



**Universidad
Israel**

UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA ISRAEL

ESCUELA DE POSGRADOS “ESPOG”

MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

MENCIÓN: GESTIÓN DE LAS TELECOMUNICACIONES

(Aprobado por: RPC-SE-01-No.016-2020)

TRABAJO DE TITULACIÓN EN OPCIÓN AL GRADO DE MAGISTER

Título del trabajo:

Diseño de un sistema de telemedicina no invasivo para la atención sanitaria en pacientes con diabetes mellitus tipo 1.

Línea de Investigación:

Telecomunicaciones y Sistemas Informáticos aplicados a la producción y la sociedad

Campo amplio de conocimiento:

Tecnologías de la Información y la Comunicación (TIC)

Autor:

Ing. Núñez González, Christian Mauricio

Tutor/a:

Mg. Albarracín Guarochico, Wilmer Fabian

Quito – Ecuador

2021

APROBACIÓN DEL TUTOR



Yo, Wilmer Fabian Albarracín Guarochico con C.I: 1713341152 en mi calidad de Tutor del trabajo de investigación titulado: Diseño de un sistema de telemedicina no invasivo para la atención sanitaria en pacientes con diabetes mellitus tipo 1.

Elaborado por: Christian Mauricio Núñez González, de C.I: 1713073797, estudiante de la Maestría: TELECOMUNICACIONES, mención: GESTIÓN DE LAS TELECOMUNICACIONES de la **UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA ISRAEL (UISRAEL)**, como parte de los requisitos sustanciales con fines de obtener el Título de Magister, me permito declarar que luego de haber orientado, analizado y revisado el trabajo de titulación, lo apruebo en todas sus partes.

Quito D.M., 1 de octubre de 2021

Mg. Wilmer Albarracín

Tabla de contenidos

APROBACIÓN DEL TUTOR	ii
INFORMACIÓN GENERAL	1
Contextualización del tema.....	1
Pregunta Problémica.....	2
Objetivo general.....	2
Objetivos específicos.....	2
Beneficiarios directos:.....	2
CAPÍTULO I: DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO	3
1.1. Contextualización de fundamentos teóricos	3
1.2. Problema a resolver	5
1.3. Proceso de investigación.....	6
1.4. Vinculación con la sociedad	7
1.5. Indicadores de resultados	7
CAPÍTULO II: PROPUESTA.....	8
2.1. Fundamentos teóricos aplicados	8
2.1.1 Diabetes mellitus.....	8
2.1.2 Sensores no invasivos de glucosa	9
2.1.2 Sensores de compuestos orgánico volátiles	10
2.1.3 Otros parámetros biomédicos	11
2.1.4 Redes de sensores inalámbricos (Wireless Sensor Networks WSN).....	13
2.1.5 Protocolo IEEE 802.15.4 (Zigbee)	14
2.2. Descripción de la propuesta.....	16
2.2.1 Estructura general.....	16
2.2.2 Implementación	27
2.2.3 Resultados y validación	32

2.3. Matriz de articulación	35
CONCLUSIONES	36
RECOMENDACIONES	37
BIBLIOGRAFÍA	38
ANEXOS	41
Anexo 1. Dispositivo terminado	41
Anexo 2. Datasheet MQ138	43

Índice de tablas

Tabla 1. Valores de diagnóstico de diabetes mellitus.....	9
Tabla 2. Comparativo de biomarcadores de fluidos biológicos para medir la glucosa.....	10
Tabla 3. Concentraciones de COV para niveles altos y bajos de glucosa en sangre	10
Tabla 4. Comparativo de sensores de temperatura.....	11
Tabla 5. Frecuencias cardíacas normales en reposo.....	12
Tabla 6. Comparativo de estándares de comunicación inalámbrica	15
Tabla 7. Comparativo de sensores temperatura IC (circuito integrado).....	18
Tabla 8. Características del sensor MAX30100	19
Tabla 9. Características XBee S2C	20
Tabla 10. Características Arduino Nano	24
Tabla 11. Características Arduino Mega 2560	25
Tabla 12. Características ESP8266.....	26
Tabla 13. Comparativo de mediciones reales y del prototipo	32
Tabla 14. Comparativo de mediciones reales y del prototipo para frecuencia cardíaca.....	34
Tabla 15. Matriz de articulación.....	35

Índice de figuras

Figura 1. Esquema Red Zigbee	15
Figura 2. Topologías de redes Zigbee: estrella, árbol y malla	16
Figura 3. Diagrama de bloques de la propuesta	16
Figura 4. Sensor MQ-138.....	18
Figura 5. Configuraciones del LM35.....	19
Figura 6. Modulo Xbee S2C.....	20
Figura 7. Modulo Xbee Explorer USB.....	21
Figura 8. Configuración inicial de X-CTU	21
Figura 9. Configuraciones básicas en X-CTU	22
Figura 10. Trama API	23
Figura 11. Configuración API 2 en XCTU	23
Figura 12. Circuitería para configurar ATMEGA 328.....	25
Figura 13. Alimentación del módulo ESP8266	26
Figura 14. Implementación de circuito de prueba.....	27
Figura 15. Diagrama electrónico del circuito terminales (Router).....	29
Figura 16. Diagrama electrónico del circuito coordinador.	29
Figura 17. PCB del circuito coordinador.....	30
Figura 18. PCB del circuito coordinador.....	30
Figura 19. Placa circuito coordinador.	31
Figura 20. Placa circuito terminales (usuarios).....	31
Figura 21. Medición de la glucosa.....	33

INFORMACIÓN GENERAL

Contextualización del tema

El presente proyecto propone un diseño de un sistema de telemedicina no invasivo para la atención sanitaria en pacientes con diabetes mellitus tipo 1, basado en el estandar IEEE 802.15.4, Zigbee, la cual es una alternativa de bajo costo y eficiente consumo de energía.

El dispositivo como tal permitirá medir los niveles de glucosa de los pacientes diabeticos, mediante sensores de compuestos orgánicos volátiles (COV) que, en conjunto con sensores de temperatura corporal, oxígeno en la sangre y ritmo cardiaco, permitirán el monitoreo continuo de los pacientes crónicos a distancia; así como, el almacenamiento y envío de la información para generar un historico de la evolución del paciente que ayude al profesional de la medicina a proveer un adecuado diagnóstico.

Los sistemas de telemedicina tiene un papel importante dentro de los sistemas de salud, ya que brindan facilidades a las comunidades de enfermos crónicos (diabéticos), optimizando los tiempos de atención, reduciendo costos y gastos asociados a movilización, permitiendo llegar a mayor numero de pacientes independiente de la distancia o ubicación geografica. Ya que, la tecnologia a utilizar, Zigbee, permite optimizar el tamaño de los paquetes de informacion, el consumo de energia y la interconexión con un sin número de usuarios.

El método de medición no invasivo de la glucosa, se basa en el análisis de la respiración mediante sensores COV, los tales como hidrocarburos, cetonas, aldehídos, alcoholes, esterers, nitrilos, compuestos aromáticos, entre otros y, cuyos niveles de concentración pueden verse afectados por diferentes enfermedades. De acuerdo a Bruen et al. (2017), existen sensores que permiten identificar la concentracion de acetona en el aliento, para el monitoreo de la diabetes, habiendo determinado que los niveles de acetona en la sangre son 330 veces mas altos que en el aliento, donde se tienen medidas de 0.1 a 2 partes por millón (ppm) para la carga posglucosa de personas sanas y pudiendo llegar a 103.7 ppm en pacientes diabeticos en estado crítico.

El proyecto para su implementación y uso por parte de los usuarios no requiere de conocimientos especializados en la tecnologia Zigbee, ya que el dispositivo consta de un módulo de sensores, donde se mediran las distintas variables; y otro modulo que hara las funciones de coordinador, el cual se encargara de procesar la información y enviarla mediante internet para que pueda ser visualizada por el medico tratante.

Pregunta Problemática

¿Es viable y factible el diseño de un sistema no invasivo que permita detectar problemas de salud de un paciente con diabetes crónica y enviarlos en tiempo real al médico tratante?

Objetivo general

Diseñar un sistema de telemedicina no invasivo para la atención sanitaria en pacientes con diabetes mellitus.

Objetivos específicos

- Contextualizar los fundamentos teóricos sobre sensores para el monitoreo de la diabetes y telemedicina.
- Determinar los elementos pasivos y activos que se necesitaran para el desarrollo del sistema de telemedicina con sensores no invasivos para pacientes con diabetes.
- Diseñar el sistema de telemedicina y elementos de procesamiento para la visualización de la información.
- Valorar a través del criterio de especialistas del sector de la salud la funcionalidad del diseño del sistema de telemedicina.

Beneficiarios directos:

Los beneficiarios directos en primer lugar son los pacientes con diabetes, no obstante, el dispositivo puede ser utilizado para medicina preventiva por cualquier persona.

Adicionalmente, el presente trabajo representara una alternativa para médicos y personal de instituciones del sector de la salud público y privado, para mejorar la cobertura de los servicios médicos hacia la población.

CAPÍTULO I: DESCRIPCIÓN DEL PROYECTO

1.1. Contextualización de fundamentos teóricos

El presente proyecto toma como referencia a autores de libros relacionadas con el desarrollo de aplicaciones con el estándar IEEE 802.15.4, Zigbee, como el de Eady (2010), Stefano (2013), Wang (2014), Shi (2016), Kurniwan (2018). Así como, se harán uso de los diferentes manuales y hojas de datos del fabricante de los dispositivo Xbee producidos por Digi(2020) las cuales se basan en las recomendaciones de la IEEE sobre el estándar a trabajar.

El trabajo en primer lugar hará una referencia a teorías sobre las medición de signos vitales mediante medios electrónicos, como caso específico la toma de información de la glucosa con el uso de sensores de compuestos orgánicos. Teniendo claro el principio de funcionamiento de los sensores, es necesario hacer una revisión teórica de los circuitos de acondicionamiento y procesamiento de la información. Posteriormente, se deberán definir conceptos relacionados con redes de transmisión inalámbrica, y los diferentes protocolos utilizados para este fin. Para finalizar se deberá hacer una revisión bibliográfica sobre los mejores medios para la visualización y almacenamiento de la información.

En relación a los beneficiarios del proyecto, en primer lugar, es el sector de la salud, tanto para pacientes como médicos, no obstante, estos no son los únicos beneficiarios, ya que, la salud preventiva aplicada de forma responsable y metódica permite el desarrollo y crecimiento de toda la población, lo cual, tiene un efecto positivo en todos los sectores productivos y económicos. Lo expuesto, en esta época de pandemia, genera una nueva oportunidad para satisfacer la necesidad de contar con nuevas tecnologías que se ajusten a las necesidades y presente comodidad para los usuarios.

En relación a los recursos tecnológicos, el propuesta tiene como base el diseño de redes de sensores inalámbricos bajo la tecnología Zigbee, el cual es un estándar global abierto diseñado para satisfacer de forma específica las necesidades de redes de IoT de bajo costo y bajo consumo. El estándar opera en la especificación de radio física IEEE 802.15.4 y opera en bandas sin licencia que incluyen 2.4 GHz, 900 MHz y 868 MHz. Por lo que, los requerimientos tecnológicos se encuentran en una etapa de desarrollo que permiten el diseño de diferentes aplicaciones adaptadas a las necesidades actuales de conectividad por parte de los usuarios.

Dentro del contexto de este contexto existen varios trabajos en el tema de mediciones no invasivas, por ejemplo el proyecto de Asael et al. (2017), el cual desarrolla un sistema de monitoreo no invasivo para el control de pacientes diabéticos que utiliza como instrumento de medición a un opto

glucómetro, el cual permite identificar los niveles de glucosa a través de la estimulación y análisis del efecto fotomotor del ojo ante estímulos controlados de luz. El estímulo luminoso permite monitorear las variaciones en las capilaridades dentro del ojo, lo cual es captado con cámaras de alta definición. El proyecto requirió de algoritmos que ayuden al procesamiento de las imágenes captadas, ya que de estos dependerá el diagnóstico y la toma de decisiones del médico tratante, el cual hace una visualización de la información que ha sido enviada a manera de reporte por un correo electrónico u aplicación móvil. La utilidad del presente trabajo se presenta en el marco teórico asociado a las diferentes técnicas de medición de la glucosa y los algoritmos relacionados con el procesamiento de la señal, así como muestra procesos de transmisión, recepción y visualización de la información.

Otros estudios como el de Lin et al. (2018), han optado por analizar los líquidos lagrimales, donde correlacionan la sangre y la glucosa lagrimal, los cuales proveen una alternativa de medición que requiere el uso de lentes de contacto como un dispositivo portátil no invasivo de medición para la vigilancia continua de glucosa en la sangre y en consecuencia de la salud. El sistema como tal proporciona muchas ventajas, sin embargo, aún hay muchos problemas que se deben resolver, en especial con los materiales de fabricación de los dispositivos los cuales no deben generar problemas adicionales a los pacientes. Por lo que, se debe tener cuidado en el encapsulamiento de los circuitos electrónicos y comunicación inalámbricos, así como, las fuentes de energía pueden dañar la córnea o el párpado y en general poner en peligro la visión de la persona que lo utilice. El trabajo mencionado, presenta información útil sobre diferentes técnicas de medición no invasiva de la glucosa, donde se muestran algunos algoritmos para procesa la información, así como circuitos de acondicionamiento que puede ser utilizados en el trabajo en cuestión.

Por otra parte, Lee et al. (2018), propone un método alternativo de medición de la glucosa por el sudor. Aprovecha la condición que las glándulas sudoríparas se encuentran distribuidas por todo el cuerpo, siendo este un medio de respuesta lo suficientemente rápido como para reflejar las condiciones fisiológicas del cuerpo humano. El estudio concluye que el sudor que se secreta en la superficie de la piel posee niveles de glucosa que permanecen sin absorberse, por lo que, pueden medirse fácilmente mediante sensores de tipo pulsera o tipo parche de detección electroquímica. Aunque la temperatura y la acidez de la sangre son homeostáticos, estos parámetros en el sudor pueden variar siendo muy ácidos y, dependiendo de la cantidad de ácido láctico y la temperatura ambiente pueden generar problemas en la medición. Al igual que los otros trabajos mencionados, la relevancia que tiene este trabajo se relaciona con el tratamiento y la corrección del factor de error en la mediciones, que dentro del tema medico deben ser mínimas.

Para Jiang et al. (2018), el desarrollo del análisis de los compuestos orgánicos volátiles (VOC) para el estudio de aliento exhalado por las personas, ofrece la posibilidad de un control rutinario y detección temprana de la diabetes. En el aliento la concentración de acetona se considera un indicador fiable de la glucosa, los estudios que se han realizado sobre el tema han demostrado que la acetona se libera en los pacientes diabéticos es significativamente mayor que la presente en grupos de control (pacientes no diabéticos). El estudio como tal presentó un arreglo de sensores de gases que se encuentran en el mercado en conjunto con controladores PID, los cuales permitieron detectar de con un mínimo error los niveles de glucosa de un paciente. El trabajo mencionado muestra una método no invasivo más fiable y de menor complejidad que los otros estudios, siendo este la referencia principal para el desarrollo del prototipo, así como, sus resultados permitirán hacer comparaciones sobre el funcionamiento adecuado o no del dispositivo.

