

# Diseño de un dispositivo wearable para el monitoreo de la oxigenación y ritmo cardiaco

Patiño Vélez, D.

Universidad Iberoamericana, Puebla, México

*daniela.patino@iberopuebla.mx*

## Resumen

En el presente artículo se describe la elaboración de un dispositivo wearable diseñado en forma de muñequera, el cual será una herramienta auxiliar del monitoreo continuo remoto de signos vitales para paciente afectados por la pandemia de coronavirus (SARS-CoV-2). El diseño está constituido por el sensor MAX30102 que registra el ritmo cardiaco y porcentaje de saturación de oxígeno en sangre. Este sensor es controlado mediante un microcontrolador ESP32, configurado bajo la plataforma de Arduino IDE, el cual por medio de su módulo Wi-Fi permite una transferencia de datos a través del protocolo MQTT hacia la plataforma de Cayenne myDevices cada 10 min, con el fin de minimizar el consumo de potencia. A través de la plataforma se puede visualizar los signos monitoreados desde cualquier dispositivo con acceso a internet, así como tiene la función de emitir un correo de alerta en caso de presentarse valores anormales en los registros. El dispositivo presenta las siguientes características: consumo de energía de 4.28mW, la fuente de alimentación está comprendida por 2 pilas recargables de 4.2 V y 750mAh, así como se tiene una tasa de muestreo de 25 muestras/seg. Los resultados experimentales obtenidos demuestran la posibilidad de implementar este dispositivo como una herramienta de diagnóstico eficiente que minimizará las complicaciones patológicas generadas por el nuevo coronavirus. Con el monitoreo continuo de signos vitales es posible disminuir el tiempo de atención de los pacientes, contribuir a la reducción de la tasa de mortalidad en nuestro país y el gasto público dedicado a salud.

**Palabras clave:** Covid-19, ESP32, Saturación de oxígeno, Wearable, Wi-Fi.

## 1. Introducción

En la actualidad, el mundo se ha visto paralizado por el surgimiento de un nuevo coronavirus, SARS-CoV-2, que es causante de una enfermedad infecciosa denominada COVID-19, la cual ha generado una pandemia con daños sin precedentes. Los últimos reportes han informado 6,8 millones de casos en más de 213 países, con 400 mil muertes desafortunadas y más de 3 millones de personas recuperadas. La tasa de mortalidad internacional es de 7%, sin embargo, en México se ha reportado una tasa mayor con un 9.1 % [1], lo cual es un escenario preocupante ya que se estima que 8 de cada 10 mexicanos en estado crítico morirán a causa de esta enfermedad [2]. Aunado a esto, este nuevo coronavirus ha traído consigo cuadros clínicos poco comunes como lo es la “hipoxia silenciosa”, término empleado para hacer referencia a bajos niveles de oxigenación en la sangre (50% aprox.) sin la aparición de los síntomas típicos como dificultad para respirar o un incremento en los niveles de CO<sub>2</sub>, es por ello que, al no ser detectada, avanza de forma paulatina a una insuficiencia respiratoria y finalmente conduce a un fallo respiratorio [3].

Tomando en cuenta lo anterior, es evidente la necesidad de efectuar cambios en el sector salud para disminuir la alta tasa de mortalidad en el país, por ello una solución se encuentra en una correcta gestión del tiempo destinado a cada paciente con criterios para priorizar los casos que así lo requieren, así como en la detección oportuna y pronósticos más ciertos de la enfermedad a través de la monitorización de uno de los signos vitales que más se ve comprometido en esta infección respiratoria: la saturación de oxígeno en sangre; en este punto surgen las innovaciones tecnológicas dirigidas al área medicina y sub-

