



# *DIFU*<sub>100</sub>*ci*@, Revista de Difusión Científica

**Ingeniería y Tecnologías**

**Vol:** 16

**Num:** 2

**Publicación:** Mayo - Agosto 2022

**ISSN:** 2007-3585



*Una publicación de la Universidad Autónoma de Zacatecas "Francisco García Salinas"*

# Directorio

---

## Universidad Autónoma de Zacatecas “Francisco García Salinas”

Dr. Rubén de Jesús Ibarra Reyes, *Rector*

Dr. Ángel Román Gutiérrez, *Secretario General*

M.C. Hans Hiram Pacheco García, *Secretario Académico*

Dr. Carlos Francisco Bautista Capetillo, *Coord. Investigación y Posgrado*

### Editor en Jefe

Víktor Iván Rodríguez Abdalá, *Universidad Autónoma de Zacatecas, (México)*

### Editores Asociados

Manuel Hernández Calviño, *Universidad de La Habana, (Cuba)*

José Ricardo Gómez Rodríguez, *Universidad Autónoma de Zacatecas, (México)*

### Grupo Revisor

Jorge Flores Troncoso, *Universidad Autónoma de Zacatecas, (México)*

Remberto Sandoval Aréchiga, *Universidad Autónoma de Zacatecas, (México)*

Salvador Ibarra Delgado, *Universidad Autónoma de Zacatecas, (México)*

Juvenal Villanueva Maldonado, *CONACyT-UAZ, (México)*

Jorge Simón Rodríguez, *CONACyT-UAZ, (México)*

Rodrigo Daniel Méndez Ramírez, *Centro de Investigación Científica y de Educación Superior de Ensenada, (México)*

Leonardo Acho Zuppa, *Universidad Politécnica de Catalunya, (España)*

Miguel Andrés, *Universidad de Valencia, (España)*

José Ángel González Fraga, *Universidad Autónoma de Baja California, (México)*

Ramón Parra Michel, *Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del IPN, (México)*

Leonel Soriano Equigua, *Universidad de Colima, (México)*

José Luis Álvarez Flores, *Universidad de Colima, (México)*

Fermín Marcelo Rubén Maciel Barbosa, *Universidad de Colima, (México)*

Francisco Rubén Castillo Soria, *Universidad Autónoma de San Luis Potosí, (México)*

Cristian Eduardo Boyain y Goytia Luna, *Universidad Autónoma de Zacatecas, (México)*

Juan Pablo Morales Álvarez, *Instituto Tecnológico de La Paz, (México)*

Daniel Armando Hirles Valles, *Instituto Tecnológico de La Paz, (México)*

Jaime Sánchez García, *Centro de Investigación Científica y de Educación Superior de Ensenada, (México)*

Salvador Villarreal Reyes, *Centro de Investigación Científica y de Educación Superior de Ensenada, (México)*

Ernesto García Domínguez, *Universidad Autónoma de Zacatecas, (México)*

Rafael Villela Varela, *Universidad Autónoma de Zacatecas, (México)*

Jorge de la Torre y Ramos, *Universidad Autónoma de Zacatecas, (México)*

Manuel Reta Hernández, *Universidad Autónoma de Zacatecas, (México)*

# Derechos reservados

---

## Editorial

Universidad Autónoma de Zacatecas  
“Francisco García Salinas”

## Diseño de revista

Víktor Iván Rodríguez Abdalá  
José Ricardo Gómez Rodríguez

## Derechos Reservados

Universidad Autónoma de Zacatecas  
“Francisco García Salinas”

**ISSN 2007-3585**

DIFU100ci@ (léase difuciencia) es una publicación cuatrimestral editada por la Universidad Autónoma de Zacatecas, “Francisco García Salinas”, a través de la Unidad Académica de Ingeniería Eléctrica. Jardín Juárez No. 147, Colonia Centro, Zacatecas, Zacatecas, C.P. 98000. Tel. (01 492) 925 6690.

Reservas de Derechos al Uso Exclusivo No. 04-2015-060212215100-203, ISSN: 2007-3585, ambos otorgados por el Instituto Nacional de Derecho de Autor.

Las opiniones expresadas por los autores no necesariamente reflejan la postura del editor de la publicación. Queda estrictamente prohibida la reproducción total o parcial de los contenidos e imágenes de la publicación sin previa autorización de la Universidad Autónoma de Zacatecas “Francisco García Salinas” a través de la Unidad Académica de Ingeniería Eléctrica.

<http://www.uaz.edu.mx>

<http://difu100cia.uaz.edu.mx>

[difu100cia@uaz.edu.mx](mailto:difu100cia@uaz.edu.mx)

## Carta del editor

---

La investigación de los cristales líquidos es de suma importancia para la tecnología actual, ya que sus usos van desde las grandes pantallas de televisión hasta los dispositivos móviles y wearables, aunque sus líneas de investigación y aplicaciones no se limitan solamente a esto.

Entre otros tipos de aplicaciones, que se podrían considerar futuristas de cierta manera, es su uso como “vidrio inteligente” el cual se puede utilizar en ventanas, puertas o en un automóvil y mediante manipulación eléctrica el usuario puede elegir entre transparente y opaco, lo que permite ofrecer cierto nivel de privacidad o comodidad en lugar de los tradicionales polarizados.

Este tipo de características, como el hecho de que eléctricamente o por temperatura pueden cambiar sus características ópticas, permite que su uso pueda llevarse a otros ramos, de tal forma que se diseñe un sensor visual para el monitoreo de una cadena de suministro de refrigerados o como marcadores celulares ante la presencia de cáncer u otro tipo de enfermedad.

Finalmente, las áreas de investigación y trabajo con respecto a los cristales líquidos no solo se van a limitar a pantallas de muy alta definición con un gran ángulo de visión, sino que también apoyarán y facilitarán muchas tareas de monitoreo y vigilancia tanto en la industria como en la salud.



Víctor Iván Rodríguez Abdalá  
Editor en Jefe

# Índice general



<b>Directorio</b>	<b>I</b>
<b>Derechos reservados</b>	<b>II</b>
<b>Carta del editor</b>	<b>III</b>
<b>1. Sobre el efecto del confinamiento de cristales líquidos</b>	<b>1</b>
<b>2. Suavizado de señales ECG basado en el algoritmo FIR Iterativo sin sesgo con un horizonte híbrido</b>	<b>7</b>
<b>3. Prototipo de nodo IoT para monitoreo de salud de temperatura corporal, ritmo cardiaco y saturación de oxígeno</b>	<b>14</b>
<b>4. Sistema de Monitoreo de Variables Atmosféricas por Medio de Dispositivos IoT</b>	<b>21</b>



# On the Effect of Confinement of Liquid Crystals

## Sobre el Efecto del Confinamiento de Cristales Líquidos

José A. Martínez-González<sup>\*1</sup>, César G. Galván<sup>1</sup>, and Stiven Villada-Gil<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Facultad de Ciencias.  
Av. Parque Chapultepec 1570, 78210 San Luis Potosí, S.L.P. México.

jose.adrian.martinez@uaslp.mx

<sup>2</sup>Facultad de Ciencias Básicas, Sociales y Humanas Politécnico Colombiano Jaime Isaza Cadavid.  
Carrera 48 Avenida Las Vegas No. 7-151, 4932 Medellín, Colombia.

### Abstract

Liquid crystals, LCs, are state of matter with liquid and crystal properties. They appear between the liquid isotropic and the solid crystal phases in substances with highly anisotropic molecules. According to the positional and orientational molecular correlations, it is possible to identify different LC states, better known as mesophases. LCs exhibit a sub-millisecond response time and the optical appearance of a LC depends on the morphology of the phase, which in turn can be modified by different external stimuli. Nowadays, LCs are employed in different technologies, such that, LCD screens, biosensors, metamaterials, directed self-assembly of nanoparticles, to name a few. The practical use of LCs is related to their confinement, which in turn, modifies the phase behavior and the optical response. In this work, we present results on the different structures that LCs adopt when confined in channel, cylinder and droplet geometries. To this end we used mean field Landau-de Gennes continuum simulations. We also show how the LC morphology can significantly change due to confinement and the interfacial anchoring conditions.

**Keywords**— Confinement, Liquid Crystals, Landau-de Gennes

### Resumen

Los cristales líquidos, CLs, son estados termodinámicos con propiedades tanto de líquidos como de cristales. Estas fases aparecen entre los estados de fluido isotrópico y sólido cristalino

en sustancias con moléculas altamente anisotrópicas. En función de las correlaciones moleculares orientacionales y posicionales presentes, es posible identificar diferentes estados de CL, mejor conocidos como mesofases. Los CLs exhiben tiempos de respuesta de sub-milisegundos, y su apariencia óptica depende de la morfología de la fase, la cual puede cambiarse mediante diferentes tipos de estímulos externos. Actualmente, se emplean en diversas tecnologías, tales como, pantallas LCD, biosensores, metamateriales, auto-ensamblaje dirigido de nanopartículas, por mencionar algunas. El uso práctico de los CLs implica su confinamiento, el cual modifica su comportamiento de fase y la respuesta óptica del mismo. En este trabajo, se presentan resultados sobre las estructuras que adoptan las fases de los CLs en el bulto al ser confinadas en diferentes geometrías, tales como canales, cilindros y esferas. Lo anterior se obtuvo mediante simulaciones continuas, basadas en el formalismo de Landau de Gennes. Se muestra cómo la morfología del CL puede cambiar significativamente debido al confinamiento y a las condiciones de anclaje interfacial.

**Palabras clave**— Confinamiento, Cristales Líquidos, Landau-de Gennes

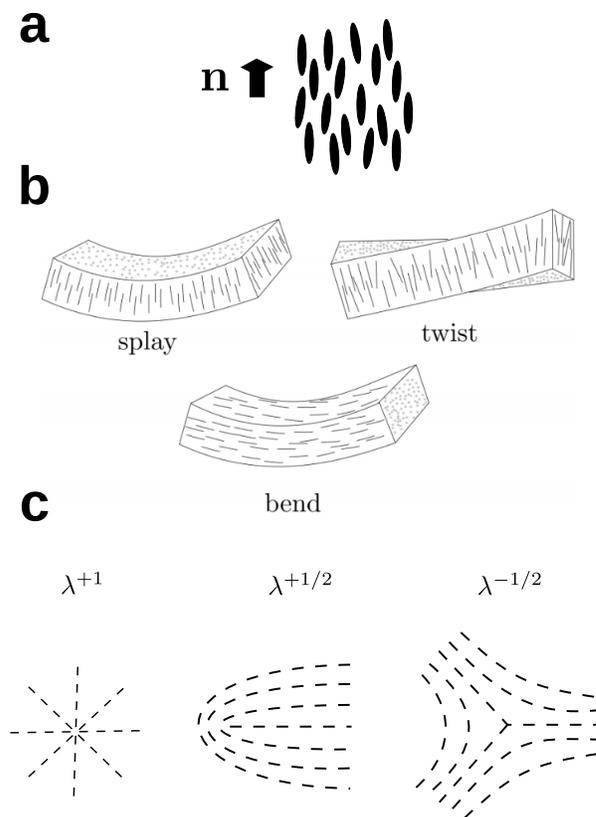
### I. Introducción

Los cristales líquidos (CLs) son estados en los cuales las moléculas pueden fluir pero, a su vez, exhiben un orden que puede ser orientacional y/o posicional. Los CLs se forman entre la fase líquida y la fase cristalina de sustancias cuyas moléculas son suficientemente rígidas y anisótropas [1]. Una de las fases líquido-cristalinas más conocida, es la llamada nemática

\* Autor de correspondencia

(Fig. 1a), la cual ocurre en sustancias formadas por moléculas con una geometría tipo barra. En la fase nemática las moléculas pueden moverse con relativa facilidad y, al mismo tiempo, muestran en promedio una orientación preferencial que se representa mediante un vector unitario llamado director  $\mathbf{n}$  —un nemático perfecto sería uno donde las moléculas fluyen, pero manteniéndose paralelas entre sí, lo que implica que todas ellas apuntan en la misma dirección. En la práctica, en los CLs nemáticos encontramos las llamadas distorsiones de curvatura, las cuales incrementan la energía libre del sistema y, por sus siglas en inglés, se conocen como *splay*, *bend* y *twist* [1, 2] (Fig. 1b). Además, los CLs pueden presentar defectos topológicos, que pueden ser puntuales o lineales, los cuales corresponden a regiones donde no es posible definir un orden orientacional preferencial (ver Fig. 1c). Los defectos topológicos se caracterizan por el efecto que producen en el alineamiento molecular del CL, lo cual permite definir la carga topológica  $m$  [1–3]. Si consideramos un giro completo en el sentido de las manecillas del reloj alrededor del núcleo del defecto, una carga topológica  $m = +1$  indica que la orientación molecular va girando en el mismo sentido hasta completar  $2\pi$  radianes, mientras que para  $m = +1/2$  y  $m = -1/2$  la orientación molecular gira  $\pi$  radianes, pero en el primer caso el giro va en el sentido de las manecillas del reloj, y en el segundo caso va en sentido opuesto (ver Fig. 1c).

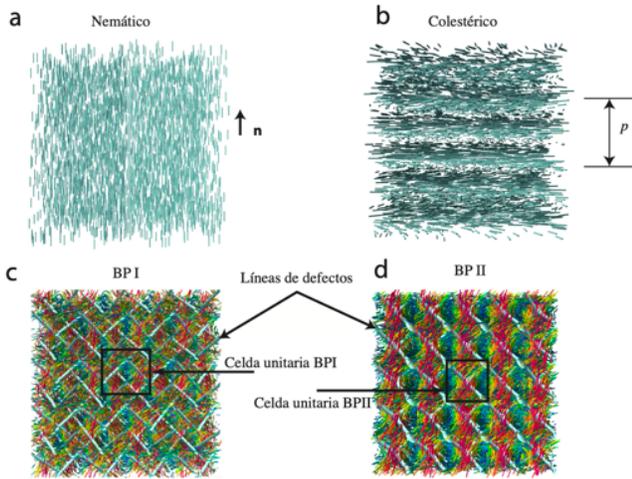
Además de los CL nemáticos (Figura 2a), existen otros tipos de fases líquido-cristalinas, las cuales se distinguen por el tipo de orden preferencial, orientacional y posicional, de sus moléculas. En presencia de quiralidad, en vez de la fase nemática, lo que se observa es la llamada fase nemática quiral, o colestérica, en la cual existe un orden nemático local, pero el vector director va girando a lo largo de una dirección dada, que da lugar a una estructura helicoidal que caracteriza esta fase —la distancia en la cual el vector director  $\mathbf{n}$  completa un giro de  $2\pi$  se conoce como *pitch*,  $p$ , y este parámetro se usa para medir la magnitud de la quiralidad del CL,  $q$ , mediante  $q = 2\pi/p$  (ver Fig. 2b) [1, 3]. Típicamente, en las fases colestéricas  $p \sim 1\mu\text{m}$ , cuando quiralidad aumenta —lo cual puede lograrse añadiendo un dopante quiral miscible en la sustancia líquido-cristalina— en un intervalo de temperatura del orden de unos cuantos grados Celsius, entre la fase colestérica y la isotrópica, se forman las llamadas fases azules (BP, por sus siglas en inglés). Las BPs son las fases de CL más complejas, en ellas las moléculas se agrupan formando regiones cilíndricas donde el director local exhibe una doble torsión, estos cilindros de doble torsión se ensamblan, a su vez, formando arreglos cúbicos tipo centrado en el cuerpo (bcc), simple-cúbico (sc), o bien, en un arreglo desordenado, que se identifican como las fases azules BPI, BPII y BPIII respectivamente (ver Fig. 2c y d). Es decir, las fases azules BPI y BPII son fluidos



**Figura 1:** Ilustración de: a) orden molecular de una fase nemática; b) distorsiones de curvatura *splay*, *bend* y *twist*; c) algunos defectos topológicos comunes del tipo  $\lambda$  con diferentes cargas topológicas.

que exhiben una estructura cristalina cúbica formada por cilindros de doble torsión. Los tamaños de red de estas fases rondan los cientos de nanómetros y, por lo tanto, poseen reflexión selectiva de luz visible [3]. Las BPs tienen propiedades ópticas atractivas, y su naturaleza líquida permite la sintonización de la respuesta óptica mediante diferentes estímulos externos; tales como, campos eléctricos, magnéticos, acústicos, variaciones de la temperatura y/o en las condiciones del confinamiento [4–9].

