inducción de ruido, y duración de la batería.

Como se mencionó en capítulos previos, el controlador de recarga de batería se compone de tres elementos donde el principal de ellos es el circuito integrado TP4056 para gestionar la carga de la batería Li-Ion, incluyendo también el protector de circuitos y de batería DW01A, además el circuito integrado FS8205A que es un protector de batería de tipo MOSFET. Este último elemento permite inactivar el funcionamiento de la celda de iones de litio cuando disminuye su voltaje lo suficiente como para dañar los materiales internos y reducir el tiempo de vida de la misma.

En la Figura 21 se presenta la implementación del prototipo preliminar para realizar las mediciones correspondientes. Para propósitos de evaluación del prototipo, se utilizó el módulo que incluye estos tres elementos.

Adicionalmente, para la implementación del regulador de voltaje XC6220 se diseñó una tarjeta de circuito impreso (PCB) en la cual se añadió la circuitería que requiere para su correcto funcionamiento, y obtenida en su hoja de datos [66]. En la Figura 22 se presenta el diseño del PCB desarrollado en el software KiCad.

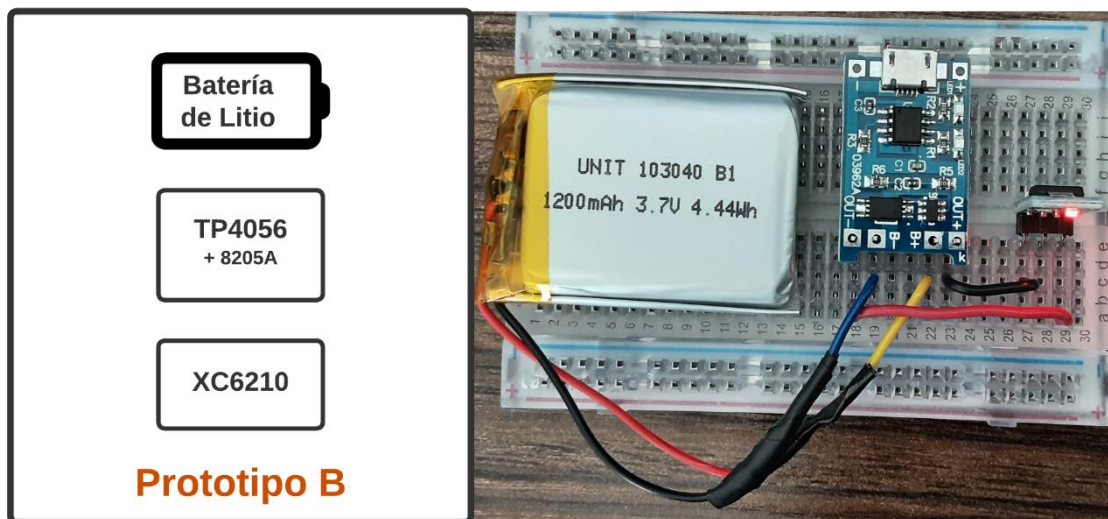


Figura 21-Representación esquemática (izquierda) del prototipo B conformado por la batería, controlador de recarga y convertidor LDO, y su respectiva implementación (derecha)

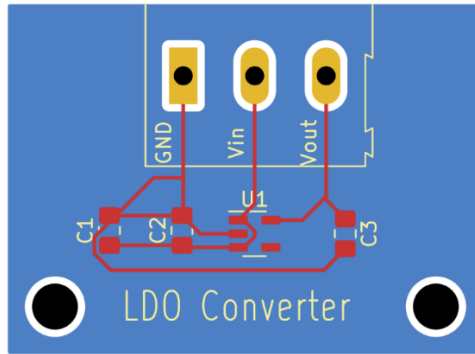


Figura 22-Vista del layout para el PCB del convertidor LDO XC6220, diseñado en KiCad

5.2.1. Resultados de Prototipo B

El primer factor analizado fue la eficiencia de conversión de voltaje proporcionada por el sistema. Como fue estudiado, los convertidores de tipo LDO encuentran sus principales desventajas en la eficiencia de conversión, ya que a diferencia de un convertidor de conmutación (convertidor Buck) manejan una eficiencia baja, y si la carga asociada aumenta, las pérdidas de energía se manifiestan con mayor intensidad y en forma de calor disipado.

Debido a esto, se monitoreó la temperatura del convertidor XC6220 durante su funcionamiento ya integrado al prototipo A, esto con la finalidad de observar si existen incrementos en su temperatura cuando el sistema pasa del modo sueño profundo al modo activo, que esto implica un cambio en la carga y que pudiera derivar en pérdidas de energía. En la Figura 23 se presentan los resultados de temperatura obtenidos durante el funcionamiento del convertidor LDO.

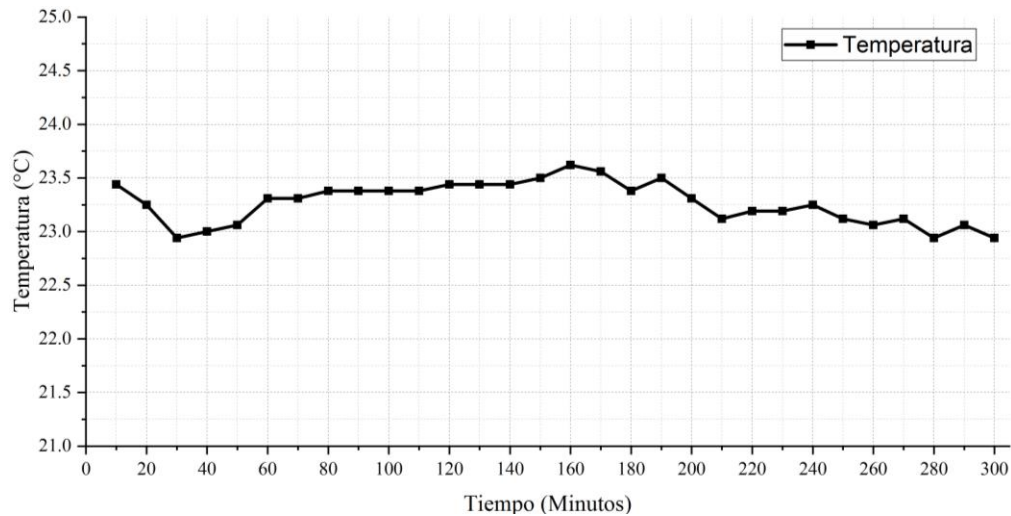


Figura 23-Resultados de temperatura del convertidor LDO XC6220 durante operación, tomados cada 10 minutos durante 5 horas de funcionamiento continuo usando el sensor DS18B20

Durante el monitoreo del convertidor LDO por 5 horas no se detectaron cambios de temperatura que pudiesen inferir una pérdida de energía. Gracias a que este convertidor cuenta con un bajo tiempo de

respuesta ante cambios en la carga, aunado a la corriente de salida que supera la máxima corriente medida en el prototipo A, el convertidor opera de acuerdo a lo requerido sin presentar pérdidas grandes de energía.

El segundo parámetro estudiado es la señal de voltaje de salida ofrecida por el sistema de alimentación diseñado. Para este caso lo que se busca del sistema es una señal estable, sin variaciones de voltaje que puedan afectar al dispositivo WIoT y que no generen ruido. El elemento que puede generar un funcionamiento incorrecto es el regulador de voltaje por lo que es estudiada la señal de salida que ofrece. En la Figura 24 se presenta la señal de salida del sistema de alimentación medida con osciloscopio.

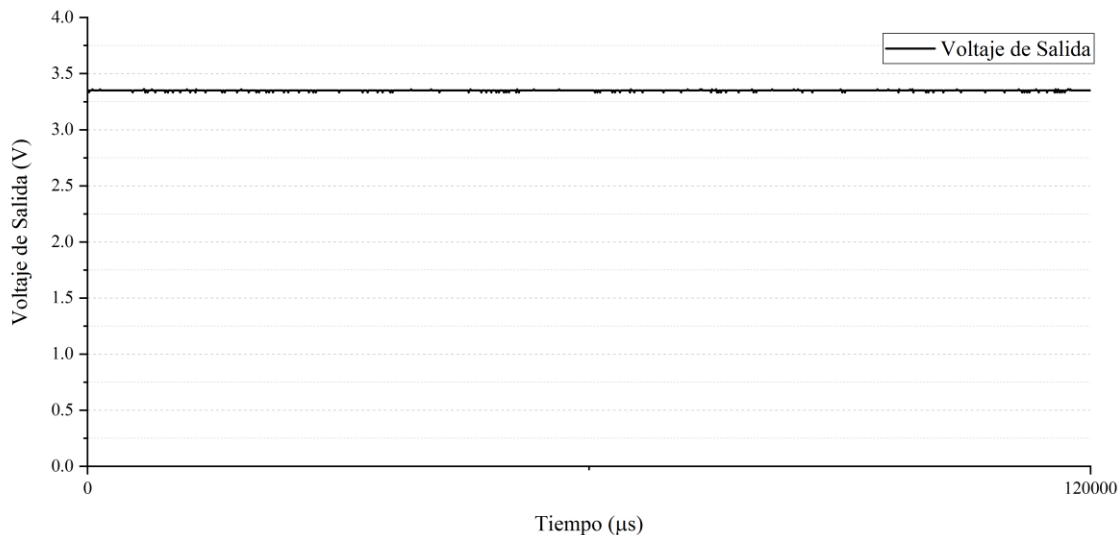


Figura 24-Señal de salida del sistema de alimentación de tres etapas diseñado

La señal de voltaje que es proporcionada por el sistema de alimentación de tres etapas no induce ruido que pueda afectar el funcionamiento del sistema central conformado por el ESP32 y los sensores; además, no se reportaron picos de voltaje que pudieran dañar alguno de los dispositivos mencionados.

Finalmente, el tercer parámetro analizado es la duración de la batería, que para propósitos de evaluación, se utiliza la batería de litio antes mencionada con capacidad de 1200mAh. El dispositivo cuenta con una funcionalidad para determinar el intervalo de tiempo para ejecutar el monitoreo de SpO₂ y temperatura corporal, que puede ser ajustado desde el *Dashboard* de Ubidots.

En función del intervalo de tiempo seleccionado, el consumo de la batería variará y en consecuencia, la duración de la batería también. Los intervalos son preestablecidos de manera que el paciente o el experto de la salud pueden determinar el tiempo adecuado según el estado de salud del paciente. Siendo que la saturación de oxígeno en la sangre puede determinar un riesgo fuerte en la salud del paciente, se determinaron como intervalos de tiempo para el monitoreo cada 5, 10, 15, 30 y 60 minutos. De manera predeterminada, el dispositivo ejecuta el monitoreo cada 60 minutos ya que éste se encuentra diseñado para pacientes ambulatorios.

A través de la ecuación (1) presentada anteriormente, se puede calcular el consumo de corriente total durante una hora de operación. En el caso del intervalo de 60 minutos, el dispositivo solo se llegará a encontrar en modo activo una vez cada hora, pero en los otros casos, esto se incrementará,

por lo que se diseñó un modelo paramétrico con la finalidad de conocer el comportamiento del consumo de energía; en la Tabla 13 se presentan los datos utilizados para el cálculo.

Tabla 13-Resultados de consumo de corriente del prototipo A según la frecuencia de monitoreo durante una hora

Intervalo de tiempo para monitoreo (minutos)	Consumo de corriente en modo activo	Consumo de corriente en modo SP	Tiempo en modo activo (segundos)	Tiempo en modo SP (segundos)	Consumo de corriente total en una hora
60	134.9mA	9.823mA	30	3570	10.8653mA
30			60	3540	11.9076mA
15			120	3480	13.9922mA
10			180	3420	16.0769mA
5			360	3240	22.3307mA

Al obtener el consumo de corriente para cada caso, se calcula la duración de la batería a través de la relación matemática propuesta en [71] y expresada en la ecuación (4), que relaciona la capacidad de la batería en miliamperios por hora entre el consumo de corriente, en miliamperios.

$$t = \frac{C}{I} \quad (4)$$

De esta manera, se obtienen los resultados presentados en la Tabla 14, donde el tiempo está expresado en horas.

Una vez que se tienen los cálculos de duración de batería, se evalúa experimentalmente la autonomía del sistema con ambos prototipos integrados. Para esto, a través de la herramienta proporcionada por Ubidots para configurar alertas, se creó una con el evento de inactividad, para que después de un cierto periodo de tiempo sin recibir datos, se emita una alerta y de esta manera se pueda conocer cuando el dispositivo ha dejado de operar por descarga de la batería.