A nivel local el trabajo de Vega (2020), desarrolló e implementó un prototipo de glucómetro no invasivo, el cual utiliza la técnica de espectrometría de infrarrojo cercano, es decir, se realiza una medición en el dedo índice derecho y con la aplicación de luz a diferentes longitudes de onda se observa el comportamiento de la sangre en función de los niveles de glucosa. El trabajo desarrolló circuitos de visualización y acondicionamiento de las señales, siendo el mayor aporte el diseño y aplicación de algoritmos predictivos con el uso de redes neuronales, lo cual generó una lectura aproximada de los niveles de glucosa que pueden ser visualizados mediante un display de cristal líquido. Es importante tomar en cuenta que este estudio realizado en el ámbito local presenta su relevación ya que muestra otra alternativa con la espectrometría, sin embargo, este estudio de igual forma que otros similares permitirá hacer comparaciones en relación al error en la mediciones efectuadas con la técnica aplicada en este trabajo y el dispositivo a realizar.

1.2. Problema a resolver

La diabetes mellitus se atribuye a un mal funcionamiento del páncreas e impide producir suficiente cantidad de insulina (Tipo I), esto genera consecuencias peligrosas a la salud como daños en los tejidos y fallos en los órganos, lo que provoca un aumento en la tasa de mortalidad. Por consiguiente, la vigilancia continua de los niveles de glucosa en la sangre en pacientes con un historial de diabetes es una actividad frecuente y continua, que permite una intervención médica oportuna para evitar daños mayores a la salud.

La problemática se centra en las técnicas actuales que en primer lugar son invasivas (mediante muestra de sangre); y segundo que requieren de un cierto tiempo para su análisis por parte del profesional médico, donde una atención tardía y con datos erróneos puede generar consecuencias fatales como, insuficiencia renal, coma diabético e incluso la muerte por paro cardíaco repentino. Por

lo tanto, el contar con un dispositivo no invasivo en conjunto con un sistema de telemedicina pueden ser una alternativa viable para brindar una atención médica en tiempo real cuando esta sea necesaria.

1.3. Proceso de investigación

La investigación para cumplir con los objetivos planteados será apoyada con las siguientes técnicas e instrumentos:

- Investigación documental, revisión bibliográfica de libros, artículos científicos y otros documentos relacionados al tema, donde se procederá a analizar trabajos actualizados sobre el desarrollo de sensores no invasivos para la medición de la glucosa. Adicionalmente, es necesario analizar trabajos sobre propuestas de telemedicina, que permitan identificar elementos como circuitos de acondicionamiento, transmisión, recepción, procesamiento y visualización de la información.
- Para el diseño y posterior puesta en funcionamiento del prototipo es necesario seguir un proceso sistemático, el que comienza con la investigación de los elementos activos y pasivos a utilizar. Por lo que, en una primera parte se procederá a realizar el diseño electrónico de los circuitos que posteriormente pasaran a ser simulados y así determinar su correcto funcionamiento.
- Las simulaciones que se realizarán deberán estar direccionadas al correcto funcionamiento tanto de los circuitos de alimentación y acondicionamiento de las señales de los sensores a utilizar. Así también, se procederá a simular si los algoritmos de programación, trabajan adecuadamente, todo esto con el objetivo de minimizar posibles errores que se presenten en el momento del montaje de los circuitos y sistemas de comunicación.
- Después del montaje del dispositivo se procederá verificar el funcionamiento con pruebas a pacientes con diabetes y con un grupo de control (sin diabetes). Estas mediciones permitirán determinar realizar ajustes en la programación y lograr el mínimo error en las mediciones esperadas. De igual manera, se realizarán las pruebas de la transmisión y recepción de la información a través de los dispositivos de visualización que en este caso será una plataforma de IoT ya disponibles en el mercado.
- Para la validación de los datos se buscará una entidad de salud que permita acceder a datos de medición más exactos, como son los resultados de pruebas de sangre y así poder comparar y determinar los niveles y rangos de error que se están presentando.
- Toda la información será presentada en forma ordenada y resumida, en cuadros estadísticos, gráficas o relaciones de datos, con el fin de facilitar su análisis e interpretación.

1.4. Vinculación con la sociedad

El presente trabajo es un aporte para la población en general, tanto para actividades de prevención en diabetes como para control de la misma, en donde tanto las instituciones públicas o privadas de la salud, pueden ser los auspiciantes para el desarrollo y masificación de este tipo de atención por medios tecnológicos. Los principales beneficiarios son el grupo de la población con diabetes mellitus I los cuales podrán contar con un dispositivo cómodo y fiable que permita medir la glucosa de los pacientes y cuyos resultados puedan ser visualizados e interpretados por el medico tratante, sin el desplazamiento físico, lo cual genera ahorro de recursos económicos y de tiempo, así como de una atención oportuna ante cualquier tipo de emergencia médica.

Es así que, el Estado ecuatoriano por medio del Ministerio de Salud Pública del Ecuador puede tomar como base este tipo de estudios, el cual se enmarca en el buen vivir de la persona y que priorizan los derechos que tiene cualquier ciudadano hacia una atención de salud oportuna y de calidad.

1.5. Indicadores de resultados

Para evaluar los resultados se proponen los siguientes indicadores:

Indicador	Fórmula	Nivel óptimo	Nivel medio	Nivel deficiente	Parámetros de calidad
Nivel glucosa pacientes con diabetes =	Promedio nivel glucosa pacientes con diabetes	Antes de comer entre 80 mg /DL y 130 mg /DL Después de comer < 180 mg /DL	Antes de comer entre 70 mg /DL y 140 mg /DL Después de comer < 190 mg /DL	Antes de comer entre 60 mg /DL y 150 mg /DL Después de comer < 200 mg /DL	Medición del nivel de glucosa en diferentes momentos.
Error de medición =	Valor medido dispositivo / Valor medido con método tradicional	2% - 3%	5%	>5%	Mínimo nivel de error en la medición
Pacientes con error de medición =	Pacientes que presentan errores / Total pacientes evaluados	2% - 3%	5%	>5%	Mínimo nivel de variabilidad de medición entre pacientes.

CAPÍTULO II: PROPUESTA

2.1. Fundamentos teóricos aplicados

2.1.1 Diabetes mellitus

La diabetes mellitus (DM) es una alteración metabólica que se caracteriza por una presencia crónica de hiperglucemia, la cual es el resultado de defectos en la secreción o acciones de la insulina. La DM está asociada a diferentes alteraciones en la salud, que sin un tratamiento adecuado pueden generar accidentes cardiovasculares y cerebrovasculares, llegando incluso al coma. De igual forma, los altos niveles de glucosa en el largo plazo generan fallos y lesiones en diferentes órganos como ojos, riñones, sistema nervioso, vasos sanguíneos y el corazón (Mediavilla-Bravo, 2002; Conget, 2002).

La diabetes mellitus es una enfermedad incurable y se la considera una epidemia silenciosa, producto de la insuficiencia de insulina en el cuerpo lo que provoca altos niveles de glucosa en sangre, conocidos como hiperglucemia, o concentraciones reducidas de glucosa, conocidos como hipoglucemia. La diabetes se asocia con varias afecciones adicionales pueden resultar en retinopatía que conduce a ceguera, nefropatía que da lugar a insuficiencia renal, daño de nervios periféricos con aumento del riesgo de úlceras en las extremidades (pie), amputación, enfermedades cardiovasculares o incluso cáncer (Bruen et al., 2017).

Los criterios de diagnóstico y de clasificación de la DM por parte de la Asociación Americana de Diabetes, mencionados por Mediavilla-Bravo (2002) presentan las siguientes categorías:

- Diabetes mellitus tipo I: Esta dentro de un rango de edad infanto-juvenil, hasta los 30 años, y su origen es del tipo autoinmune. Dentro de esta categoría se encuentran entre el 5% - 10% de todos los casos de pacientes con este problema y siempre requieren de la administración de insulina.
- Diabetes mellitus tipo II: Esta patología representa entre el 90% - 95% de toda la población con este problema; por lo general, es común en personas mayores a 40 años y viene acompañada de casos de obesidad (80% de los pacientes). Para su control, en muchos casos solo es necesario dieta y ejercicios que pueden estar acompañados con tratamientos antidiabéticos del tipo oral o con insulina.
- Diabetes gestacional: Esta aparece por primera vez durante la gestación y se presentan entre el 1% al 14% de las mujeres embarazadas y puede incrementar el riesgo de complicaciones perinatales.

A continuación, se presentan los criterios de diagnóstico de la diabetes mellitus:

Tabla 1

Valores de diagnóstico de diabetes mellitus

Criterio	mmol/ l [mg/dl]	Riesgo de enfermedad
Glucemia basal en plasma venoso (ayunas)	≥ 7.0 [126]	Retinopatía, nefropatías, neuropatías, enfermedades cardiovasculares.
Glucemia basal a 2 horas tras 75 g de sobrecargar de glucosa	≥ 11.1 [200]	
Glucemia al azar en plasma venoso	≥ 11.1 [200]	

Nota: Adaptado de Conget (2002). Las mediciones se confirman con mediciones en días distintos.

2.1.2 Sensores no invasivos de glucosa

Para el diagnóstico de la diabetes se han realizado un sin número de investigaciones para el desarrollo de biosensores que ayuden a obtener el diagnóstico del estado de salud del paciente. Se han investigado muchos tipos diferentes de sensores de glucosa como: electroquímicos enzimáticos y no enzimáticos, métodos espectroscópicos no invasivos como de Raman o infrarrojos para la que han ido ganando popularidad en los últimos años. Avances recientes, han permitido crear técnicas de medición con los fluidos biológicos distintos de la sangre, como el fluido intersticial, el sudor, el aliento, la saliva y el fluido ocular, todos estos no invasivos y que pueden permitir una monitorización continua de la glucosa para los diabéticos (Bruen et al., 2017).

En la actualidad, el método de autocontrol más utilizado es la punción digital, que tiene una base enzimática e implica la toma de muestras de sangre, la cual se analiza mediante tiras reactivas y un glucómetro. Este método es eficaz y cumple de forma estricta parámetros internacionales, pero tiene aspectos negativos como limitaciones de tiempo entre muestras, dolor y otras molestias. La técnica mencionada de monitorización no puede ser realizada de forma continua y los intervalos de tiempo para su aplicación son amplios a lo largo del día, en especial si se requiere controlar los niveles elevados de glucosa, en especial después de las comidas. Por lo que, se pueden pasar por alto períodos de hiperglucemia o hipoglucemia fuera de la ventana de muestreo (Gygliola-Ormachea et al., 2020).

Si bien los glucómetros disponibles en el mercado proporcionan mediciones en tiempo real, generando resultados que no sobrepasan los 5 minutos, y siendo la sangre el fluido corporal más estudiado y confiable para tales mediciones, no ha dejado de lado la necesidad de analizar otros fluidos biológicos como alternativas más accesibles, tales como: Líquido intersticial, líquido ocular, el sudor, el aliento, la saliva o la orina. A continuación, en la tabla 2 se observan algunos parámetros relacionados con los biomarcadores de glucosa con diferente fluidos biológicos.

Tabla 2*Comparativo de biomarcadores de fluidos biológicos para medir la glucosa*

Fluido biológicos	Biomarcador	Concentración para pacientes sanos	Concentración para pacientes diabéticos
Sangre	Glucosa	4.9 – 6.9 mM	2 – 40mM
Fluido intersticial	Glucosa	3.9 – 6.6 mM	1.99 – 22.2 mM
Orina	Glucosa	2.78-5.55 mM	> 5.55 mM
Sudor	Glucosa	0.06 – 0.11 mM	0.01 – 1 mM
Saliva	Glucosa	0.23 – 0.38 mM	0.55 – 1.77mM
Fluido ocular	Glucosa	0.05 – 0.5 mM	0.5 – 5 mM
Aliento	Glucosa	0.1 – 2 ppm	0.1 – 103.7 ppm

Nota: mM equivale a mili moles por litro (mmol/l). El aliento se mide en partes por millón (ppm). Adaptado de Bruen et al. (2017).

Como se puede observar, los estudios realizados muestran ya las diferentes mediciones de glucosa que generan cada uno de los fluidos en biológicos. Para caso de la presente investigación se realizará mediante el aliento cuya medida es por partes por millón (ppm) estas unidades deberán posteriormente ser transformadas a mmol/l para tener uniformidad en su interpretación y comparación con otros métodos.

2.1.2 Sensores de compuestos orgánico volátiles

Los compuestos orgánicos volátiles (COV) se generan como subproductos de las vías metabólicas dentro del cuerpo. Estos biomarcadores migran por el cuerpo a través del sistema circulatorio, pasan por la interfaz alveolar y se exhalan con la respiración, estableciendo una firma molecular de la respiración donde se identifican más de 3500 COV en la respiración los cuales incluyen hidrocarburos, cetonas, aldehídos, alcoholes, ésteres, nitrilos y compuestos aromáticos, cuyas concentraciones pueden deberse a enfermedades específicas (Hassan et al., 2018). Los COV en el aliento han mostrado de forma consistentemente ser buenos biomarcadores de diabetes. Dentro de los compuestos más representativos la acetona muestra un alto nivel de concentración para la detección de los niveles de glucosa como lo muestra la tabla 3.

Tabla 3*Concentraciones de COV para niveles altos y bajos de glucosa en sangre*

Compuesto	Nivele bajo de glucosa en la sangres	Nivel alto de glucosa en la sangre
Acetona	1-3ppm	5-7ppm
Nitrato de metilo	1ppm	3 ppm
Etanol	0-20 ppb	35-50 ppb
Metanol	0 ppb	1 ppb

Nota: ppm, equivale a partes por millón; ppb equivale a partes por billon. Adaptado de (Boubin & Shrestha, 2019).

Los sensores de COV más comunes son los basados en semiconductores de óxido metálico, los cuales están disponibles comercialmente y su principal uso está para el control de gases inflamables y tóxicos en entornos domésticos e industriales. Los sensores con dióxido de estaño (SnO₂) son los más sensibles y ampliamente utilizados, como el MQ-138, el cual tiene una alta sensibilidad a la acetona, el tolueno y el formaldehído. Además, tiene algunas ventajas como: amplio alcance de detección, respuesta rápida, buena estabilidad, larga vida útil y un sencillo circuito de accionamiento (Nasution et al., 2018).

2.1.3 Otros parámetros biomédicos

Dentro del sistema de telemedicina propuesto también se van a incluir un sensor de temperatura corporal, así como de un sensor de oxígeno y ritmo cardíaco cuyos principios de funcionamiento se detallan a continuación.

Temperatura corporal

Desde el punto de vista electrónico como lo menciona Lozano-Montero (2015), existen dos tipos de métodos genéricos de medición de la temperatura no invasiva: activos y pasivos. El primero se basa en irradiar energía sobre el cuerpo sean estas ondas electromagnéticas o ultrasónicas, estas ondas pasan por los tejidos, y la energía irradiada por el cuerpo muestra un modelo de temperatura corporal. En cambio, en los métodos pasivos se irradia energía del cuerpo al elemento o sensor para captar la medición de temperatura.