La aplicación más conocida de los cristales líquidos la encontramos en la tecnología de pantallas LCD (*Liquid Crystal Display*). En la actualidad, los CLs se usan en diferentes tecnologías que abarcan diseño de nuevos materiales, fotónica, biosensores y nanomateriales, por mencionar algunos. El uso práctico de los CL implica conocer su comportamiento de fase bajo diferentes condiciones termodinámicas, donde el confinamiento juega un papel determinante. En este sentido, las simulaciones de CL se han convertido en una herramienta de gran utilidad para explicar y predecir la respuesta óptica de las fases LCs bajo diferentes constricciones. En este artículo, se muestran las diferentes morfologías líquido cristalinas que se producen al confinar cristales líquidos nemáticos, colesté-



**Figura 2:** Simulaciones de mesofases de cristales líquidos en bulo. a) Nemática, b) Colestérica, c) Fase Azul I (BPI) y d) Fase Azul II (BPII). Por cuestiones de visualización, en la BPI y BPII, el mapa de colores va de azul a rojo en términos de la proyección del campo director en el eje  $z$  ( $\hat{z} \cdot \hat{n}$ ).

ricos y de fases azules, en geometrías tipo *sandwich*, gota y cilindro. En cada caso, se consideran las mismas condiciones de temperatura y un anclaje superficial paralelo. El comportamiento de fase de CLs confinados en dichas geometrías ha sido estudiado tanto experimentalmente como por medio de simulaciones [10, 11, 13, 15, 16, 18–20]. Sin embargo, estos estudios suelen enfocarse en una geometría en particular, de manera que no es posible contrastar de primera mano los efectos en el comportamiento de fase del CL al variar las geometría de confinamiento. El propósito de este trabajo es ilustrar cómo el solo hecho de cambiar la geometría de confinamiento da lugar a una reconfiguración de la estructura de la fase del CL. Para este fin, se emplearon simulaciones continuas basadas en la teoría de Landau-de Gennes [1].

## II. Confinamiento de Cristales Líquidos en Diferentes Geometrías

En el formalismo de Landau-de Gennes, la energía libre,  $F$ , del cristal líquido se escribe en términos del llamado tensor de orden,  $Q$ , el cual se obtiene a partir de las componentes del director  $n_i$  y  $n_j$  como  $Q_{ij} = S \langle (n_i n_j - \frac{1}{3} \delta_{ij}) \rangle$ , donde  $\delta_{ij}$  es la función delta de Kronecker,  $i, j = x, y, z$ , “ $\langle \rangle$ ” representa el promedio configuracional y  $S$  es el parámetro de orden escalar. El tensor  $Q$ , así construido, contiene toda la información estructural del cristal líquido. La energía libre consta de la contribución de fase,  $F_p$ , la contribución por la presencia de distorsiones elásticas,  $F_E$ , y la debida a las superficies de confinamiento,  $F_S$ ; es decir:

$$F(Q) = F_p(Q) + F_E(Q) + F_S(Q). \quad (1)$$

Una vez que se conoce la expresión de la energía libre,  $F(Q)$ , mediante el formalismo de Euler-Lagrange es posible minimizar la energía libre en términos del tensor  $Q$  para así determinar las configuraciones del CL que corresponden a los estados estables y metaestables. La minimización del funcional de energía libre  $F(Q)$  fue realizada siguiendo el trabajo de Zumer *et al.*, indicado en la referencia [10].

### II.1. Nemáticos

Al confinar un CL nemático en un canal de paredes planas, el alineamiento molecular preferencial, representado por el vector director, depende de las condiciones de anclaje. Para un anclaje planar, el campo director es uniforme y paralelo a las superficies de confinamiento (ver Fig. 3) —algo similar ocurre para un anclaje homeotrópico, el confinamiento da lugar a un orden uniforme y paralelo al vector normal a las superficies del canal [1, 11]. De igual manera, al confinar un CL nemático en una cavidad cilíndrica con anclaje planar, se obtiene una estructura uniforme cuyo director es paralelo al eje del cilindro. Finalmente, el confinamiento en gotas da lugar a una estructura que se conoce como bipolar, en donde se forman defectos de carga topológica  $+1$  sobre la superficie, llamados *bojooms*, lo cuales están diametralmente opuestos (ver Fig. 3) [11]. La presencia de defectos topológicos resultan de gran interés debido a que son regiones donde la energía libre es mayor, y actúan como sitios preferenciales para la adsorción de partículas coloidales o surfactantes, estos fenómenos han sido estudiados experimentalmente y mediante simulaciones continuas tipo campo medio [11–15].

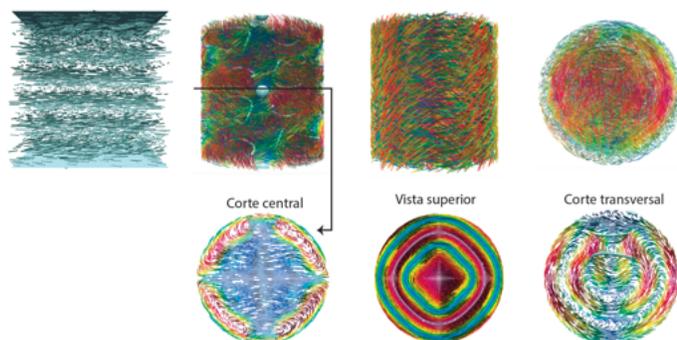


**Figura 3:** Configuraciones que resultan al confinar un CL nemático en (izquierda) canal, (centro) cilindro y (derecha) esfera.

### II.2. Colestéricos

Al confinar CLs colestéricos pueden obtenerse una gran variedad de estados metaestables, dependiendo de la geometría de confinamiento y el anclaje interfacial. El confinamiento en canales planos proporciona una configuración helicoidal como la que se obtiene en el bulo,

pero el eje helicoidal de la fase depende del tipo de anclaje que se use [16]. Para un anclaje planar, se observa que el eje helicoidal de la fase es paralelo a la normal de las superficies (ver Fig. 4). El confinamiento en cilindros con anclaje planar da lugar a que el CL adopte una configuración de equilibrio que depende del radio del cilindro [17], y también pueden obtenerse diversos estados metaestables. En la parte central de la Fig. 4 se muestran dos configuraciones posibles que se obtienen al confinar un CL colestérico de  $p = 200\text{nm}$ , abajo de cada cilindro se muestra un corte de la vista superior, estos resultados son estructuralmente diferentes, el de la izquierda muestra la presencia de líneas de defecto un orden nemático en la región central –pero este rota, a su vez, en la dirección del eje del cilindro–, mientras que en el de la derecha la configuración del CL es semejante a la de un cilindro de doble torsión. El confinamiento en esferas da lugar a la llamada configuración RSS (del inglés *Radial Spherical Structure*) [18, 19], como se muestra a la derecha en la Fig. 4, junto con un corte transversal de esta estructura. La RSS ha sido empleada para atrapar partículas coloidales dispersas en emulsiones de CL en agua [19].



**Figura 4:** Configuraciones que resultan al confinar un CL colestérico en (izquierda) canal, (centro) cilindro y (derecha) esfera. Para el caso del cilindro y la esfera se muestran cortes transversales donde es posible apreciar el campo director local. A diferencia del caso CL nemático, podemos apreciar como la estructura helicoidal local del orden nemático se tuerce y da lugar a la formación de líneas de defecto.

### II.3. Fases Azules

Como ya se mencionó, las fases azules exhiben una estructura cúbica cristalina de cilindros de doble torsión. Los tamaños de celda de estas fases son órdenes de magnitud mayor en comparación con los cristales convencionales. Al igual que en los casos anteriores, la morfología que adoptan estas fases dependen de la geometría de confinamiento y del tipo de anclaje interfacial; pero, debido a su

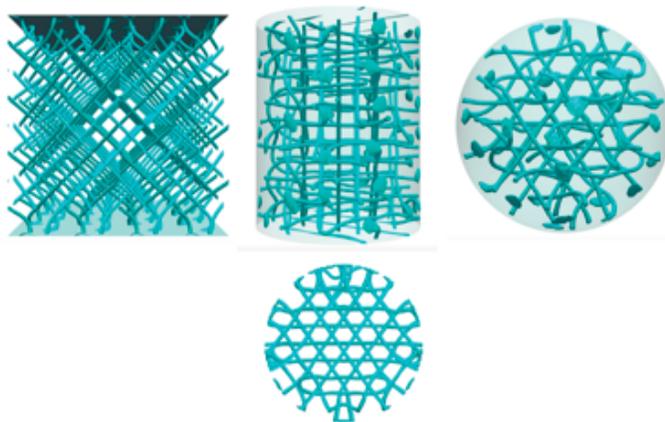
naturaleza cristalina, las dimensiones de las geometrías de confinamiento también influyen en el comportamiento de fase. Estudios recientes muestran que la orientación cristalográfica de las fases azules confinadas en canales planos, dependen del anclaje interfacial y del espesor del canal [20, 21]; por su parte, el confinamiento de estas fases en gotas –por ejemplo, emulsiones de BPs en agua– induce distorsiones de la red de la BP en las proximidades de la interfase, así como cambios en las temperaturas de transición de fase Chol-BPI y BPI-BPII [22]. La respuesta óptica de las fases azules depende del tamaño de la celda unitaria,  $a$ , del índice de refracción,  $n$  y de la orientación cristalográfica, mediante:

$$\lambda_{[hkl]} = \frac{2na}{\sqrt{h^2 + k^2 + l^2}} \quad (2)$$

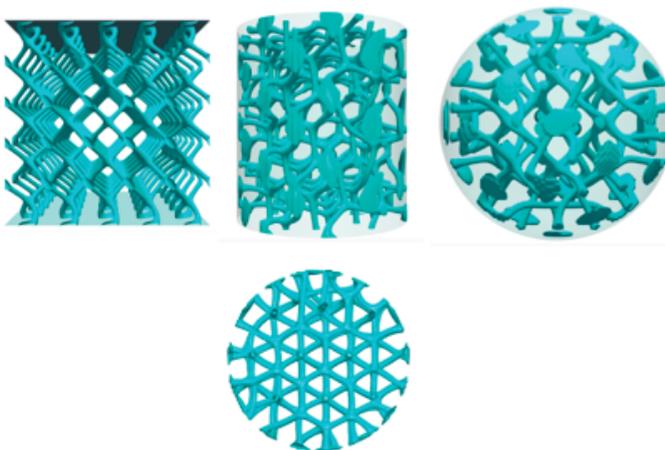
donde  $[hkl]$  son los índices de Miller. Valores típicos de los parámetros de red rondan  $200 - 500\text{nm}$  para BPI y  $150 - 300\text{nm}$  para BPII, de donde se observa que las BPs exhiben reflexión selectiva de luz visible [2, 3]. El efecto del confinamiento de la BPI y BPII en canales, cilindros y gotas, se muestra en las figuras 5 y 6, respectivamente. En ambos casos se puede observar cómo las líneas de defecto se doblan al aproximarse a las interfaces, esto produce un cambio en los tamaños de red de las BPs, lo cual va asociado a un cambio en la respuesta óptica. La abundancia de defectos en estas fases permite su uso para atrapar nanopartículas, y sensibilidad de estas fases ante estímulos externos, como son, variación en temperatura, campos eléctricos, magnéticos, acústicos e hidrodinámicos, y aquellos que inducen deformaciones de la geometría de confinamiento, abre la posibilidad de usar BPs en diferentes tecnologías como biosensores, auto-ensamblaje dirigido de nanopartículas, diseño de metamateriales mecánicos y ópticos, entre otros [6, 7, 22, 23].

### III. Conclusiones

Los cristales líquidos son estados de la materia en donde la estructura de la fase es sensible a la geometría de confinamiento. Dado que la respuesta óptica del CL depende la morfología de la fase, conocer los cambios estructurales que se producen por confinamiento y por el cambio en las condiciones de anclaje interfacial, son de gran importancia para el empleo de estos materiales con fines tecnológicos. Actualmente, existen diversas tecnologías para controlar el tipo de anclaje molecular a nivel nanométrico [4, 5, 16, 24], y es posible estudiar CLs confinados en nanocavidades con enorme precisión [22], lo cual ha permitido identificar cómo el confinamiento también influye en la estabilidad térmica de las fases líquido cristalinas. Las simulaciones continuas basadas en el formalismo de Landau-de Gennes permiten explorar



**Figura 5:** Configuraciones que resultan al confinar la BPI en (izquierda) canal, (centro) cilindro y (derecha) esfera. En la proximidad de las interfaces, las líneas de defecto de curvan, esto modifica el tamaño de las celdas unitarias lo que da lugar a cambios en la respuesta óptica.



**Figura 6:** Configuraciones que resultan al confinar la BPII en (izquierda) canal, (centro) cilindro y (derecha) esfera. En el caso del cilindro se muestra una vista superior, la cual corresponde a una orientación cristalográfica con índices de Miller (111).

el comportamiento de fase de cristales líquidos quirales confinados en geometrías de escala nanométrica y micrométrica, lo cual permite una comparación directa con el experimento. Las fases obtenidas mediante simulaciones que se reportan en este artículo son consistentes con estudios previos, tanto experimentales como de simulaciones, y permiten apreciar cómo el solo cambio de las condiciones de confinamiento, inducen cambios notables en la estructura de las fases líquido cristalinas.

## Agradecimientos

Los autores agradecen al CONACYT por el apoyo otorgado a través del proyecto de Ciencia de Frontera No. CF-2019-74885.

## Referencias

- [1] P.G. de Gennes and J. Prost. *The Physics of Liquid Crystals*. Second Edition (1993), Clarendon Press, Oxford (1993).
- [2] D. Andrienko. Introduction to liquid crystals, *Journal of Molecular Liquids*, **267**,520-541(2018).
- [3] T. Seideman, The liquid-crystalline blue phases. *Rev. Mod. Phys.*, **53**,659-705(1990).
- [4] Xiao Li, Julio C Armas-Perez, Juan P Hernandez-Ortiz, Christopher G Arges, Xiaoying Liu, Jose A Martinez-Gonzalez, Leonidas E Ocola, Camille Bishop, Helou Xie, Juan J de Pablo, Paul F Nealey. Directed self-assembly of colloidal particles onto nematic liquid crystalline defects engineered by chemically patterned surfaces. *ACS nano*, **11**, 6492-6501 (2016).
- [5] Jose A Martinez-Gonzalez, Xiao Li, Monirosadat Sadati, Ye Zhou, Rui Zhang, Paul F Nealey, Juan J de Pablo. Directed self-assembly of liquid crystalline blue-phases into ideal single-crystals. *Nature Communications*, **8**, 15854 (2017).
- [6] E. Bokusoglu, X. Wang, J. A. Martinez-Gonzalez, J. J. de Pablo and N. Abbott. Stimuli-Responsive Cubosomes Formed from Blue Phases Liquid Crystals. *Advanced Materials*, **27**, 6892-6898 (2015).
- [7] J. A. Martinez-Gonzalez, Y. Zhou, M. Rahimi, E. Bokusoglu, N. Abbott and J. J. de Pablo. Blue-phase liquid crystals droplets. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.*, **112**, 13195-13200 (2015).
- [8] Castles, F. et al. Stretchable liquid-crystal blue-phase gels. *Nature Materials*, **13**, 817–821 (2014).
- [9] Ziqian He, Guanjun Tan, Debashis Chanda, and Shintson Wu. Novel liquid crystal photonic devices enabled by two-photon polymerization. *Optics Express*, **27**, 11472-11491 (2019).
- [10] M. Ravnik, S. Zumer, Landau-de Gennes modeling of nematic liquid crystal colloids. *Liq. Cryst.*, **36**, 1201-1214 (2009).
- [11] I.-H. Lin, D. S. Miller, P. J. Bertics, C. J. Murphy, J. J. de Pablo and N. L. Abbott. Endotoxin-Induced Structural Transformations in Liquid Crystalline Droplets. *Science*, **332**, 1297-1300 (2011).