Los resultados comparativos se presentan en la Figura 25; cabe señalar que tanto cálculos como resultados experimentales son aproximados, ya que en el caso de los cálculos, estos pueden presentar variaciones debido a que el ESP32 genera consumos de energía uniformes cuando se encuentra haciendo uso de la comunicación WiFi, por lo que los picos no pueden ser registrados y analizados dentro de las ecuaciones.

Tabla 14-Resultados de calcular la duración de la batería para cada caso de frecuencia de monitoreo

Intervalo de tiempo (minutos)	Duración de la batería (horas)
60	110.44
30	100.77
15	85.76
10	74.64
5	53.73

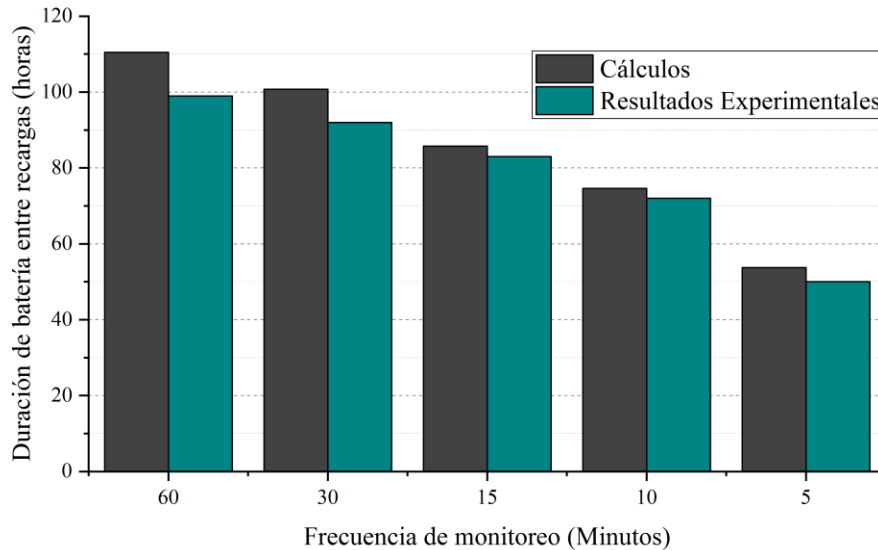


Figura 25-Gráfico comparativo de la duración de la batería expresada en horas de los cálculos obtenidos (gris) y los resultados experimentales (azul)

Un efecto esperado es el mostrado en el gráfico, donde la duración de la batería no es exactamente igual a los cálculos efectuados, y esto es debido a varios factores. El primero y más importante de ellos es la relación matemática expresada en la ecuación 2, ya que el valor de corriente comúnmente se llega a elevar a una potencia determinada por el factor o coeficiente de Peukert, que varía entre 1.1 y 1.3 comúnmente.

Las baterías de litio cuentan con una eficiencia de operación superior a 90%, lo que implica que comparada con baterías como las alcalinas u otras basadas en ácidos, el coeficiente de Peukert sea muy cercano a 1, y es por esta razón que se prescinde de su uso en la ecuación 2. Sin embargo, el hecho de que la eficiencia de las baterías de litio sea alta no implica forzosamente que todas las baterías funcionen a un valor mayor a 90%.

Otro factor a considerar y que ya ha sido mencionado es el consumo real del ESP32 durante la comunicación por WiFi, ya que en estos puntos puede presentar consumos de corriente elevados por encima de los obtenidos experimentalmente, y es que el tiempo que éste tarda en conectarse a la red y enviar los datos también depende de las condiciones de conexión por parte del Gateway. En otras palabras, si el dispositivo presenta dificultades al momento de comunicar los datos por WiFi debido a fallos de red (lo que se considera como un problema ajeno al dispositivo y su diseño), el consumo de energía aumenta, comparado con casos donde la comunicación se lleva a cabo de manera satisfactoria.

El fenómeno observado indica que en los casos donde la batería debería ofrecer una mayor autonomía, la duración real fue menor que en los casos contrarios donde la batería dura menos. La mayor diferencia fue de aproximadamente 11 horas y la mínima de solo 2 horas. A pesar de la diferencia que puede apreciarse en el gráfico comparativo, los valores de duración de batería no se consideran significativos, si se analiza que en el intervalo de tiempo de monitoreo de 60 minutos se calculó una duración de la batería de 4 días y 14 horas y experimentalmente se obtuvieron 4 días y 3 horas.

5.3. Diseño de PCB del Prototipo Final

Una vez que los diferentes elementos que conforman al dispositivo WIoT han sido seleccionados y evaluados se propone el diseño de la tarjeta de circuito impreso. Como ya fue mencionado, el sistema WIoT se compone de dos elementos ubicados en puntos ligeramente separados, pero con conexión alámbrica para la comunicación de datos.

El diseño del PCB principal contiene el sistema de alimentación basado en el esquema de tres etapas, el módulo central basado en el ESP32 y elementos adicionales para el dispositivo como indicadores LED o interruptores mecánicos.

Teniendo en consideración los elementos que formarán parte del PCB a diseñar, se analizan factores de importancia como lo son el tamaño del PCB y la forma. El tamaño del PCB, a pesar de ser solo un prototipo, se propone de un tamaño que permita su acoplamiento en la muñeca de una persona adulta. El ancho máximo estimado es de 50mm para evitar que los vértices del PCB puedan sobresalir de la muñequera usada; en cuanto al largo de la placa no existe una medida de alta restricción.

Espressif hace una serie de recomendaciones para la implementación de sus módulos, ya sean basados en el ESP32 o ESP8266, en placas de desarrollo o de propósito específico, y esto es debido a la antena que integran estos módulos; en algunos casos los módulos no cuentan con la antena impresa en el PCB sino con un puerto de comunicación para una antena externa de características específicas, sin embargo, el módulo utilizado (ESP32-WROOM-32D) si cuenta con la antena impresa en PCB. La principal recomendación es la ubicación del módulo ya que, para evitar interferencias en la comunicación por WiFi, se recomienda colocar el módulo en un extremo del PCB con la antena libre, tal como se muestra en la Figura 26.

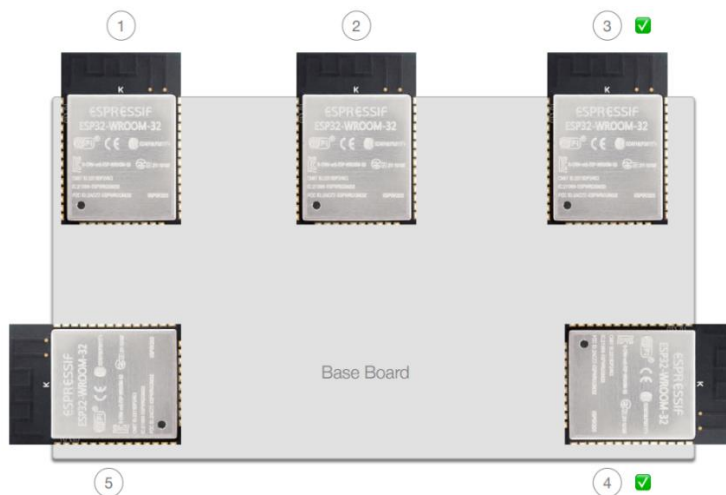


Figura 26-Esquema representativo de la ubicación recomendada para el módulo ESP32-WROOM-32D, reproducido de [72]

Al dejar libre la antena, se reducen considerablemente los problemas de comunicación a través de este elemento [72]. Por otro lado, en caso de ser posible, se sugiere colocar el módulo en las posiciones 3 o 4 del esquema presentado. En cualquier caso, se deben dejar 15mm de distancia libre para la antena en sus tres lados principales.

A través del software Altium Designer se desarrolló el diseño y layout del PCB, comenzando con el diagrama esquemático de los componentes y sus respectivas conexiones dentro del circuito. Debido a la implementación separada de ambos sensores, se colocaron dos puertos separados para su conexión de transmisión de datos y alimentación eléctrica. De igual manera, existe un puerto de solo dos entradas que corresponde a la alimentación de todo el sistema, proveniente de la batería de iones de litio, que es dirigido al sistema de alimentación. Así mismo, se incluyeron varios pines GPIO (entradas/salidas de propósito general) con la finalidad de proporcionar un sistema escalable con la posibilidad de conectar más sensores o periféricos; en donde dos de los pines colocados corresponden a los puertos TX y RX del ESP32 que permiten su reprogramación. En la Figura 27 se presenta el esquema del PCB con las conexiones correspondientes.

El esquemático presentado se divide en 6 secciones esenciales que corresponden al diseño completo de todo el circuito que fue organizado en el PCB. El sistema central se compone por el módulo ESP32-WROOM-32D, del cual son tomados los correspondientes pines de comunicación de datos y alimentación. Al consultar las guías de diseño proporcionadas por Espressif, se recomienda colocar un arreglo de capacitores a la entrada de alimentación, identificada como “3V3”. Asimismo, el pin de entrada “EN” corresponde al habilitador del ESP32, el cual requiere una entrada de tipo Pull-Up con resistencia y le es asociado un interruptor mecánico para reiniciar la ejecución del sistema si es que se requiere.

En el resto de la zona superior del esquemático se encuentran elementos de relevancia como lo es el convertidor LDO, para el cual se realizó un cambio pasando del modelo XC6220 al modelo XC6220, que cuenta con el mismo funcionamiento pero proporciona más corriente de salida, hasta 1000mA; mientras que su voltaje de caída (Dropout voltage) es menor. Este cambio se realizó ya que el modelo originalmente seleccionado es más complejo y costoso de adquirir, por lo que las características del nuevo modelo son de utilidad para el sistema y su adquisición es más asequible.

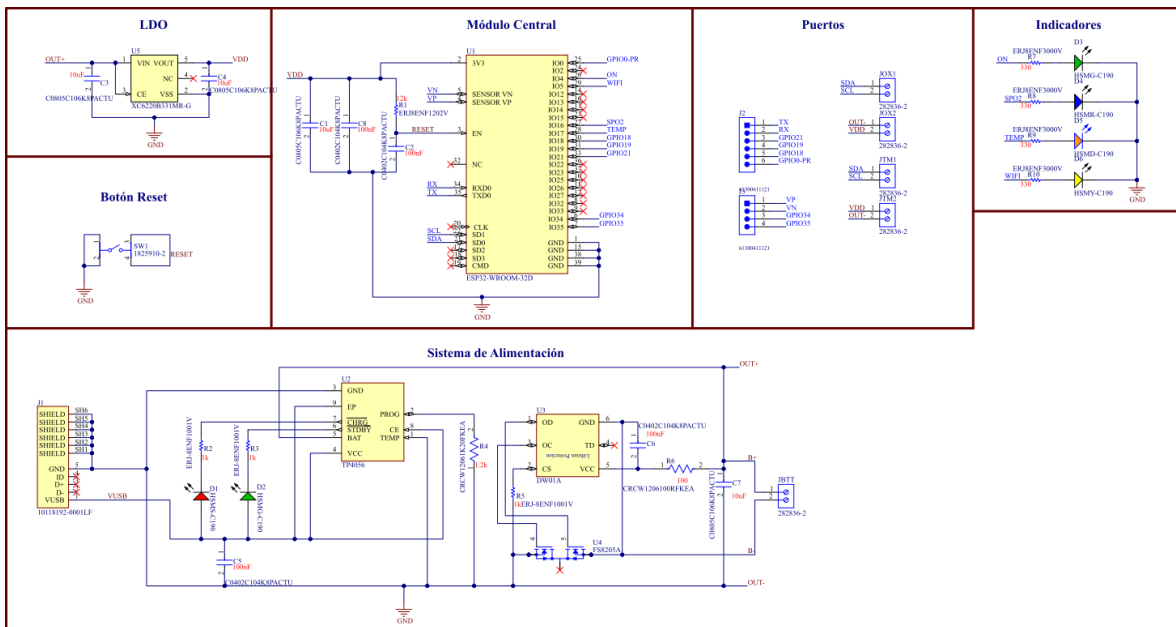


Figura 27-Esquema del circuito implementado en el PCB principal, desarrollado en el software Altium Designer

El resto de secciones corresponden a los indicadores LED que permiten conocer cuando el sistema se encuentra en el modo activo (ON), durante la toma de muestras de SpO2 y su envío a la nube (SPO2), al igual que con el sensor de temperatura (TEMP) y para conocer el estado de conexión a WiFi por parte del ESP32 (WIFI), en donde este se enciende cuando la conexión se logra satisfactoriamente. Por otra parte, se encuentran los puertos de entrada y salida y el botón de reinicio para el ESP32.