Para el presente trabajo se utilizarán métodos de medición pasivos, en tal virtud en el mercado existen diferentes tipos de sensores, con características específicas y útiles dependiendo de su aplicación. A continuación, se presenta un cuadro comparativo de los diferentes sensores pasivos y sus principales características.

Tabla 4

Comparativo de sensores de temperatura

Parámetro	RTD	Termistor	Termocupla	Sensores IC
Rango de temperatura	-250 °C a +750 °C	-100 °C a +500 °C	-267 °C a +2316 °C	-55 °C a +200 °C
Exactitud	Muy buena	Depende de la calibración	Buena	Buena
Linealidad	Buena	Mala	Buena	Muy buena
Sensibilidad	Baja	Muy buena	Mala	Buena
Circuitería	Compleja	Depende de la sensibilidad y requerimientos de potencia	Compleja	Simple
Consumo de potencia	Alta en medición	Alta en medición	Media	Baja
Costo relativo USD	Muy alto	Alto	Muy alto	Bajo

Nota: Adaptado de (Yue, 2017)

En el caso del cuerpo humano el rango normal de temperatura corporal fluctúa entre 36.5 °C y 37.2 °C, pero este variable y condicionado a varios factores, como la hora del día, la forma física, el estrés, la edad, hábitos de alimenticios o de sueño, y en el caso de las mujeres su ciclo menstrual. Si se presentan valores menores a 28 °C es una situación de hipotermia grave; cuando el rango va de 28 °C a 32 °C es un caso de hipertermia moderada y si va de 33 °C a 36 °C se tiene un caso de hipotermia leve. En cambio, cuando el rango va de 37.8 °C a 38.5°C, ya se tiene un cuadro de fiebre moderada; y si esta supera los 39 °C es una situación de fiebre alta, pero si llega a los 42,6 °C se genera un paro circulatorio y daños irreparables a la salud, incluso llegando a la muerte de la persona (Kimberger, 2017).

De lo expuesto, los sensores a ser utilizados serán los del tipo IC (circuito integrado), los cuales están dentro del rango de temperatura corporal, ofrecen una adecuada exactitud a un precios bajo, lo cual se adapta a las necesidades y requerimientos del prototipo a implementar.

Frecuencia cardiaca

La frecuencia o pulso cardiaco brinda información relevante para determinar el estado de salud de una persona. Niveles altos de frecuencia cardiaca en reposo se relacionan con una probabilidad de mortalidad, siendo estos más evidente en personas de la tercera edad, hipertensos, diabéticos, entre otros (Melgarejo, 2009). La frecuencia cardiaca a medida que avanza la edad de la una persona se vuelve más lenta y tiende a estabilizarse a partir de los 10 años con un rango en reposo de 60 a 100 latidos por minuto. A continuación, se presenta una tabla para las frecuencias cardiacas normales para distintas edades según la National Institutes of Health (NIH):

Tabla 5

Frecuencias cardiacas normales en reposo

Años	Frecuencia cardiaca normal (latidos por minuto)
Hasta 1 mes	70 a 190
De 1 a 11 meses	80 a 160
De 1 a 2 años	80 a 130
De 2 a 4 años	80 a 120
De 5 a 6 años	75 a 115
De 7 a 9 años	70 a 110
Mas de 10 años	60 a 100

Nota: Adaptado de (MacGill, 2017)

En relación a la medición del pulso cardiaco, dentro del proyecto este se lo realizará de forma electrónica, ya que la forma manual es impráctica que requiere la de la observación y conteo con el uso de un reloj de los pulsos en la muñeca o alguna zona donde se pueda sentir el latido del corazón

Dentro de los medidores que más se utilizan en la actualidad están los del tipo electrónico, de forma específica los que utilizan células fotoeléctricas o fotorreflectantes, estos en si se colocan en el lóbulo de la oreja o en el la punta del dedo índice de la mano y permiten sensar el paso de la sangre por los pequeños vasos sanguíneos (SIPSE, 2013). Este tipo de sensores brindan alta versatilidad para su acondicionamiento y fácil implementación y uso por parte de los pacientes, adaptándose de forma adecuada al sistema de telemedicina.

Oxígeno en la sangre

El nivel de oxígeno permite la evaluación de los pacientes con enfermedades respiratoria, si un paciente presenta hipoxemia (bajos niveles de oxígeno en la sangre) es necesario administrar oxígeno para corregir el déficit. Las personas necesitan un nivel de saturación por arriba del 95% a nivel del mar y entre el 89% al 92% en ciudades de altura para que los órganos del cuerpo humano se mantengan saludables. Si bien la falta de oxígeno en cortos periodos de tiempo no causa problemas severos, la falta de oxígeno por periodos prolongados de tiempo puede generar daños irreparables a la salud (Fahy et al., 2011).

Los dispositivos electrónicos más utilizados son los que hacen uso del principio de oximetría de pulso, que permite medir el oxígeno que ingresa a los pulmones y luego pasa a la sangre, a través de la hemoglobina. Durante una lectura de oximetría de pulso, se coloca un pequeño dispositivo similar a una pinza en un dedo, lóbulo de la oreja o dedo del pie. Pequeños rayos de luz pasan a través de la sangre en el dedo, midiendo la cantidad de oxígeno, esto se logra sensando los cambios en la absorción de luz en sangre oxigenada o desoxigenada. El dispositivo tiene dos leds, uno que emite luz roja y el otro emite luz infrarroja. Cuando el corazón bombea sangre, hay un aumento de la sangre oxigenada y a medida que el corazón se relaja, el volumen de sangre oxigenada también disminuye. En general los oxímetros marcan un 2% por arriba de la medida en relación a una medición por una gasometría arterial (extracción de sangre), su precisión puede ser un factor clave si esta cae dentro del os niveles críticos bajos (Ibidem).

2.1.4 Redes de sensores inalámbricos (Wireless Sensor Networks WSN)

Las WSN son redes que interconectan diferentes dispositivos entre sí, con el fin de recopilar información y transmitirla de forma inalámbrica. Este tipo de redes, han comenzado a tener mucha difusión los últimos años en diferentes campos de la industria y los servicios, donde el tema médico no es la excepción. La recuperación de información relacionada con signos vitales tanto en casas de salud como en los hogares implica que el desarrollo de dispositivos, que por la naturaleza crítica de la información, brinden una comunicación eficiente (Buenrostro & Nieto, 2013).

Las WSN pueden tener los siguientes elementos: 1) Nodos sensores (mota): Se componen de una mota y una placa de sensores, la cual es una tarjeta de adquisición de datos; 2) Gateway: Incluye los elementos para la interconexión entre la red de sensores y de datos; 3) Estación base: Trabaja como el recolector y procesador de la información. Entre las principales características de este tipo de redes esta su autonomía, bajo consumo de energía y la formación de redes ad-hoc (Flores, 2012).

Dentro de la WSN se encuentran las redes de sensores biomédicos (Biomedical Sensor Network BSN), las cuales se basan exclusivamente su estudio a redes de sensores biomédicos que permiten monitorear de forma remota y discreta los parámetros vitales del paciente, como frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria, presión arterial, glucosa, temperatura corporal, entre otras, las cuales hacen uso de tecnologías disponibles como la IEEE 802.11 (WiFi), la IEEE 802.15.1 (Bluetooth) y la IEEE 802.15.4 sobre la que se implementa el estándar Zigbee (Ibidem).

2.1.5 Protocolo IEEE 802.15.4 (Zigbee)

El protocolo Zigbee ha sido desarrollado por la Zigbee Alliance, que agrupa a más de 270 empresas a nivel mundial y sus características están definidas para el diseño de redes inalámbricas de área personal (WPAN – Wireless Personal Area Network), con características de baja velocidad y baja potencia. La pila de protocolos Zigbee está construido sobre el estándar IEEE802.15.4 y comprende de especificaciones de la capa física y la subcapa de control de acceso al medio MAC, así como la de red para redes inalámbricas de área personal a baja velocidad (Elahi y Gschwender, 2009).

El estándar utiliza mecanismos de acceso múltiple por detección de portadora (CSMA/CA), por lo que cada vez que un dispositivo transmite un paquete este espera un periodo de tiempo backoff, antes de verificar el canal, solo si el canal esta libre se genera la transmisión inmediata del paquete, caso contrario esperar otro periodo de backoff. Por otra parte, Zigbee ofrecer servicios de confiabilidad similares a TCP, entre nodos vecinos; este servicio puede ser activado para incrementar el nivel de confiabilidad de entrega de datos o desactivado para reducir o eliminar el retardo en la transmisión (Buenrostro & Nieto, 2013).

Zigbee en los últimos años se ha convertido en el estándar para la administración y control de redes de sensores inalámbricos (WSN), con características tales como:

- Mínimo consumo de energía, los dispositivos Zigbee pueden funcionar por varios meses o años con la misma carga de batería.
- Dispositivos de control de bajo costo.
- Velocidades bajas de transmisión para aplicaciones específicas hasta 250 kbps
- Zigbee utiliza ruteos de direcciones de 16 bits, por lo que puede interconectar hasta 65.000 (2^{16}) nodos en una misma red.

- Transmisión de paquetes de información más pequeños en relación a wifi o bluetooth
- Fácil de implementar (Elahi y Gschwender, 2009).

A continuación, se muestra un comparativo de las principales características técnicas del estándar Zigbee en relación a las otras tecnologías más difundidas en el mercado.

Tabla 6

Comparativo de estándares de comunicación inalámbrica

Características	WiFi IEEE 802.11	Bluetooth IEEE 802.15.1	ZigBee IEEE 802.15.4
Uso	LAN inalámbrica	Reemplazo de cable	Control y monitoreo
Bandas de frecuencia	2.4GHz	2.4GHz	2.4GHz, 868MHz, 915MHz
Duración de la batería (días)	0.1–5	1–7	100–7000
Nodos por red	30	7	65.000
Banda ancha	2–100 Mbps	1 Mbps	20–250 Kbps
Alcance (metros)	1–100	1–10	1–75 y más
Topología	Árbol	Árbol	Estrella, árbol, árbol y malla
Corriente de espera	20 mA	200 uA	3 uA
Memoria	100 KB	100 KB	32–60KB

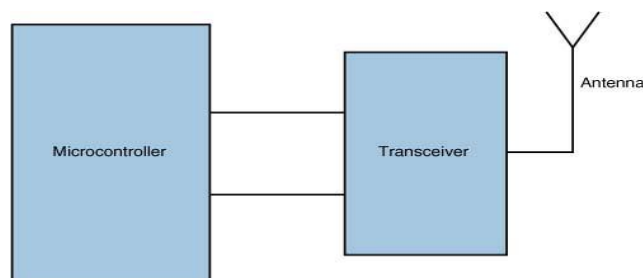
Nota: Adaptado de Yuan (2011).

Si bien entre las tecnologías más utilizadas en la actualidad es el bluetooth y esta presenta algunas características similares al estándar Zigbee, este último permite desarrollar varias topologías de conexión de nodos, así como un consumo mucho menor de energía debido a que los dispositivos pueden ser configurados en modo *sleep*, sin perder su asociatividad con la red.

Una red Zigbee como se mencionó interconecta nodos, estos constan de un microcontrolador, un transceptor y una antena como se observa en la figura 1. El nodo tiene la capacidad de desarrollar un sin número de aplicaciones, las cuales pueden tener varias subunidades, cada una de estas con una aplicación específica. Los nodos pueden ser: dispositivos de función completa (FFD) que puede realizar todas las funciones del estándar y en todo el conjunto de la MAC; y dispositivos de función reducida (RFD), que solo realizan funciones limitadas.

Figura 1

Esquema Red Zigbee



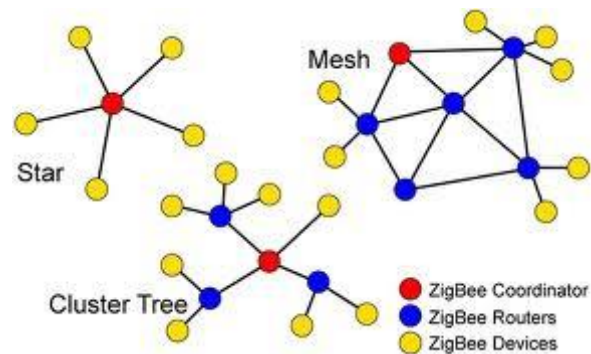
Nota: Adaptado de (Dávila et al., 2016)

Así mismo, dentro del estándar Zigbee se manejan los siguientes términos de acuerdo a la función de los nodos y la topología que se utilice (figura 2):

- **Coordinador:** Es un nodo FFD y está encargada de la toda la gestión de la red. Entre sus principales actividades esta iniciar a la red, asignar direcciones a nodos terminales o enrutadores; permitir el ingreso o salida de otros dispositivos de la red; transfiere paquetes de aplicaciones, entre otras características.
- **Terminal:** Este es un nodo RFD y funciona limitadamente en la capa MAC IEEE 802.15.4, lo cual genera un ahorro importante de energía; este a su vez se conecta a un nodo enrutador o coordinador. Este tipo de nodo solo consume energía en su ciclo de trabajo, por lo que se une o abandona la red dependiendo de su función y transfiere paquetes de aplicaciones.
- **Enrutador:** Es un nodo FFD, su uso está en aplicaciones con topologías tipo árbol y malla, los cuales se utilizan para ampliar la cobertura de la red. Este tiene la función de buscar la mejor ruta para transferir la informacion(Dávila et al., 2016).

Figura 2

Topologías de redes Zigbee: estrella, árbol y malla



Nota: Tomado de (Vera-Romero et al., 2017)

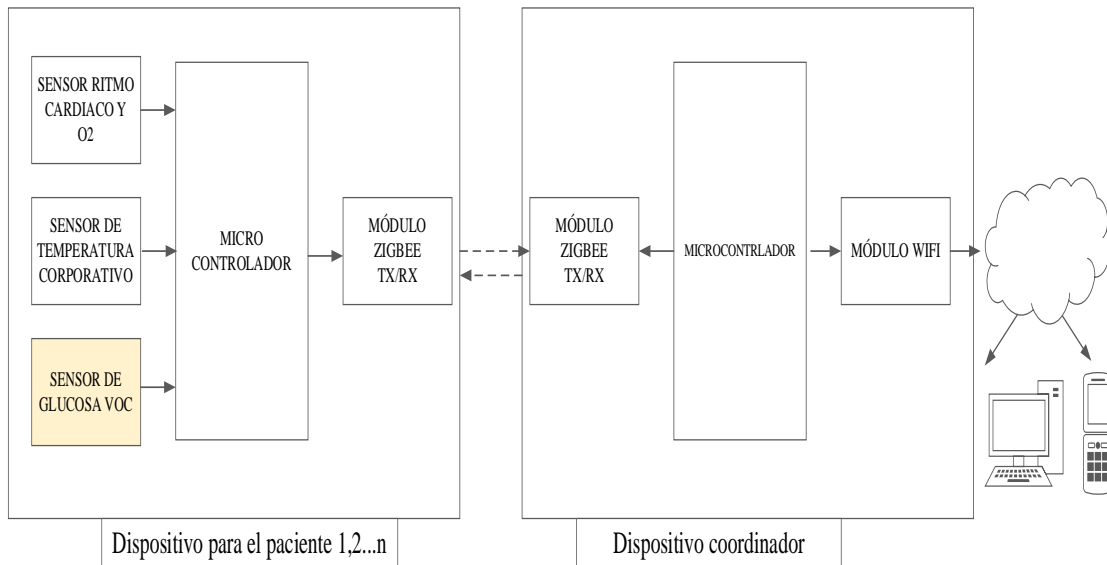
2.2. Descripción de la propuesta

2.2.1 Estructura general

El dispositivo en general tendrá varios bloques claramente identificados como muestra a continuación la figura 3:

Figura 3

Diagrama de bloques de la propuesta



Nota: Cada uno de los pacientes se puede conectar al dispositivo coordinador.