áreas como la telemedicina y la eHealth que son utilizadas como herramientas de monitoreo y diagnóstico necesarias para hacer frente a esta pandemia. Dentro de estas sub-áreas, se encuentran los denominados Wireless Body Area Networks (WBAN) o sistemas constituidos por sensores, los cuales pueden ser no invasivos y considerarse wearables o vestibles, así como pueden ser implantados en el cuerpo para un monitoreo más preciso que considera mayores requerimientos como un mínimo consumo de potencia, bajas dimensiones y que sean biocompatibles [4]. De igual forma, gracias al IoT (internet de las cosas) y las distintas redes de comunicación inalámbrica como Bluetooth y BLE, siendo esta última un tipo de comunicación de bajo consumo de potencia [5,6], los sistemas WBAN pueden transferir la información obtenida de los sensores wearables y así crear una base de datos para tener un expediente clínico único del paciente sin la necesidad de estar en contacto directo con él.

En la literatura dedicada de los sistemas vestibles (wearables), respecto a las especificaciones de cada dispositivo, destaca que, en el segmento de protocolo de comunicación, el Bluetooth es la tecnología inalámbrica de preferencia, y, aunque en menor medida por su reciente introducción en el mercado, se encuentra BLE (Bluetooth Low Energy) [6]. No obstante, González [7] reporta el uso de Wifi, el cual presenta un consumo alto de energía, de 1W frente a un 2.5-100 mW del Bluetooth y 10 mW de parte de BLE [6]. Elección que respalda por la ventaja que supone un mayor rango de cobertura, siendo de 200m para el Wifi y de 100m como máximo para las tecnologías Bluetooth [6], además de un poseer un mayor rango de frecuencias (2,4 Ghz a 5 Ghz) y proveer mayor seguridad al contar con WEP (Privacidad de equivalencia alámbrica) y WPA, (Acceso protegido a Wifi) [5].

Analizando las características que poseen los dispositivos comerciales o aquellos que se han desarrollado para la investigación, es propuesto el desarrollo de un sistema de monitoreo de signos vitales, el cual, monitoreará la saturación de oxígeno en sangre y pulso cardíaco del paciente. Esto por medio de la incorporación de un sensor MAX-30102 en una muñequera que portará el enfermo y la información será gestionada por medio de un ESP32, el cual almacenará en una base de datos, información que estará respaldada en un servidor y por medio de un módulo Wi-Fi será transmitido a una página Web, para que posteriormente todo el personal médico acceda a esta información sin estar en contacto directo con el paciente. Sin embargo, de presentarse una anomalía en los signos vitales registrados, el dispositivo enviará una notificación de alerta para ser atendida de manera inmediata. Con esto se busca evitar una mayor propagación del virus y principalmente, conseguir un diagnóstico oportuno para evitar o minimizar las complicaciones respiratorias que presenta esta enfermedad al no proveer una atención temprana, con lo que se mejora la atención a los pacientes, y se consigue disminuir la alta tasa de mortalidad de la enfermedad en el país.

## **2. Metodología**

### **2.1 Materiales**

#### **2.1.1 Hardware**

##### **2.1.1.1 Sensor MAX30102**

El MAX30102 de Maxim Integrated es un módulo integrado destinado a aplicaciones de pulsioximetría y ritmo cardíaco, incluye dos LEDs, un fotodetector, elementos ópticos y electrónica de bajo ruido con eliminación de la luz ambiental. Para convertir la señal analógica generada por el fotodetector a digital, el sensor dispone de un ADC interno, un convertidor del tipo sigma-delta con hasta 18 bits de resolución [8].

##### **2.1.1.2 Microcontrolador ESP32**

El ESP32 es un SoC (System on Chip) diseñado por la compañía china Espressif y fabricado por TSMC. Integra en un único chip un procesador Tensilica Xtensa de doble núcleo de 32bits a 160Mhz (con posibilidad de hasta 240Mhz), conectividad WiFi y Bluetooth.

## 2.1.2 Software

### 2.1.2.1 Cayenne myDevices

Es una plataforma que se emplea frecuentemente en el prototipado de los dispositivos pertenecientes al IoT (Internet of Things). La plataforma presenta ventajas en su aparatado simplificado de programación y comunicación con dispositivos como el ESP32 mediante el protocolo MQTT. De igual modo que para el sensor, se empleó una librería predefinida para su control por medio del microcontrolador.