La última etapa ubicada en la parte inferior es el sistema de alimentación, que cuenta con el circuito integrado TP4056 para la gestión de recarga de la batería Li-ion, así como los circuitos DW01A y el FS8205A que funcionan como elementos de protección tanto para la batería como para el resto del sistema. En esa misma sección se encuentra el puerto de entrada Micro USB de tipo B para la entrada de suministro de energía externa para cargar la batería, y el puerto de entrada de la batería.

Los puertos para comunicación por cable se propusieron de tipo Terminal Block de 2.54mm, mientras que los pines GPIO se asociaron a terminales sencillas de tipo macho. El diseño de la placa se presenta en la Figura 28 con todos los elementos utilizados en el esquemático, y en la Figura 29 se presenta una representación 3D de la placa proporcionada por el mismo software Altium Designer.

De acuerdo con el diseño presentado, la antena del módulo de ESP32 queda totalmente libre para evitar problemas de interferencia en la comunicación. Las dimensiones finales del PCB son 46.6mm de ancho y 65.4mm de largo aproximadamente, logrando así respetar el margen establecido en cuanto al dimensionamiento de la tarjeta. La orientación con la que la tarjeta sería colocada en la muñeca del paciente se propone de tal manera que la antena del ESP32 esté en dirección a la articulación del codo; esto para evitar que la antena que sobresale del PCB pueda lastimar al usuario en la zona de la mano.

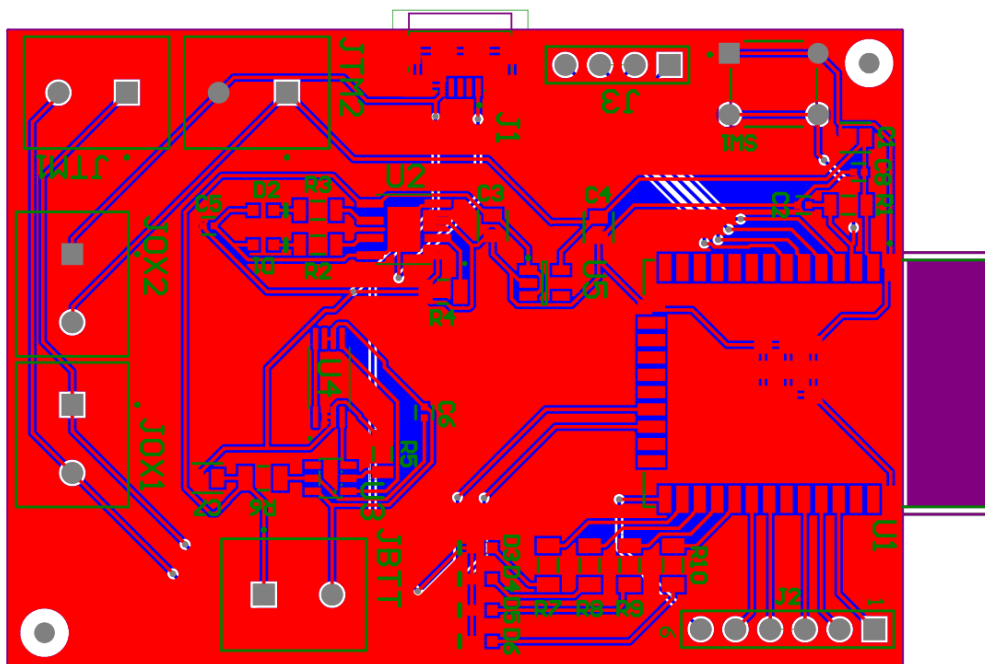


Figura 28-Diseño del PCB principal realizado en Altium Designer

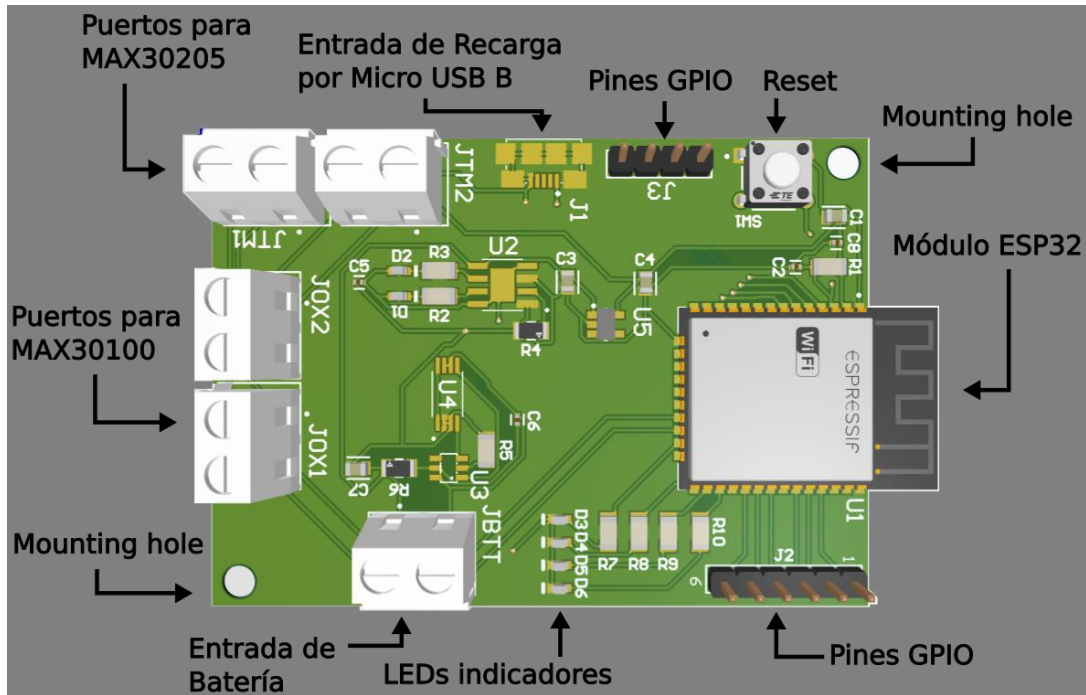


Figura 29-Representación 3D del PCB obtenida a través de Altium Designer

5.4. Resultados de Implementación Final

El diseño del PCB presentado anteriormente fue enviado para su fabricación a través de los servicios de terceros. Debido a la actual crisis por falta de semiconductores y a retrasos ocasionados por la pandemia de COVID-19, algunos componentes implicaron una inversión de tiempo y costos elevados, sin embargo, se respetó el diseño planteado inicialmente.

Entonces, se fabricó un prototipo provisional siguiendo el esquema presentado en el diseño del PCB, con la finalidad de obtener resultados finales. Este prototipo contiene componentes que son de mayor facilidad de adquisición, como la tarjeta de desarrollo ESP32, el módulo TP4056 que incluye también los circuitos integrados de protección a la batería. Además, se implementó el convertidor de voltaje y un módulo de LEDs fabricado por Intesc. En la Figura 30 se presenta la implementación del prototipo en una banda de tela manufacturada para contener la batería y todo el sistema, mientras que el sensor de SpO2 se encuentra embebido en la pinza para el dedo de la mano.

Durante las pruebas finales se recopilaron los datos obtenidos desde el *Dashboard* durante aproximadamente 8 horas de operación, con un intervalo de monitoreo cada 10 minutos. Primero se muestran en la Figura 31 los resultados de saturación de oxígeno en la sangre. Durante el funcionamiento, el sujeto de prueba que portaba el dispositivo se encontró principalmente sentado y acostado, dejando la mano izquierda (donde se encontraba acoplado el sistema) parcialmente sin movimiento mientras el sensor tomaba las muestras, ya que este factor es determinante.

Los resultados demuestran que el dispositivo mantuvo en promedio mediciones precisas con pocos cambios, a excepción de una lectura que parece no seguir la línea de tendencia pero que no arroja un valor de hipoxia o cercano. En la Figura 32 se presentan los resultados obtenidos del sensor

de temperatura, en donde se perciben lecturas estables con ciertas variaciones sin superar los 37°C y sin bajar de 36°C.

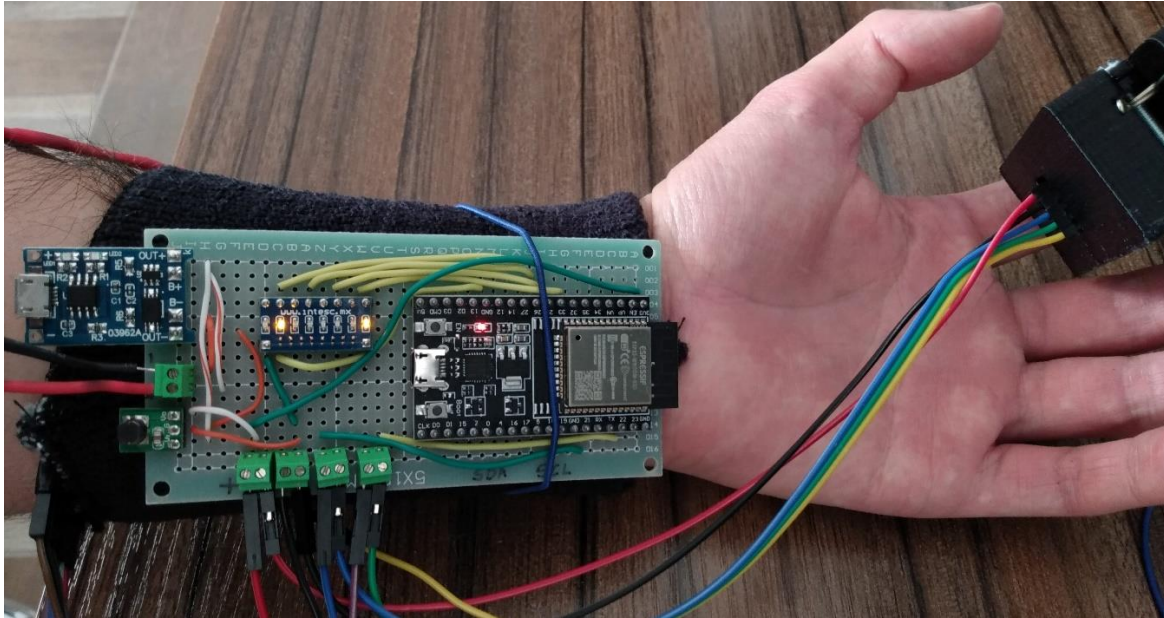


Figura 30-Implementación de prototipo provisional que respeta el esquema del circuito planteado en el diseño de PCB, con componentes de mayor asequibilidad

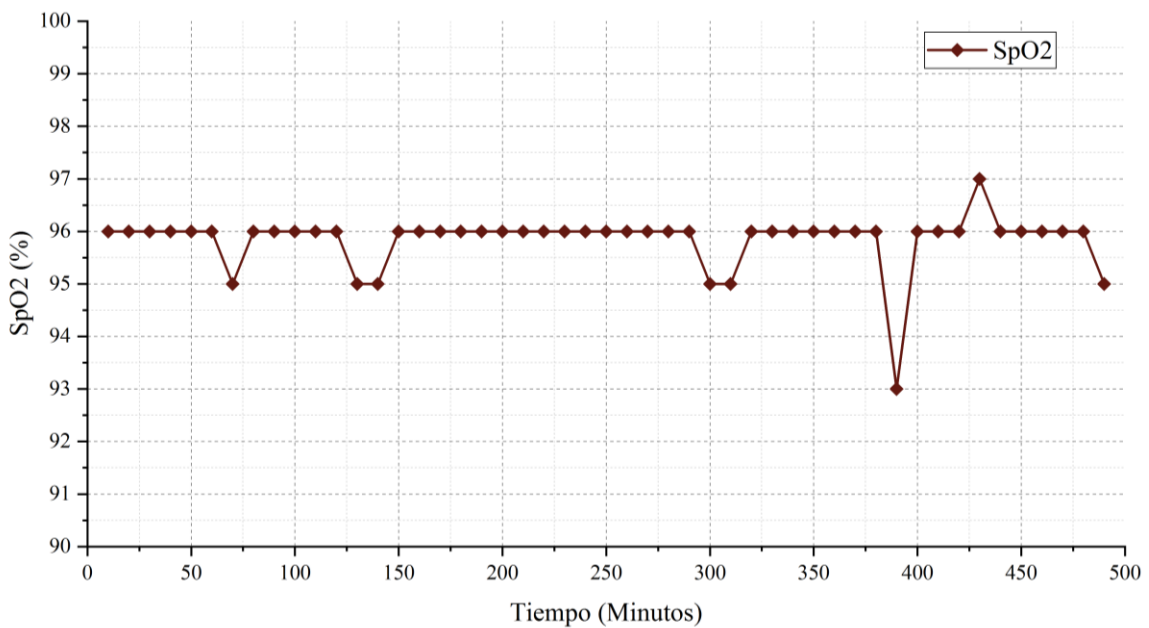


Figura 31-Resultados del monitoreo de SpO2 del prototipo final durante aproximadamente 8 horas con una frecuencia de monitoreo de 10 minutos, obtenidos desde la plataforma de Ubidots