- 1) El primero el bloque del paciente contiene el principal componente que es el sensor de glucosa, que en este caso es de compuestos orgánicos volátiles VOC, el cual mediante el aliento permite medir las concentraciones de acetona. Adicionalmente, el dispositivo contará con sensores de ritmo cardíaco y de temperatura corporal. Los datos serán procesados en un microcontrolador previo a la transmisión de datos.
- 2) Los dispositivos de transmisión y recepción de datos utilizaran el protocolo Zigbee, que por sus características no presentan problemas en sus configuraciones de comunicación inalámbrica.
- 3) Se tiene un módulo coordinador, este es fijo y este realizará la transmisión de la información a la nube mediante wifi.
- 4) Se utilizará una plataforma de IOT, en la cual la información enviada será almacenada y mediante su interfaz de visualización podrá ser mostrada en cualquier dispositivo móvil o computador, siempre y cuando posea acceso a internet.

2.2.1.1 Sensores

Para la medición de la diabetes la propuesta hace uso del sensor MQ 138 el cual es una alternativa comercial para la detección de compuestos orgánicos volátiles (COV) como la acetona, el etanol y el benceno (Hassan et al., 2018; Nasution et al., 2018; Yuan et al., 2018; Alvarez et al., 2019). El sensor tiene una baja conductividad en aire limpio, la cual aumenta en presencia de acetona, donde a mayor concentración de gas, menor es la resistencia del sensor. El cambio en la resistencia del sensor se asigna a la concentración de la acetona en el aliento. El MQ 138 es lento en el proceso de encendido y puede necesitar hasta 3 minutos para estabilizarse, sin embargo luego ese tiempo la salida del sensor se comprueba continuamente a intervalos de 5 ms.

Figura 4

Sensor MQ-138



Nota: Tomado de (Hanwei Electronics Co., 2018)

En el caso de la medición de la temperatura corporal, como ya se mencionó en apartados anteriores se utilizarán sensores del tipo IC. En el mercado existen varias alternativas que pueden servir para los fines del presente proyecto. A continuación, la tabla 7 presenta un cuadro comparativo de los tres sensores más utilizados.

Tabla 7

Comparativo de sensores temperatura IC (circuito integrado)

Parámetro	LM35	TMP36	DHT11
Máximo error	0.5 °C	2 °C	2 °C
Rango de temperatura	-55 °C a +200 °C	-40 °C a +125 °C	0 °C a +50 °C
No linealidad	+/- 0.18	+/- 0.5	+/- 0.5
Máximo consumo de corriente (µA)	60	50	150
Bajo nivel de calor	+	+	+
Nivel de voltaje	4-20V	2.7-5.5V	3-5.5V
Precio	3.5 USD	4.9 USD	3 USD

Nota: Adaptado de (Sirin, 2018).

El sensor a utilizar es el LM35, el cual funciona dentro del rango de temperatura más amplio, tiene una respuesta lineal con una resolución de 10mV por cada grado Celsius, su alimentación puede variar de 4 a 30 V y su encapsulado para la circuitería. Otra característica importante es buena precisión ya que esta puede estar entre +/- 0.25 a +/- 0.5 °C, lo cual dentro del campo biomédico es un factor a tomar en cuenta. Sin embargo, puede requerir un nivel más alto en su consumo de potencia. Como se puede observar en la figura 5 la circuitería es muy simple, simplemente basta con alimentar al sensor con un voltaje superior a 4 V, conectar el pin respectivo a GND y la salida de voltaje del sensor a la entrada analógica digital en este caso del microcontrolador.

Figura 5

Configuraciones del LM35

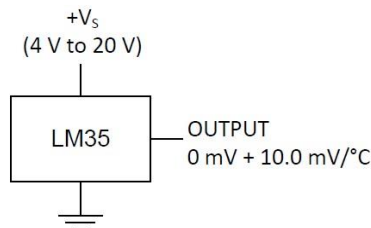
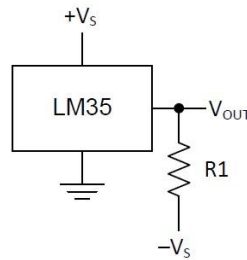


Figure a. Basic Centigrade Temperature Sensor (+2°C to +150°C)



Choose $R_1 = -V_S / 50 \mu\text{A}$
 $V_{OUT} = 1500 \text{ mV at } 150^\circ\text{C}$
 $V_{OUT} = 250 \text{ mV at } 25^\circ\text{C}$
 $V_{OUT} = -550 \text{ mV at } -55^\circ\text{C}$


Figure b. Full-Range Centigrade Temperature Sensor

Nota: Tomado de (Texas Instruments, 2017)

Para la medición tanto de oxígeno en la sangre como de ritmo cardiaco se hará uso del MAX30100, que es un dispositivo que integra tecnología de oximetría de pulso y medidor de frecuencia cardíaca, combinado dos LED, un fotodetector, un procesador de señal analógica de bajo ruido para detectar señales de pulso y frecuencia cardíaca. Funciona con fuentes de alimentación de 1.8V y 3.3V y puede apagarse a través de software con una corriente de espera insignificante, lo que permite que la fuente de alimentación permanezca conectada en todo momento. A continuación, en la tabla 8 se muestran otras características técnicas del sensor.

Tabla 8

Características del sensor MAX30100

Parámetro	MAX30100
	
Método de medición	Pulsioximetría
Voltaje	3.3V a 1.8 V
Consumo de corriente	600 uA
Muestras máximas por segundo	1000
Dimensiones	23.5x19 mm
Precio	8 USD
Circuitería	Simple

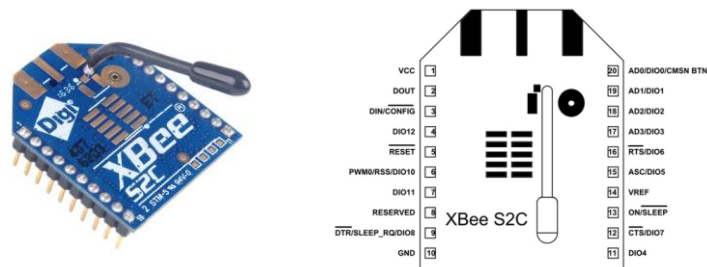
Nota: Adaptado de (Maxim Integrated, 2014)

2.2.1.2 Elementos de comunicación Zigbee

Es necesario contar con dispositivos que trabajen con el estándar de comunicación IEEE802.15.4, en este caso los más difundidos en el mercado son los módulos XBee (ver figura 5), que son unidades de RF diseñadas para la comunicación inalámbrica o el intercambio de datos. El módulo proporciona conectividad inalámbrica a dispositivos terminales en cualquier tipo de red en ZigBee y sus características principales se las resume en la tabla 9. Estos módulos son compatibles con otras unidades que utilizan la tecnología ZigBee (Vera-Romero et al., 2017).

Figura 6

Modulo Xbee S2C



Nota: Tomado de Components 101 (2018)

Tabla 9

Características XBee S2C

Voltaje de operación	2.1 – 3.6 V
Corriente de operación	33 mA a 3.3 V
Rango de interiores	60 m
Rango en línea de vista	1200 m
Valor máximo lectura analógica	1.2V
Pines I/O	13
Entradas analógicas	4
Velocidad de transmisión	250 kbps
Frecuencia	2.4 GHz – 2.5 GHz
Precio	\$30 USD

Nota: Adaptado de Components 101 (2018)

Los módulos Xbee trabajan en dos modos:

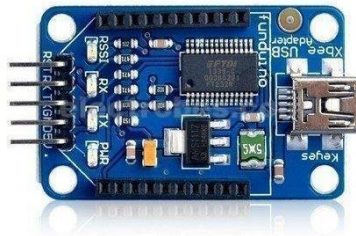
- **Transparente AT:** Los dispositivos actúan como un reemplazo de cable serial. En este caso cuando los datos de RF son recibidos, el dispositivo envía datos a través del puerto serie. Es decir que todos los datos recibidos a través del UART por el pin DIN se colocan en fila para la transmisión; cuando los datos se reciben se envían por el pin DOUT (Vera-Romero et al., 2017).

- Comando API : Se basa en tramas, donde amplía el nivel de interacción de un host, en donde se interactúa con las capacidades de red del módulo. En este modo todos los datos de entrada y salida están contenidos en tramas que definen las acciones a realizar (Ibidem).

Para la configuración de cada módulo XBee es necesario utilizar una herramienta de software específica, en este caso el software X-CTU desarrollado por Digi International. Previamente, al uso del software, el módulo a configurar debe estar conectado a un módulo Xbee Explorer Usb, el cual es un adaptador (shield) que cuenta con el hardware y los drivers de forma directa (ver figura 7). En este se inserta el Xbee, y posteriormente mediante un cable mini usb tener acceso directo a los pines del módulo y su posterior configuración y programación de una forma muy sencilla.

Figura 7

Modulo Xbee Explorer USB

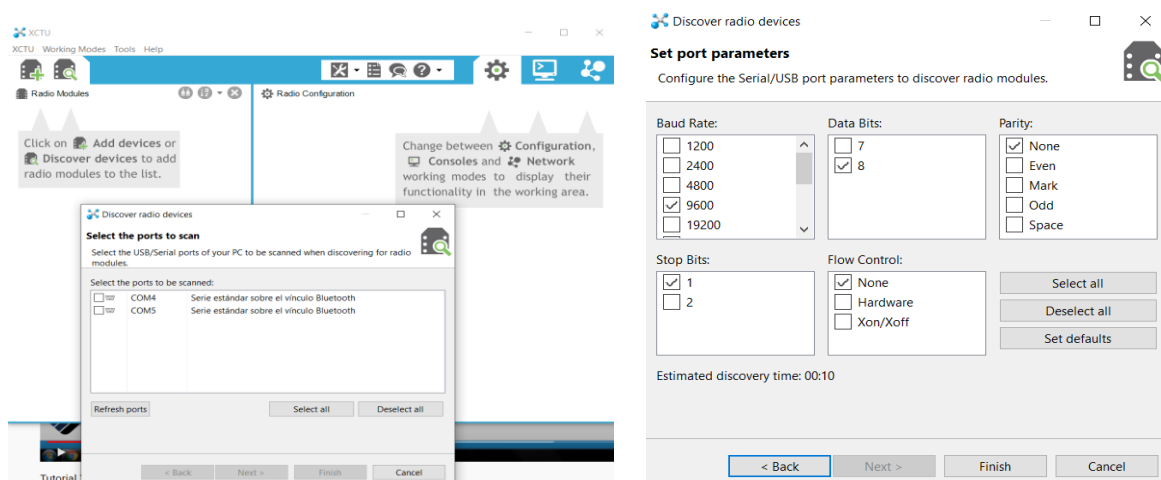


Nota: Tomado de Components 101 (2018)

Una vez conectado el Xbee al módulo Explorer, el primer paso es iniciar el programa X-CTU; en donde en una primera etapa, como se muestra en la figura 8, se reconoce el puerto serial donde está conectado el dispositivo, se configuran los parámetros por defecto para el dispositivo y así detectar el dispositivo con el cual se está trabajando.

Figura 8

Configuración inicial de X-CTU



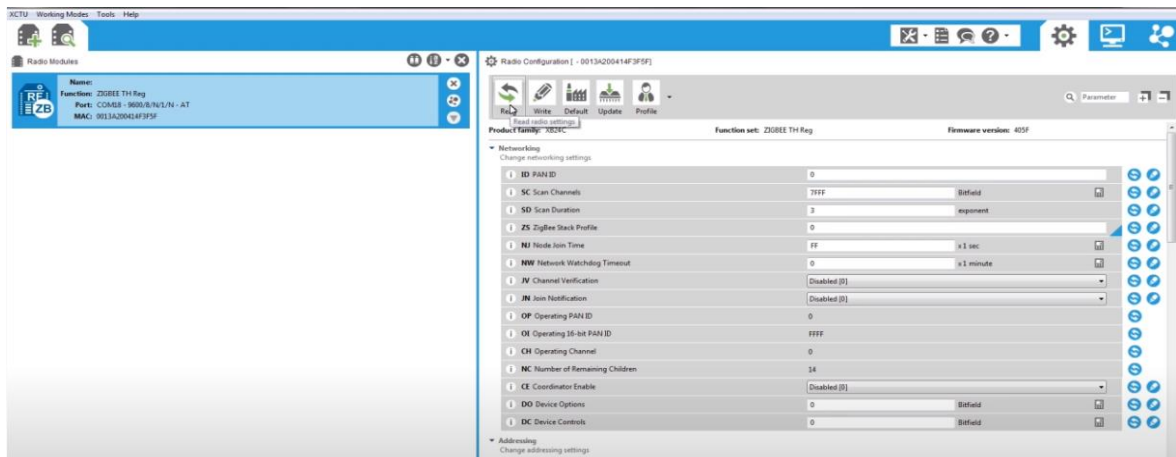
Nota: Capturas de pantalla tomadas de la configuración de los modules Xbee con X-CTU

Detectado el módulo Xbee, se despliega una ventana en la cual se habilitan opciones de lectura, escritura y configuración como se observa en la figura 9. Dentro del panel de configuración ya se puede establecer parámetros fundamentales, para todos los módulos que se utilicen en la red, tales como:

- Configurar el PAN ID, que será el mismo para todos los módulos de la red.
- Habilitación del módulo como coordinador
- Colocar el serial de dispositivo dentro de la red.
- Si es dispositivo terminal, habilitar el modo SLEEP con 0; o modo router con el número 1.
- Configurar direcciones de destino: 0 todo se envía al coordinador.
- Si se quiere configurar un mensaje de Broadcast, colocar FFFF si se quiere que todos los dispositivos de red estén disponibles a recibir el mensaje.

Figura 9

Configuraciones básicas en X-CTU



Nota: Capturas de pantalla tomadas de la configuración de los modules Xbee con X-CTU

Como se mencionó el módulo Xbee tiene dos modos de configuración: El transparente o AT, en donde los módulos que tienen una misma identificación PAN, pueden conectarse entre sí, enviando o recibiendo datos, como si estuvieran conectados por un cable. En el caso del presente proyecto, se va a utilizar el modo comando o API, ya que los que se busca es enviar tramas que identifique la información medida por cada uno de los pacientes que se están monitoreando. Los paquetes de datos o tramas se envían y reciben a través de la interfaz en serie del dispositivo y contienen el mensaje inalámbrico en sí, así como información adicional, como el destino y fuente de los datos o la calidad de la señal. A continuación, la figura 10 muestra la estructura de la trama en modo API.