- [12] Xiaoguang Wang, Daniel S Miller, Emre Bukusoglu, Juan J de Pablo, Nicholas L Abbott. Topological Defects in Liquid Crystals as Templates for Molecular Self-Assembly. *Nature Materials*, **15**, 106-112 (2016).
- [13] M. Sadati, A. Apik, J. C. Armas-Perez, J. A. Martinez-Gonzalez, J. P. Hernandez-Ortiz, N. Abbott and J. J. de Pablo. Liquid Crystal Enabled Early Stage Detection of Beta Amyloid Formation of Lipid Monolayers. *Advanced Functional Materials*, **25**, 6050-6060 (2015).
- [14] V. J. Alino, J. Pang and K.-L. Yang. Liquid Crystal Droplets as Hosting and Sensing Platform for Developing Immunoassays. *Langmuir*, **27**, 11784-11789 (2011).
- [15] Mohammad Rahimi, Tyler F Roberts, Julio C Armas-Perez, Xiaoguang Wang, Emre Bukusoglu, Nicholas L Abbott, Juan J de Pablo. Nanoparticle self-assembly at the interface of liquid crystal droplets. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.*, **112**, 5297-5302 (2015).
- [16] Zhixuan Jia, Tejal Pawale, Guillermo I. Guerrero-Garcia, Sid Hashemi, Jose A. Martinez-Gonzalez and Xiao Li. Engineering the Uniform Lying Helical Structure in Chiral Nematic Liquid Crystals: From Morphology Transition to Dimension Control. *Crystals*, **11**, 414 (2021).
- [17] K.Nayani *et al.*. Spontaneous emergence of chirality in achiral lyotropic chromonic liquid crystals confined to cylinders. *Nat. Commun.*, **6**, 8067 (2015).
- [18] David Sec, Tine Porenta, Miha Ravnik and Slobodan Zumer. Geometrical frustration of chiral ordering in cholesteric droplets. *Soft Matter*, **8**, 11982-11988 (2012).
- [19] Ye Zhou, Emre Bukusoglu, Jose A Martinez-Gonzalez, Mohammad Rahimi, Tyler F Roberts, Rui Zhang, Xiaoguang Wang, Nicholas L Abbott, Juan J de Pablo. Structural transitions in cholesteric liquid crystal droplets. *ACS nano*, **10**, 6484-6490 (2016).
- [20] Emre Bukusoglu, Jose A Martinez-Gonzalez, Xiaoguang Wang, Ye Zhou, Juan J de Pablo, Nicholas L Abbott. Strain-induced alignment and phase behavior of blue phase liquid crystals confined to thin films. *Soft Matter*, **13**, 8999-9006 (2017).
- [21] J. Fukuda and S. Zumer. Novel Defect Structures in a Strongly Confined Liquid-Crystalline Blue Phase. *Phys. Rev. Lett.*, **104**, 017801 (2010).
- [22] Monirosadat Sadati, Jose A Martinez-Gonzalez, Alexander Cohen, Sepideh Norouzi, Orlando Guzmán, Juan J de Pablo. Control of Monodomain Polymer-Stabilized Cuboidal Nanocrystals of Chiral Nematics by Confinement. *ACS nano*, **15**, 15972-15981(2021).
- [23] Castles, F. et al. Blue-phase templated fabrication of three-dimensional nanostructures for photonic applications. *Nat. Mater.*, **11**, 599–603 (2012).
- [24] Z-G. Zheng et al. Light patterned crystallographic direction of a self-organized 3D soft 5 photonic crystal. Light-Patterned Crystallographic Direction of a Self-Organized 3D Soft Photonic Crystal. *Adv. Mater.*, **29**, 1703165 (2017).

# ECG waveform detection based on Modified Iterative UFIR algorithm

## Detección de Ondas ECG basada en el Algoritmo Iterativo UFIR modificado.

Roberto Olivera-Reyna<sup>1</sup>, Claudia Rivera-Romero<sup>1</sup>, Jorge Muñoz-Minjares<sup>\*1</sup>, Carlos Lastre-Domínguez<sup>2</sup>,  
and Misael López-Ramírez<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Universidad Autónoma de Zacatecas (UAZ), Unidad Académica de Ingeniería Eléctrica,  
"Campus Jalpa", Jalpa, Zac., México, 99601.

{roliverar, c.a.riveraromero, ju.munoz}@uaz.edu.mx

<sup>2</sup> Universidad Anahuac Oaxaca, Escuela de Ingenierías  
San Raymundo Jalpan, Oaxaca, 71248., México.

carlos.lastre@anahuac.mx

<sup>3</sup> Universidad de Guanajuato, Departamento de Estudios Multidisciplinarios, División de Ingeniería,  
Yuriria, Guanajuato, 38944, México.

m.lopezramirez87@gmail.com

### Abstract

Electrocardiogram (ECG) feature extraction methods are critical because these provide vital information about the heart. However, different factors during signal acquisition can hinder the extraction of essential ECG features. The Iterative Unbiased Finite Impulse Response (I-UFIR) algorithm has been implemented to process the main waves of the ECG signal. Although, in this method a manual parameter tuning is required for intervals to obtain good results. In this work, the algorithm I-UFIR is developed and implemented by using an automatic parameter tuning with the aim to avoid the morphological alteration of the characteristic waves of the ECG. The proposed process shows an error reduction compared with the traditional I-UFIR. This statement is based on the mean square error metric (*mse*) and the ECG measurements of a free repository of ECG data.

**Keywords**— ECG, I-UFIR, QRS wave, Automatic tuning

### Resumen

Los métodos para extracción características del electrocardiograma (ECG) son fundamentales debido a que proveen información vital

acerca del corazón. Sin embargo, diferentes factores durante la adquisición de la señal pueden dificultar la extracción de características esenciales del ECG. El algoritmo Iterativo sin Sesgo de Respuesta Finita al Impulso (I-UFIR) se ha implementado para procesar las ondas principales que componen la señal ECG. Aunque, en este método una sintonización manual de parámetros es requerida por intervalos para obtener buenos resultados. En este trabajo, es desarrollado e implementado el algoritmo I-UFIR usando una sintonización automática de parámetros con el objetivo de evitar la alteración morfológica de las ondas características del ECG. El proceso propuesto muestra una reducción de error comparada con el tradicional I-UFIR. Esta declaración esta basada en el error medio cuadrático y las mediciones de un repositorio gratuito de datos ECG.

**Palabras clave**— ECG, I-UFIR, Onda QRS, Horizonte Híbrido Automático

### I. Introducción

La señal de electrocardiografía (ECG) proporciona información esencial acerca de diferentes enfermedades asociadas con el corazón. Esto debido a que la señal ECG es una medición de la conmovión eléctrica

\* Autor de correspondencia

que es generada por la despolarización y re-polarización de la aurícula y los ventrículos. Durante décadas se han desarrollado diferentes estrategias con el fin de investigar señales ECG para extraer patrones con alta precisión y eficiencia [1, 2]. Diferentes algoritmos han sido diseñados para analizar características del corazón, variabilidades del ritmo cardíaco, reducción del ruido basado en el comportamiento de algunas características asociadas al comportamiento atrial del corazón [3, 4]. La señal ECG está compuesta por características morfológicas: onda P, complejo QRS y onda T las cuales son esenciales para el estudio de las señales ECG. La mayoría de la información clínica útil en el ECG es originada en los intervalos y amplitudes de las ondas P-QRS-T [5]. Estas características también han sido estudiadas utilizando métodos apropiados para reducción de ruido y extracción de patrones para señales ECG [6, 7].

Por otro lado, existen métodos basados en la transformada de Fourier, que consideran a las señales ECG como señales estacionarias [1]. Sin embargo, se ignora la resolución del tiempo. Por tanto, la transformada wavelet brinda un compromiso entre la frecuencia y el tiempo [8]. Aun así, se requiere de buscar la función wavelet madre adecuada para señales ECG, lo cual es un procedimiento que conlleva tiempo. Otros métodos basados en descomposición de modo empírico (EMD) y transformadas, tales como Hilbert y Hadamard pueden también ser considerado para el estudio de las señales ECG [9, 10]. Para mejorar la precisión de la extracción y clasificación de patrones asociados con la señal ECG, algunos trabajos utilizan también métodos de aprendizaje automático e inteligencia artificial [11]. Generalmente, se requiere un estudio riguroso para la extracción de características en señales ECG debido al desconocimiento del ruido asociado a estas señales y a su naturaleza no estacionaria [12]. Por lo tanto, la aplicación de un método basado en suavización óptima a señales electrocardiográficas puede obtener resultados importantes. Incluso, trabajos tales como [13, 14] han producido resultados interesantes, los cuales han sido basados en suavizadores Sin Sesgo de Respuesta Finita al Impulso (UFIR). Esto conlleva a profundizar en la robustez del método, proponiendo una nueva estrategia para encontrar de manera automática el horizonte apropiado por intervalos en cada una de las características morfológicas del ECG. Por consiguiente, se propone un método de suavización de señales ECG basado en el algoritmo UFIR con un horizonte híbrido basado en la detección previa de los índices de inicio y fin de los complejos QRS.

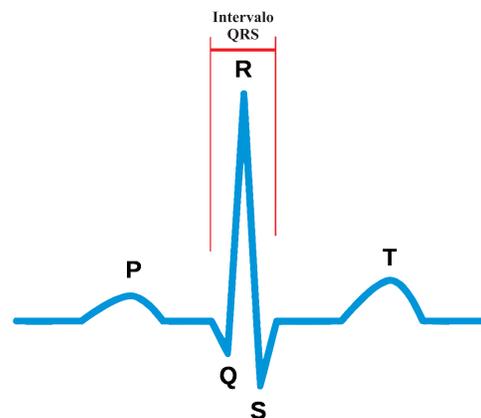
Este trabajo está organizado de la siguiente manera. La sección II se describe las características morfológicas de la señal ECG. En la sección III, se describe detalladamente el algoritmo UFIR con horizonte híbrido. En la sección IV y V, se realiza un análisis de los y finalmente

las conclusiones, respectivamente.

## II. Señal de Electrocardiografía

El electrocardiograma es una de las señales eléctricas más importantes del ser humano que proporciona información adicional para el diagnóstico de alguna valoración médica. Durante cada ciclo cardíaco en un ECG normal, el cual se muestra en la figura 1, se pueden encontrar tres deflexiones principales, [15]:

- La onda P es causada por la onda de despolarización que se extiende por ambas aurículas.
- Cuando la onda de despolarización alcanza los ventrículos el complejo QRS aparece.
- Continúa un periodo de inactividad eléctrica durante el cual se graba el segmento ST.
- Finalmente, el musculo ventricular se recarga lentamente en preparación para el siguiente latido del corazón y esta repolarización de los ventrículos aparece como la onda T.



**Figura 1:** Características morfológicas de la señal ECG: Onda P, complejo QRS y onda T

### II.1. Definición del Problema

Las señales ECG presentan cambios repentinos de amplitud cuando se presenta el complejo PQRST de la señal ECG, especialmente durante el intervalo QRS. Por esta razón, algunos suavizadores, tales como el suavizador UFIR, presentan un mayor error de estimación durante este intervalo. Este tipo de errores pueden causar inexactitudes al intentar extraer características importantes del ECG. Este problema fue abordado previamente en [14] y se propuso una solución manual para identificar los índices de inicio y fin del intervalo QRS y posteriormente se modificó el horizonte o ventana al mínimo durante este periodo. Sin embargo, el análisis manual para establecer el horizonte N de cada uno de los complejos de

diferentes señales, puede ser una tarea agobiante. Por esta razón, se propone una estrategia automática para encontrar los horizontes adecuados e identificar los índices de los complejos QRS.

### III. Algoritmo FIR sin Sesgo con Horizonte Híbrido

#### III.1. Modelado en Espacio de Estados

La adquisición de la señal ECG puede ser representada bajo un modelo en el espacio de estado discreto mediante las siguientes ecuaciones:

$$\mathbf{x}_k = \mathbf{A}\mathbf{x}_{k-1} + \mathbf{B}w_k, \quad (1)$$

$$\mathbf{y}_k = \mathbf{C}\mathbf{x}_k + v_k, \quad (2)$$

donde  $\mathbf{x}_k \in \mathbb{R}^K$  es el vector de estado del sistema en tiempo discreto con el índice  $k$  y  $\mathbf{A}$  es la matriz de estado de transición, la cual es utilizada para proyectar el estado previo  $x_{k-1}$  a  $x_k$ . Aquí,  $\mathbf{B}$  es la matriz de ruido. El vector de medición es  $\mathbf{y}_k \in \mathbb{R}^M$  y  $\mathbf{C} \in \mathbb{R}^{M \times K}$  es la matriz de observación, la cual mapea  $\mathbf{x}_k$  dentro de  $\mathbf{y}_k$  [16, 17]. El ruido del proceso  $w_k$  es considerado como blanco gaussiano con media cero  $w_k \sim \mathcal{N}(0, Q_k) \in \mathbb{R}^P$ , con covarianza  $Q_k$ . El ruido de observación  $v_k$  se asume de media cero y blanco gaussiano  $v_k \sim \mathcal{N}(0, R_k) \in \mathbb{R}^M$  con covarianza  $R_k$ . Los vectores  $w_k$  y  $v_k$  y el estado inicial son asumidos como incorrelacionados e independientes en cada paso de tiempo.

Basándose en las ecuaciones (1) y (2), el algoritmo del filtro UFIR iterativo puede ser diseñado como a continuación.

#### III.2. Suavizador Iterativo FIR sin Sesgo

El filtro Iterativo sin Sesgo de Respuesta Finita al Impulso (I-UFIR), es una conversión recursiva del filtro UFIR en formato de bloques, el cual es obtenido mediante dos etapas: predicción y actualización [16, 17]. Este algoritmo no requiere conocimiento previo de las estadísticas del ruido ni los valores iniciales del proceso.

Para el algoritmo I-UFIR la estimación es obtenida iterativamente con una variable auxiliar  $l$  comenzando con  $l = m + K$  y terminando con  $l = k$ . El filtro I-UFIR trabaja con un número  $N$  de mediciones sobre un horizonte  $[m, k]$  desde  $[m = k - N + 1]$  hasta  $k$ . Por esto, el parámetro  $N$  es comúnmente llamado horizonte o ventana. El algoritmo I-UFIR requiere de la estimación del estado previo

$$\hat{\mathbf{x}}_l^- = \mathbf{A}\hat{\mathbf{x}}_{l-1} \quad (3)$$

para el estado pasado conocido  $\hat{\mathbf{x}}_{l-1}$  y así no contemplar el error de covarianza previo. Para la etapa de ac-

tualización, el algoritmo UFIR recalcula la ganancia generalizada de potencia del ruido (GNPG, por sus siglas en inglés)  $\mathbf{G}_l$  como:

$$\mathbf{G}_l = [\mathbf{C}^T\mathbf{C} + (\mathbf{A}\mathbf{G}_{l-1}\mathbf{A}^T)^{-1}]^{-1}, \quad (4)$$

tal ecuación se deriva de  $\mathbf{G}_l = (\mathbf{W}_{m,l}^T \mathbf{W}_{m,l})^{-1}$  donde  $\mathbf{W}_{m,l}$  es la ganancia del filtro UFIR [16].

Los residuos de las mediciones pueden ser definidos como

$$z_l = y_l - \mathbf{C}\hat{\mathbf{x}}_l^-, \quad (5)$$

la corrección de la ganancia de sesgo

$$\mathbf{K}_l = \mathbf{G}_l\mathbf{C}^T \quad (6)$$

y el estado estimado

$$\hat{\mathbf{x}}_l = \hat{\mathbf{x}}_l^- + \mathbf{K}_l z_l. \quad (7)$$

Una vez obtenida la estimación  $\hat{\mathbf{x}}_l$ , el suavizado de la estimación es calculado por una simple proyección sobre el intervalo  $l - q$  por la matriz del sistema como

$$\hat{\mathbf{x}}_{l-q} = \mathbf{A}^{-q}\hat{\mathbf{x}}_l. \quad (8)$$

Siguiendo las recomendaciones en [14], para este filtro se selecciona  $l = 2$  y especificamos  $p = -q$  como:

$$p = \frac{-(N-1)}{2} \quad (9)$$

Un pseudo-código del algoritmo iterativo de suavizado UFIR propuesto por [16] se presenta en Algoritmo 1, con una variación en los datos de entrada y en la línea 14, la cual será detallada posteriormente.