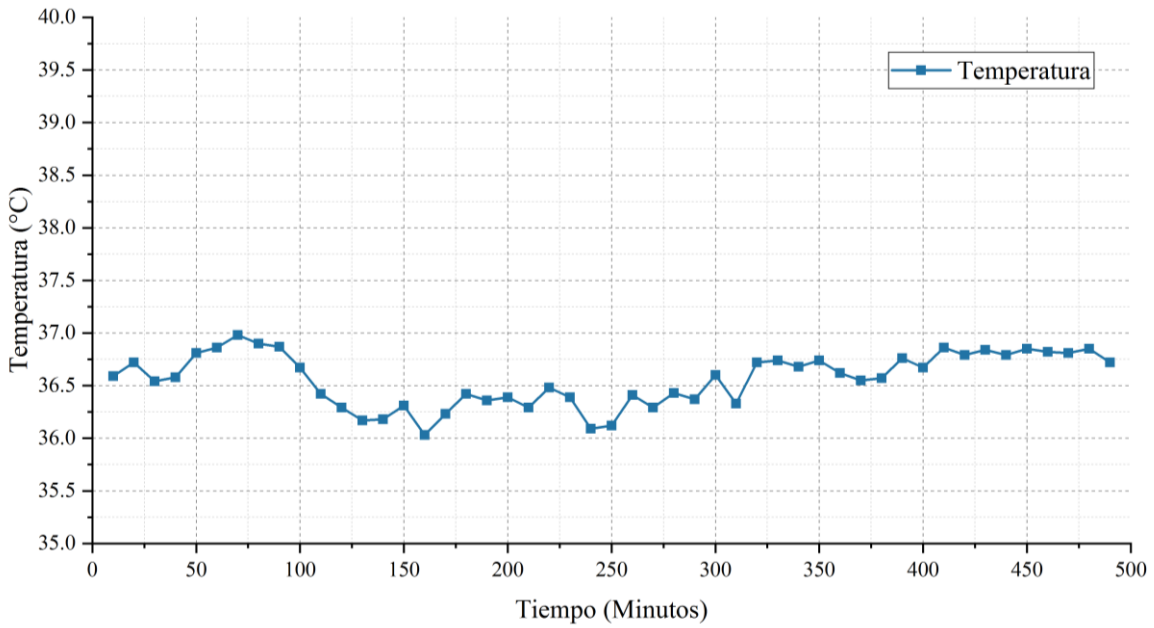


Figura 32-Resultados del monitoreo de temperatura corporal del prototipo final durante aproximadamente 8 horas con una frecuencia de monitoreo de 10 minutos, obtenidos desde la plataforma de Ubidots

Finalmente, los resultados de frecuencia cardiaca son presentados en la Figura 33 de la cual se presentan variaciones sin superar los 100bpm o bajar de 60bpm, que es lo que se considera en rango para este signo fisiológico.

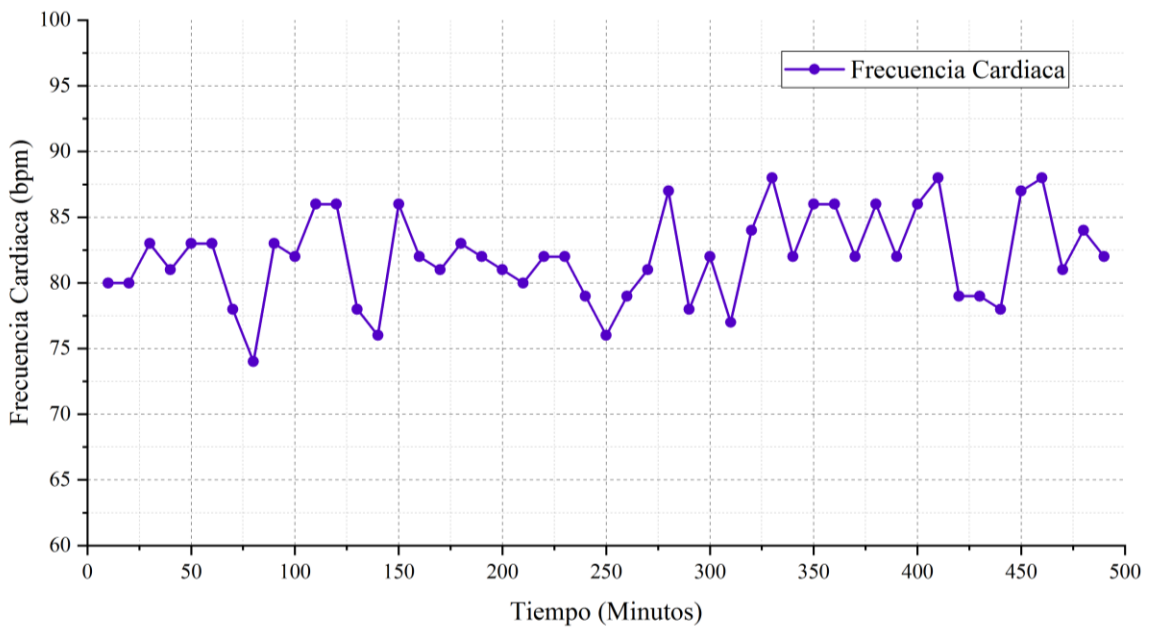


Figura 33-Resultados del monitoreo de frecuencia cardiaca del prototipo final durante aproximadamente 8 horas con una frecuencia de monitoreo de 10 minutos, obtenidos desde la plataforma de Ubidots

Como parte de un proceso de evaluación adicional, se puso a prueba el sistema bajo un escenario donde los tres signos fisiológicos monitoreados pueden presentar cambios, y esto es a través de actividad física específica.

El ejercicio de tipo aeróbico puede generar variaciones en saturación de oxígeno en la sangre, llegando a presentar ligeros decrementos en el porcentaje percibido, esto siempre y cuando no exista de por medio alguna condición de salud especial que requiera de oxigenación asistida. El SpO2 puede variar durante este proceso durante periodos cortos de tiempo ya que las células del cuerpo comienzan a generar una demanda mayor de oxígeno, y el proceso de intercambio durante la respiración comienza a presentar alteraciones breves [73].

Por otra parte, la frecuencia cardiaca presenta aumentos de latidos por minuto ya que la exigencia de sangre hacia los músculos del cuerpo, provoca que el cerebro envíe la orden de bombear una cantidad mayor de sangre hacia los músculos que se comprometen durante el ejercicio aeróbico [73].

Derivado de la acumulación de temperatura por el flujo de sangre en las extremidades, y añadiendo la generación de transpiración, la temperatura corporal también presenta aumentos [74].

Conociendo estas variaciones, se puso a prueba todo el prototipo final y haciendo uso del monitoreo simultáneo con los dispositivos de referencia usados previamente, se presentan los resultados comparativos para cada caso. Los resultados de SpO2 se presentan en la Figura 34, para la temperatura corporal se obtuvieron las mediciones mostradas en la Figura 35, y finalmente los correspondientes a frecuencia cardiaca en la Figura 36.

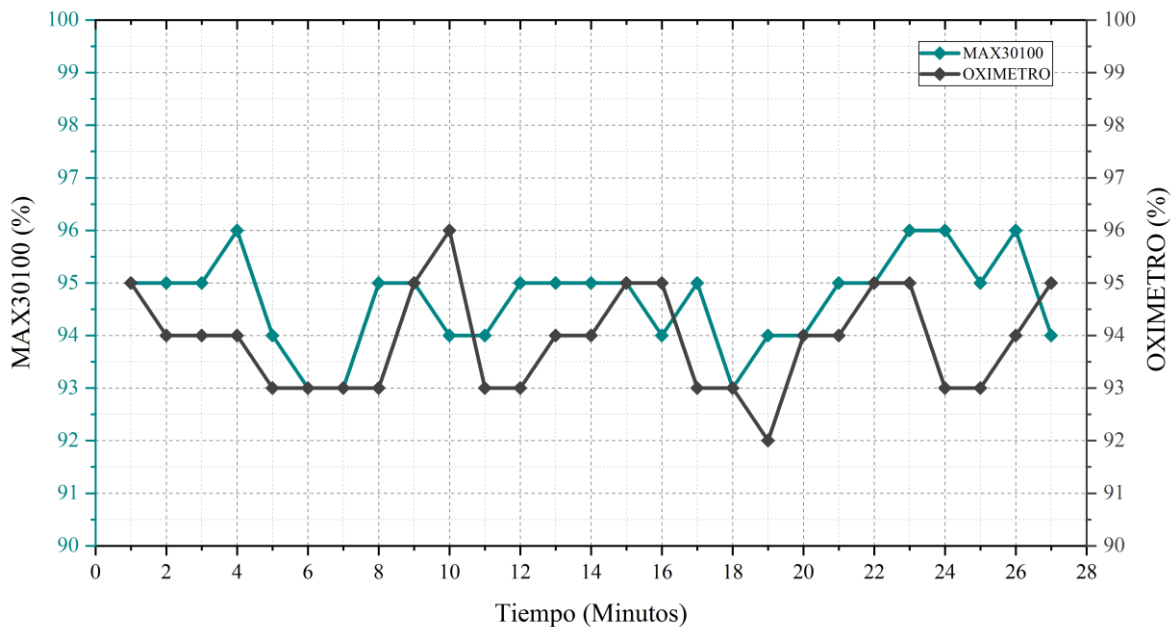


Figura 34-Resultados comparativos de monitoreo de SpO2 durante ejercicio aeróbico

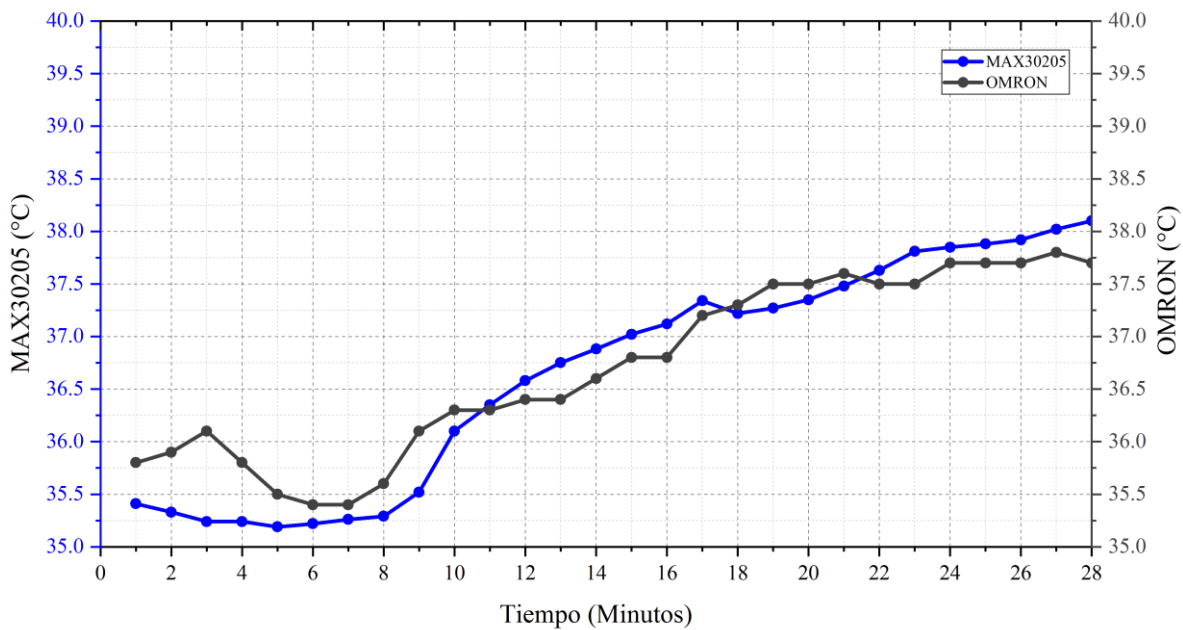


Figura 35-Resultados comparativos de monitoreo de temperatura corporal durante ejercicio aeróbico