## 2.2 Lectura de datos

Se empleó la librería de SparkFun para el MAX3010x, la cual incluye un algoritmo para el cálculo del SpO2 y en base a este obtiene los bpm (latidos por minuto). Después de efectuar los cambios en cuanto a la lectura de los leds rojo e infrarrojo se configuraron las variables para la tasa de frecuencia de muestreo de modo que los datos se almacenan en un vector conformado por 100 muestras a una tasa de 25 sps.

En primera instancia, el sensor obtiene la información de la absorbancia total de la luz generada por su Led rojo, el cual es a fin a la hemoglobina desoxigenada y por su Led infrarrojo, longitud de onda absorbida por la hemoglobina oxigenada. Con ello se obtiene la Fig. 1:

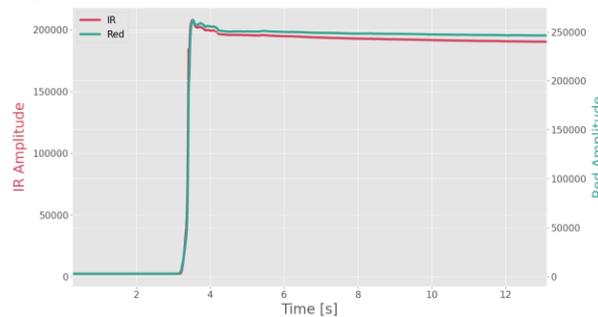


Fig. 1. Lectura de leds rojo e infrarrojo.

En la Fig. 1 se observa que una muestra obtenida en un lapso de 15 segundos, en donde a partir del segundo 3 aproximadamente es cuando la persona coloca su dedo en el sensor y se empiezan a registrar valores. Tomando en consideración que el cálculo del porcentaje de oxigenación en sangre se calcula mediante la siguiente fórmula:

$$R = \frac{At_R}{At_{IR}} \quad (1)$$

En donde  $At_R$  es la absorbancia total de la luz del Led rojo y  $At_{IR}$  la absorbancia total del Led infrarrojo. La absorción de la luz tiene sus fundamentos en la ley de Beer-Lambert en donde se establece que las intensidades de luces transmitidas y absorbidas deben ser iguales a la de la luz incidente. Con la ecuación (1), se comprende que entre mayor sea la similitud entre ambas absorbancias, la saturación de oxígeno tenderá a ser uno o en términos de porcentaje, el 100%; razón por la cual, en la Fig. 1 se observa que los valores del led rojo como el infrarrojo son cercanos entre sí al punto de adquirir los mismos valores.

Dichos términos de longitud de onda, si se expresaran en concentraciones de oxígeno en la hemoglobina, se definiría la saturación de oxígeno en sangre de la siguiente manera:

$$SpO_2 = 100 \times \frac{HbO_2}{HbO_2 + Hb} = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \quad (2)$$

En la ecuación (2) se observa que la saturación está dada por el ratio o cociente entre la concentración de hemoglobina oxigenada entre el total de concentración de hemoglobina, la cual incluye tanto la oxigenada como desoxigenada.

De modo que para que el sensor pueda realizar esta conversión y a través de la diferencia de absorbancias de luz entre las ondas generadas por el led Rojo e Infrarrojo, dentro de su programación debe incluir la siguiente ecuación:

$$R = \frac{\frac{AC_r}{DC_r}}{\frac{AC_{i^r}}{DC_{i^r}}} \quad (3)$$

Donde AC y DC indican el tipo de señal del led, es decir, si es su componente en corriente directa o en corriente alterna y los subíndices ir y r indican el led que generó la onda, el infrarrojo o el rojo respectivamente. La conversión de analógico a digital la efectúa el propio sensor, no obstante, para calcular la saturación de oxígeno en términos comprensibles en el ámbito médico, debe efectuar la operación de la ecuación (3).