---

#### Algoritmo 1 Algoritmo de Suavizado Iterativo

---

**Data:**  $y_k, N, q, UB, LB$

**Result:**  $\hat{\mathbf{x}}_k$

1: **Begin :**

2: **for**  $k = N - 1, N, \dots$  **do**

3:      $m = k - N + 1, s = k - N + K$

4:      $\mathbf{G}_s = (\mathbf{W}_{m,s}^T \mathbf{W}_{m,s})^{-1}$

5:      $\tilde{\mathbf{x}}_s = \mathbf{G}_s \mathbf{W}_{m,s}^T \mathbf{Y}_{m,s}$

6:     **for**  $l = s + 1$  to  $k$  **do**

7:          $\tilde{\mathbf{x}}_l^- = \mathbf{A}\tilde{\mathbf{x}}_{l-1}$  ec. (3)

8:          $\mathbf{G}_l = [\mathbf{C}^T\mathbf{C} + (\mathbf{A}\mathbf{G}_{l-1}\mathbf{A}^T)^{-1}]^{-1}$  ec. (4)

9:          $\mathbf{K}_l = \mathbf{G}_l\mathbf{C}^T$  ec. (6)

10:          $\tilde{\mathbf{x}}_l = \tilde{\mathbf{x}}_l^- + \mathbf{K}_l(y_l - \mathbf{C}\tilde{\mathbf{x}}_l^-)$  ec. (7)

11:     **end for**

12:      $\hat{\mathbf{x}}_k = \tilde{\mathbf{x}}_k$

13:      $\hat{\mathbf{x}}_{k-q} = \mathbf{A}^{-q}\hat{\mathbf{x}}_k$  ec. (8)

14:      $\mathbf{I} = \text{idxs}(UB, LB, \hat{\mathbf{x}}_{(2,k-q)}, k - q)$  ec. (Alg. 2)

15: **end for**

---

### III.3. Cálculo de Umbrales

El cálculo de los umbrales a partir de la derivada de la señal ECG, es fundamental para determinar el inicio y fin del intervalo QRS de una señal ECG usando la información del segundo estado de la estimación I-UFIR. En la figura 2, se muestran las etapas de procesamiento y las ecuaciones utilizadas para calcular los umbrales que auxiliarán en la detección de los índices de los intervalos QRS. En la primera etapa “Estimación de Línea Base”, se calcula la señal de baja frecuencia  $b_k$  que distorsiona por lapsos la amplitud de la señal ECG. Para esto se utiliza un polinomio de grado  $S = 6$  con el mejor ajuste en el sentido de mínimos cuadrados. Posteriormente, se le sustrae la línea base  $b_k$  a la señal ECG  $y_k$  y se obtiene su derivada  $y'_k$ .

Los umbrales  $UB$  y  $LB$  son calculados sumando a la media de la señal derivada  $\mu(y'_k)$  mas/menos 0.68 veces la desviación estándar de la misma  $\pm 0.68\sigma(y'_k)$ , respectivamente. La constante 0.68 representa aproximadamente el 50% de probabilidad de la puntuación estándar para discriminar los puntos atípicos.

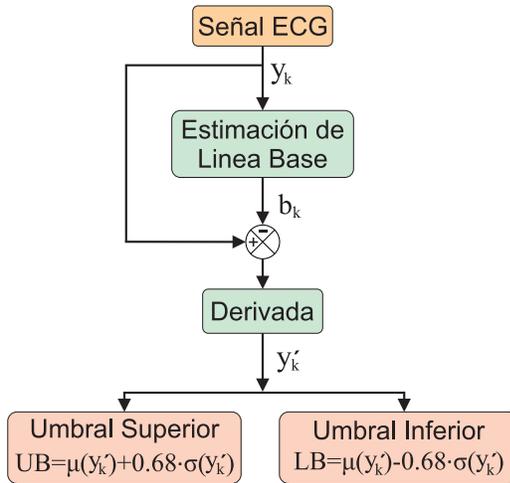


Figura 2: Cálculo de umbrales para aproximar el intervalo QRS

### III.4. Índices del intervalo QRS

Basándose en el cálculo de umbrales de la sección III.3, es posible aproximar los índices de inicio y término del intervalo QRS de acuerdo con la información proporcionada por el segundo estado de la estimación I-UFIR. En el pseudocódigo mostrado en Algoritmo 2, se aprecia como se almacenan los índices del intervalo QRS, línea 4 y línea 11, en la matriz  $I$  de dimensiones  $2 \times i$ . La condición de la línea 3 indica que  $\hat{x}_{2,k-q}$  ha superado el umbral superior  $UB$ . Mientras tanto, las condiciones de las líneas 7 y 10 sugieren que  $\hat{x}_{2,k-q}$  es menor al límite inferior  $LB$  y espera a que el segundo estado sea mayor al mismo

umbral para guardar el índice de término  $I_{2,i}$ .

**Algoritmo 2** Algoritmo para aproximar los índices del intervalo QRS

**Data:**  $a, b, v, j$

**Result:**  $I$

```

1: Begin :
2:  $f_1 = 0, f_2 = 0, f_3 = 0, i = 0$ 
3: if  $(v_j > a) \&\& (f_1 == 0)$  then
4:    $I_{1,i} = j$ 
5:    $i = i + 1;$ 
6: end if
7: if  $(v_j > b) \&\& (f_2 == 0)$  then
8:    $f_3 = 1$ 
9: end if
10: if  $(v_j > b) \&\& (f_3 == 1)$  then
11:    $I_{2,i} = j$ 
12:    $f_2 = 1, f_3 = 0$ 
13: end if
14: if  $(v_j > b) \&\& (f_2 == 1)$  then
15:    $f_2 = 0$ 
16: end if
  
```

Finalmente, una vez calculados los índices de los intervalos QRS, se puede aplicar el Algoritmo 1 en los intervalos  $I_{1,i} - I_{2,i}$  con una ventana mínima  $N = 5$  y  $l = 2$  para fortalecer la amplitud de los picos R.

La implementación de los algoritmos propuestos en este trabajo pueden ser implementados en hardware dados los avances de la implementación digital [18]. Pero algunas cuestiones necesitan ser especificadas. Cabe mencionar que la implementación de los algoritmos UFIR por lotes en hardware es factible pero es inapropiado para aplicaciones en tiempo real. Además, pero el tiempo de computo se incrementa de manera considerable cuando  $N \gg 1$  [19]. Por ello, se propone utilizar el algoritmo Iterativo para un procesamiento rápido. Este algoritmo es similar en procesamiento al filtro de Kalman, debido a que ambos utilizan recursiones. Sin embargo, el algoritmo I-UFIR opera  $N$  veces más lento que el filtro Kalman, pero puede proporcionar una mayor exactitud en la estimación.

## IV. Resultados

La metodología propuesta se aplicó a señales ECG de la base de datos arritmia MIT-BIH [20]. Estas señales fueron digitalizadas a 360 muestras por segundo por canal con una resolución de 11-bit en un rango de 10 mV. Las mediciones realizadas en [20] fueron analizadas por cardiólogos experimentados para su análisis y ha estado disponible gratuitamente desde 1999.

Las pruebas fueron realizadas utilizados en una computadora con un procesador Intel Core i5 @ 1.6 GHz CPU,

4.00 GB @ 1600 MHz RAM, usando la plataforma Matlab R2018a.

### IV.1. Corrección de Línea Base

La primera etapa del procesamiento de este trabajo se basa en la estimación de la línea base del ECG. Para realizar esta estimación se utilizó un polinomio de grado 6 tomando como referencia el mejor ajuste en el sentido de mínimos cuadrados. En la Figura 3 se muestra la línea base identificada  $b_k$  de la muestra mitdb106 con una línea sólida. Aquí, también se puede observar la señal original  $y_k$  y la señal rectificadora  $y_k - b_k$ . Mediante este procedimiento se pueden obtener una amplitud más uniforme de los picos R.

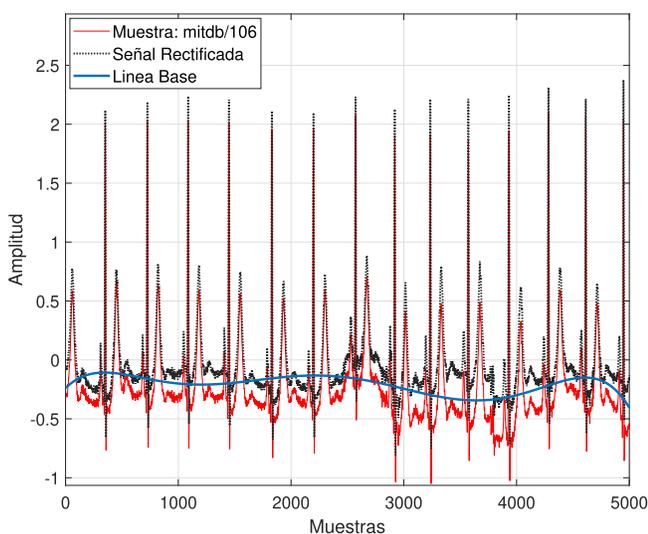


Figura 3: Línea base estimada.

### IV.2. Suavizado híbrido

Una vez corregida la señal eliminando la línea base, se procede a identificar los índices de los intervalos QRS y se aplica el filtro UFIR con horizontes configurables. En la Figura 4a se aprecia la señal original  $y_k$  de la muestra mitdb106 del MIT-BIH. Enseguida, en la Figura 4b se puede observar la derivada de la señal original  $y'_k$ . Al aplicar el filtro UFIR con  $N = 21$  los picos R de la señal pueden reducir su amplitud como se puede apreciar en la Figura 4c. De este proceso se obtienen la estimación  $\hat{x}_k$ , donde se puede encontrar los datos del segundo estado de la estimación  $\hat{x}_{2,k}$ , como se puede observar en a Figura 4d. En la misma figura, se han graficado los umbrales  $UB$  y  $LB$  para determinar los índices de inicio y fin de los ciclos QRS.

La localización de los índices del complejo QRS permite repetir el proceso de suavizado por intervalos en la señal ECG permitiendo cambiar el horizonte al mínimo y

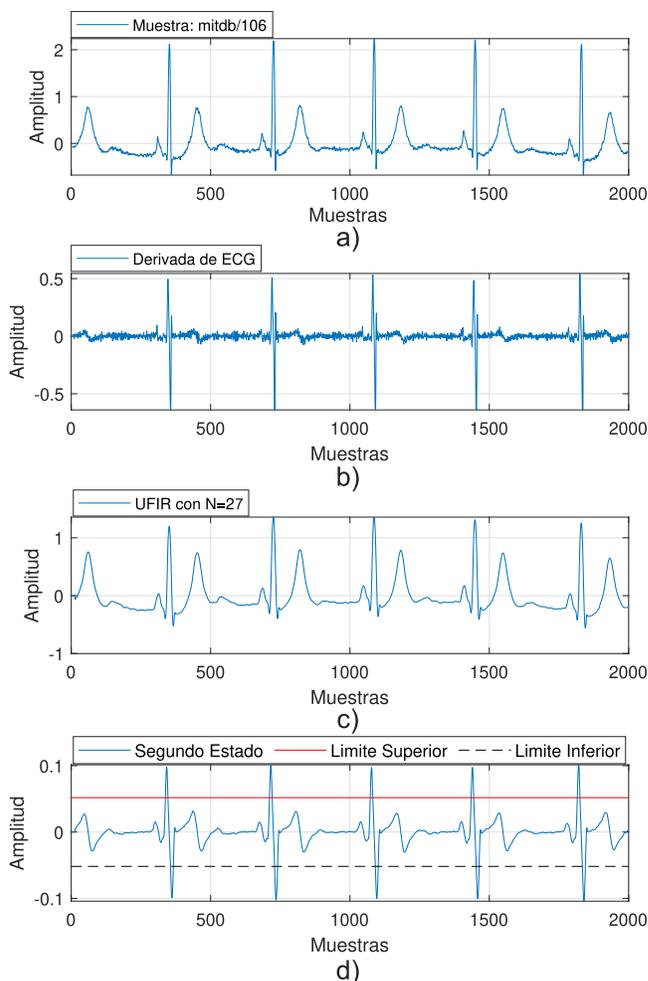


Figura 4: Umbrales superior e inferior.

no alterar la amplitud de los picos R. El resultado de esta técnica se puede examinar en la Figura 5. En esta figura, el suavizado UFIR utilizando un horizonte  $N = 27$ , la muestra ECG y el suavizado híbrido UFIR se representaron con una línea punteada, con puntos y con una línea sólida, respectivamente. Al aplicar el suavizador UFIR de manera híbrida, los picos R mantienen su amplitud durante el inicio y fin del mismo. Mientras, el resto de la señal es suavizada con un umbral mayor para atenuar el ruido inmerso en la señal. La mejora de la estimación de la señal se puede medir mediante el error medio cuadrático, donde el suavizado UFIR obtuvo un error de 0.0244 y el filtro UFIR híbrido un error de 0.0010. En la tabla 1, se muestran los errores de algunas muestras seleccionadas de la base de datos MIT-BIH.

#### IV.2.1. Detección de Picos R

Una de las ventajas de obtener los índices del complejo QRS es que es posible detectar los picos R del mismo al

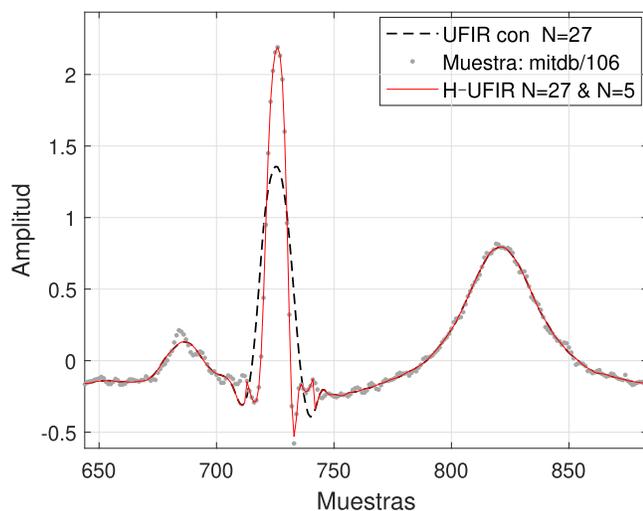


Figura 5: Suavizado Híbrido.

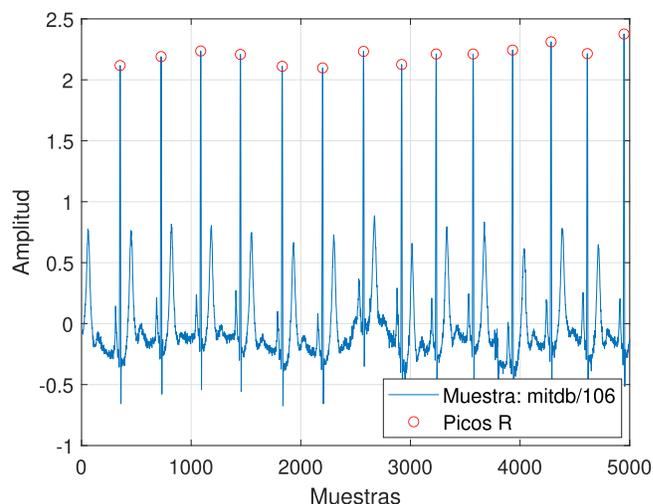


Figura 6: Picos R detectados.

Tabla 1: Error medio cuadrático (mse) de la estimación UFIR y H-UFIR comparado con diferentes muestras del MIT-BIH.

mitdb	mse UFIR	mse H-UFIR
100	0.0089	2.9127e-04
101	0.0084	3.2205e-04
103	0.0200	5.7420e-04
105	0.0024	2.8489e-04
106	0.0244	0.0010
109	0.0011	4.3495e-04
111	0.0024	3.8469e-04
112	0.0030	2.4419e-04
113	0.0247	6.6399e-04
115	0.0283	0.0015

encontrar el punto máximo del intervalo. La ubicación de estos puntos es fundamental para calcular el ritmo cardíaco del paciente. En la Figura 6, se muestra la ubicación de los picos R de la muestra mitdb106. Este proceso puede complicarse cuando las señales ECG son alteradas con una línea base que modifique la amplitud de las características morfológicas de la señal ECG particularmente el complejo QRS.