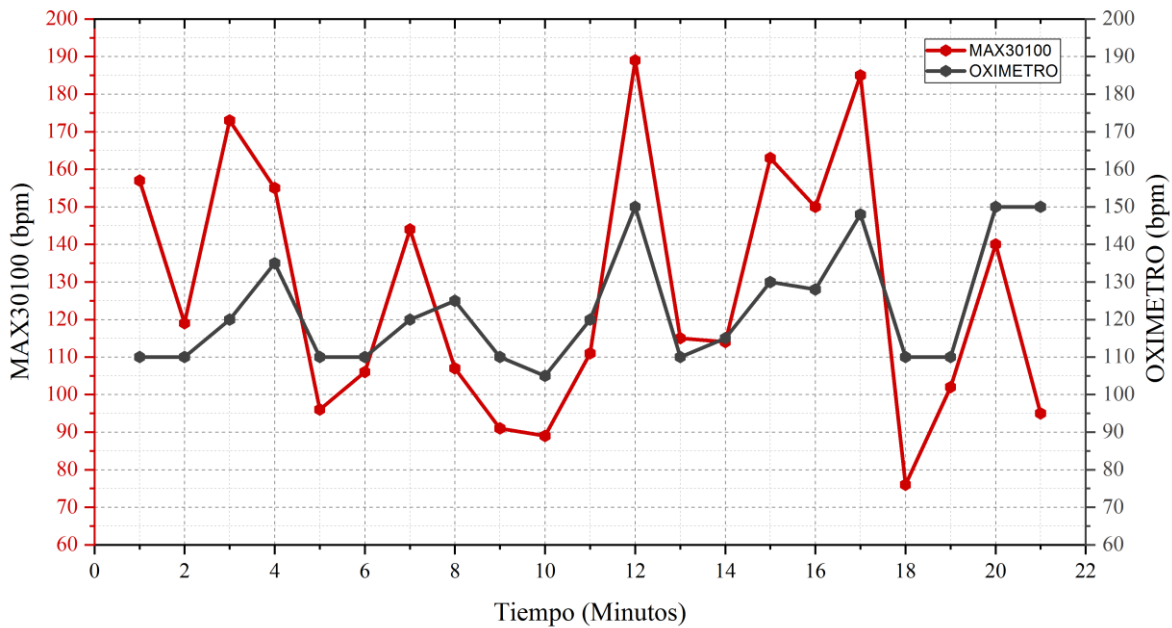


Figura 36-Resultados comparativos de monitoreo de frecuencia cardiaca durante ejercicio aeróbico

Como se presentó en los conjuntos de resultados, los cambios que se esperaban en los tres signos fisiológicos se presentaron, pudiendo detectarlos tanto con los sensores como con los dispositivos de referencia. Al calcular nuevamente los porcentajes de error y exactitud se obtiene que para el sensor MAX30100 se modifica su error a 1.14% y su exactitud a 98.85%; de temperatura corporal se obtiene un error de 0.76% y una exactitud de 99.23%; y finalmente para frecuencia cardiaca se encuentra 18.51% y 81.48% de error y exactitud, respectivamente.

Este proceso de evaluación se propuso debido a las dificultades encontradas para monitorear los signos fisiológicos en un paciente real de COVID-19.

En cuanto a la autonomía del sistema, al utilizar la misma batería y respetar los componentes que forman parte de la arquitectura de tres etapas propuesta, no se presentaron cambios con respecto a los resultados presentados anteriormente.

En el Anexo B de este documento se presentan las tablas y conjuntos de datos de todos los resultados en cada etapa de evaluación del diseño de este trabajo de tesis.

5.5. Prototipo Final

Posterior al proceso de pruebas realizado con el prototipo provisional en la sección anterior, se obtuvo finalmente el prototipo original en PCB, mostrado en la Figura 37. Con la finalidad de no demorar más en la obtención del dispositivo, se realizó un único cambio en el convertidor de voltaje LDO, pasando de usar el XC6220 al XC6210 cuya única diferencia es la corriente de salida que puede ofrecer; mientras que el originalmente seleccionado ofrece hasta 1000mA de salida, el XC6210 ofrece 700mA.

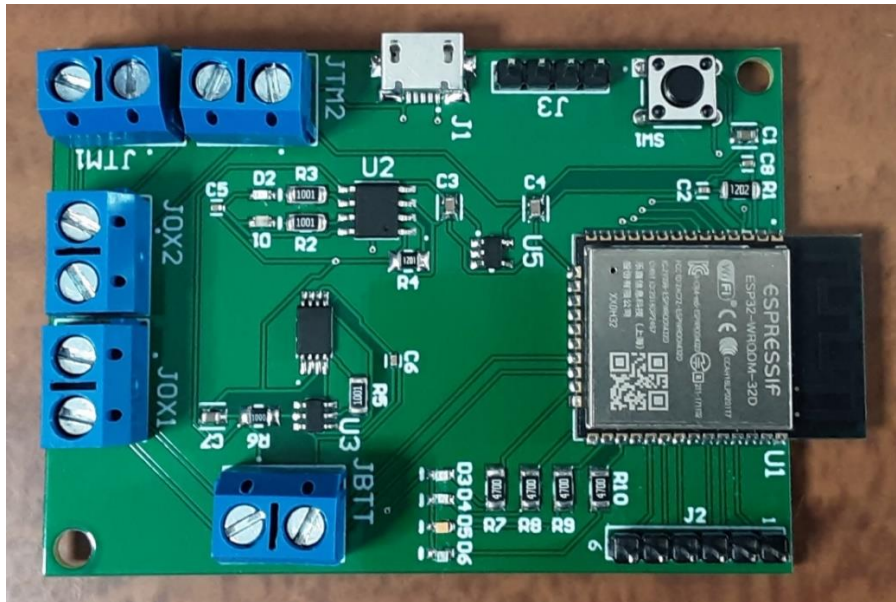


Figura 37-Prototipo final en PCB con cambio en convertidor LDO, usando el XC6210 que ofrece una corriente de salida de 700mA

A pesar de este cambio, el consumo de corriente del dispositivo completo no excede los 700mA por lo cual el funcionamiento no se ve afectado ni siquiera durante el envío de datos hacia la plataforma IoT.

Este prototipo final fue puesto a prueba con la finalidad de evaluar si el funcionamiento es el esperado, obteniendo los resultados esperados, ya que como fue mencionado, el prototipo provisional seguía el mismo esquema que el diseñado en PCB.

Las dimensiones de este PCB no afectan la funcionalidad como prototipo funcional, sin embargo, el proceso de miniaturización requiere de un tamaño más compacto. El montaje final del sistema se muestra en la Figura 38. El brazalete creado a partir de tela de algodón cuenta con una bolsa para la batería LiPo y un sujetador de hilo elástico para detener la PCB a la muñeca.

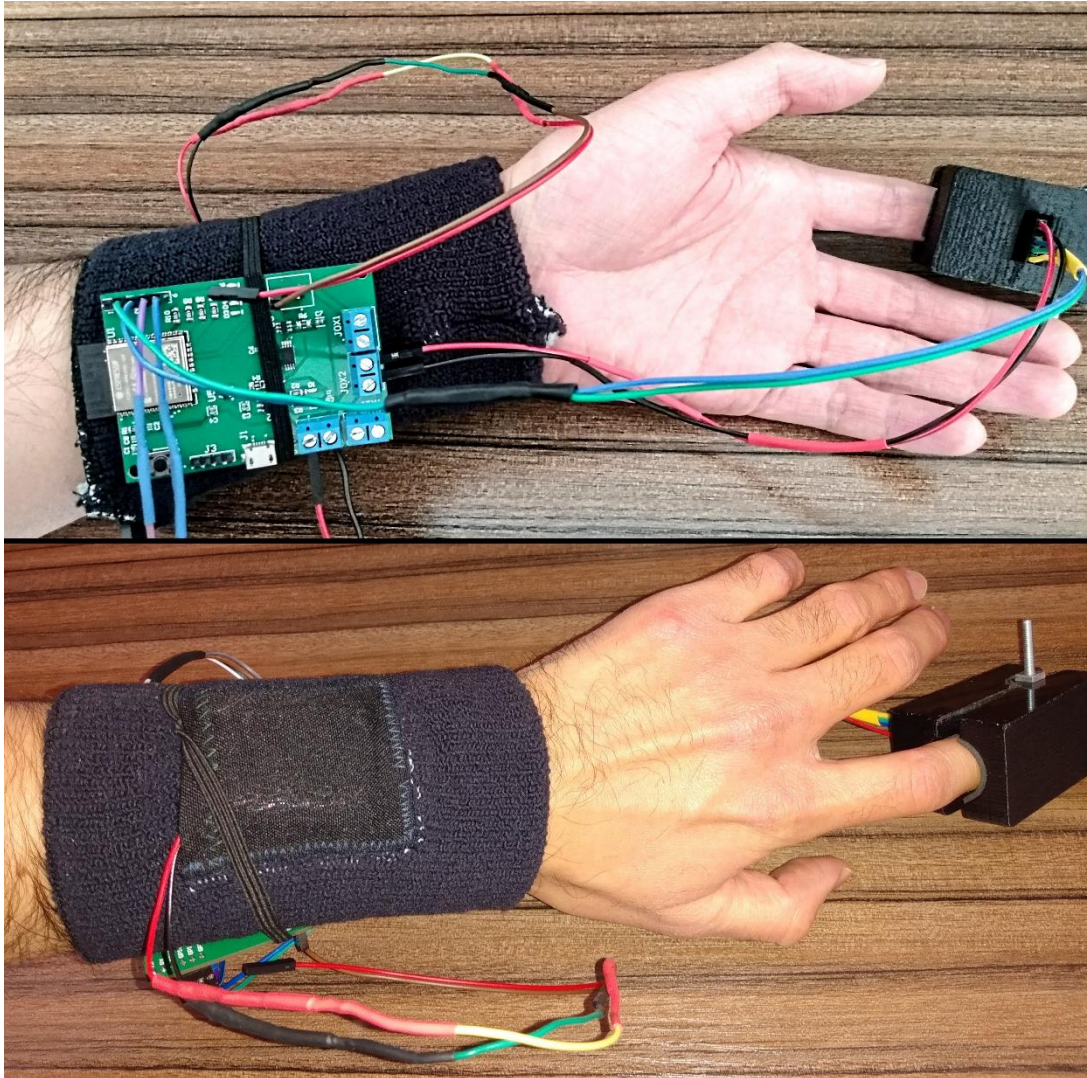


Figura 38-Montaje final del dispositivo WIoT utilizando una muñequera de tela y un sujetador elástico para la PCB; en la vista posterior (abajo) se presenta el compartimento para la batería LiPo, mientras que en la región frontal (arriba) se coloca el PCB

Conclusiones

Durante el diseño del dispositivo WIoT propuesto, se mantuvieron bajo consideración continuamente los parámetros de diseño mencionados durante el presente documento, haciendo énfasis en la asequibilidad, eficiencia energética y la escalabilidad. Tanto aspectos técnicos como el criterio médico fueron correlacionados continuamente durante todo el proceso de diseño. Así mismo, se consideraron otros factores relacionados a las comunicaciones inalámbricas o al desarrollo del firmware del sistema.

Todo el diseño fue adecuado a un sistema de bajo costo, pero altamente fiable. Tanto el módulo de procesamiento central, como los sensores y el esquema del sistema de alimentación comprenden una lista de componentes económicos, que sin embargo, varios son complicados de adquirir en México, por lo cual el tiempo de espera puede ser grande. A pesar de esto, los sensores son capaces de proporcionar lecturas de uso clínico y no como valores de referencia. Se estudiaron las mejores regiones del cuerpo humano para realizar el monitoreo de los signos fisiológicos especificados, llegando finalmente a la propuesta que mejor se adapta a los objetivos primordiales del sistema WIoT.

El módulo de procesamiento ESP32 cumple con los requerimientos de procesamiento, almacenamiento y de comunicaciones, promoviendo un diseño escalable ya que las herramientas que ofrece lo permiten. El dispositivo WIoT es eficiente energéticamente ya que se hacen uso de las herramientas de bajo consumo eléctrico de los sensores y del mismo ESP32; el sistema de alimentación está basado también en un esquema de bajo consumo, donde el TP4056 y el convertidor LDO de por sí cuentan con un bajo consumo de corriente.