Una vez que recaba dicha información, por medio de filtros digitales elimina el componente en DC para no generar que el proceso salga de operación, así como para la detección de latidos se emplean detectores de picos y se establece un rango para definir si estos son válidos y el sensor está detectando algo o en este caso, la arteria del paciente.

Para aumentar la precisión de las muestras se varía el tamaño del vector de donde se almacenan las longitudes de onda del led rojo e infrarrojo, siendo en este caso elegido un vector de 100 muestras, las cuales se tomaron a una velocidad de 25 muestras por segundo por lo que el programa le toma 4 segundos generar el vector y de estos va generando promedios para disminuir el margen de error con respecto a los valores reales.

### 2.3 Envío de información a plataforma Cayenne

Para su manejo se empleó una librería predefinida por la compañía y se creó una cuenta en dicha plataforma para poder gestionar la información enviada por el ESP32.

Al momento de dar de alta el dispositivo, la plataforma te otorga un nombre de usuario y contraseña, de modo que esta opción abre la posibilidad de que pacientes puedan monitorear sus signos vitales de forma remota desde sus hogares con acceso a internet.

La plataforma de Cayenne permite personalizar cada canal de datos de modo que se le asignó un widget y la forma de presentar los valores registrados. De igual forma, incluye la opción de configurar un trigger o alarma a cada uno de los canales configurados. La plataforma da la opción de elegir mandar la alarma cuando el sensor sobrepase dicho valor o se encuentre por debajo, como es el caso de los niveles de SpO2. De igual forma brinda dos opciones para recibir la notificación, ya sea por medio de un correo, en donde debes ingresar el remitente o da la opción de mandar un mensaje de texto a un número telefónico. No obstante, se presentaron problemas con esta última opción y solo se incluyó la notificación vía correo electrónico. En la Fig. 2 se muestra la interfaz de la plataforma.

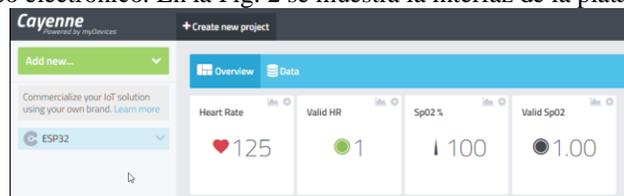


Fig. 2. Interfaz de Cayenne my devices.

## 2.4 Diseño de prototipo

Se realizó un PCB el cual contiene un módulo ESP32-WROOM-2D, con dimensiones de 25 x 20 mm, el sensor MAX30102 con medidas de 22mm x 15mm y para el apartado de la fuente de alimentación se optó por pilas recargables, en específico el modelo 14500, el cual es de 4.2V y posee una capacidad de 750 mAh, de modo que se conectaron 2 pilas en serie y en el PCB solo se contemplaron las entradas para alimentar al circuito. No obstante, al requerir el sensor una alimentación de 5V y el ESP32 de 3.3V para evitar fallas en su funcionamiento, se incluyó en el PCB un divisor de voltaje que alimentaría al ESP32 y para asegurar un voltaje de 3.3V se empleó un módulo regulador MP1584. Lo anterior se ve esquematizado en la Fig. 3:

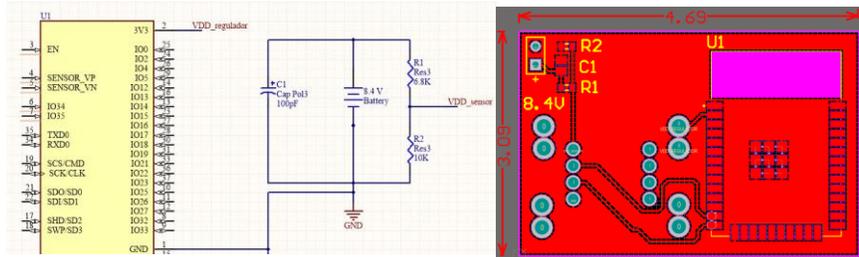


Fig. 3. Esquemático y PCB del diseño del circuito.