## V. Conclusiones

La aproximación de la línea base utilizando un polinomio de grado  $S = 6$  mejoró la señal ECG para facilitar el post-procesamiento de la misma. Posteriormente, se mostró como los picos R son atenuados en amplitud cuando se aplica el suavizador UFIR con un horizonte  $N = 27$ . Con base en este comportamiento se propuso y aplicó un horizonte híbrido para disminuir los errores de estimación. Primero, se logró identificar los índices de los complejos

QRS utilizando la información del segundo estado del suavizador UFIR y las variables de media y desviación estándar de la derivada del ECG. Segundo, se aplicó el suavizador UFIR en los intervalos de los complejos QRS con una ventana mínima  $N = 5$  para evitar la reducción en amplitud de los picos R. Mediante los índices QRS, también se logró identificar los picos R mediante una operación básica. Finalmente, se demostró como puede disminuir el error medio cuadrático de la señal suavizada cuando se utiliza la estrategia de un horizonte óptimo.

## Referencias

- [1] Varun Gupta y col. «A critical review of feature extraction techniques for ECG signal analysis». En: *Journal of The Institution of Engineers (India): Series B* 102.5 (2021), págs. 1049-1060.
- [2] Sachin Singh. «Pattern analysis of different ECG signal using Pan-Tompkin's algorithm 1». En: (2010).
- [3] Daniel R Frisch y col. «Algorithm for cavo-tricuspid isthmus flutter on surface ECGs: the ACTIONS study». En: *Open Heart* 8.1 (2021), e001431.
- [4] Itzhak Zachi Attia y col. «External validation of a deep learning electrocardiogram algorithm to detect ventricular dysfunction». En: *International journal of cardiology* 329 (2021), págs. 130-135.
- [5] SZ Mahmoodabadi, Alireza Ahmadian y MD Abolhasani. «ECG feature extraction using Daubechies wavelets». En: *Proceedings of the fifth IASTED International conference on Visualization, Imaging and Image Processing*. 2005, págs. 343-348.

- [6] Atul Kumar Dwivedi y col. «Noise reduction in ECG signal using combined ensemble empirical mode decomposition method with stationary wavelet transform». En: *Circuits, Systems, and Signal Processing* 40.2 (2021), págs. 827-844.
- [7] LV Rajani Kumari, Y Padma Sai y N Balaji. «R-peak identification in ECG signals using pattern-adapted wavelet technique». En: *IETE Journal of Research* (2021), págs. 1-10.
- [8] Paul S Addison. «Wavelet transforms and the ECG: a review». En: *Physiological measurement* 26.5 (2005), R155.
- [9] Hongqiang Li y col. «Denoising and R-peak detection of electrocardiogram signal based on EMD and improved approximate envelope». En: *Circuits, Systems, and Signal Processing* 33.4 (2014), págs. 1261-1276.
- [10] Yongjun Deng y col. «Boundary-processing-technique in EMD method and Hilbert transform». En: *Chinese Science Bulletin* 46.11 (2001), págs. 954-960.
- [11] Konstantinos C Siontis y col. «Artificial intelligence-enhanced electrocardiography in cardiovascular disease management». En: *Nature Reviews Cardiology* 18.7 (2021), págs. 465-478.
- [12] Nataliya Tulyakova y Oleksandr Trofymchuk. «Real-time filtering adaptive algorithms for non-stationary noise in electrocardiograms». En: *Biomedical Signal Processing and Control* 72 (2022), pág. 103308.
- [13] Carlos Lastre-Dominguez y col. «Denoising and features extraction of ECG signals in state space using unbiased FIR smoothing». En: *IEEE Access* 7 (2019), págs. 152166-152178.
- [14] Carlos Lastre-Domínguez y col. «ECG signal denoising and features extraction using unbiased FIR smoothing». En: *BioMed research international* 2019 (2019).
- [15] James S Fleming. *Interpreting the electrocardiogram*. Springer Science & Business Media, 2012.
- [16] Yuriy S Shmaliy, Shunyi Zhao y Choon Ki Ahn. «Unbiased finite impulse response filtering: An iterative alternative to Kalman filtering ignoring noise and initial conditions». En: *IEEE Control Systems Magazine* 37.5 (2017), págs. 70-89.
- [17] Yuriy S Shmaliy, Sanowar Khan y Shunyi Zhao. «Ultimate iterative UFIR filtering algorithm». En: *Measurement* 92 (2016), págs. 236-242.
- [18] Rodrigo Mendez Ramirez y col. «Degradation Analysis of Chaotic Systems and their Digital Implementation in Embedded Systems». En: *Complexity* 2019 (2019).
- [19] SS Yuriy, N Yrjö y K Sanowar. «Review of unbiased FIR filters, smoothers, and predictors for polynomial signals». En: *Frontiers in Signal Processing* 2.1 (2018).
- [20] George B Moody y Roger G Mark. «The impact of the MIT-BIH arrhythmia database». En: *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* 20.3 (2001), págs. 45-50.

# IoT node prototype for health monitoring of body temperature, heart rate, and oxygen saturation

## Prototipo de nodo IoT para monitoreo de salud de temperatura corporal, ritmo cardíaco y saturación de oxígeno

Diego E. Guerrero-Ávila<sup>1</sup>, Víktor I. Rodríguez-Abdalá<sup>\*1</sup>, Salvador Ibarra-Delgado<sup>1</sup>, Remberto Sandoval-Aréchiga<sup>1</sup>, and José R. Gómez-Rodríguez<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Universidad Autónoma de Zacatecas (UAZ), Unidad Académica de Ingeniería Eléctrica,  
Posgrado en Ingeniería para la Innovación Tecnológica,

Campus Siglo XXI Carretera Zacatecas - Guadalajara Kilómetro 6, Ejido la Escondida, Zacatecas, Zac., México, 98160.

{diegoguavi, abdala,sibarra,rsandoval,jrgrodri}@uaz.edu.mx

### Abstract

The Internet of Things (IoT) is a technology available in a wide variety of areas, including the health sector, it is known as Internet of Medical Things (IoMT). This allows the development of IoT nodes for vital signs monitoring purposes with Internet connectivity, this would facilitate the monitoring of patients outside of healthcare facilities, such as home and work. In the present work, a prototype node for monitoring blood oxygen saturation, heart rate and body temperature was developed with the MAXREFDES117 and Feverclick sensors, respectively, connected to ESP32 microcontroller. The collected information is stored on a Thingsboard server for data visualization and future data processing.

**Keywords**— IoT, SpO<sub>2</sub>, health monitoring

### Resumen

El Internet de las Cosas es una tecnología que está presente en una gran variedad de áreas, entre ellas la medicina, en lo que se conoce como el Internet de las Cosas Médicas. Esto permite el desarrollo de nodos IoT con fines de monitoreo de signos vitales con conectividad a Internet, lo que facilita el seguimiento de pacientes fuera de las instalaciones médicas, tal como el hogar y trabajo. En el presente trabajo se desarrolló un prototipo de nodo para el monitoreo de la saturación de oxígeno en la sangre, ritmo cardíaco y temperatura corporal con

los sensores MAXREFDES117 y Feverclick respectivamente, conectados al microcontrolador ESP32. La información recolectada se almacena en un servidor Thingsboard para la visualización de los datos y futuro procesamiento de los mismos.

**Palabras clave**— IoT, SpO<sub>2</sub>, Monitoreo de Salud

## I. Introducción

Hoy en día, el Internet de las Cosas (IoT, por sus siglas en inglés) ha permitido integrar procesos y actividades de tal modo que a través de plataformas digitales se puede procesar la información recolectada para determinar patrones y agilizar la toma de decisiones de una manera simple.

La incursión de IoT en diversas áreas ha permitido que estas se integren en una sola plataforma e interactúen entre ellas, brindando nuevas oportunidades de investigación y desarrollo con un alto impacto en costos y alcances, de tal modo que la implementación de un sistema de monitoreo en la nube no requiere de que el usuario cuente con una infraestructura propia con una alta capacidad de cómputo. Así mismo, la complejidad de los nodos es baja, lo que simplifica tanto su tamaño como su consumo de recursos, ya que el procesamiento de la información se realiza en la nube.

Un área que ha presentado importantes avances para el desarrollo de IoT es la médica, lo que se conoce como Internet de las Cosas Médicas (IoMT, por sus siglas en inglés). El objetivo de IoMT es el desarrollo de tecnologías que permitan el seguimiento de enfermedades y

\* Autor de correspondencia

monitoreo de salud a través de nodos IoT para detección temprana tanto a gran escala como individual en tiempo real. Este monitoreo podría tener la capacidad de detectar alteraciones en la fisiología antes de la presentación de síntomas, esto a través de alteraciones en el ritmo cardíaco, el número de pasos diarios y variaciones en el sueño de las personas [1].

Actualmente, los métodos utilizados tienen una baja probabilidad para detectar portadores pre-sintomáticos, lo que constituye un desafío para la detección temprana de la propagación de algún virus o enfermedad [1].

Por ejemplo, el COVID-19 ha tenido un impacto significativo en la sociedad tanto en términos de casos positivos como de muertes [2]. En México, durante el período de enero a junio de 2021, fue una de las principales causas de mortalidad (145,159; 13.35%) [3]. En respuesta, la Organización Mundial de la Salud (OMS) ha propuesto mejorar la prevención, diagnóstico y tratamiento de enfermedades transmisibles, así como la atención primaria de salud de manera equitativa e integral [4].

Ante esto, la implementación de sistemas inteligentes que permitan la detección y monitoreo tanto de enfermedades respiratorias y cardiovasculares, podría ofrecer una alternativa para la detección conveniente e identificación de enfermedades. El monitoreo en tiempo real asistido con nodos inteligentes permitiría la detección temprana de alguna enfermedad con los datos recopilados combinados con los síntomas autoinformados por el usuario [1, 5, 6, 7, 8].

Este tipo de monitoreo permitiría detectar cambios en la biometrías de pacientes, identificando sutilezas que indiquen que se está contrayendo algún tipo de enfermedad. En [5, 6, 7, 8] reportan que las personas infectadas con COVID-19 presentan alteraciones físicas 9 días antes de la aparición de los primeros síntomas, así como casos en los que se detectarán hasta 14 días antes. Esto utilizando dispositivos como oxímetros de pulso y relojes inteligentes.

En [9, 10] reportan que el monitoreo de la saturación de oxígeno (SpO<sub>2</sub>) es importante para determinar e informar a los pacientes asintomáticos con COVID-19 el momento adecuado para buscar servicios médicos, ya que este parámetro evoluciona gravemente sin que el paciente lo note.

Como resultado se desarrolló un prototipo de nodo IoT capaz de medir diferentes signos vitales, tales como: la temperatura corporal, el ritmo cardíaco y la saturación de oxígeno en la sangre. Este prototipo podría ser utilizado para monitorear el estado de salud de una persona de manera remota, permitiendo la detección temprana de algún problema de salud y así tomar decisiones de manera oportuna para su tratamiento.

El artículo está estructurado de la siguiente manera: la Sección II describe los elementos del nodo IoT con los

sensores para el monitoreo de la temperatura corporal, ritmo cardíaco y saturación de oxígeno. En la Sección III se detallan las pruebas realizadas y en la Sección IV se presentan los resultados obtenidos. En la Sección V se analiza el uso del dispositivo como auxiliar en el ámbito médico, finalmente, en la Sección VI se discuten las conclusiones, beneficios y alcances del nodo IoT desarrollado.

## II. Diseño e implementación del nodo IoT

### II.1. Diseño propuesto

Para llevar a cabo el desarrollo del nodo IoT para el monitoreo de signos vitales, se utilizó el kit de desarrollo ESP32-PICO-D4. Este dispositivo es un módulo System-in-Package (SiP, por sus siglas en inglés) basado en ESP32, que ofrece una funcionalidad completa de Wi-Fi y Bluetooth, además de interfaces como: ADC, DAC, sensor táctil, controlador Host SD/SDIO/MMC, SPI, controlador esclavo SDIO/SPI, EMAC, LED, PWM, UART, I2C, I2S, controlador remoto infrarrojo, GPIO, contador de pulsos y TWAI (compatible con ISO 11898-1, por ejemplo la especificación CAN 2.0). Por otro lado, los sensores utilizados para el monitoreo de signos vitales son el sensor Feverclick de temperatura corporal y el MAXREFDES117 de ritmo cardíaco y saturación de oxígeno en la sangre, ambos con interfaz I2C.

El ESP32 procesa los datos recolectados por los sensores mediante la interfaz I2C y los almacena en un servidor Thingsboard para su visualización, como se muestra en la Figura 1. Para conectar los sensores al ESP32, el nodo IoT utiliza el protocolo I2C a través de los pines SDA y SCL, como se puede observar en la Figura 2. Además, se utiliza el protocolo Message Queuing Telemetry Transport (MQTT, por sus siglas en inglés) para la comunicación entre el nodo IoT y el servidor, permitiendo una transmisión de los datos recolectados con un ancho de banda reducido y bajo consumo de energía.

La plataforma Thingsboard es una solución de IoT de código abierto que permite recolectar, analizar y visualizar datos de dispositivos conectados a partir de la telemetría del nodo. El protocolo de comunicación MQTT es un protocolo ligero de mensajería de IoT que proporciona una comunicación confiable y eficiente entre dispositivos y servidores en tiempo real. Una de las principales ventajas de utilizar Thingsboard es que brinda una experiencia de usuario intuitiva y fácil de usar para la visualización de datos, lo que puede facilitar la toma de decisiones y la identificación de problemas en tiempo real. Además, ofrece una amplia gama de herramientas de análisis y monitoreo de dispositivos para la gestión de la infraestructura de IoT. Thingsboard es una plataforma de código abierto y gratuita. Sin embargo, también ofrece una versión de pago llamada Thingsboard Professional Edition,

que ofrece características adicionales y soporte técnico.

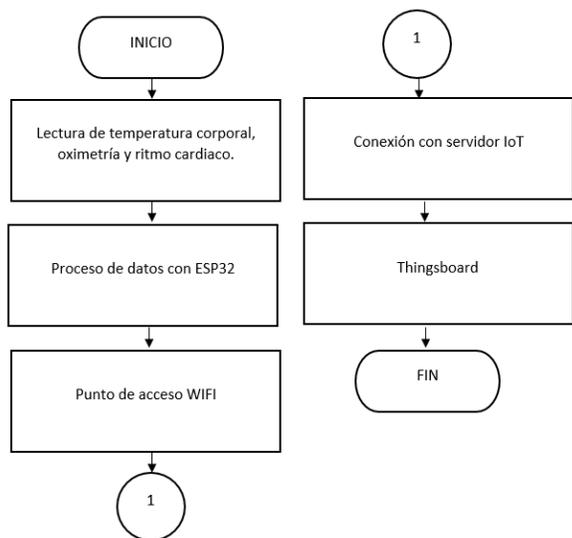


Figura 1: Diagrama de bloques del flujo de datos entre el nodo IoT y el servidor

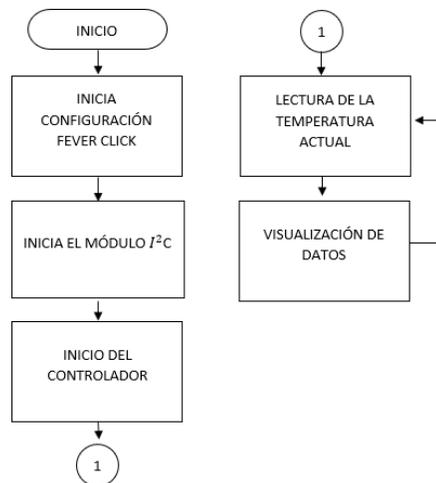


Figura 3: Diagrama de flujo del sensor Fever click

sensor, luego inicia un ciclo donde despliega los datos después de un segundo y regresa a la lectura de la temperatura, hasta que esta se estabiliza. En la Tabla 1 se listan las características del sensor.