El diseño de PCB fue creado tomando en consideración diversos factores, como dimensiones y ubicación correcta del módulo de procesamiento. Se obtuvo un diseño lo más compacto posible y con características de conexión hacia los sensores que permiten ajustar los cables de alimentación y comunicación de datos sin el riesgo de desconexiones físicas.

La selección de la plataforma IoT resultó altamente ventajosa ya que Ubidots resulta en una herramienta de desarrollo profesional e intuitiva, que guarda una relación de comunicación excelente con el protocolo de comunicación implementado; y que además, permite el desarrollo de la aplicación para dispositivos móviles, compatible con la aplicación para PC, y permite la gestión de alertas.

De esta manera se presenta como principal aportación un dispositivo WIoT de aplicaciones médicas enfocado a pacientes ambulatorios que padecen la enfermedad COVID-19; el sistema es capaz de monitorear saturación de oxígeno en la sangre, frecuencia cardíaca y temperatura corporal, bajo intervalos de tiempo configurables, donde la información recabada, y que previamente es procesada, se envía hacia una plataforma IoT donde los datos pueden ser consultados y se puede realizar la gestión de alertas cuando se detectan valores críticos.

El sistema resulta eficiente para pacientes que cumplen con cuarentena por la enfermedad causada por el coronavirus SARS-CoV-2, pero que no requieren de una atención médica

especializada, ya que el sistema no fue desarrollado considerando normativas para su uso en hospitales y centros de salud especiales. Tanto el paciente como médicos pueden consultar la información y ser notificados cuando el estado de salud del mismo paciente se vea comprometida, permitiendo una toma de decisiones oportuna que evite complicaciones severas.

Sin embargo, la perspectiva del diseño no solo se orientó a un dispositivo comercial, sino que este sistema está enfocado a escenarios de investigación médica en donde el dispositivo WIoT puede ser implementado en diversos pacientes, de los cuales pueden ser monitoreados y concatenados sus datos para un análisis de tratamientos médicos, ya que el uso libre de los datos permite su manipulación individual o en conjunto.

Como trabajo futuro, se propone un proceso de reingeniería con la finalidad de considerar normas y estándares para el diseño de sistemas de aplicaciones médicas. Además, se deberán contemplar aspectos de ergonomía para mejorar la portabilidad del sistema, así como materiales utilizados y dimensiones. Esto último conllevaría a un proceso de miniaturización del dispositivo WIoT, que pertenecería a un paso final para llevar al sistema a su versión comercial, ya que en este trabajo se presenta el prototipo funcional; elementos como calibración de sensores, privacidad de la información y seguridad en el uso de la batería también deberán de ser estudiados a profundidad.

Finalmente, como puntos finales del trabajo que se proponen a futuro, se recomienda utilizar las herramientas que proporciona el ESP32 para la comunicación de información a través del protocolo Bluetooth Low Energy (BLE) cuando la comunicación por WiFi falle y se requiera de alertar al paciente por un valor crítico detectado. Con respecto al firmware implementado, este puede ser rediseñado con la finalidad de convertirlo en una herramienta modular, reusable, mantenible, escalable y eficiente.

Referencias

- [1] V. Chamola, V. Hassija, V. Gupta y M. Guizani, «A Comprehensive Review of the COVID-19 Pandemic and the Role of IoT, Drones, AI, Blockchain, and 5G in Managing Its Impact,» *IEEE Access*, vol. 8, pp. 90225-90265, 4 Mayo 2020.
- [2] A. Godfrey, V. Hetherington, H. Shum, P. Bonato, N. H. Lovell y S. Stuart, «From A to Z: Wearable technology explained,» *Maturitas*, n° 113, pp. 40-47, 2018.
- [3] A. Bonfiglio y D. De Rossi, *Wearable Monitoring Systems*, 10.1007/978-1-4419-7384-9 ed., New York: Springer, 2011, pp. 3-4.
- [4] K. Rose, S. Eldridge y L. Chapin, «La Internet de las Cosas-Una Breve Reseña,» 2015.
- [5] World Health Organization, «Los nombres de la enfermedad por coronavirus (COVID-19) y del virus que la causa,» WHO, 2021. [En línea]. Available: [https://www.who.int/es/emergencias/diseases/novel-coronavirus-2019/technical-guidance/naming-the-coronavirus-disease-\(covid-2019\)-and-the-virus-that-causes-it](https://www.who.int/es/emergencias/diseases/novel-coronavirus-2019/technical-guidance/naming-the-coronavirus-disease-(covid-2019)-and-the-virus-that-causes-it). [Último acceso: 3 Marzo 2021].
- [6] F. J. Díaz Castrillón y A. I. Toro Montoya, «SARS-CoV-2/COVID-19: el virus, la enfermedad y la pandemia,» *Medicina & Laboratorio*, vol. 24, n° 3, pp. 183-205, 2020.
- [7] Instituto Nacional del Cáncer de los Institutos Nacionales de la Salud de EE. UU., «Coronavirus: información para las personas con cáncer,» 7 Enero 2021. [En línea]. Available: <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/coronavirus/coronavirus-informacion-personas-con-cancer>. [Último acceso: Marzo 2021].
- [8] ONUSIDA, «COVID-19 y VIH,» ONU, [En línea]. Available: <http://onusidalac.org/1/index.php/internas/item/2555-covid-19>. [Último acceso: Marzo 2021].
- [9] INEGI, «EL INEGI PRESENTA RESULTADOS DE LA QUINTA EDICIÓN DE LA ENCUESTA NACIONAL DE SALUD Y ENVEJECIMIENTO,» utmbHealth, 2020.
- [10] CONACYT, «Covid-19 México,» Gobierno de México, 2021. [En línea]. Available: <https://datos.covid-19.conacyt.mx/>. [Último acceso: 3 Marzo 2021].
- [11] A. Channa, N. Popescu y N. Rehman Malik, «Managing COVID-19 Global Pandemic With High-Tech Consumer Wearables: A Comprehensive Review,» *2020 12th International Congress on Ultra Modern Telecommunications and Control Systems and Workshops*, pp. 222-228, 2020.
- [12] J. R. Pérez Padilla, I. I. Thirión Romero, T. Aguirre Pérez y S. Rodríguez Llamazares, «¿Qué tan silenciosa es la hipoxemia en COVID-19?,» *NCT Neumología y Cirugía de Tórax*, vol. 79, n° 2, 2020.

- [13] F. R. Gutiérrez Muñoz, «Insuficiencia respiratoria aguda,» *Acta Med Per* 27(4) 2010, 2010.
- [14] S. Suresh Kumar, «Emerging Technologies and Sensors That Can Be Used During the COVID-19 Pandemic,» 2020. [En línea]. Available: <https://ieeexplore-ieee-org.proxydgb.buap.mx/document/9205424>. [Último acceso: Marzo 2021].
- [15] I. Vázquez Rodríguez, R. Gómez Suárez, A. Estany-Gestal, M. J. Mora Bermúdez, P. Varela-Centelles y U. Santana Mora, «Control de la infección cruzada en los laboratorios de prótesis dental de Galicia,» *Artículos originales breves*, vol. 41, n° 1, pp. 75-82, 2018.
- [16] A. Dhadge y G. Tilekar, «Severity Monitoring Device for COVID-19 Positive Patients,» de *2020 3rd International Conference on Control and Robots*, 2020.
- [17] X. ZHANG, M. LI, J. SI, J. YU, Z. ZHANG, Q. HE, S. CHEN, L. ZHU y T. JIANG, «Wearable wireless real-time cerebral oximeter for measuring regional cerebral oxygen saturation,» *Science China Press and Springer-Verlag GmbH Germany*, vol. 64, January 2021.
- [18] M. Mujtaba Ali, S. Haxha, M. M. Alam y C. Nwibor, «Design of Internet of Things (IoT) and Android Based Low Cost Health Monitoring Embedded System Wearable Sensor for Measuring SpO2, Heart Rate and Body Temperature Simultaneously,» *Wireless Personal Communications (2020) 111:2449–2463*, pp. 2449-2463, 2019.
- [19] C. C. Nachiar, R. Poovendran, N. Ambika y R. Moulika, «Design of Cost-effective Wearable Sensors with integrated Health Monitoring System,» *Proceedings of the Fourth International Conference on I-SMAC (IoT in Social, Mobile, Analytics and Cloud) (I-SMAC)*, pp. 1289-1292, 2020.
- [20] J. Wan, M. Al-awlaqi, M. Li, M. O'Grady, X. Gu y J. Wang, «Wearable IoT enabled real-time health monitoring system,» *J Wireless Com Network 2018*, pp. 1-10, 2018.
- [21] F. Jiang, L. Deng, L. Zhang, Y. Cai, C. W. Cheung y Z. Xia, «Review of the Clinical Characteristics of Coronavirus Disease 2019 (COVID-19),» *Society of General Internal Medicine 2020*, pp. 1545-1549, 2020.
- [22] X. Ding, P. Bonato, X. Yu y X. Long, «Wearable Sensing and Telehealth Technology with Potential Applications in the Coronavirus Pandemic,» *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, pp. 1-23, May 2020.
- [23] World Health Organization, «WHO Coronavirus Disease (COVID-19) Dashboard,» WHO, 2021. [En línea]. Available: <https://covid19.who.int/>. [Último acceso: 3 Marzo 2021].
- [24] P. A. Castañeda Hernández y S. Yunes Kalis, «Wearables para un Sistema de Salud Universal Inclusivo en México (Parte II.),» *WORKING PAPER SERIES*, Ciudad de México, 2021.
- [25] The Competitive Intelligence Unit, «Wearables para un Sistema de Salud Inclusivo y Universal en México,» The Competitive Intelligence Unit, 19 Febrero 2021. [En línea].

Available: <https://www.theciu.com/publicaciones-2/2021/2/19/wearables-para-un-sistema-de-salud-inclusivo-y-universal-en-mxico>. [Último acceso: 3 Febrero 2021].

- [26] Fundación UNAM, «Desarrollan universitarios la primera Chamarra Inteligente,» UNAM, 2014. [En línea]. Available: <https://www.fundacionunam.org.mx/vanguardia-unam/desarrollan-universitarios-la-primera-chamarra-inteligente/>. [Último acceso: 3 Marzo 2021].
- [27] A. A. Lazakidou, S. Zimeras, D. Iliopoulou y D. D. Koutsouris, mHealth Ecosystems and Social Networks in Healthcare, vol. 20, R. Sharda y S. Voß, Edits., Springer, Cham, *Annals of Information Systems*, 2016, pp. 17-25.
- [28] N. Pathak y A. Bhandari, IoT, AI, and Blockchain for .NET, Apress, 2018, p. 41.
- [29] M. Nasajpour, S. Pouriye, R. Parizi, M. Dorodchi, M. Valero y H. Arabnia, «Internet of Things for Current COVID-19 and Future Pandemics: an Exploratory Study,» *Journal of Healthcare Informatics Research*, n° 4, pp. 325-364, 2020.
- [30] R. Krishnamurthi, D. Gopinathan y A. Kumar, «Wearable Devices and COVID-19: State of the Art, Framework, and Challenges,» de *Emerging Technologies for Battling Covid-19*, vol. 324, Dehradun, Springer, 2021, pp. 157-180.
- [31] A. HEDAYATIPOUR y N. MCFARLANE, «Wearables for the Next Pandemic,» *National Science Foundation under Grant*, vol. 8, n° 1816703, pp. 184457-184473, 2020.
- [32] M. Blunden, «Robots offer a contact-free way of getting swabbed for coronavirus,» 2020.
- [33] G. Andreoni, M. Barbieri y B. Colombo, *Developing Biomedical Devices: Design, Innovation and Protection*, Politecnico di Milano, Milan: Springer, 2014.
- [34] H. Mejía Salas y M. Mejía Suárez, «Oximetría de pulso,» *Educación Médica Continua*, vol. 2, n° 149, pp. 149-155, 2012.
- [35] P. Harpe, K. A. A. Makinwa y A. Baschiroto, *Hybrid ADCs, Smart Sensors for the IoT, and Sub-1V & Advanced Node Analog Circuit Design*, Zuid-Holland: Springer, 2018.
- [36] T. Tamura y W. Chen, *Seamless Healthcare Monitoring: Advancements in Wearable, Attachable and Invisible Devices*, Shinjuku, Tokyo: Springer, 2018.
- [37] S. Chandra Mukhopadhyay, *Wearable Electronics Sensors: For Safe and Healthy Living*, vol. 15, Massey University, Palmerston North: Springer, 2015.
- [38] A. Kumar Sangaiah, A. Thangavelu y V. Meenakshi Sundaram, *Cognitive Computing for Big Data Systems Over IoT: Frameworks, Tools and Applications*, vol. 14, Tamil Nadu: Springer, 2018.
- [39] S. Kumar Udgata y N. Kumar Suryadevara, *Internet of Things and Sensor Network for COVID-19*, Hyderabad: Springer, 2021.