En la Fig. 3, en la imagen de la derecha que es una captura del PCB se observa que sus dimensiones en cm son de 4.69 cm de largo por 3.09 cm de alto, así como los pads que se observan son para empotrar tanto al MAX30102 como al módulo regulador de voltaje al ser ambos componentes del tipo thru hole.

Al contemplar que la fuente de alimentación constituida por baterías recargables no podía colocarse en el PCB, se optó por colocarlo en la parte de arriba de la pulsera, tal y como se observa en la Fig. 4 con lo cual un primer diseño fue efectuado con un programa de modelado 3D, Catia 5V, software de la compañía Dassaults Systems,

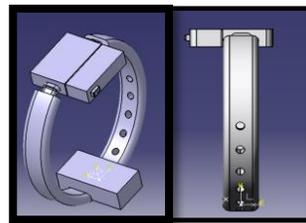


Fig. 4. Diseño de prototipo con el software de CATIA V5 for Student.

En la Fig. 4 de la izquierda se observa una toma isométrica del diseño y en ella se puede apreciar de forma general la apariencia similar del wearable con un reloj al incluir una correa ajustable con la finalidad de mantener lo más estrecho posible los leds y fotodiodos del sensor a la piel. En la Fig. 4 de la derecha, se muestra la carcasa del circuito PCB mientras que las pilas se encontraran en el extremo opuesto en una caja con dimensiones de 6.7cmx3.3cmx1.5cm.

Por último, un primer modelo realizado en físico se presenta en la Fig. 5, en donde la imagen de la izquierda representa cómo se efectuaron las pruebas y la segunda es una aproximación en donde ya se contempla como fuente de alimentación las baterías recargables.



Fig. 5. Diseño en físico del wearable (inicios).

### 3. Resultados y Discusión

#### 3.1 Pruebas

##### 3.1.1 Primera prueba

Se efectuaron 10 pruebas en un sujeto sano de 20 años, en condiciones de reposo. Se tomó como gold standard un oxímetro comercial y contrastando con los datos obtenidos con el dispositivo, se construyó la siguiente tabla:

Tabla 1: Comparación de resultados de la medición de SpO<sub>2</sub> y frecuencia cardiaca (BPM).

No. de Prueba	Oxímetro comercial (%SpO <sub>2</sub> )	Oxímetro comercial (BPM)	Prototipo (%SpO <sub>2</sub> )	Prototipo (BPM)	Desviación estándar (%SpO <sub>2</sub> )	Desviación estándar (BPM)
1	96	80	93	214	2.12	94.75
2	97	78	94	180	2.12	72.12
3	95	80	97	124	1.41	31.11
4	96	75	99	90	2.12	10.61
5	95	67	98	167	2.12	70.71
6	95	80	96	187	0.71	75.66
7	96	77	96	166	0.00	62.93
8	98	81	95	125	1.41	31.11
9	96	79	94	187	1.41	76.37
10	96	80	96	115	0.00	24.75
Promedio	95.9	77.7	95.8	155.5	1.34	55.01

Como se observa en la Tabla 1 se presenta una desviación estándar promedio de 1.34 para los valores de SpO<sub>2</sub>, con lo cual se comprueba la viabilidad del dispositivo presentado para medir los niveles de saturación de oxígeno en sangre y ser capaz de detectar hipoxemias. No obstante, las frecuencias cardiacas registradas por el dispositivo presentan una alta tasa de error al existir una desviación estándar promedio de 55.01, en tanto que uno de sus valores registrados fue de 214.

##### 3.1.2 Segunda prueba

Después de obtener una alta tasa de error en el signo vital de los latidos cardiacos, se modificó el programa del microcontrolador de modo que se añadió efectuar un promedio de los valores registrados en un vector de 10 muestras y mostrar en el canal de datos de la plataforma el promedio en lugar de los valores, así como se cambió de sensor al presentar problemas en su funcionamiento como apagarse después de estar mandando información en un lapso no mayor a 5 minutos.