Tabla 1: Características del sensor Fever click

Parámetro	Valor
Interfaz	I <sup>2</sup> C
Voltaje	2.7V a 3.3V
Precisión	0.1°C (37°C a 39°C)
Resolución	16-Bit (0.00390625°C)
Corriente de entrada	5mA
Tamaño	42.9 x 25.4 mm

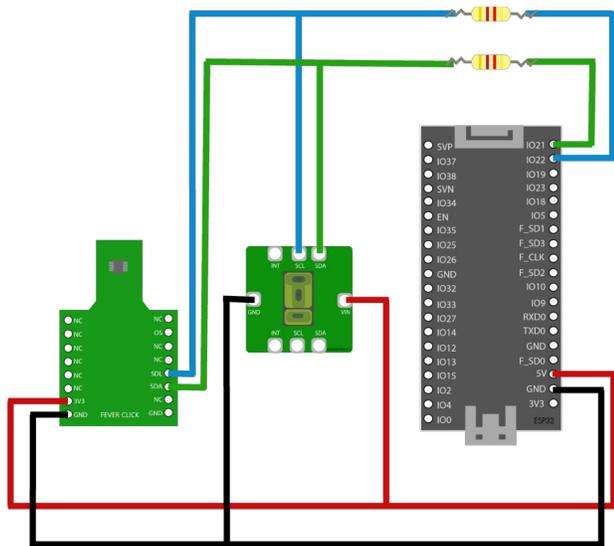


Figura 2: Circuito del prototipo de nodo IoT

## II.2. Módulo del sensor de temperatura Fever Click

El sensor de temperatura corporal Fever click envía la temperatura al ESP32 a través de la interfaz I2C. El diagrama de flujo del funcionamiento del sensor Fever click se observa en la Figura 3.

La configuración por defecto del fabricante del sensor Fever click es el siguiente: primero inicia el módulo con el protocolo I2C para que el controlador del sistema comience la lectura de la temperatura del estado actual del

## II.3. Módulo del sensor de ritmo cardiaco y SpO2 MAXREFDES117

El sensor MAXREFDES117 realiza las mediciones de la saturación de oxígeno en la sangre y el ritmo cardiaco. Su configuración es la siguiente: al iniciar ejecuta la configuración predeterminada por el fabricante, donde en tres segundos recolecta 100 muestras de datos de las variables a sensor, luego inicia un ciclo donde el algoritmo para calcular la saturación de oxígeno en la sangre y el ritmo cardiaco se realiza cada segundo y almacena 4 segundos de muestras a una tasa de 25 muestras por segundo, para ir actualizando los datos recolectados remueve el segundo mas viejo que se tenía guardado y lo sustituye con un nuevo segundo de medición, para así tener 4 segundos de muestras o 100 muestras. Esto se puede observar en el diagrama de la Figura 4. Las características principales del sensor se listan en la Tabla 2.

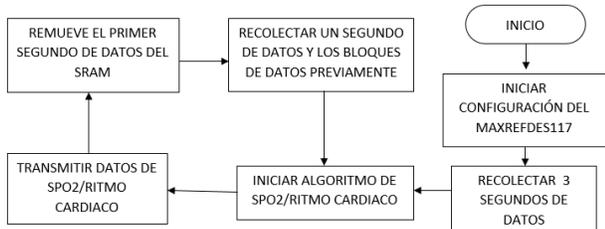


Figura 4: Diagrama de Flujo del sensor MAXREFDES117

Tabla 2: Características del sensor MAXREFDES117

Parámetro	Valor
Tipo de producto	SpO2/RC
Interfaz	I <sup>2</sup> C
Fuente de poder	2V a 5.5V
Corriente de entrada	1.5mA
Tamaño	12.7mm x 12.7mm

#### II.4. Integración de los sensores con ESP32

En la Figura 5 se muestra la visualización de los datos recopilados por este nodo, estos se ordenan en columnas de izquierda a derecha: las dos primeras muestran los datos del LED rojo e infrarrojo; las tercera y cuarta muestran los valores calculados para la frecuencia cardíaca, siendo la tercera el valor del ritmo cardíaco y la cuarta la validación de la medición; las quinta y sexta muestran la validez de los cálculos de la SpO2, siendo la quinta el porcentaje de saturación de oxígeno en la sangre y la sexta la validación de la medición. Finalmente, la séptima muestra el valor de la temperatura.

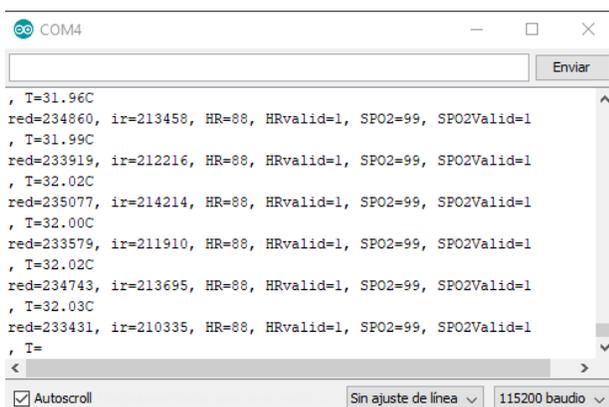


Figura 5: Telemetría del nodo IoT a través del puerto UART

El nodo IoT se conecta a un servidor Thingsboard a donde envía los datos recolectados como parte de la telemetría del nodo junto con la fecha y hora a la que fue recibida la información del nodo, esto se muestra en

la Figura 6. Esta figura corresponde a la terminal de la plataforma de Thingsboard, donde se puede observar el flujo de datos en tiempo real.

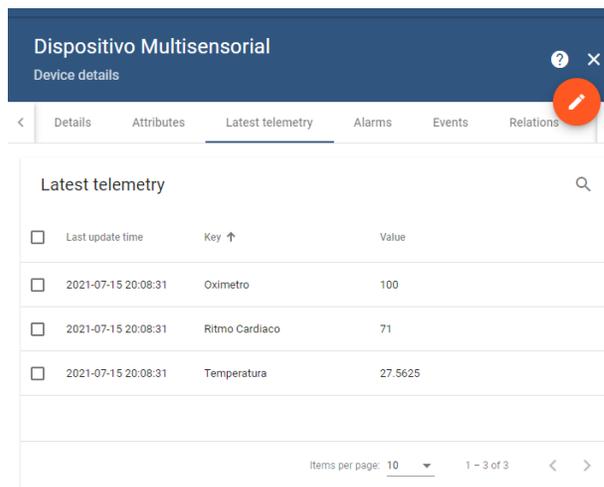


Figura 6: Telemetría del nodo IoT en el servidor Thingsboard

#### III. Pruebas y mediciones del nodo IoT

Se realizaron pruebas para medir el consumo de corriente y voltaje, los tiempos de medición de los sensores y el correcto funcionamiento del nodo IoT. El procedimiento de las pruebas fue el siguiente:

1. Se seleccionó un lugar cerrado.
2. Se utilizó como sujeto de prueba a un adulto joven sano, en reposo y sentado.
3. Se colocó la mano del sujeto sobre los sensores del nodo.
4. Para medir el ritmo cardíaco y la saturación de oxígeno se colocó el dedo índice sobre el sensor MAXREFDES117, cubriendo completamente los LED y ejerciendo una leve presión de acuerdo con la recomendación del fabricante.
5. Para medir la temperatura corporal se colocó el dedo anular sobre el sensor Fever click, ejerciendo una presión moderada, aunque no es la ubicación correcta para realizar la medición corporal.

Es importante destacar que se llevó a cabo tanto una medición exhaustiva como una evaluación del correcto funcionamiento de los sensores del nodo IoT durante la realización de las pruebas. Se implementaron periodos de descanso entre 1 y 2 minutos con el fin de evitar la fatiga del sujeto de prueba y, de esta manera, prevenir posibles errores en la medición.

### III.1. Modo de operación del nodo

Una vez que se coloca el nodo IoT en el sujeto de prueba, se enciende y se verifica su estado en línea en el servidor. Después de 10 segundos, el nodo comienza a enviar la telemetría y se indica al usuario que ejerza una presión constante sobre los sensores del nodo. Si se observa un valor fuera de lo normal o mediciones iguales a cero, se adecua el sensor al dedo del usuario para una nueva medición.

Para el correcto funcionamiento del nodo IoT se debe tener en cuenta diversas consideraciones. Estas se listan a continuación:

1. El diseño inicial presentó dificultades al momento de colocar los sensores de acuerdo con las recomendaciones de los fabricantes, lo que resultaba en variaciones en los datos recolectados. Por lo tanto, se realizó una reubicación de los sensores para evitar dichas fluctuaciones causadas por el usuario.
2. La implementación en el protoboard hace que el prototipo sea poco manejable e inestable. El diseño del sensor MAXREFDES117 no permite fijarlo por lo que la mano del usuario no descansa y provoca movimientos que genera errores en la lectura.
3. El sensor Fever click requiere de un tiempo prolongado para sensar y estabilizar la temperatura, por ello se incrementó el tiempo de medición.

## IV. Resultados

En las pruebas realizadas se mantuvo la mano del usuario en una posición fija aproximadamente 10 segundos antes de observar si era necesario modificar dicha posición, en este tiempo es factible determinar la estabilidad de la medición o irregularidades debido a movimientos del sensor o del propio usuario.

La cantidad de tiempo que el nodo tarda en obtener los valores de medición se puede estimar utilizando la Tabla 3 y la cantidad de datos a partir de los valores presentados en la Tabla 4.

**Tabla 3:** Muestras por tiempo

Muestras	Tiempo
25	1 segundo
90, 000	1 hora

Se observó en las primeras mediciones que la saturación de oxígeno en la sangre se mantuvo en valores constantes y normales, oscilando entre 98 % y 100 %. Por otro lado, las mediciones de ritmo cardiaco que se miden en latidos por minuto (BPM, por sus siglas en inglés) presentaron variaciones atípicas con picos de hasta 200

**Tabla 4:** Cantidad de datos por tiempo

Datos	Tiempo
60	1 minuto
3,600	1 hora

BPM, lo cual es considerado una medición errónea en una persona en reposo. Se determinó que esto se debió al movimiento del usuario, y se procedió a justar la posición de la mano del usuario para obtener mediciones más precisas y acordes a lo esperado.

El sensor Fever click funciona mediante conducción de calor, lo que requiere un tiempo significativo de estabilización para medir con precisión la temperatura del usuario. Además, después de cada medición, el sensor tarda en volver a la temperatura ambiente antes de poder realizar una nueva medición. Como resultado, puede haber intervalos durante los cuales las mediciones pueden estar alteradas al usar el sensor con diferentes usuarios en un corto período de tiempo.

Este nodo podría utilizarse para monitoreo continuo y realizar mediciones en intervalos de tiempo predeterminadas en pacientes en reposo o podría usarse para una consulta médica, para ello, la autonomía del nodo se puede determinar a partir de la Tabla 5.

**Tabla 5:** Alimentación del nodo

Parámetro	UART	Wi-Fi
Voltaje	3.15V - 3.20	3.15V - 3.30V
Corriente	5.20mA - 6mA	5.20mA - 6.30mA

En la Figura 7 se pueden identificar diferentes elementos de la interfaz gráfica de usuario de la plataforma, entre ellos el widget de temperatura en la parte superior izquierda. En el centro se encuentra la gráfica de ritmo cardiaco en tono azul, mientras que en el costado derecho se observa la saturación de oxígeno en la sangre en tono rojo. Por último, en la parte inferior se encuentra el registro histórico de las mediciones. Como se ilustra hay variaciones negativas las cuales suceden al no tener un usuario al que estar sensando.

En la Figura 8 se muestra el ritmo cardiaco con un promedio de 83 BPM. Se puede observar que el ritmo cardiaco se mantiene estable con las mediciones, en la línea que da valores negativos se debe a que el usuario aun no tenía una correcta posición del oxímetro y el programa sensa continuamente haciendo una diferencia para calcular el resultado, por lo que muestra datos negativos.

En la Figura 9 se muestra el porcentaje de la saturación de oxígeno en la sangre, que va de 0 % a 100 %, se puede observar que la medición marca un valor de 100 %.

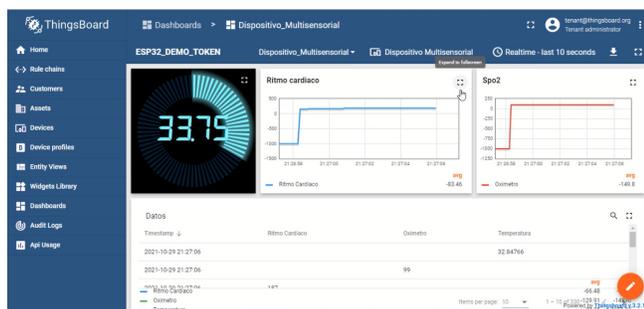


Figura 7: Visualización de Thingsboard



Figura 10: Temperatura corporal



Figura 8: Ritmo cardiaco



Figura 9: Saturación de oxígeno en la sangre

En la Figura 10 se puede observar el widget de temperatura corporal el cual muestra el valor de 33.87°C, este valor se mide de una falange de la mano, por esto el valor es mas bajo que el normal de un cuerpo, lo cual hace que no se identifique correctamente la temperatura corporal como se haría en un termómetro convencional en un área mas adecuada.

## V. Uso médico de sensores

Según la Organización Panamericana de la Salud (OPS), “los oxímetros de pulso de uso no médico podrían ser una herramienta particularmente útil en el monitoreo remoto de pacientes con enfermedades respiratorias porque permitirían detectar tempranamente a pacientes con “hipoxemia silente” y potencialmente evitar su deterioro

clínico”.

Actualmente, los relojes inteligentes no han sido aprobados por los diversos organismos reguladores debido a la falta de estudios de validación para su uso médico. Es necesario contar con estudios más fiables que validen estas tecnologías, ya que los existentes solo disponen de datos viables y confiables en ciertos dispositivos pero bajo circunstancias y parámetros muy controlados. Además, aunque existen dispositivos similares, no se catalogan como dispositivos de medición de signos vitales [10].

Existen estudios clínicos y de laboratorio que muestran que los oxímetros de pulso de uso médico en comparación con los oxímetros de pulso no indicados para uso médico tienen una semejanza en mediciones arriba del 90 % de saturación de oxígeno. No existen diferencias significativas en los resultados mostrados para uso médico para el rango de saturación de oxígeno, en cambio los oxímetros de pulso no indicados para uso médico presentan alteraciones en una saturación menor a 93 % y en niveles más bajos de oxígeno su precisión es inadecuada.

Pocos estudios revelan como la evaluación de los oxímetros de uso no médico pueden ser alterados por distintas patologías afectando así la mediciones. Además de que los estudios son realizados por profesionales de la salud y esto no asegura que los resultados no variarán si estas pruebas fueran realizadas por los mismos pacientes o personas sin la capacitación adecuada.

Un estudio realizado por la agencia Canadiense para Drogas y Tecnologías Sanitarias (CADTH, por sus siglas en inglés) concluye y afirma que la oximetría entre los diferentes dispositivos tanto de uso médico como no médico tienen una precisión comparable entre si para la detección de pacientes con hipoxia. Con esta información se afirma que los oxímetros de pulso no médicos pueden ser útiles para descartar una hipoxemia más no son adecuados para evaluar la gravedad de esta [10, 11].

La oximetría de pulso resulta ser beneficioso para la toma de decisiones clínicas, pero resalta no ser un sustituto de una evaluación clínica ni suficiente para un diagnóstico, esto según el comité médico de Londres [11].

La Administración de Medicamentos y Alimentos (FDA, por sus siglas en inglés), es la institución encargada de

regular los oxímetros con intención de uso público o uso exclusivo de actividades deportivas o aviación para la población en general, además de varios dispositivos en el mercado cuya indicación no es para uso médico. Este grupo de oxímetros no se encuentran regulados por la FDA y en ambos casos, tanto de uso médico como de uso no médico, el fabricante es quien determina la intención de uso.