- [40] V. Balas, V. Kumar Solanki, R. Kumar y A. Rahman Ahad, *A Handbook of Internet of Things in Biomedical and Cyber Physical System*, vol. 165, Arad: Springer, 2020.
- [41] S. Mohsen, A. Zekry, M. Abouelatta y K. Youssef, «A Self-Powered Wearable Sensor Node for IoT Healthcare Applications,» *2020 8th International Japan-Africa Conference on Electronics, Communications, and Computations*, pp. 70-73, 2020.
- [42] J. A. Robles Aguilera y M. Robles Cruz, «Baterías de Litio, Educación Química, UNAM,» 2011. [En línea]. Available: http://depa.fquim.unam.mx/amyd/archivero/Antologia-QES_34939.pdf. [Último acceso: 2021].
- [43] R. Korthauer, *Lithium-Ion Batteries: Basics and Applications*, Kriftel, Germany: Springer, 2018.
- [44] Y.-M. Tseng, H.-S. Huang, L.-S. Chen y J.-T. Tsai, «Characteristic research on lithium iron phosphate battery of power type,» *MATEC Web of Conferences*, n° 185, pp. 1-8, 2018.
- [45] J. Heydecke, «Introduction to Lithium Polymer Battery Technology,» Jauch Quartz GmbH & Jauch Battery Solutions GmbH, Villingen-Schwenningen, Alemania, 2018.
- [46] N. Mohan, T. Undeland y W. Robbins, *ELECTRÓNICA DE POTENCIA: Convertidores, aplicaciones y diseño*, Estado de México, México, 2009.
- [47] S. Knoth, «Efficient Low Power Conversion ICs Enhance Wearables, Better the Human Condition,» [En línea]. Available: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/technical-articles/p389-en-wearables.pdf> . [Último acceso: 10 Enero 2022].
- [48] Intersil Corporation, «A Smarter Way to Power Wearable Devices,» [En línea]. Available: https://www.mouser.com/pdfdocs/ISL9120_Powering_Wearables.pdf. [Último acceso: 10 Enero 2022].
- [49] CANIFARMA, «Clasificación de los dispositivos médicos,» *Dispositivos Médicos*, 7 Enero 2019. [En línea]. Available: <https://dispositivosmedicos.org.mx/clasificacion-de-los-dispositivos-medicos/>. [Último acceso: 2022].
- [50] H. F. BADAWI, F. LAAMARTI y A. EL SADDIK, «ISO/IEEE 11073 Personal Health Device (X73-PHD) Standards Compliant Systems: A Systematic Literature Review,» *SPECIAL SECTION ON MOBILE MULTIMEDIA FOR HEALTHCARE*, vol. 7, pp. 3062-3073, 2018.
- [51] M. Kasparick, S. Schlichting, F. Golatowski y D. Timmermann, «New IEEE 11073 Standards for interoperable, networked Point-of-Care Medical Devices,» de *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2015.
- [52] A. Rienzo, «Estudio y Diseño de un Dispositivo Médico basado en Control Inalámbrico, para el Cuidado de Pacientes en el Hogar,» *Escuela de Ingeniería Civil Biomédica, Universidad de Valparaíso, Chile*, 2014. [En línea]. Available: <https://www.researchgate.net/publication/277709414>. [Último acceso: Junio 2021].

- [53] ISO, «ISO 13485:2016 Medical devices — Quality management systems — Requirements for regulatory purposes,» ISO, [En línea]. Available: <https://www.iso.org/standard/59752.html>. [Último acceso: 2022].
- [54] ISO, «IEC 60601-1-11:2015 Medical electrical equipment — Part 1-11: General requirements for basic safety and essential performance — Collateral standard: Requirements for medical electrical equipment and medical electrical systems used in the home healthcare,» ISO, [En línea]. Available: <https://www.iso.org/standard/65529.html>. [Último acceso: 2022].
- [55] Estados Unidos Mexicanos.- Secretaría de Salud, «PROYECTO de Norma Oficial Mexicana PROY-NOM-241-SSA1-2018, Buenas prácticas de fabricación de dispositivos médicos,» 2019.
- [56] Espressif Systems, «Products,» Espressif Systems, 2021. [En línea]. Available: <https://www.espressif.com/en/products/modules>. [Último acceso: 12 Mayo 2021].
- [57] Electronics Hub, «ESP32 vs ESP8266 – Which One To Choose?,» Electronicshub.org, 2021. [En línea]. Available: <https://www.electronicshub.org/esp32-vs-esp8266/>. [Último acceso: 3 Agosto 2021].
- [58] Espressif Systems, «ESP32WROOM32D & ESP32WROOM32U,» 2021. [En línea]. Available: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32-wroom-32d_esp32-wroom-32u_datasheet_en.pdf. [Último acceso: 22 Agosto 2021].
- [59] Maxim Integrated, «MAX30100: Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health,» Septiembre 2014. [En línea]. Available: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>. [Último acceso: 12 Junio 2021].
- [60] Maxim Integrated, «MAX30102: High-Sensitivity Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor for Wearable Health,» Octubre 2018. [En línea]. Available: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30102.pdf>. [Último acceso: 27 Mayo 2021].
- [61] K. D. Thomas, E. L. Quinn, J. L. Mauck y R. M. Bockhorst, «Digital Sensor Technology,» *9th International Topical Meeting on Nuclear Plant Instrumentation, Control, and Human Machine Interface Technologies (NPIC&HMIT 2015)*, n° INL/CON-14-33917, pp. 2-8, February 2015.
- [62] Maxim Integrated, «DS18B20: Programmable Resolution 1-Wire Digital Thermometer,» Julio 2019. [En línea]. Available: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/DS18B20.pdf>. [Último acceso: 5 Mayo 2021].
- [63] Maxim Integrated, «MAX30205: Human Body Temperature Sensor,» Marzo 2016. [En línea]. Available: <https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30205.pdf>. [Último acceso: 10 Septiembre 2021].

- [64] World Health Organization, «Using the Pulse Oximeter: Tutorial 2 – Advanced,» 2011. [En línea]. Available: https://www.who.int/patientsafety/safesurgery/pulse_oximetry/who_ps_pulse_oxymetry_tutorial2_advanced_en.pdf. [Último acceso: 9 Agosto 2021].
- [65] D. Deng, «Li-ion batteries: basics, progress, and challenges,» *Energy Science & Engineering*, n° 3, pp. 385-418, 2015.
- [66] TOREX, «XC6220 Series,» [En línea]. Available: <https://www.torexsemi.com/file/XC6220/XC6220.pdf>. [Último acceso: 16 Febrero 2022].
- [67] A. La Marra, F. Martinelli, P. Mori, A. Rizos y A. Saracino, «Introducing Usage Control in MQTT,» *International Workshop on Security and Privacy Requirements Engineering*, vol. 10683, pp. 35-43, 2017.
- [68] Last Minute Engineers, «Insight Into ESP32 Sleep Modes & Their Power Consumption,» LastMinuteEngineers.com, 2021. [En línea]. Available: <https://lastminuteengineers.com/esp32-sleep-modes-power-consumption/>. [Último acceso: 21 Agosto 2021].
- [69] Ubidots, «Home Page,» Ubidots, 2021. [En línea]. Available: <https://ubidots.com/>. [Último acceso: 1 Septiembre 2021].
- [70] N. Novita Sari, M. Naidah Gani, R. A. Maharani Yusuf y R. Firmando, «Telemedicine for silent hypoxia: Improving the reliability and accuracy of Max30100-based system,» *Indonesian Journal of Electrical Engineering and Computer Science*, vol. 22, n° 3, pp. 1419-1425, 2021.
- [71] A. Bocca, A. Sassone, D. Shin, A. Macii, E. Macii y M. Poncino, «An Equation-Based Battery Cycle Life Model for Various Battery Chemistries,» *2015 IFIP/IEEE International Conference on Very Large Scale Integration (VLSI-SoC)*, pp. 57-62, 2015.
- [72] Espressif Systems, «ESP32: Hardware Design Guidelines,» 2021. [En línea]. Available: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_hardware_design_guidelines_en.pdf. [Último acceso: Enero 2022].
- [73] H. Eroğlu, B. Okyaz y Ü. Türkçapar, «The Effect of Acute Aerobical Exercise on Arterial Blood Oxygen Saturation of Athletes,» *Journal of Education and Training Studies*, vol. 6, n° 9, pp. 74-79, 2018.
- [74] K. Okazaki, «Body Temperature Regulation During Exercise Training,» de *Musculoskeletal Disease Associated with Diabetes Mellitus*, Tokio, Springer, 2016, pp. 253-268.

Anexo A: Publicaciones y Difusión

El 7 de julio del 2022 el artículo “Wearable Internet of Things (IoT) Device Model Design Based on Low-Cost Healthcare Monitoring System for Current Covid-19 Disease” fue publicado a través de la edición Science and Information Conference de Springer como parte de la participación en el SAI 2022: Intelligent Computing. Publicado dentro del libro “Lecture Notes in Networks and Systems”.

Print ISBN: 978-3-031-10466-4

Online ISBN: 978-3-031-10467-1

DOI: https://doi.org/10.1007/978-3-031-10467-1_1



Wearable Internet of Things (IoT) Device Model Design Based on Low-Cost Healthcare Monitoring System for Current Covid-19 Disease

Ricardo Álvarez-González¹, Edgar R. González-Campos^{1(✉)},
Nicolás Quiroz-Hernández¹, and Alba M. Sánchez-Gálvez²

¹ Faculty of Electronic Sciences, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla,
Puebla, Mexico
{ricardo.alvarez,nicolas.quirozh}@correo.buap.mx,
edgar.gonzalezca@alumno.buap.mx

² Faculty of Computer Science, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla,
Puebla, Mexico
alba.sanchez@correo.buap.mx

Abstract. IoT has become an essential resource in health applications, mainly for the monitoring of chronic diseases with integration with wearable devices, which helps to analyze symptoms in a non-invasive way, becoming a highly qualified resource for the health care of the patient. Novel Covid-19 disease emerged from China in December 2019 and became a problem of global concern the following year. Elderly and people with comorbidities are the most affected, causing a critical health condition or even death. Therefore, remote monitoring is necessary in patients with Covid-19 to avoid health complications caused by irregular conditions such as silent hypoxia. This paper proposes an efficient, low-cost, and rapidly assembled wearable IoT device model, focused on monitoring the health of the Covid-19 patients, including oxygen saturation and body temperature measurements with the aim of notifying patients and medical experts of health status during disease. Implementation is based on Espressif's ESP32 SoC (System on a Chip) using its connectivity resources for Wi-Fi communication toward IoT platform in order to deploy physiological measurements in mobile devices and alert in case of critical values. The results of the prototype implementation are compared to commercial medical devices to demonstrate the functionality and efficiency of the wearable IoT device model.

Keywords: IoT · Healthcare · Covid-19 · Wearable · WIoT healthcare

1 Introduction

Recently, the Internet of Things has improved various aspects of individual well-being monitoring due to the increased incidence of life-threatening chronic diseases

© The Author(s), under exclusive license to Springer Nature Switzerland AG 2022
K. Arai (Ed.): SAI 2022, LNNS 508, pp. 1–19, 2022.
https://doi.org/10.1007/978-3-031-10467-1_1

Posteriormente, el 12 de julio del 2022 fue publicado (como Early Access) el artículo “Three-stage Power Supply System Model for a Wearable IoT Device for COVID-19 Patients” dentro de la edición IEEE Embedded Systems Letters del año 2022 de la IEEE.