Tabla 2: Segunda prueba del oxímetro diseñado vs oxímetro comercial.

No. de Prueba	Oxímetro comercial (%SpO <sub>2</sub> )	Oxímetro comercial (BPM)	Prototipo (%SpO <sub>2</sub> )	Prototipo (BPM)	Desviación estándar (%SpO <sub>2</sub> )	Desviación estándar (BPM)
1	96	95	99	187	2.12	65.05
2	97	89	98	121	0.7	22.62
3	96	84	97	83	0.7	0.71
4	97	87	94	96	2.12	6.36
5	96	90	92	103	2.82	9.12
6	96	95	95	107	0.71	8.48
7	96	94	99	115	2.12	14.84
8	96	92	100	125	2.82	23.33
9	97	98	93	83	2.82	10.6
10	97	93	97	92	0.00	0.71
Promedio	96.4	91.7	96.4	111.2	1.69	16.19

En la Tabla 2 se puede observar que la desviación estándar entre los valores de porcentaje de saturación de oxígeno fue mínima, siendo el promedio de estas un 1.69 con lo que se corrobora la precisión de esta variable. Sin embargo, a pesar de la corrección efectuada en el programa, aunque la desviación estándar promedio de los latidos por minuto disminuyó de 55 a 16.19, siendo una reducción casi del 30%, aún se presentan valores que de acuerdo con estándares médicos son signos de una patología o afección cardiopulmonar.

De la comparación de ambas tablas se puede destacar el hecho de la fuerte correlación entre los valores obtenidos por el gold standard (oxímetro comercial) y el prototipo que se presenta, así como en el apartado de los latidos por minuto, se observa que los mayores picos se presentan al inicio de la toma de muestras, de modo que una solución para disminuir el margen de error del dispositivo sería que de los datos recabados efectúe una diferencia entre ellos y si encuentra una diferencia dentro de un rango de 50 a 80 latidos, descarte el valor mayor y se quede con el menor para efectuar su promedio de latidos por minuto. De igual forma se puede ajustar la curva de calibración del sensor para aumentar la precisión de los datos.

### **3.2 Consumo de potencia**

Se calculó la potencia estática del dispositivo considerando que las pilas en serie proporcionan 8.4 V y que la corriente mínima con la que debe ser alimentado el ESP32 para sus comunicaciones inalámbrica debe ser de 0.5 A de acuerdo con su hoja de datos, así como se le sumó el consumo de 0.1mA de parte del MAX30102 y se estimó que el regulador de voltaje MP1584 consume aproximadamente 10mA, con lo que el cálculo quedó de la siguiente manera:

$$P_E = (500mA + 0.1mA + 10mA)(8.4V) = 4.24mWatts \quad (4)$$

De modo que se estima que su consumo pese a ser en el orden de mW, es bastante alto por el consumo que ejerce la comunicación por medio de Wi-Fi así como no se optimizó la alimentación del dispositivo al incluir un regulador MP1584 que consume energía.

Por último, en primera instancia se efectuó una prueba del consumo del dispositivo cuando emitía información cada minuto y tras cumplirse 4.5 horas desde que se conectó a las baterías, tanto el MAX30102 como el EPS32 se apagaron. Es por ello que se cambió a un envío de información cada 10 min, aunque la autonomía del dispositivo solo aumentó una media hora más, en esta ocasión, siendo insuficiente la energía para alimentar tanto al microcontrolador como al sensor por lo que al transcurrir 5 horas desde que se encontrabas alimentados por las baterías, el sensor se apagó mientras que el ESP32 seguía funcionando.