## VI. Conclusiones

Se diseñó y desarrolló un prototipo de nodo IoT con el propósito de medir diferentes signos vitales, incluyendo la temperatura corporal mediante el uso del sensor Fever click, y el ritmo cardiaco y la saturación de oxígeno en la sangre con el sensor MAXREFDES117, utilizando una tarjeta de desarrollo ESP32.

El envío de los datos recolectados se realizó a través de Wi-Fi utilizando el protocolo MQTT, el cual permitió transmitir la información del monitoreo de los signos vitales del paciente a un servidor de Thingsboard. Esta plataforma de IoT fue elegida por su capacidad para gestionar, administrar, almacenar y visualizar de manera eficiente información recolectada en tiempo real, lo que permitió un monitoreo constante y en tiempo real del estado de salud del paciente.

Se logró mejorar la medición del sensor MAXREFDES117 al sujetarlo en el dedo mediante el uso de una banda de goma u otro accesorio que mantuviera una presión constante. Al presionar el dedo contra el sensor se evitó el flujo sanguíneo errático que se presenta al mover la mano, mejorando así la medición.

El servidor Thingsboard mostró limitaciones en cuanto a las funciones necesarias para el monitoreo de signos vitales en tiempo real, por lo que no se recomienda su uso para los sistemas de salud.

## Agradecimientos

Gracias al Posgrado en Ingeniería para la Innovación Tecnológica de la UAZ y a los investigadores asociados por el apoyo a la realización de este proyecto.

## Referencias

- [1] Mishra T., Wang M., Metwally A.A. et al. «Pre-symptomatic detection of COVID-19 from smartwatch data.» En: *Nature Biomedical Engineering* 4 (2020). <https://doi.org/10.1038/s41551-020-00640-6>, págs. 1208-1220.
- [2] WHO. *WHO Coronavirus (COVID-19) Dashboard*. URL: <https://covid19.who.int/> (visitado 08-08-2021).
- [3] INEGI. *ESTADÍSTICA DE DEFUNCIONES REGISTRADAS DE ENERO A JUNIO DE 2021 (PRELIMINAR)*. Comunicado de prensa NÚM. 24/22. 2022. URL: <https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/boletines/2022/dr/dr2021.pdf>.
- [4] Andrei Muchnik. *La OMS revela las principales causas de muerte y discapacidad en el mundo: 2000-2019*. Comunicado de prensa. OMS, 2020.
- [5] Zhu T., Watkinson P. y Clifton D.A. «Smartwatch data help detect COVID-19.» En: *Nature Biomedical Engineering* 4 (2020). <https://doi.org/10.1038/s41551-020-00659-9>, págs. 1125-1127.
- [6] Tejaswini Mishra et al. «Early Detection Of COVID-19 Using A Smartwatch.» En: *medRxiv* (2020). <https://doi.org/10.1101/2020.07.06.20147512>.
- [7] Quer G., Radin J.M. and Gadaleta M. et al. «Wearable sensor data and self-reported symptoms for COVID-19 detection.» En: *Nat Med* 27 (2021). <https://doi.org/10.1038/s41591-020-1123-x>, págs. 73-77.
- [8] Jennifer Abbasi. «Using Smartwatch Data to Detect COVID-19 Cases Early.» En: *JAMA* 324.22 (2020). <https://doi.org/10.1001/jama.2020.23696>, págs. 2247-2247. DOI: 10.1001/jama.2020.23696. URL: <https://doi.org/10.1001/jama.2020.23696>.
- [9] Gattinoni L, Coppola S., Cressoni M. et al. «COVID-19 Does Not Lead to a “Typical” Acute Respiratory Distress Syndrome.» En: *ATS Journals* (2020).
- [10] Barros et al. «Smartwatch, oxygen saturation, and COVID-19: Trustworthy?» En: *ABCS Health Sci.* (2021). <https://doi.org/10.7322/abcshs.2020228.1681>, págs. 1-2.
- [11] Organización Panamericana de la Salud. *Aspectos técnicos y regulatorios sobre el uso de oxímetros de pulso en el monitoreo de pacientes con COVID-19*. 2020. URL: [https://iris.paho.org/bitstream/handle/10665.2/52551/OPSHSSMTCOVID-19200029\\_spa.pdf?sequence=1&isAllowed=y](https://iris.paho.org/bitstream/handle/10665.2/52551/OPSHSSMTCOVID-19200029_spa.pdf?sequence=1&isAllowed=y).

# Monitoring system of atmospheric variables by IoT devices

## Sistema de monitoreo de variables atmosféricas por medio de dispositivos IoT

Pedro M. Montoya-Lara<sup>1</sup>, José Ricardo Gómez-Rodríguez<sup>\*1</sup>, Víktor I. Rodríguez-Abdalá<sup>1</sup>, Salvador Ibarra-Delgado<sup>1</sup>, and Remberto Sandoval-Aréchiga<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Universidad Autónoma de Zacatecas (UAZ), Unidad Académica de Ingeniería Eléctrica,  
Posgrado en Ingeniería para la Innovación Tecnológica,  
Campus Siglo XXI Carretera Zacatecas - Guadalajara Kilómetro 6, Ejido la Escondida, Zacatecas, Zac., México, 98160.  
{pedromontoyalara,jrgrodri,abdala,sibarra,rsandoval}@uaz.edu.mx

### Abstract

This article shows an atmospheric variables monitoring IoT system development to measure temperature, humidity and atmospheric pressure. The IoT node is an ESP32 Microcontroller connected to DHT22 and BMP280 sensors capable to transmit the collected data by Wi-Fi networks, these data were received by a server located at the local network and using TCP Sockets protocol, this server is a Raspberry Pi 3. For data visualization is used a text file to obtain the atmospheric variables graphs.

**Keywords**— IoT, ESP32 microcontroller, atmospheric variables

### Resumen

Este artículo muestra el desarrollo de un sistema de Internet de las Cosas para el monitoreo de variables atmosféricas para medir temperatura, humedad y presión atmosférica. El nodo IoT es un microcontrolador ESP32 con los sensores DHT22 y BMP280 capaz de transmitir los datos recolectados a través de redes Wi-Fi, estos datos son recibidos por un servidor localizado en la red de área local y utilizando el protocolo de sockets TCP, este servidor es una Raspberry Pi 3. Para la visualización de los datos es utilizado un archivo de texto que permite obtener las gráficas de las variables atmosféricas.

**Palabras clave**— Internet de las Cosas, microcontrolador ESP32, variables atmosféricas

\* Autor de correspondencia

### I. Introducción

Hoy en día es común encontrar una gran variedad de proyectos de Internet de las Cosas (IoT, por sus siglas en inglés) para diferentes aplicaciones y actividades del ser humano como: agricultura, cuidado de la salud, protección del medio ambiente, ciudades y casas inteligentes. Además de brindar la posibilidad de acceder a la información desde cualquier parte del mundo, controlar objetos en diferentes circunstancias, así como la obtención de datos importantes para la toma de decisiones [1].

Con la finalidad de contribuir con proyectos de IoT, se desarrolló un sistema de monitoreo de variables atmosféricas por medio de dispositivos de bajo consumo de energía [2, 3].

Este sistema de monitoreo permite medir las variables atmosféricas de temperatura, humedad y presión atmosférica. Los datos recolectados se envían a un servidor local para la manipulación de los mismos y así observar el comportamiento de las variables a través del tiempo, además de acceder al historial de los registros [4, 5].

De acuerdo a los lineamientos de IoT, la implementación del sistema debe ser pequeño, de bajo consumo de energía y bajo costo [6].

Es importante mencionar que el dispositivo busca tener un amplio margen de aplicación para distintos escenarios y fines, por ejemplo, el monitoreo de la temperatura permite describir el ambiente de una ubicación dada [6, 7].

Actualmente, el interés por el monitoreo de variables atmosféricas va más allá de fines meteorológicos, el obtener datos precisos de una ubicación dada involucra la

contratación de servicios especializados, los cuales pueden ser no adecuados para ciertos tipos de aplicaciones donde se ve limitada la conectividad a Internet, como es el caso de invernaderos y desarrollos agrícolas remotos.

El desarrollo de dispositivos IoT y que son accesibles al público, permiten dar una solución adecuada, brindan una opción para poder obtener información a menor costo a través de un nodo cliente que mide variables atmosféricas.

El uso de IoT permite obtener información de distintas ubicaciones con respecto a diferentes variables atmosféricas como lo es la temperatura, humedad y presión atmosférica. Además de facilitar la generación de reportes en tiempo real.

Anteriormente se han utilizado diferentes medidores para la recolección de estos datos, por lo general, estos no contienen instrumentos digitales y la extracción de la información se realiza manualmente haciendo esto un proceso que puede conllevar errores en el registro de las mediciones [8].

## II. Etapas del sistema

El desarrollo del sistema consta de cuatro etapas, mismas que se detallan en la Figura 1 [9].



Figura 1: Esquema del sistema. Fuente: Elaboración propia.

### II.1. Etapa de recolección de datos

En esta etapa se integran los componentes de hardware y software del proyecto. Los dispositivos denominados nodos IoT obtienen por medio de los sensores los datos de las variables atmosféricas (temperatura, humedad y presión atmosférica) [9].

### II.2. Etapa de comunicación

En esta etapa se realiza la transmisión de los datos recolectados por los nodos IoT a través de Wi-Fi, dicha información se almacena en un servidor local [10, 9, 11].

### II.3. Etapa de gestión

En la etapa de gestión se administran las acciones que se ejecutan en el servidor y se procesan los datos recolectados por los nodos IoT, estos se almacenan en un archivo para su posterior visualización gráfica [9].

## II.4. Etapa de consulta

La etapa de consulta permite al usuario interactuar con la plataforma pues toda la información se visualiza mediante gráficas [12, 9, 13, 14].

## III. Arquitectura del sistema

El sistema está compuesto por nodos IoT y un servidor local.

En la Figura 2 se muestra los elementos que componen la arquitectura hardware del sistema de monitoreo.

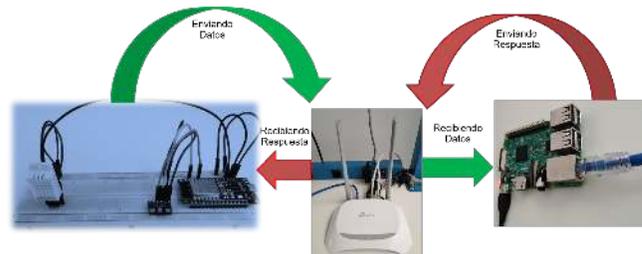


Figura 2: Arquitectura del sistema. Fuente: Elaboración propia.

### III.1. Nodo IoT

#### Microcontrolador

Para la construcción del nodo IoT se utilizó un microcontrolador ESP32-WROOM-32 de la empresa Espressif Systems, el cual integra de modo dual *Wi-Fi* y *Bluetooth*, este módulo ESP32 tiene una frecuencia de reloj de hasta 240 MHz y contiene 8 MB de memoria flash, su alimentación es de 3.3 V y tiene un consumo de  $10\mu A$ , Figura 3.

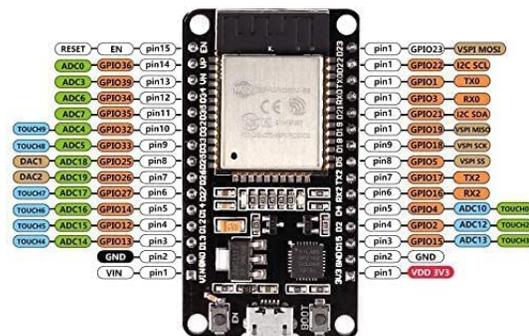


Figura 3: Microcontrolador ESP32 WROOM-32. Fuente: Hoja de datos.

#### Sensores

Se usaron dos sensores diferentes, para obtener los datos de temperatura, humedad y presión atmosférica, figuras 4 y 5.

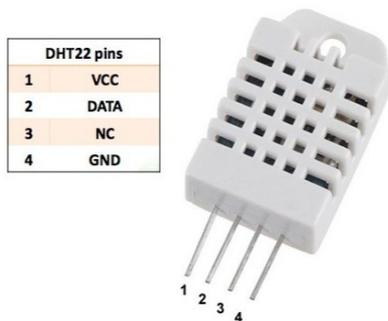


Figura 4: Sensor DHT22

- Consumo: 16 a 2.7  $\mu A$
- Interfaz de comunicación: I2C o SPI
- Rango de altura medible: 0 a 9100 metros
- Completamente calibrado
- Resolución: 0.16 Pa
- Frecuencia de muestreo: 157 Hz (máx)

**Alimentación**

Para la alimentación se utilizaron tres baterías triple AAA de ión de litio de 1.5 V, dando una salida de 4.5 V para el nodo.

**III.2. Medio de comunicación**

La topología de red que se utilizó fue del tipo estrella, ya que los nodos y el servidor local se conectaron por medio de la red Wi-Fi en modo infraestructura, por lo que dependen directamente de un punto central; es decir, del punto de acceso local.

**Protocolo de comunicación**

La comunicación entre los nodos y el servidor local fue mediante sockets TCP utilizando Wi-Fi, es decir, se configuró en el nodo cliente y el servidor local el número de puerto TCP para la comunicación cliente-servidor y así transmitir la información.

**III.3. Servidor local**

El servidor local se desarrolló en una Raspberry Pi 3 (Figura 6) [15].

El sensor DHT22 es utilizado para medir temperatura y humedad. Los pines GND y VCC se conectaron a la alimentación de 3.3 VCD y el pin DATA a una entrada digital del microcontrolador ESP32, que en este caso se utilizó el pin 15, además se usó una resistencia de 10K $\Omega$  entre VCC y el pin DATA de acuerdo a las especificaciones del sensor.

Sus especificaciones generales son:

- Voltaje de operación: 3V - 6V DC.
- Rango de medición de temperatura: -40°C a 80 °C.
- Precisión de medición de temperatura: <math>\pm 0.5^\circ C</math>.
- Resolución temperatura: 0.1°C.
- Rango de medición de humedad: De 0 a 100 % RH.
- Precisión de medición de humedad: 2 % RH.
- Resolución humedad: 0.1 %RH.
- Tiempo de sensado: 2s.

El sensor BMP280 se alimentó mediante 3.3 VCD y sus terminales SDA y SCL se conectaron al microcontrolador ESP32 con los pines correspondientes ya que emplea I2C (Circuito inter-integrado) como protocolo de comunicación [6, 11].

Este mide temperatura y la presión atmosférica, además se puede determinar la altitud a partir de la presión atmosférica con un error de  $\pm 1m$ .

Sus especificaciones generales son:

- Rango de presión: 300 - 1100 hPa
- Rango de temperatura: -40 - 85°C
- Precisión de temperatura:  $\pm 1.0^\circ C$
- Voltaje de operación: 1.8V a 3.3V DC

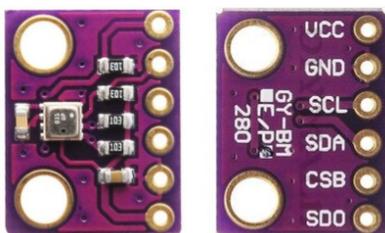


Figura 5: Sensor BMP280

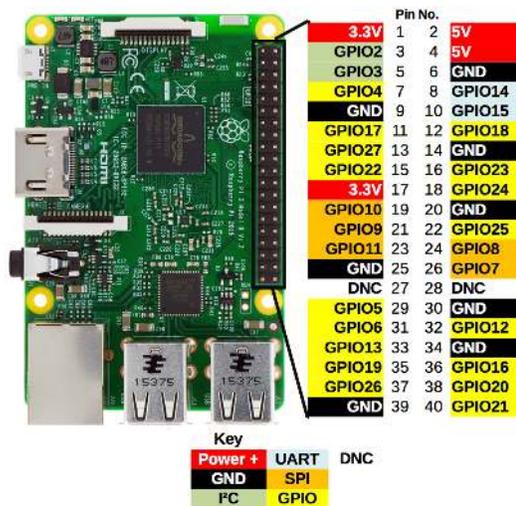


Figura 6: Raspberry Pi 3. Fuente: Hoja de datos.

Se configuró el servidor local para recibir la información de los nodos IoT a través del puerto del socket TCP.