Figura 10

Trama API

Delimitador de inicio	Longitud		Trama de datos								Checksum
1	2	3	4	5	6	7	8	9	...	n	n+1
0x7E	MSB	LSB	API-estructura especifica								1 byte

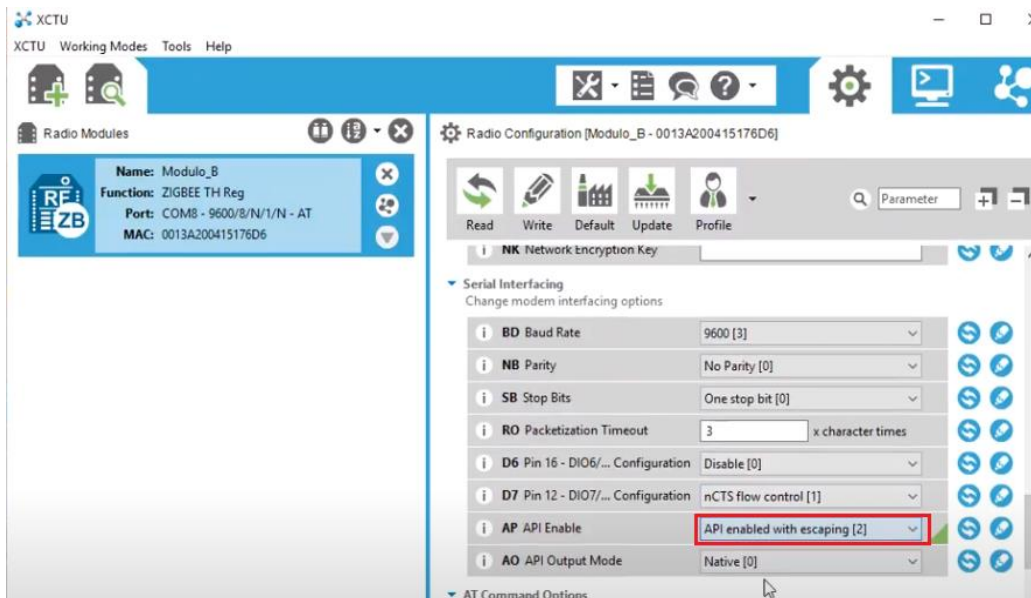
Nota: Adaptado de (DIGI, 2021)

El byte 1, siempre tiene un valor de 0x7E, este indica que se va a transmitir un paquete. En los bytes 2 y 3, se configura el tamaño del paquete. El byte 4, es un identificador del tipo de trama que se va a transmitir e indica la forma en la cual está organizada la información en la trama de datos; en el Anexo 5 se muestran los tipos de identificación de tramas que se admiten en modo API. El byte de checksum, es la suma de verificación, y muestra la integridad de la información transmitida.

Dentro del modo API se tienen dos modos API1 y API2; la diferencia entre el primero y el segundo está en consideración un bit de escape, en el caso de presentarse en la trama de datos 0x7E ya que el módulo puede entender que la trama está iniciando nuevamente, por lo que este se reemplaza por 0x7D, así mejorando la confiabilidad de la transmisión. En este caso como primer paso es configurar mediante el XCTU cada módulo en modo API 2 como lo indica la figura 11.

Figura 11

Configuración API 2 en XCTU



Nota: Capturas de pantalla tomadas de la configuración de los módulos Xbee con X-CTU

2.2.1.3 Microcontroladores

En este punto se va a analizar el tipo de controlador que se va a utilizar tanto para el dispositivo que estará sensando al paciente, así como el coordinador. Para el dispositivo de medición de los signos

vitales, es necesario contar con un controlador de un mínimo tamaño y que se encuentre disponible en el mercado, ya que un dispositivo de características muy específicas requeriría de su diseño y su posterior fabricación fuera de la país. En primer lugar se analizó la posibilidad de utilizar un microcontrolador Arduino nano, que como se observa en la tabla 10, este utiliza el microprocesador ATMEGA328P, con varios puertos de entradas y salidas tanto digitales como a analógicas.

Tabla 10

Características Arduino Nano

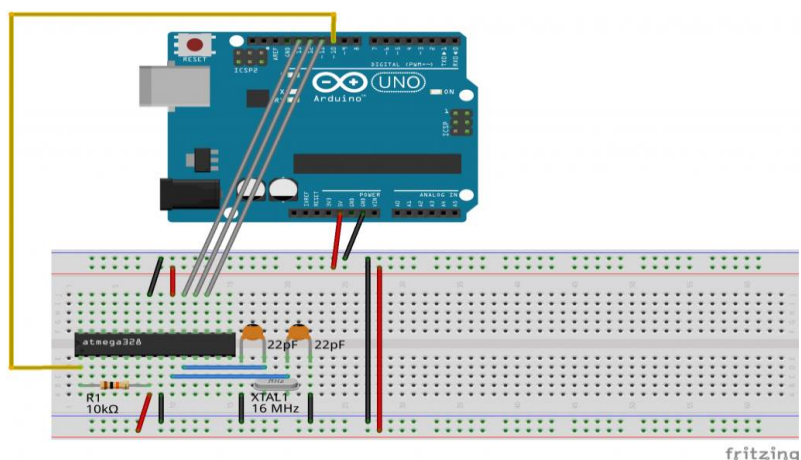
Característica	Arduino Nano
	
Controlador	ATMEGA328P
Voltaje de operación	5V-12V
Consumo energía	19mA
Memoria Flash	32KB
SRAM	3KB
EEPROM	1KB
Comunicación	SPI/I2C/UART
Velocidad de reloj	16Mhz
Pines E/S analógica	8
Corriente Pines E/S	40 mA
Pines de E/S Digitales	22
Salidas PWM	6
Dimensiones	18*45 mm
Peso	7 g
Precio	12 USD

Nota: Características genéricas del dispositivo

Sin embargo, se debe tomar en cuenta que el dispositivo debe ser pequeño, de bajo peso y cómodo en su manipulación y portabilidad para el usuario. En ese sentido, el contar con toda una placa Arduino para realizar el procesamiento de la información no resultó práctico. Por lo que, para el dispositivo de usuario solo se utilizó el microcontrolador ATMEGA328P, el cual tiene un costo de promedio de \$4 USD y dimensiones de 35x8 mm, que permite construir un dispositivo más pequeño. La única dificultad adicional que se presenta es que para su configuración se requieren cargar los códigos de arranque y ejecución (bootloader) de las tareas para lo cual es necesario configurar con una placa Arduino como se muestra en la figura 12. De esta manera ya está listo para cargar los códigos de programa de procesamiento de información, en este caso simplemente en una placa Arduino se reemplaza el microprocesador y se carga el programa de la forma tradicional, o la otra utilizan los pines Tx/Rx del Arduino que se conectan a los pines 1 y 2 respectivamente del microprocesador, estando este en el protoboard con su respectivo reloj.

Figura 12

Circuitería para configurar ATMEGA 328



Nota: Diagrama realizado en Fritzing

En el caso del controlador que se encargara de coordinar las señales que ingresen de los diferentes pacientes, este será un dispositivo fijo; Este se encargara de procesar la información que posteriormente se la enviara vía wifi, la cual estará disponible para su visualización remota. En efecto, aquí se requiere un dispositivo más robusto, por lo que se utilizara un módulo Arduino Mega 2560, este posee las siguientes características (tabla 11):

Tabla 11

Características Arduino Mega 2560

Característica	Arduino Mega 2560
Controlador	ATMEGA 2560
Voltaje de operación	5V-12V
Consumo energía	50mA
Memoria Flash	256KB
SRAM	8KB
EEPROM	4KB
Comunicación	SPI/I2C/UART
Velocidad de reloj	16Mhz
Pines E/S analógica	16
Corriente Pines E/S	40 mA
Pines de E/S Digitales	54
Salidas PWM	14
Dimensiones	101*53mm
Precio	20 USD

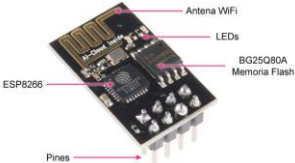
Nota: Características genéricas del dispositivo

2.2.1.3 Dispositivo WIFI

Para la transmisión de la información del dispositivos coordinador a internet es necesario que este cuente con un módulo de transmisión WIFI. En este caso se va a utilizar modulo ESP8266 que es circuito integrado para compatible con el protocolo TCP/IP y que brinda una conexión del microcontrolador o el Arduino a la red. Una de las principales ventajas es su precio, tiene un costo \$4USD, lo cual se hace accesible para el desarrollo de prototipos de bajo costo. A continuación, se muestran las principales características del dispositivo:

Tabla 12

Características ESP8266

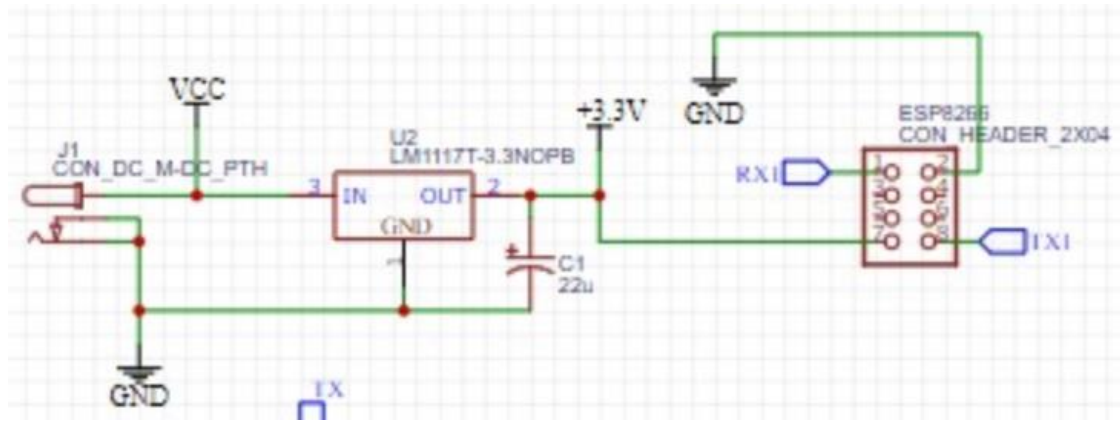
Característica	ESP8266
	
Procesador	Tensilica LX106 32 bits a 80 Mhz
Memoria RAM	80 kB (40 disponibles)
Memoria Flash	Hasta 4 MB
ROM	No
Alimentación	3.3 – 3.6 V
Consumo de corriente	80 mA (promedio) hasta 200 mA
Consumo modo sleep	20 µA
WIFI	802.11 b/g/n (Hasta + 20dBm) WEP, WPA
UART	2 (solo una disponible para TX)
I2C	1

Nota: Características genéricas del dispositivo

Para la configuración es necesario que la placa Arduino pueda gestionar al dispositivo ESP8266, y es necesario añadir los drivers respectivos y contar con una fuente de 3,3 V y los terminales de Rx y Tx respectivos del Arduino a los del módulo Wifi. El voltaje justo será proporcionado por el regulador de voltaje LM1117 con un voltaje de salida de 3.3 V y 800 mA de corriente de salida, lo que se requiere para el correcto funcionamiento. La configuración de la velocidad por defecto se la va a tomar en 9600 baudios.

Figura 13

Alimentación del módulo ESP8266



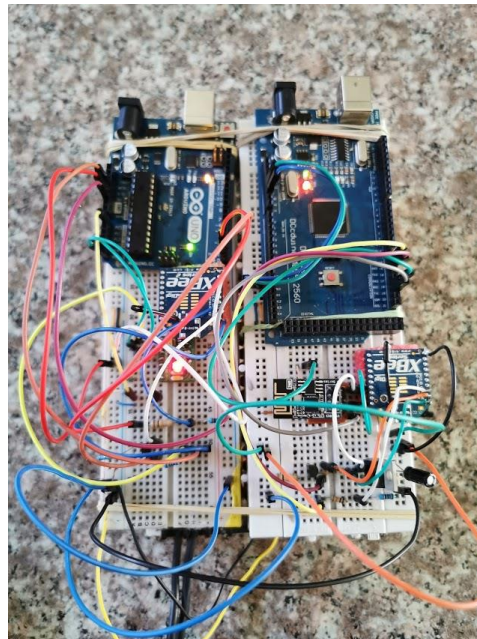
Nota: Diagrama realizado en EasyEda

2.2.2 Implementación

Para la etapa de implementación esta se dividió en dos etapas, en la primera se procedió a una implementación del prototipo para analizar su funcionamiento, para esto se realizó un montaje en protoboard, como se muestra en la figura 14.

Figura 14

Implementación de circuito de prueba



Nota: Fotografía tomada por el autor

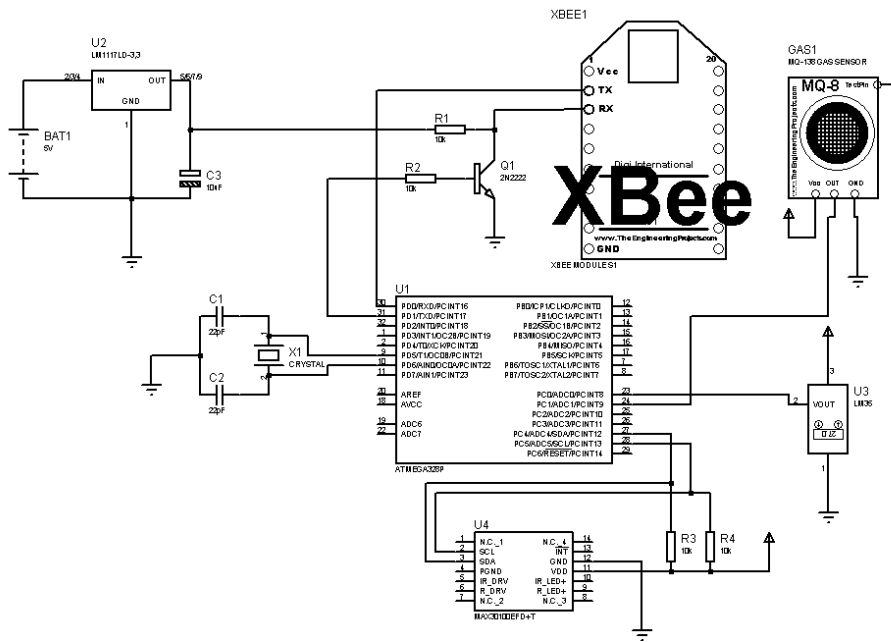
El objetivo principal de realizar las pruebas de implementación en el protoboard, es realizar el ajuste de hardware en relación al funcionamiento con los distintos elementos activos y pasivos. Una parte fundamental fue en analizar el funcionamiento de los sensores y si estos estaban realizando la captación de datos, y posteriormente su tratamiento y transmisión mediante el protocolo zigbee. A continuación, se enumeran los pasos generales en el proceso de pruebas previas del prototipo:

- a) Conexión y configuración de cada uno de los sensores para sus pruebas de funcionamiento, utilizando un Arduino mega. Básicamente se realizaron las conexiones acordes a lo que indican los fabricantes y mediante la instalación de las respectivas librerías en el programador de Arduino proceder a la toma de datos.
- b) Una vez hecha la toma de datos de los diferentes parámetros de medición de los sensores, se procedió a realizar la configuración de los módulos de Xbee, tomando cuidado en las recomendaciones de voltaje y corriente, para determinar el correcto funcionamiento de los módulos. Se utilizó el Shield de configuración xbee, adicional se debe mencionar que las primeras pruebas se realizaron en modo AT y solo con un terminal (router) y un coordinador.
- c) Realizada la comunicación entre los dispositivos Xbee, se procedió a la configuración del Arduino mega con el módulo Wifi ESP8266, para lo cual como se explicó anteriormente en el apartado respectivo, requiere de la instalación de sus respectivas librerías y se proceda a su programación como servidor web. En este punto lo fundamental es tomar en cuenta que el módulo funciona a 3,3 V y máximo 3.6 V, por lo que se debe utilizar un regulador de voltaje lm1117.
- d) Una vez configurado del módulo WIFI se procedió a realizar la vinculación con la plataforma Ubidots, con el uso de las librerías correspondientes, se realiza la programación para su posterior visualización mediante las pantallas de visualización sean estas mediante computador o teléfono inteligente.
- e) Se procede a realizar varias pruebas de funcionamiento de la estabilidad de la medición, así como de la respuesta de los sensores en tiempo real.
- f) Una vez realizada la comunicación se procede a la realización de pruebas en modo API para la comunicación de los XBEE. En este modo es el ideal para identificar a los diferentes dispositivos que están conectados a la red, de esta manera en el caso del presente proyecto lograr tener un reconocimiento de cada uno de los pacientes. En este modo, la información es transmitida por tramas, por lo que la programación tanto del Arduino terminal (router) y el coordinador presentan cambios, ya que en general lo que se debe es generar la trama con toda la información y esta pueda reconocida y visualizada.
- g) Una vez realizada la transmisión de los datos mediante tramas, se realizan pruebas de medición en Ubidots para su analizar su estabilidad en la medición y su posterior diseño del circuito final y las placas PCB respectivas.