Print ISSN: 1943-0663

Electronic ISSN: 1943-0671

DOI: 10.1109/LES.2022.3189984

This article has been accepted for publication in IEEE Embedded Systems Letters. This is the author's version which has not been fully edited and content may change prior to final publication. Citation information: DOI 10.1109/LES.2022.3189984

IEEE EMBEDDED SYSTEMS LETTERS, VOL. , NO. , MARCH 2022

1

Three-stage Power Supply System Model for a Wearable IoT Device for COVID-19 Patients

Ricardo Álvarez-González, Edgar R. González-Campos, Nicolás Quiroz-Hernández, Alba M. Sánchez-Gálvez

Abstract—During the current crisis caused by the COVID-19 pandemic, Wearable IoT (WIoT) health devices have become essential resources for remote monitoring of the main physiological signs affected by this disease. As well as sensors, microprocessor and wireless communication elements are widely studied, the power supply unit has the same importance for WIoT technology, since the autonomy of the system between recharges is of great importance. This paper presents the design of the power supply system of a WIoT device capable of monitoring oxygen saturation and body temperature, sending the collected data to an IoT platform. The supply system is based on a three-stage block consisting of a rechargeable battery, battery charge controller, and DC voltage converter. The power supply system is designed and implemented as a prototype in order to test performance and efficiency. The results show that the designed block provides a stable supply voltage avoiding energy losses, which makes it an efficient and rapidly developing system.

Index Terms—Power supply system, embedded healthcare systems, battery charge controller, COVID-19 wearable IoT, lithium-ion batteries.

I. INTRODUCTION

IN recent years, wearable devices have become a popular resource for health tracking due to the benefits and special features that these systems provide to monitor physiological and biomechanical signs. Wearable technology encompasses all devices with the ability to collect data from the body, perform basic pre-processing, data storage, and data transfer via wireless communication technologies [1].

The Internet of Things (IoT) support wearables in the task of achieving data communication towards a platform or data system through wireless communication protocols and standards. The IoT includes the different scenarios in which an interaction between objects and the Internet occurs [1]. A complete technological framework to receive data from wearables and mobile devices for computing and storage processes are provided by the IoT. This inexorable relationship between wearable technology and the IoT is known as Wearable Internet of Things (WIoT) [1].

In December 2019 in Hubei, China, the first case of the COVID-19 disease was registered, becoming an international concern because this respiratory disease, generated by SARS-CoV-2 (Severe Acute Respiratory Syndrome Coronavirus-2), is rapidly spreading and mainly affects elderly and people with chronic diseases [2]. An effective alternative for this problem is the remote tracking of confirmed COVID-19 cases, since it is possible to monitor the main physiological signs and take early action when the patient's disease worsens [3]. However, there are factors that are recommended to include during the design of WIoT devices for medical applications [4].

The following factors are considered during the WIoT device design process presented in this paper: (1) portability, (2) scalability, (3) affordability, (4) connectivity, and (5) energy efficiency.

The contribution of this paper is the design of a power supply system model aimed at a WIoT device capable of monitoring patients with COVID-19. The proposed model is based on a comparison of the main alternatives of low-cost and reliability devices. Critical factors such as output voltage signal and operating temperature are measured from the prototype implementation to achieve system effectiveness.

II. SYSTEM OVERVIEW

The proposed WIoT device model for COVID-19 patients mainly monitors blood oxygen saturation and body temperature. The method to measure these physiological signs is a non-invasive process in which sensors are placed in particular regions of the human body to provide measurements that are as accurate as possible. The complete health system includes wireless communication via Wi-Fi technology, using MQTT communication protocol, to send data collected from the WIoT device to an IoT platform where patient information is displayed on a dashboard; additionally, alert management is implemented when critical values of oxygen saturation and body temperature are detected. To measure the patient's blood oxygen saturation and body temperature, MAX30100 and MAX30205 sensors are proposed. Espressif's ESP32 SoC (System on a Chip) is proposed as the central microcontroller, which integrates technology and multiple modules for wireless communications in IoT applications, such as Wi-Fi, Bluetooth and BLE (Bluetooth Low Energy).

The selected IoT platform is Ubidots, which allows mobile devices to communicate via MQTT. WIoT device placement is proposed in accordance with World Health Organization (WHO) recommendations on the correct method for measuring oxygen saturation [5]. Therefore, the WIoT device is presented as a wristband with a clip for the index finger connected by a cable to the central system for data communication and power supply. The temperature sensor, the ESP32 module and the power supply system are embedded in the wrist, as shown in Fig. 1.

The proposed system is aimed at a medical research environment where multiple WIoT devices can be used on COVID-19 patients to record health data when different medical treatments are applied, or for different purposes. Furthermore, this device was designed with the intention that it be for personal use as well. This system allows free use of patient

Como parte de la primera publicación, el trabajo presentado en el artículo “Wearable Internet of Things (IoT) Device Model Design Based on Low-Cost Healthcare Monitoring System for Current Covid-19 Disease” fue presentado en la Computing Conference 2022 celebrada en Londres por parte de la SAI. La participación fue en la modalidad Online el día 15 de julio de 2022.



Actualmente el diseño propuesto en este trabajo de tesis se encuentra en proceso para patentarlo, a través de la Dirección de Innovación y Transferencia de Conocimiento de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla. Hasta el momento de la entrega de este documento, el proceso se encuentra en la elaboración de la patente, con el código de reporte 2022-16.

Anexo B: Tablas de Resultados de las Etapas de Evaluación del Diseño Presentado

Primero se presentan los conjuntos de resultados de implementación del prototipo A:

SpO2		
MAX30100	Oxímetro	Tiempo
%	%	Minutos
96	96	0
97	96	10
95	96	20
96	95	30
97	95	40
96	95	50
96	94	60
96	97	70
97	97	80
95	95	90
95	94	100
96	96	110
96	95	120
97	95	130
96	96	140
95	94	150
96	96	160
96	96	170
97	95	180
97	96	190

Frecuencia Cardiaca		
Tiempo	MAX30100	Oxímetro
Minutos	bpm	bpm
0	80	75
10	73	70
20	77	75
30	78	74
40	81	75
50	76	74
60	74	75
70	77	75
80	76	74

90	70	75
100	72	73
110	75	75
120	77	73
130	71	76
140	73	72
150	68	71
160	75	67
170	77	70
180	75	70
190	75	75

Temperatura		
Tiempo	MAX30205	OMRON
Minutos	°C	°C
0	36.2	36.4
10	36.2	36.2
20	36.3	36.2
30	36.5	36.4
40	36.5	36.6
50	36.1	35.9
60	36.3	36.1
70	36.2	35.9
80	36.6	36.4
90	36.5	36.2
100	36.4	36.3
110	36.2	35.9
120	36.4	36.3
130	36.5	36.4
140	36.3	36.2
150	36.5	36.1
160	36.2	36.2
170	36.1	35.9
180	36.5	36.3
190	36.2	36.4

Para el sistema de alimentación, se presenta la tabla de resultados comparativos para cada frecuencia de monitoreo:

Duración de Batería		
Frecuencia de monitoreo	Cálculos	Resultados Experimentales
Minutos	Horas	Horas
5	53.73	50
10	74.64	72
15	85.76	83
30	100.76	92
60	110.44	99

Para el caso de monitoreo de temperatura del convertidor de voltaje, se presentan los resultados obtenidos:

Temperatura LDO	
Tiempo	Temperatura
Minutos	°C
10	23.44
20	23.25
30	22.94
40	23
50	23.06
60	23.31
70	23.31
80	23.38
90	23.38
100	23.38
110	23.38
120	23.44
130	23.44
140	23.44
150	23.5
160	23.62
170	23.56
180	23.38
190	23.5
200	23.31
210	23.12
220	23.19
230	23.19
240	23.25
250	23.12
260	23.06

270	23.12
280	22.94
290	23.06
300	22.94

La salida del sistema de alimentación fue medida con osciloscopio, y los datos fueron recuperados para recrear el gráfico presentado. En la siguiente tabla se encuentran estos datos de medición hasta el dato 60 ya que este conjunto de datos cuenta con 1200 lecturas:

Medición Señal de Salida	
Tiempo	Voltaje de Salida
μs	V
100	3.351
200	3.334
300	3.351
400	3.351
500	3.351
600	3.361
700	3.351
800	3.351
900	3.351
1000	3.351
1100	3.351
1200	3.351
1300	3.351
1400	3.351
1500	3.361
1600	3.351
1700	3.351
1800	3.351
1900	3.351
2000	3.351
2100	3.351
2200	3.351
2300	3.351
2400	3.351
2500	3.351
2600	3.351
2700	3.351
2800	3.351
2900	3.351
3000	3.351
3100	3.351

3200	3.351
3300	3.351
3400	3.351
3500	3.351
3600	3.351
3700	3.351
3800	3.351
3900	3.351
4000	3.351
4100	3.351
4200	3.351
4300	3.351
4400	3.351
4500	3.351
4600	3.351
4700	3.351
4800	3.351
4900	3.351
5000	3.351
5100	3.351
5200	3.351
5300	3.351
5400	3.331
5500	3.351
5600	3.351
5700	3.351
5800	3.351
5900	3.351
6000	3.351

Los resultados finales de implementación son presentados en las siguientes tablas:

SpO2	
Tiempo	SpO2
Minutos	%
10	96
20	96
30	97
40	96
50	96
60	96
70	95
80	96

90	96
100	96
110	96
120	96
130	95
140	95
150	96
160	96
170	96
180	96
190	96
200	97
210	97
220	95
230	96
240	96
250	97
260	96
270	96
280	96
290	96
300	95
310	95
320	96
330	96
340	96
350	97
360	96
370	96
380	96
390	93
400	96
410	96
420	96
430	97
440	96
450	96
460	96
470	96
480	96
490	95

Frecuencia Cardiaca	
Tiempo	Frecuencia Cardiaca
Minutos	bpm
10	80
20	80
30	83
40	81
50	83
60	83
70	78
80	74
90	83
100	82
110	86
120	86
130	78
140	76
150	86
160	82
170	81
180	83
190	82
200	81
210	80
220	82
230	82
240	79
250	76
260	79
270	81
280	87
290	78
300	82
310	77
320	84
330	88
340	82
350	86
360	86
370	82

380	86
390	82
400	86
410	88
420	79
430	79
440	78
450	87
460	88
470	81
480	84
490	82

Temperatura	
Tiempo	Temperatura
Minutos	°C
10	36.59
20	36.72
30	36.54
40	36.58
50	36.81
60	36.86
70	36.98
80	36.9
90	36.87
100	36.67
110	36.42
120	36.29
130	36.17
140	36.18
150	36.31
160	36.03
170	36.23
180	36.42
190	36.36
200	36.39
210	36.29
220	36.48
230	36.39
240	36.09
250	36.12

260	36.41
270	36.29
280	36.43
290	36.37
300	36.6
310	36.33
320	36.72
330	36.74
340	36.68
350	36.74
360	36.62
370	36.55
380	36.57
390	36.76
400	36.67
410	36.86
420	36.79
430	36.84
440	36.79
450	36.85
460	36.82
470	36.81
480	36.85
490	36.72

Como parte del estudio adicional realizado, donde el sujeto de pruebas realizó actividad física mientras era monitoreado simultáneamente por el prototipo final y los dispositivos de referencia. Los resultados se presentan a continuación:

SpO2		
Tiempo	MAX30100	OXIMETRO
Minutos	%	%
1	95	95
2	95	94
3	95	94
4	96	94
5	94	93
6	93	93
7	93	93
8	95	93
9	95	95
10	94	96
11	94	93

12	95	93
13	95	94
14	95	94
15	95	95
16	94	95
17	95	93
18	93	93
19	94	92
20	94	94
21	95	94
22	95	95
23	96	95
24	96	93
25	95	93
26	96	94
27	94	95

Frecuencia Cardiaca		
Tiempo	MAX30100	OXIMETRO
Minutos	bpm	bpm
1	157	110
2	119	110
3	173	120
4	155	135
5	96	110
6	106	110
7	144	120
8	107	125
9	91	110
10	89	105
11	111	120
12	189	150
13	115	110
14	114	115
15	163	130
16	150	128
17	185	148
18	76	110
19	102	110
20	140	150
21	95	150

Temperatura		
Tiempo	MAX30205	OMRON
Minutos	°C	°C
1	35.41	35.8
2	35.33	35.9
3	35.24	36.1
4	35.24	35.8
5	35.19	35.5
6	35.22	35.4
7	35.26	35.4
8	35.29	35.6
9	35.52	36.1
10	36.1	36.3
11	36.35	36.3
12	36.58	36.4
13	36.75	36.4
14	36.88	36.6
15	37.02	36.8
16	37.12	36.8
17	37.34	37.2
18	37.22	37.3
19	37.27	37.5
20	37.35	37.5
21	37.48	37.6
22	37.63	37.5
23	37.81	37.5
24	37.85	37.7
25	37.88	37.7
26	37.92	37.7
27	38.02	37.8
28	38.1	37.7