## **4. Conclusiones**

Con base en los resultados reportados se puede afirmar la viabilidad del wearable para detectar anomalías en la saturación de oxígeno en sangre y con ello solucionar la problemática de gestión del tiempo y atención de los pacientes enfermos de COVID-19 detectados con hipoxemia. Sin embargo, existen variables que no se contemplaron en las pruebas como la actividad del paciente, ya que al mover la mano o realizar algún esfuerzo, se pueden generar márgenes de error considerables en los datos recolectados por el sensor, por lo que se deben efectuar pruebas bajo estas condiciones y analizar si una solución factible se encuentra en realizar ajustes al diseño físico o implementar filtros digitales. Otro apartado que debe mejorarse es el consumo de potencia del dispositivo sin eliminar la comunicación vía Wi-Fi, ya que, por medio de esta se puede generar un registro del paciente en un servidor y se puede visualizar en una plataforma como Cayenne, con lo cual se facilita la gestión de la información a diferencia de otras tecnologías inalámbricas. De igual forma, no se contempla el uso de tecnologías LPWAN al requerir de una inversión inicial en las antenas de compañías como Sigfox o Zigbee y se

necesitan suscripciones a sus servicios, de modo que, a pesar de ver un aumento en la autonomía del dispositivo y ser económicas a la larga, dificulta su implementación en hospitales que no cuenten con dicha infraestructura así como el paciente no podría registrar su monitoreo de signos si no cuenta con dicho servicio, situación que no ocurre con el Wi-Fi, por lo que se pueden optimizar otras cuestiones del consumo como aumentar el tiempo de envío de información de 10 a 30 min o efectuar pruebas con pacientes para determinar en qué intervalo de tiempo se aporta información relevante. También se puede optimizar el suministro de energía ya que al encontrarse regulada por un integrado que conlleva componentes extras, se aumenta el consumo total del dispositivo. Por último, aunque se validaron los datos de la saturación de oxígeno, los latidos por minutos requieren de cambios en la programación o calibración del sensor para garantizar su uso en el diagnóstico de patologías.

## Declaración de conflictos de interés

La autora declara no tener ningún conflicto de interés para este trabajo.

## Referencias

- [1] A. Ortega, “En México, 1 de cada 10 personas con COVID-19, fallece.” [online]. 2020. Available at: <https://politica.expansion.mx/mexico/2020/05/11/en-mexico-1-de-cada-10-personas-con-covid-19-fallece>. Accessed on: Mayo 28, 2020.
- [2] INFOBAE. “Coronavirus en México: la tasa de letalidad aumentó al 9.1%.” [online]. 2020. Available at: <https://www.infobae.com/america/mexico/2020/05/05/coronavirus-en-mexico-la-tasa-de-letalidad-aumento-al-9-1/>. Accessed on: May 28, 2020.
- [3] R. G. Wilkerson, J. D. Adler, N. G. Shah, and R. Brown, “Silent hypoxia: A harbinger of clinical deterioration in patients with COVID-19.” *The American journal of emergency medicine*, vol. 30, pp. 1-2, 2020.
- [4] R. A. Khan and A-S. K. Pathan, “The state-of-the-art wireless body area sensor networks: A survey.” *International Journal of Distributed Sensor Networks*, vol. 14, no. 4, pp. 1-23, 2018.
- [5] F. Wu., T. Wu and M. R. Yuce, “An Internet-of-Things (IoT) Network System for Connected Safety and Health Monitoring Applications.” *Sensors*, vol. 19, no. 1, pp.1-21, 2018.
- [6] S. Majumder, T. Mondal and M. J. Deen, “Wearable Sensors for Remote Health Monitoring.” *Sensors*, vol. 17, no. 1, pp. 1-130, 2017.
- [7] F. González, O. Villegas, D. Ramírez., V. Sánchez and H. Domínguez, “Smart Multi-Level Tool for Remote Patient Monitoring Based on a Wireless Sensor Network and Mobile Augmented Reality”, *Sensors*, vol. 14, no. 9, pp. 17212–17234, 2014.
- [8] Maxim Integrated, “MAX30102.” [online]. 2012. Available on: <https://www.maximintegrated.com/en/products/interface/sensor-interface/MAX30102.html>. Accessed on: May 28, 2020.