A continuación, se presentan los diagramas electrónicos, los cuales fueron desarrollados en el programa Proteus, el cual posee una amplia librería de componentes electrónicos, así como herramientas para el diseño de placas impresas PCB.

Figura 15

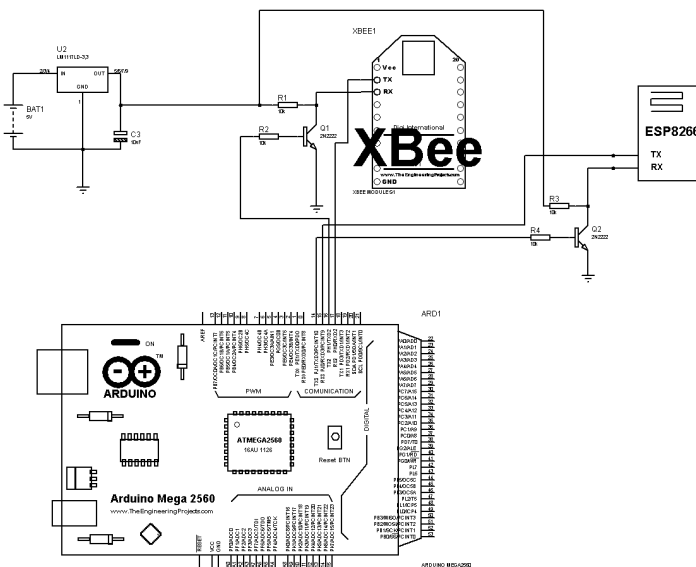
Diagrama electrónico del circuito terminales (Router)



Nota: Diseño realizado por el autor

Figura 16

Diagrama electrónico del circuito coordinador.

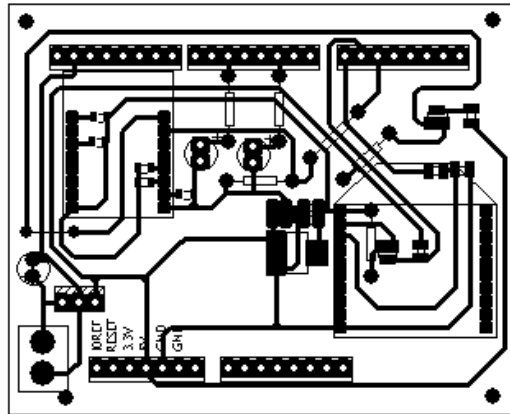


Nota: Diseño realizado por el autor

Como se observa en los diagramas anteriores se muestran directamente los pines de conexión acorde a las hojas de especificaciones que posee cada uno de los elementos. En función de estos circuitos mediante el mismo programa se diseñan las placas PCB.

Figura 17

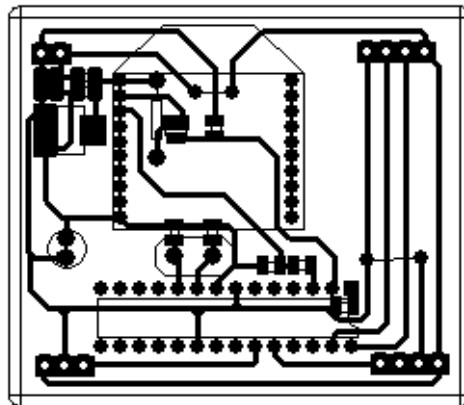
PCB del circuito coordinador.



Nota: Diseño realizado por el autor

Figura 18

PCB del circuito terminal



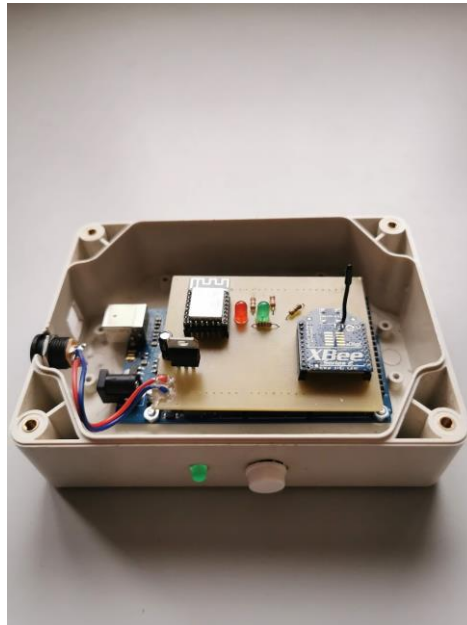
Nota: Diseño realizado por el autor

En relación a las dimensiones de las placas diseñadas, cada placa tiene una grid de 2.56 mm por lado; en este caso para el coordinador las dimensiones son de 104 x 56 mm, y para el circuito de los terminales 69 x 58 mm.

Una vez construidas las placas se procede al montaje de los elementos en las mismas, para proceder posteriormente a sus pruebas de funcionamiento. A continuación, se muestran las placas construidas.

Figura 19

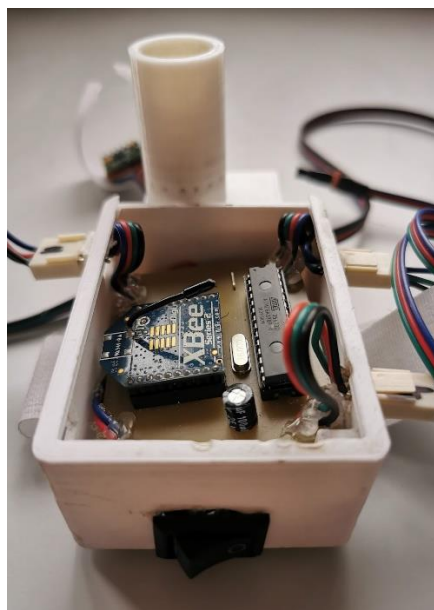
Placa circuito coordinador.



Nota: Fotografía tomada por el autor

Figura 20

Placa circuito terminal (usuarios)



Nota: Fotografía tomada por el autor

En la figura 19. Se tiene el circuito terminado para el coordinador, esta es una placa de doble lado donde le Arduino Mega está en uno de los lados y en el otro el dispositivo de Xbee y el ESP8266. Este dispositivo va a esta conectado a una fuente de voltaje de 5V y 2 A para Arduino que se consigue en el mercado por un precio de \$3 USD.

En el caso de los dispositivos terminales, estos para cumplir con el objetivo son inalámbricos, los sensores se conectan mediante conectores molex como se muestra en la primera foto de la figura 20; adicional hay un pin de carga de batería, ya se al ser un dispositivo inalámbrico este debe ser portátil. En este caso se van a utilizar baterías de litio de 3.7 V, que proporcionan la corriente y el mínimo voltaje requerido. La batería para ser cargadas requiere de un módulo Tp4056 que brinda el hardware de carga mediante el uso de un conector micro Usb, esto se observa en la segunda fotografía.

Una vez realizadas las placas se procede a colocarlas en cajas diseñadas especialmente para este prototipo. Una vez terminado el montaje se proceden a las pruebas de funcionamiento y validación de los datos generados, observando las mediciones generadas en Ubidots tanto en la interfaz de computador como en el teléfono móvil.

2.2.3 Resultados y validación

Para la validación de la información se procedió a realizar las mediciones a los pacientes con diabetes mellitus tipo 1 de la ciudad de Quito. Como el prototipo es un método no invasivo la toma de las muestras se la realizo a 10 pacientes que accedieron voluntariamente sin presentar problemas ni complicaciones en la toma de los signos vitales.

Tabla 13

Comparativo de mediciones reales y del prototipo

N. paciente	EDAD	Concentración	Ajuste	Método	Error absoluto	Error relativo
		de acetonas	prototipo	clínico tradicional		
		ppm	mg/dl	mg/dl		
1	56	0.68	72.12	69.2	2.92	4.2%
2	57	0.61	65.90	66.5	0.60	0.9%
3	35	5.88	534.08	493	41.08	8.3%
4	52	2.96	274.67	296	21.33	7.2%
5	40	4.78	436.36	415.6	20.76	5.0%
6	51	1.78	169.84	156.7	13.14	8.4%
7	41	2.99	277.34	299.4	22.06	7.4%
8	39	2.41	225.81	200.4	25.41	12.7%
9	41	0.81	83.67	73.4	10.27	14.0%
10	37	1.01	101.44	92.7	8.74	9.4%
					PROMEDIO	7.8%

Nota: Calculo del error absoluto por diferencias entre glucómetro digital y mediciones del sensor.

Se prestó más atención en la medición a la variable glucosa con la concentración de acetonas para lo cual se utilizó una ecuación de ajuste, para contar con una medición en mg/dl, la cual puede ser comparada con un glucómetro digital de punción. El error generado es del 7.8%, siendo mayor en mediciones de glucosa alta, lo cual puede considerarse un valor aceptable para el prototipo, siendo este un resultado acorde a la población objetivo y pudiendo este variar con otro grupo vulnerable.

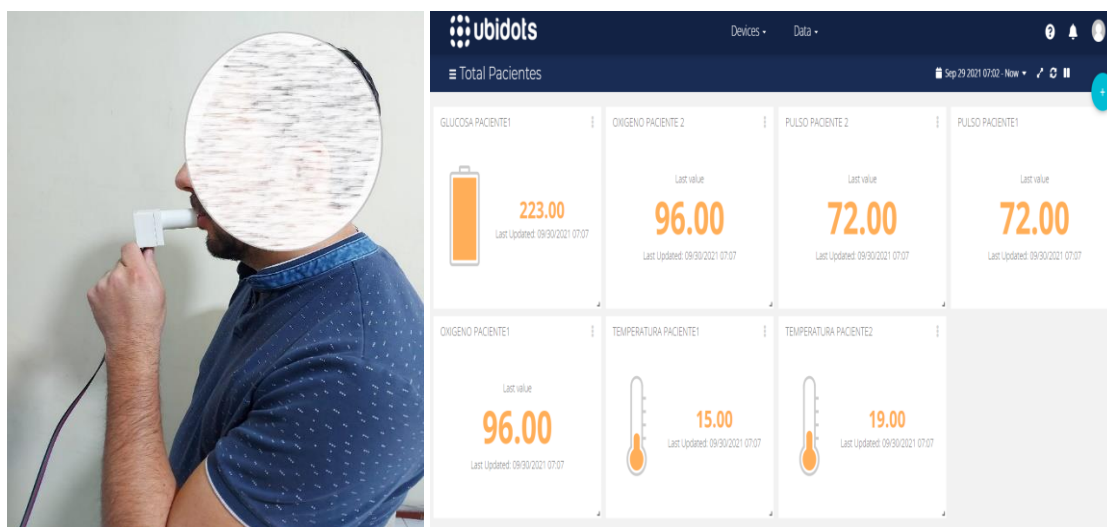
No obstante, la medición requirió que se cumplan varias condiciones como se mencionan a continuación:

- Como se menciona en apartados anteriores el sensor MQ138 requiere de un tiempo de estabilización desde su encendido para el inicio de la toma de muestras, este va de 2 a 3 minutos.
- El sensor debe estar guardado en un ambiente aislado, es decir, no debe estar en contacto con el ambiente para que no mida los gases presentes en el entorno.
- Las mediciones con el MQ138 en relación al glucómetro digital se dieron después entre 4 o 5 inhalaciones y exhalaciones a ritmo normal de los paciente (aproximadamente 1 minuto de toma de muestras).

A continuación, en la figura 21 se observa la forma de realizar la medición y los distintos parámetros biomédicos, los cuales son visualizados a distancia y en tiempo real a través de la interconexión con la plataforma UBIDOTS.

Figura 21

Medición de la glucosa



Nota: Muestra de resultados generados por UBIDOTS

El error en la medición de la frecuencia cardiaca es del 2.6% este es bajo y está dentro de los parámetros de tolerancia ya que este es parte del módulo MAX30100 que puede variar en función del instrumento utilizado en la clínica que es profesional y certificado para su uso.

Tabla 14

Comparativo de mediciones reales y del prototipo para frecuencia cardiaca

Paciente	Lpm real	Lpm dispositivo	Error
1	60.00	58.30	2.8%
2	61.00	58.30	4.4%
3	72.00	69.40	3.6%
4	85.00	82.30	3.2%
5	69.00	68.50	0.7%
6	63.00	61.89	1.8%
7	76.00	73.80	2.9%
8	81.00	79.20	2.2%
9	77.00	75.90	1.4%
		Promedio	2.6%

Nota: Calculo del error absoluto por diferencias MAX30100 y pulsómetros digitales.

En el caso de la temperatura corporal, se validó mediante la medición al grupo de personas seleccionadas, a las cuales se observó que estas tenían una temperatura promedio de 37.5 °C.

En general el prototipo muestra un adecuado comportamiento en la medición y los signos vitales de los pacientes.

a. Explicación del aporte

El aporte del trabajo beneficia a la población en general, tanto para la prevención como el control de la diabetes, en donde tanto las instituciones públicas o privadas de la salud, pueden ser los auspiciantes para el desarrollo y masificación de este tipo de atención por medios tecnológicos. Ya que el dispositivo no invasivo es cómodo y fiable y cuyos resultados puedan ser visualizados e interpretados por el médico tratante, sin el desplazamiento físico, lo cual genera ahorro de recursos económicos y de tiempo, así como de una atención oportuna ante cualquier tipo de emergencia médica.