El programa tiene entre sus funciones guardar los datos recibidos en un archivo de texto de forma local, con atributos de tiempo (fecha y hora) que facilitan la realización de gráficas de la información de los nodos IoT.

#### IV. Resultados

Para verificar el funcionamiento del sistema en general, se colocaron los nodos IoT en diferentes ubicaciones para el envío de datos hacia el servidor local, una vez recibidos se almacenan en una base de datos.

Se muestra el diagrama de conexiones del nodo IoT en la Figura 7.

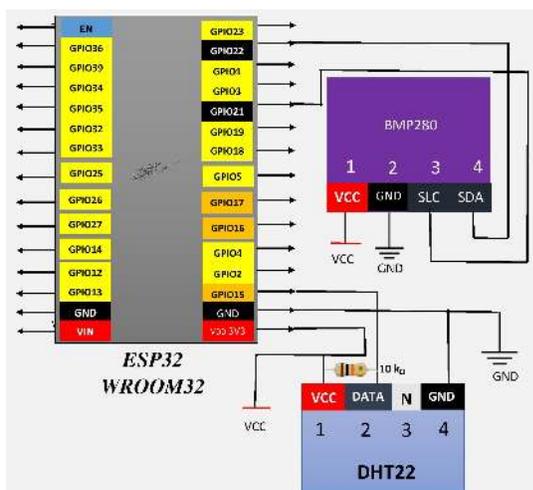


Figura 7: Diagrama de conexiones del nodo IoT. Fuente: Elaboración propia.

El prototipo se muestra en la Figura 8.

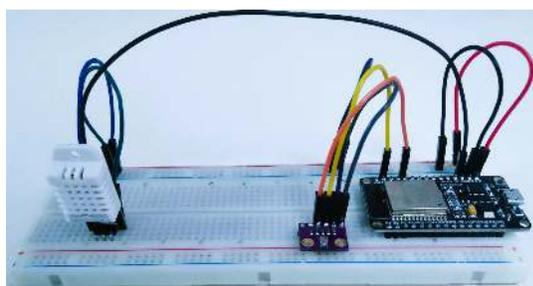


Figura 8: Prototipo de nodo IoT. Fuente: Elaboración propia.

##### IV.1. Consumo de corriente y voltaje de operación del nodo IoT

La función (deep-sleep) es el modo de sueño profundo que genera mayor ahorro de energía en el microcontrolador ESP32, la única parte de la placa que funciona durante este procedimiento es el reloj en tiempo real

(RTC) el cual puede reiniciar el sistema del nodo IoT cuando haya finalizado el tiempo de descanso.

Se realizó un análisis de consumo de corriente y voltaje durante el envío de paquetes y al estar en modo sueño, los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 1.

Tabla 1: Consumo de corriente y voltaje del nodo IoT

Modo de funcionamiento	Corriente	Voltaje
Modo Sueño (deep-sleep)	14 mA	4.5 V
Modo normal (240 MHz)	45 a 52 mA	4.5 V
Wi-Fi	116 a 144 mA	4.5 V

También se realizó un análisis de consumo de corriente en los sensores DHT22 y BMP280 en modo descanso y activo, los resultados se muestran en las tablas 2 y 3.

Tabla 2: Consumo de corriente y voltaje del sensor DHT22

Modo de funcionamiento	Corriente	Voltaje
Modo descanso	9 µA	4.5 V
Modo activo	35 µA	4.5 V

Tabla 3: Consumo de corriente y voltaje del sensor BMP280

Modo de funcionamiento	Corriente	Voltaje
Modo descanso	16 µA	4.5 V
Modo activo	39 µA	4.5 V

##### IV.2. Base de datos

El servidor local cuenta con una terminal COM para el envío de avisos, cuando está esperando conexiones muestra el mensaje (*esperando conexiones*). Una vez que comienzan a recibirse se muestran en la consola y se marca la fecha y hora del reporte, como se muestra en la Figura 9.

Después de obtener los datos, estos se escriben en un archivo de texto separado por tabuladores, tal como se muestra en la Figura 10.

##### IV.3. Consulta de datos mediante gráficas

Las gráficas de temperatura, humedad y presión atmosférica de los diferentes nodos IoT con sus respectivas fecha y hora [13] se muestran en las figuras 11, 12, 13 y 14.

En las gráficas se puede observar el comportamiento de la temperatura, humedad y presión atmosférica de cada uno de los nodos en las diferentes horas y fechas que se reportaron los datos, según ubicación.

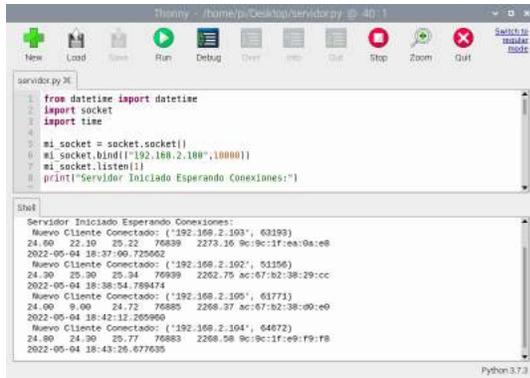


Figura 9: Recepción de datos. Fuente: Elaboración propia

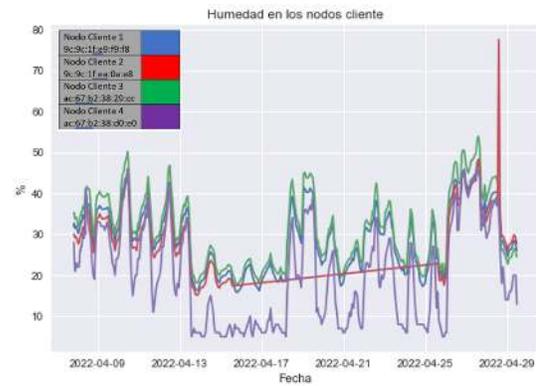


Figura 12: Gráfica de humedad del sensor DHT22. Fuente: Elaboración propia

TemperaturaDHT	Humedad	TemperaturaBMP	Presion	Altitud	Dispositivo	Fecha
23.00	32.00	24.44	76875	2269.41	9c:9c:1f:e9:f9:f8	2022-04-07 20:07
22.00	26.00	23.75	76888	2256.06	ac:67:b2:38:d0:e0	2022-04-07 20:13
23.20	30.00	24.10	76937	2262.95	ac:67:b2:38:d0:e0	2022-04-07 20:13
22.70	35.10	23.95	76825	2274.61	9c:9c:1f:ea:0a:e8	2022-04-07 20:13
23.40	32.50	24.49	76874	2269.51	9c:9c:1f:e9:f9:f8	2022-04-07 20:13
22.00	27.00	24.41	76905	2256.18	ac:67:b2:38:d0:e0	2022-04-07 20:33
23.20	30.00	24.33	76963	2260.46	ac:67:b2:38:d0:e0	2022-04-07 20:33
22.70	35.30	24.25	76857	2271.28	9c:9c:1f:ea:0a:e8	2022-04-07 20:33
23.40	32.70	24.65	76898	2267.01	9c:9c:1f:e9:f9:f8	2022-04-07 20:33
24.00	24.00	25.45	76928	2263.89	ac:67:b2:38:d0:e0	2022-04-07 20:53
23.60	29.90	24.53	76979	2258.59	ac:67:b2:38:d0:e0	2022-04-07 20:53
23.10	35.00	24.53	76877	2269.89	9c:9c:1f:ea:0a:e8	2022-04-07 20:53
23.90	32.20	24.81	76917	2265.04	9c:9c:1f:e9:f9:f8	2022-04-07 20:53
24.00	23.00	26.03	76958	2260.77	ac:67:b2:38:d0:e0	2022-04-07 21:13
23.90	29.40	24.76	77010	2255.36	ac:67:b2:38:d0:e0	2022-04-07 21:13
23.50	34.20	24.75	76981	2256.70	9c:9c:1f:ea:0a:e8	2022-04-07 21:13
24.10	31.70	25.01	76952	2261.40	9c:9c:1f:e9:f9:f8	2022-04-07 21:13
25.00	21.00	26.22	76969	2259.63	ac:67:b2:38:d0:e0	2022-04-07 21:33
24.10	29.20	24.89	77022	2254.12	ac:67:b2:38:d0:e0	2022-04-07 21:33
23.70	33.80	24.89	76915	2265.25	9c:9c:1f:ea:0a:e8	2022-04-07 21:33
24.30	31.50	25.11	76959	2260.67	9c:9c:1f:e9:f9:f8	2022-04-07 21:33
25.00	21.00	26.17	77000	2256.40	ac:67:b2:38:d0:e0	2022-04-07 21:53
24.20	29.20	25.01	77056	2250.58	ac:67:b2:38:d0:e0	2022-04-07 21:53
23.80	33.80	24.98	76947	2261.92	9c:9c:1f:ea:0a:e8	2022-04-07 21:53
24.40	31.60	25.18	76989	2257.55	9c:9c:1f:e9:f9:f8	2022-04-07 21:53

Figura 10: Archivo de texto. Fuente: Elaboración propia

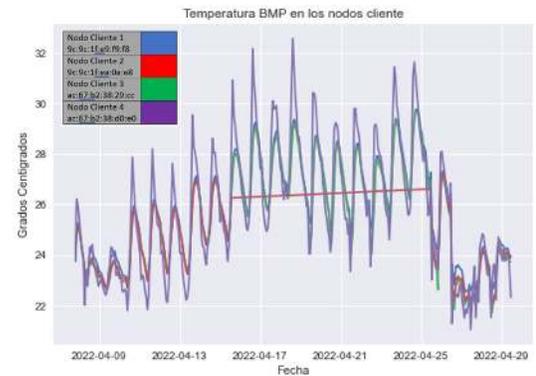


Figura 13: Gráfica de temperatura del sensor BMP280. Fuente: Elaboración propia

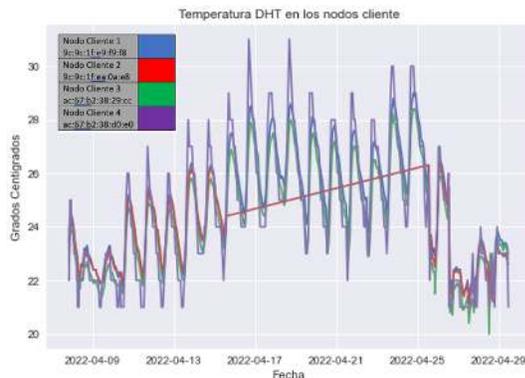


Figura 11: Gráfica de temperatura del sensor DHT22. Fuente: Elaboración propia

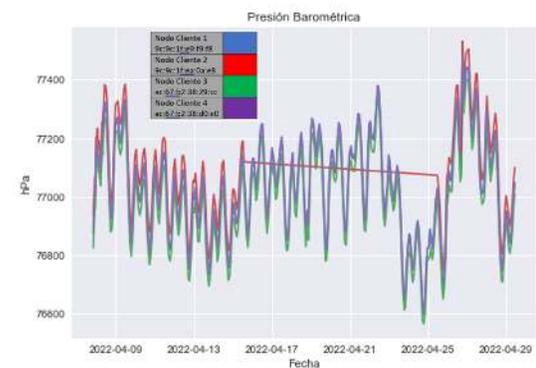


Figura 14: Gráfica de presión atmosférica del sensor BMP280. Fuente: Elaboración propia

Por otra parte el archivo de datos permitió observar y analizar los datos de cada nodo y los cambios en cada reporte de información que llegó al servidor.

Se consideró procesar los datos del archivo de texto de manera más legible con el fin de obtener una mejor comprensión de los datos de las variables atmosféricas.

Todo esto consistió en presentar dicha información en

gráficas que mostraron a detalle los cambios de los datos de las variables atmosféricas.

## V. Conclusiones

Se desarrolló un sistema de monitoreo de variables atmosféricas por medio de dispositivos IoT, mediante un prototipo capaz de enviar datos a un servidor local de manera autónoma a través de Wi-Fi, utilizando los sensores DHT22 y BMP280 así como un microcontrolador ESP32.

El hardware y software utilizado en este prototipo brindó una plataforma basada en IoT que puede ser usada en cualquier tipo de ubicación con un bajo consumo de energía.

El uso Wi-Fi y socket TCP/IP permite que el nodo IoT sea accesible en áreas que contengan cobertura de Wi-Fi.

## Agradecimientos

Gracias a la Unidad Académica de Ingeniería Eléctrica de la Universidad Autónoma de Zacatecas y al Programa Académico de Ingeniería en Robótica y Mecatrónica, así como a las personas que orientaron y colaboraron en el desarrollo de este proyecto de sistema de monitoreo de variables atmosféricas por medio de dispositivos IoT.

## Referencias

- [1] Tatiana P Mendieta, Julian Herrera y Angie Jimenez Peña. «La Capacidad del IOT de Transformar el Futuro». En: *Revista Avenir* 1.1 (2019), págs. 15-18.
- [2] Jorge E Gómez et al. «Sistema de Internet de las cosas (IoT) para el monitoreo de cultivos protegidos». En: *Ingeniería e Innovación* 5.1 (2017).
- [3] Alberto García Martínez. «Diseño e implementación de un sistema IoT mediante la plataforma ESP32 para la automatización del proceso de compostaje de residuos orgánicos domésticos.» Tesis de mtría. Universidad Politécnica de València, 2021.
- [4] Eva Mata Celaya. «Dispositivo de bajo coste para el control remoto y monitorización para cámara de acción vía WiFi». Universidad Politécnica de Madrid, 2017.
- [5] Rubén R Urquijo y Marcelo J Marinelli. «Sistema de monitoreo de una cámara de germinación hidropónica con IoT basado en Raspberry Pi». Instituto de Biotecnología de Misiones “María Ebe Rea”. Campus U.Na.M., 2018.
- [6] María Estela Rodríguez Torres et al. «Sistema de monitoreo y control remoto de temperatura en incubadora de huevo de aves basado en internet de las cosas (monitoring and remote control system of temperature in a poultry egg incubator based on internet of things)». En: *Pistas Educativas* 42.138 (2021).
- [7] GT Zárate Ocaña et al. «Diseño y construcción de un prototipo biomédico para la adquisición vía remota de signos vitales utilizando tecnologías del internet de las cosas (iot)». En: *Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica* 5.1 (2018), págs. 470-473.
- [8] M.C. Vega et al. *Las tecnologías IOT dentro de la industria conectada: Internet of things*. EOI Escuela de Organización Industrial, 2015. URL: <https://books.google.es/books?id=uJRaDwAAQBAJ>.
- [9] Juan A Guerrero Ibañez et al. «SgreenH IoT: Plataforma IoT para agricultura de precisión». En: *Sistemas, cibernética e informática* 14.2 (2017).
- [10] Alvaro Javier Gavilanes Bayas. «Sistema electrónico de detección y rastreo de mascotas». B.S. thesis. Universidad Técnica de Ambato. Facultad de Ingeniería en Sistemas., 2018.
- [11] Javier Marín Martín. «Prototipo de Nodo wifi para medida de nivel de ruido y lecturas GPS con aplicaciones iot». Universitat de les Illes Balears, 2017.
- [12] César Manuel Hernández Mendoza, Luz María Rodríguez Vidal y Maricela Aguilar Almanza. «Aplicación del internet de las cosas para monitorear el uso de equipos y contactos eléctricos». En: *ANFEI Digital* 12 (2020).
- [13] Angel Alejandro Rodriguez Aya, Juan Figueredo Luna y Juan Alejandro Chica García. «Sistema de control y telemetría de datos mediante una aplicación móvil en Android basado en IoT para el monitoreo de datos». En: *Revista Espacios* 39 (2018), págs. 22-30.
- [14] Erick Escobar Gallardo y Alex Villazón. «Sistema de monitoreo energético y control domótico basado en tecnología internet de las cosas». En: *Investigación & Desarrollo* 18.1 (2018), págs. 103-116.
- [15] Juan José Caiza Narváez, Katerine Márceles Villalba y Siler Amador Donado. «Arquitectura basada en tecnologías emergentes y tecnología de monitoreo de tráfico de red». En: *Investigación e Innovación en Ingenierías* 9.3 (2021), págs. 18-31.