2.3. Matriz de articulación

En la presente matriz se sintetiza la articulación del producto realizado con los sustentos teóricos, metodológicos, estratégicos-técnicos y tecnológicos empleados.

Tabla 15

Matriz de articulación

EJES O PARTES PRINCIPALES	SUSTENTO TEÓRICO	SUSTENTO METODOLÓGICO	ESTRATEGIAS / TÉCNICAS	DESCRIPCIÓN DE RESULTADOS	CLASIFICACIÓN TIC
Sensores de compuestos volátiles	Se ha visto su utilidad para medir cetonas en la sangre y así medir los niveles de glucosa	Análisis documental	Consulta de paper's científicos	Se encontró el principio de funcionamiento de estos sensores aplicados a la medicina.	
Tecnología Zigbee	Método de transmisión inalámbrica	Análisis documental y experimental	Consulta de paper's y hojas de datos del fabricante.	Conocer los diferentes dispositivos y su configuración	
Sistema de telemedicina	Componentes y ventajas	Análisis documental y experimental	Consulta de paper's y diseño y fabricación del dispositivo	Dispositivo de telemedicina.	
Pruebas de funcionamiento	Comprobar el correcto funcionamiento del dispositivo	Experimentación	Toma de mediciones a una muestra de personas con diabetes.	Error no mayor al 8% en pacientes con niveles muy altos de glucosa.	

Nota: Elaboración propia

CONCLUSIONES

- Los sistemas de telemedicina se han convertido en una alternativa eficiente para la evaluación y control de diferentes parámetros biomédicos, sin la necesidad de que el usuarios realice desplazamiento o tenga que esperar varios días o semanas para generar una cita médica. Con este tipo de sistemas se genera ahorro y eficiencia de recursos ya que permiten la visualización a tiempo real y el almacenamiento continuo de las mediciones de los principales signos vitales.
- En el mercado existen varias alternativas para medir variables fisiológicas como el sensor MAX30100 que permite cuantificar el ritmo cardiaco y nivel de oxígeno en la sangre, por lo que presentan mínimos errores en la medición. Sin embargo, el MQ138 no esta diseñado exclusivamente para aplicaciones biomédicas, por lo que, sus circuitos de acondicionamiento y elementos para la toma de medidas deben acondicionarse a las características de la aplicación y prototipo.
- La red de sensores utiliza comunicación con el protocolo Zigbee con módulos Xbee que tienen una relativa facilidad en su implementación electrónica, en este caso se debe tener muy encuentra la instalación y uso adecuado de las respectivas librerías de cada uno de los módulos de comunicación, así como en la interconexión con la plataforma Ubidots, ya que en la web existen un sin número de librerías que no funcionan, retrasando el tiempo de desarrollo del prototipo.
- Los resultados muestran que existe un error mínimo en las variables de temperatura corporal y ritmo cardiaco. Sin embargo en el caso de la glucosa se desarrolló un modelo de regresión a partir de una población objetivo, en donde las mediciones del prototipo tuvieron un error promedio alrededor del 7% - 8%, esto después de varios intentos de estabilización pudiendo variar en función de las condiciones del ambiente de medición.

RECOMENDACIONES

- Dentro de las aplicaciones de telemedicina los avances tecnológicos cada día proveen de nuevos elementos y módulos, por lo que antes de utilizar un determinado sensor o circuito de aplicación biomédica, es necesario realizar una comparativa entre las prestaciones que estos ofrecen como: consumo de energía, precio de mercado, nivel de error en la transmisión, entre otras; y así, generar soluciones específicas a problemas puntuales.
- La medición de los signos vitales y la glucosa en pacientes con diabetes mellitus en una tarea cotidiana, por lo que es importante contar con dispositivos que brinden no solo confiabilidad en la medición, sino que, generen comodidad y sean accesibles económicamente. Por lo que, es necesario seguir desarrollando tecnología y nuevos proyectos enfocados a diversos grupos de pacientes.
- El protocolo Zigbee tiene un amplio uso en IoT, por lo que sus aplicaciones tienen amplia difusión en muchos sectores como el industrial, de la construcción, entretenimiento, entre otros. Las oportunidades que se pueden generar en el sector de la medicina con el uso del protocolo IEEE802.15.4 ayudará a interconectar un sin número de dispositivos a distancia con grandes ventajas en relación al WIFI o Bluetooth.
- En el caso del presente prototipo u otros dispositivos que utilicen software para la medición de la glucosa por métodos no invasivos, es necesario enfocar su calibración a un grupo objetivo, ya que al ser en este caso direccionado a grupos con diabetes, no pueden compararse con la medición con una persona relativamente sana. Por lo que, es necesario desarrollar algoritmos (machine learning) que permitan retroalimentar las mediciones del sensor de COV, con lo cual se lograra mediciones reales acorde a la realidad de cada paciente.

BIBLIOGRAFÍA

- Alvarez, C. S., Sierra-Sosa, D., Garcia-Zapirain, B., Yoder-Himes, D., & Elmaghraby, A. (2019). Detection of volatile compounds emitted by bacteria in wounds using gas sensors. *Sensors (Switzerland)*, *19*(7), 1-18. <https://doi.org/10.3390/s19071523>
- Asael, D., Hernández, G., Salvador, M., Díaz, G., & Lara, C. M. (2017). Medición No Invasiva De Glucosa Por Métodos Optoelectrónicos Y Técnicas Computacionales. *Encuentro Internacional de Ingeniería, Cartagena de Indias, Colombia, November*, 0-6.
- Boubin, M., & Shrestha, S. (2019). Microcontroller Implementation of Support Vector Machine for Detecting Blood Glucose Levels Using Breath Volatile Organic Compounds. *Sensors (Basel, Switzerland)*, *19*(10). <https://doi.org/10.3390/s19102283>
- Bruen, D., Delaney, C., Florea, L., & Diamond, D. (2017). Glucose sensing for diabetes monitoring: Recent developments. *Sensors (Switzerland)*, *17*(8), 1-21. <https://doi.org/10.3390/s17081866>
- Buenrostro, R., & Nieto, J. (2013). Análisis de Factores que Afectan el QoS que Ofrecen las WSN Aplicado a Entornos de Salud. *Revista electrónica de Ingeniería y Tecnologías, Universidad Autónoma de Zacatecas, July 2014*. https://www.researchgate.net/publication/264120795_Analisis_de_Factores_que_Afectan_el_QoS_que_Ofrecen_las_WSN_Aplicado_a_Entornos_de_Salud
- Components 101. (2018). *XBee S2C – RF Module En stock - Entrega inmediata* (pp. 1-12). <https://components101.com/wireless/xbee-s2c-module-pinout-datasheet>
- Conget, I. (2002). Diagnóstico, clasificación y patogenia de la diabetes mellitus. *Revista Española de Cardiología*, *55*(5), 528-535.
- Dávila, M., Pérez, J., Mantilla, W., & Moreno, J. (2016). Diseño de una Red Inalámbrica con Tecnología Zigbee para la Implementación de un Sistema Domótico. *Revista De Ciencia E Ingeniería Del Instituto Tecnológico Superior De Coatzacoalcos*, *3*(March), 415-420. https://www.researchgate.net/publication/311207799_Disenio_de_una_red_inalambrica_tipo_ZigBee_para_la_implementacion_de_un_sistema_domotico
- DIGI. (2021). *API frame specifications*. 8-10. https://www.digi.com/resources/documentation/Digidocs/90001480/reference/r_api_frame_specs.htm
- Elahi, A., & Gschwender, A. (2009). *ZigBee Wireless Sensor and Control Network* (Número February

2006, pp. 2006-2007).

- Fahy, B., Lareau, S., & Sockrider, M. (2011). Saturación de oxígeno. *American Thoracic Society.*, 184, 1-3. <https://www.thoracic.org/patients/patient-resources/resources/spanish/pulse-oximetry.pdf>
- Flores, E. (2012). Redes de Sensores Inalámbricas Aplicado a la Medicina. *Universidad de Cantabria.* <https://repositorio.unican.es/xmlui/bitstream/handle/10902/1288/349251.pdf?sequ>
- Gygliola-Ormachea, P., Tarquino-Flores, G., & Chambi-Gutierrez, E. (2020). Determinación de glucosa : El uso de glucómetros como prueba rápida de análisis. *Selva Andina Research Society*, XI(1), 38-49. http://www.scielo.org.bo/scielo.php?pid=S2072-92942020000100005&script=sci_arttext
- HANWEI ELECTRONICS CO., L. (2018). *Mq-138 Gas Sensor* (Vol. 1, pp. 3-4). <https://www.mysensors.org/dl/57c3eb071cb0e34c90057a/design/MQ-138.pdf>
- Hassan, T., Rehman, T., Aziz, Q. A., & Salman, A. (2018). *Blood Glucose Level Measurement from Breath Analysis*. 12(9), 379-382.
- Jiang, Y. C., Sun, M. J., & Xiong, R. J. (2018). Design of a noninvasive diabetes detector based on acetone recognition. *Journal of Physics: Conference Series*, 1026(1). <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1026/1/012009>
- Kimberger, O. (2017). La importancia de la temperatura corporal central Fisiopatología y métodos de medición. *Dräger Medical*, 60. <https://www.draeger.com/Library/Content/t-core-bk-9101301-es-1604-1.pdf>
- Lee, H., Hong, Y. J., Baik, S., Hyeon, T., & Kim, D. H. (2018). Enzyme-Based Glucose Sensor: From Invasive to Wearable Device. *Advanced Healthcare Materials*, 7(8), 1-14. <https://doi.org/10.1002/adhm.201701150>
- Lin, Y. R., Hung, C. C., Chiu, H. Y., Chang, B. H., Li, B. R., Cheng, S. J., Yang, J. W., Lin, S. F., & Chen, G. Y. (2018). Noninvasive glucose monitoring with a contact lens and smartphone. *Sensors (Switzerland)*, 18(10), 1-12. <https://doi.org/10.3390/s18103208>
- Lozano-Montero, K. M. (2015). *Diseño de un sistema no invasivo de medición de la temperatura corporal interna*. <https://upcommons.upc.edu/handle/2099.1/25792?show=full>
- MacGill, M. (2017). What should my heart beat be? *Medical News Today*, 1-12. medicalnewstoday.com/articles/235710.php
- Maxim Integrated. (2014). MAX30100: Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor IC for Wearable Health. En *Evaluation kit available* (Vol. 38, pp. 1-29).

<https://datasheets.maximintegrated.com/en/ds/MAX30100.pdf>

Mediavilla-Bravo, J. (2002). *la diabetes mellitus tipo 2*. 39(1), 25-35. <https://www.elsevier.es/es-revista-medicina-integral-63-pdf-13025480>

Nasution, T. I., Asrosa, R., & Nainggolan, I. (2018). Application of MQ-138 Semiconductor Sensor for Breath Acetone Detection. *Journal of Physics: Conference Series*, 1116(3). <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1116/3/032023>

SIPSE. (2013). *Estudio De Calidad: Pulsómetros, ejercitate de corazón*. 53-60. https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/100443/RC440_Laboratorio_Profeco_Pulsometros.pdf

Sirin. (2018). *Choosing the Best Low Budget Sensor for a Temperature-* (pp. 1-7). <https://sirinsoftware.com/blog/esp32-iot-project-lm35-tmp36-dht11/>

Texas Instruments. (2017). *LM35 Precision Centigrade Temperature Sensors*. 38. <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm35.pdf>

Vega, Jo. (2020). DESARROLLO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROTOTIPO DE GLUCÓMETRO NO INVASIVO MEDIANTE ESPECTROMETRÍA DE INFRARROJO CERCANO TRABAJO. En *EPN*. EPN.

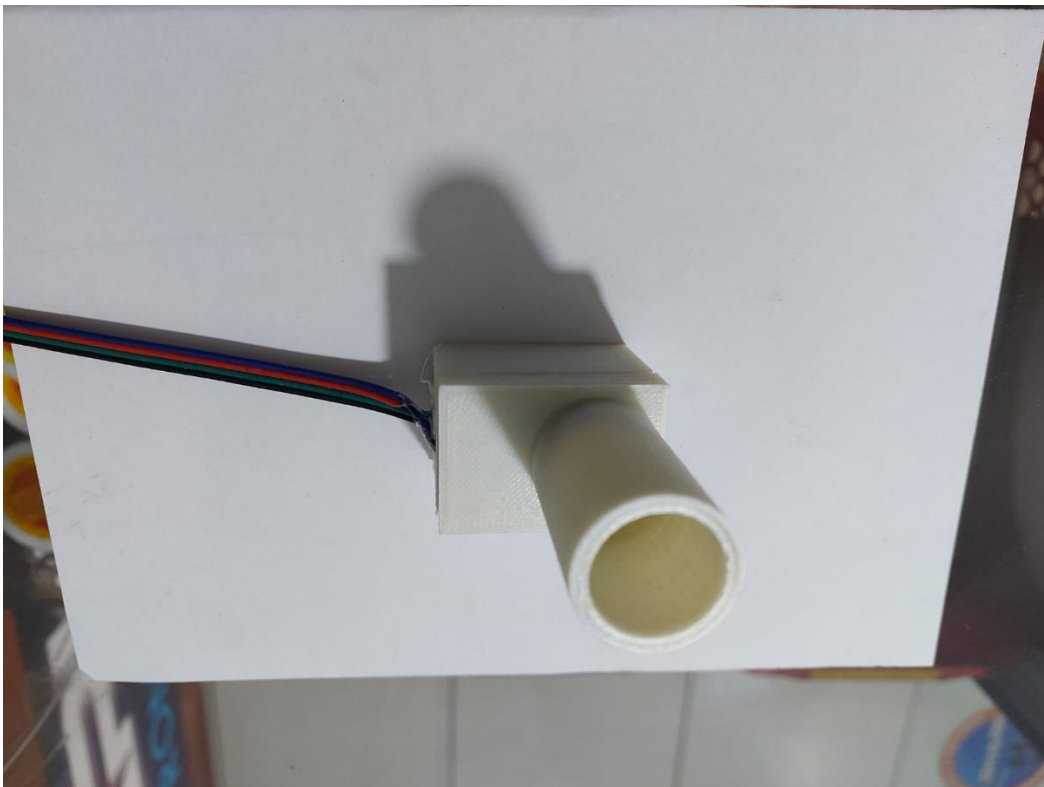
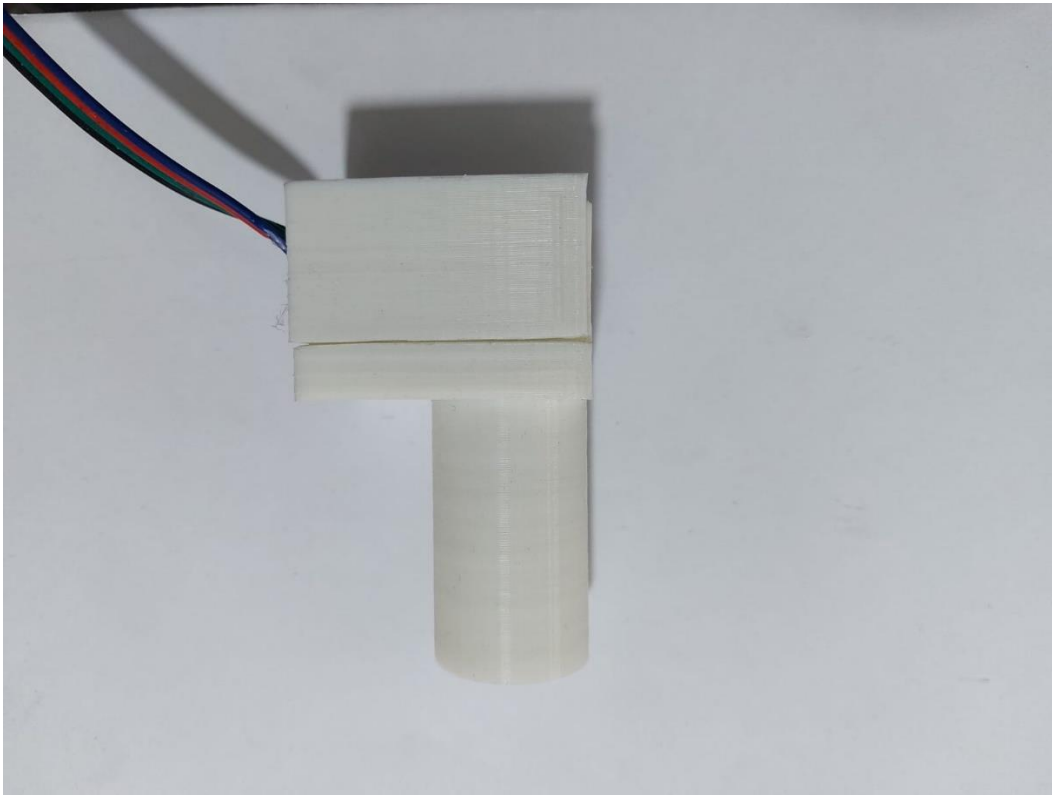
Vera-Romero, C., Barbosa-Jaimes, J., & Pabón-González, D. (2017). La Tecnología ZigBee estudio de las características de la capa física. *Scientia et Technica*, 22(3), 238-245. <https://doi.org/10.22517/23447214.9831>

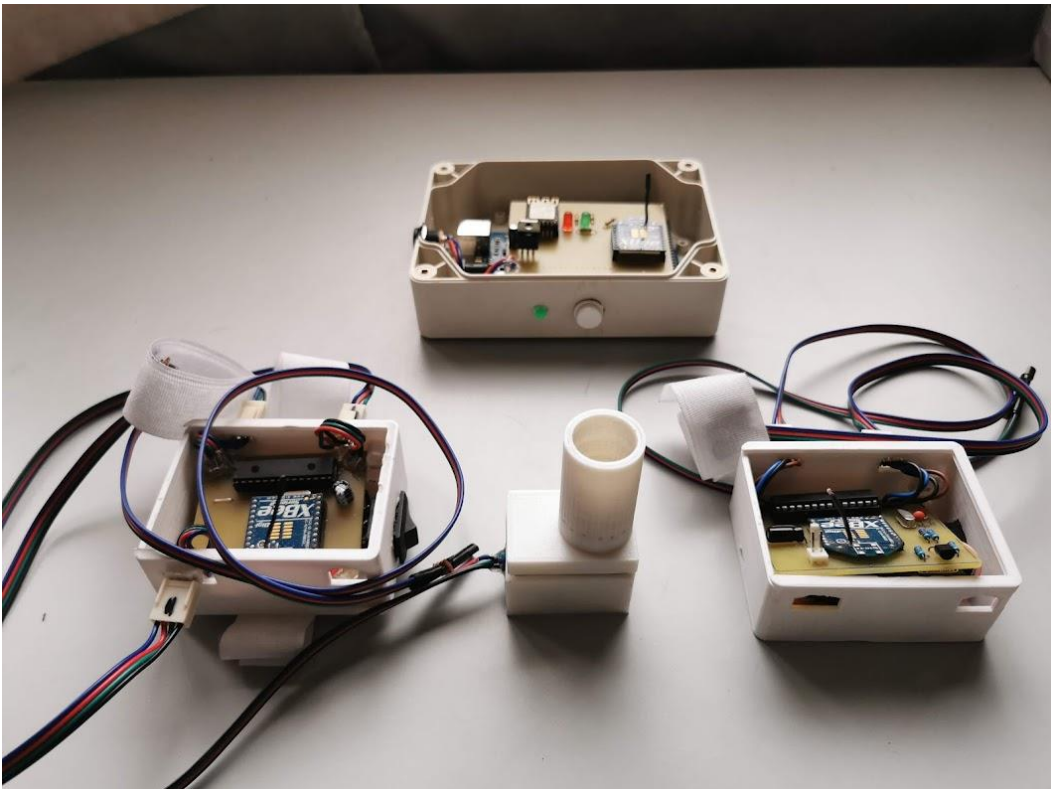
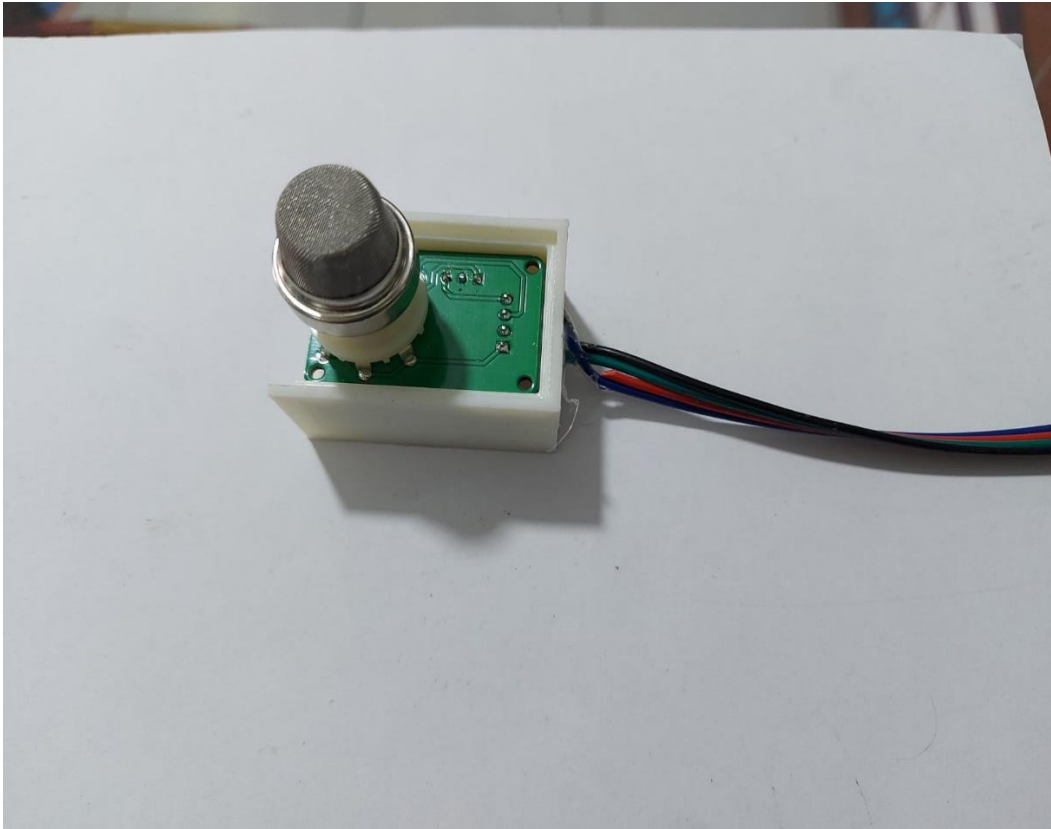
Yuan, W. (2011). Coexistence of IEEE 802.11b/g WLANs and IEEE 802.15.4 WSNs: Modeling and Protocol Enhancements. En *Coexistence* (Número september).

Yuan, Z., Huang, J., Zhao, Z., Zahid, A., Heidari, H., Ghannam, R., & Abbasi, Q. H. (2018). A Compact Wearable System for Detection and Estimation of Open Wound Status in Diabetic Patient. *Asia Pacific Conference on Postgraduate Research in Microelectronics and Electronics, 2018-October*(September 2018), 60-63. <https://doi.org/10.1109/PRIMEASIA.2018.8598064>

ANEXOS

Anexo 1. Dispositivo terminado





Anexo 2. Datasheet MQ138

MQ138 Semiconductor Sensor for Organic Steam

Sensitive material of MQ138 gas sensor is SnO_2 , which with lower conductivity in clean air. When the target Organic Steam exist, The sensor's conductivity is more higher along with the gas concentration rising. Please use simple electrocircuit, Convert change of conductivity to correspond output signal of gas concentration.

MQ138 gas sensor has high sensitivity to Toluene, Acetone, Ethanol and Formaldehyde, also to other organic steam. The sensor could be used to detect different organic steam, it is with low cost and suitable for different application.

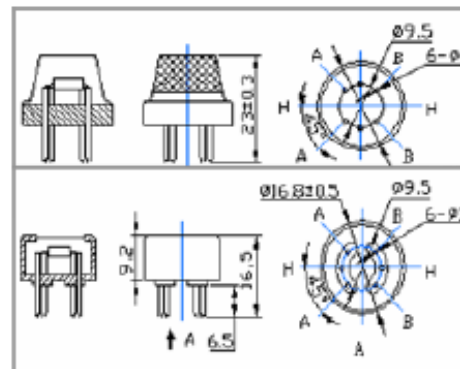
Character

- * Good sensitivity to Organic Steam
- * High sensitivity to Toluene, Acetone and Ethanol
- * Long life and low cost
- * Simple drive circuit

Application

- * Domestic Organic steam detector
- * Industrial Organic steam detector
- * Portable gas detector

Configuration

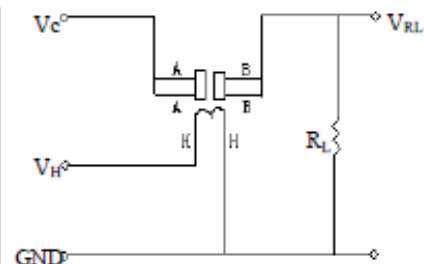


Technical Data

Model No.		MQ138	
Sensor Type		Semiconductor	
Standard Encapsulation		Bakelite (Black Bakelite)	
Detection Gas		Toluene, Acetone, Ethanol, H ₂	
Concentration		5-500ppm	
Circuit	Loop Voltage	V_c	$\leq 24V$ DC
	Heater Voltage	V_H	$5.0V \pm 0.2V$ AC or DC
	Load Resistance	R_L	Adjustable
Character	Heater Resistance	R_H	$31\Omega \pm 3\Omega$ (Room Tem.)
	Heater consumption	P_H	$\leq 900mW$
	Sensing Resistance	R_s	$2K\Omega - 20K\Omega$ (in 50ppm Toluene)
	Sensitivity	S	$R_s(\text{in air})/R_s(50\text{ppm Toluene}) \geq 3$
	Slope	α	$\leq 0.6 \leq 0.6 (R_{s(50\text{ppm Toluene})}/R_{s(\text{in air})})$
Condition	Tem. Humidity	$20^\circ\text{C} \pm 2^\circ\text{C}; 65\% \pm 5\%RH$	
	Standard test circuit	$V_c: 5.0V \pm 0.1V;$ $V_H: 5.0V \pm 0.1V$	
	Preheat time	Over 48 hours	

Power of Sensitivity body(P_s): $P_s = V_c^2 \times R_s / (R_s + R_L)^2$

Basic test loop



The above is basic test circuit of the sensor. The sensor need to be put 2 voltage, heater voltage (V_H) and test voltage (V_C). V_H used to supply certified working temperature to the sensor, while V_C used to detect voltage (V_{RL}) on load resistance (R_L) whom is in series with sensor. The sensor has light polarity, V_c need DC power. V_C and V_H could use same power circuit with precondition to assure performance of sensor. In order to make the sensor with better performance, suitable R_L value is needed:

Resistance of sensor(R_s): $R_s=(V_o/V_{RL}-1)\times R_L$

Sensitivity Characteristics

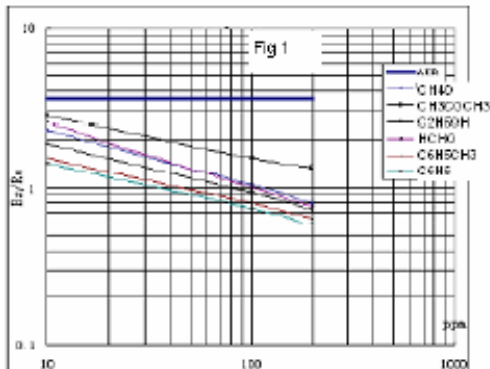


Fig.1 shows the typical sensitivity characteristics of the MQ138, ordinate means resistance ratio of the sensor (R_s/R_o), abscissa is concentration of gases. R_s means resistance in different gases, R_o means resistance of sensor in 100ppm Toluene. All test are under standard test conditions.

Influence of Temperature/Humidity

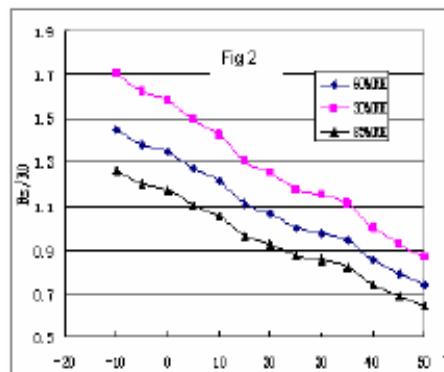
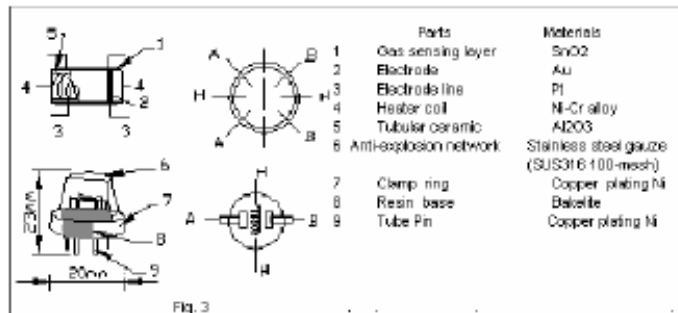


Fig.2 shows the typical temperature and humidity characteristics. Ordinate means resistance ratio of the sensor (R_s/R_o), R_s means resistance of sensor in 100ppm Toluene under different tem. and humidity. R_o means resistance of the sensor in environment of 100ppm Toluene, 20°C/65%RH

Structure and configuration



Structure and configuration of MQ138 gas sensor is shown as Fig. 3, sensor composed by micro AL₂O₃ ceramic tube, Tin Dioxide (SnO₂) sensitive layer, measuring electrode and heater are fixed into a crust made by plastic and stainless steel net. The heater provides necessary work conditions for work of sensitive components. The enveloped MQ-4 have 6 pin, 4 of them are used to fetch signals, and other 2 are used for providing heating current.