



“Semillero de Investigadores”

ISSN: 2007-9400



## Congreso Internacional Multidisciplinario de Ciencia y Tecnología 2025, segunda edición

Ejemplar de divulgación

“Tecnología para la sociedad”

Índice LatIndex: Folio 23658

[www.revistatecnologiadigital.com](http://www.revistatecnologiadigital.com)

Desde 2011

Volumen Número

15 3

Año 2025

# REVISTA TECNOLOGÍA DIGITAL

## CONSEJO EDITORIAL

---

### Presidente del Congreso. Dr. Alejandro Medina Santiago

Investigador por México-Secihti/INAOE

[amedina@inaoep.mx](mailto:amedina@inaoep.mx)

[amedina@secihti.mx](mailto:amedina@secihti.mx)

### Editores Invitados:

#### Mtra. Alecete Selene Chong Montoya

[coordinadordeposgrado@universidaddescartes.edu.mx](mailto:coordinadordeposgrado@universidaddescartes.edu.mx)

#### Dr. Jorge Antonio Orozco Torres

[jorge.ot@tuxtla.tecnm.mx](mailto:jorge.ot@tuxtla.tecnm.mx)

Tecnológico Nacional de México/I.T. de Tuxtla Gutiérrez

## Autoridades

---

Universidad de Ciencia y Tecnología Descartes

### Mtro. Jorge Luis Lara Aguilar

Rector

### Lic. Oscar Sánchez López

Director

## Revista Tecnología Digital.

---

Índice LatIndex: 23658.

ISSN: 2007-9400.

Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez.

Carretera Panamericana Km. 1080.

C.P. 29000, Tuxtla Gutiérrez, Chiapas, México.

Departamento de Sistemas y Computación.

01-961-6150461 Ext. 319

[www.revistatecnologiadigital.com](http://www.revistatecnologiadigital.com)

## Editor Responsable.

---

Editorial Tecnología Didáctica®.

Dr. Héctor Guerra Crespo.

Registro del padrón de editores: 970-94054 de fecha 22-junio-2004.

Palenque 139 Col. ISSSTE, Tuxtla Gutiérrez, Chiapas.

C.p. 29060, Tuxtla Gutiérrez, Chiapas, México.

[www.tecnologiadidactica.com](http://www.tecnologiadidactica.com)

## Número en colaboración.

---

Este número es una colaboración con la Universidad de Ciencia y Tecnología Descartes en el marco del Congreso Internacional Multidisciplinario de Ciencia y Tecnología 2025 (2da. Edición) con sede la Universidad de Ciencias y Tecnología Descartes y su Centro de Investigación, Desarrollo e Innovación Tecnológica, en la ciudad de Tuxtla Gutiérrez, Chiapas. Celebrado del 12 al 15 de noviembre del 2025, Modalidad Virtual. La revisión de artículos, edición y verificación de similitud se llevaron a cabo por el comité científico del congreso.

**Revista Tecnología Digital.** Año 15, Volumen 15, Número 3 de 17 de noviembre de 2025 es una colaboración de [www.revistatecnologiadigital.com](http://www.revistatecnologiadigital.com) editada por Héctor Guerra Crespo oficinas en Palenque 139 Col. ISSSTE Tuxtla Gutiérrez Chiapas, México C.P. 29060. correo-e [hgcrespo@hotmail.com](mailto:hgcrespo@hotmail.com). Editor responsable: Héctor Guerra Crespo. Reserva de derechos al uso exclusivo No. 04-2014-022811040300-203 otorgado por el Instituto Nacional de Derechos de Autor. ISSN 2007-9400. Responsable de la última actualización de este número Dr. Héctor Guerra Crespo, Presidente del Consejo Editorial, Palenque 139 Colonia ISSSTE Tuxtla Gutiérrez, Chiapas, C.P. 29060, fecha de la última modificación 17 de noviembre de 2025.

Las opiniones expresadas por los autores no reflejan la postura del editor de la publicación.

Queda prohibida la reproducción total o parcial de los contenidos e imágenes de la publicación sin previa autorización del editor responsable.

# Índice.

	Página.
Comparativo de software de programación de controladores lógicos programables en la implementación de redes neuronales de la función lógica And.	..... 1
Desarrollo de un dispositivo electrónico para el monitoreo no invasivo de parámetros físicos y visuales en orina.	..... 13
Diseño de un sistema embebido basado en IoT para la monitorización remota de signos vitales en pacientes geriátricos.	..... 27
Diseño y validación experimental de un dispositivo de desalinización de agua salobre con energía solar.	..... 39
Dispositivo de monitoreo del asma en forma de una banda portátil.	..... 51
Dispositivo ortopédico de cadera inteligente con sensores y retroalimentación háptica.	..... 59
Plataforma de capacitación en mantenimiento preventivo de equipos médicos con realidad mixta en Meta Quest.	..... 71
Predicción no invasiva de glucosa en pacientes con diabetes tipo 1 mediante LSTM.	..... 83
Prototipo de videojuego adaptativo para potenciar habilidades matemáticas en educación básica.	..... 97
Prototipo multiparamétrico para prevención y seguimiento de rodilla en jugadores de football flag.	..... 111
Recuperación de aguas grises para riego urbano: hacia una economía circular del agua en México.	..... 121
Sistema de monitoreo de patrones respiratorios con análisis de la relación inspiración-espирación usando sensores inerciales y procesamiento de señales.	..... 133
Sistema predictivo basado en lógica difusa para la prevención del sobrecalentamiento en motores de combustión interna.	..... 143
Tecnología IoT en vehículos para el análisis de ecosistemas urbanos.	..... 159



# Comparativo de software de programación de controladores lógicos programables en la implementación de redes neuronales de la función lógica And.

## Comparative article on programmable logic controller programming software for implementing the logical and function with neural networks.

Héctor Manuel González Cortés\* (1).  
Universidad Politécnica de Tlaxcala UPTx.  
[hectormanuel.gonzalez@uptlax.edu.mx](mailto:hectormanuel.gonzalez@uptlax.edu.mx).

Alejandro Medina Santiago (2). Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, [amedina@inaoep.mx](mailto:amedina@inaoep.mx).

Joel Castro Ramírez (3). Universidad Politécnica de Tlaxcala UPTx, [joel.castro@uptlax.edu.mx](mailto:joel.castro@uptlax.edu.mx).

Jorge Antonio Orozco Torres (4). TecNM Campus Tuxtla, [jorge.ot@tuxtla.tecnm.mx](mailto:jorge.ot@tuxtla.tecnm.mx).

Julio Rodríguez González (5). Universidad Politécnica de Tlaxcala UPTx, [julio.gonzalez@uptlax.edu.mx](mailto:julio.gonzalez@uptlax.edu.mx).

\*corresponding author.

Artículo recibido en septiembre 16, 2025; aceptado en octubre 26, 2025.

### Resumen.

*Este trabajo compara distintos softwares de programación para Controladores Lógicos Programables (PLCs) como: U90 Ladder, RS Logix 500, Codesys y Tia Portal, con el fin de explorar la implementación de redes neuronales artificiales (ANN) en entornos industriales. Se utilizó como caso de estudio la función lógica AND, para la cual se entrenó previamente un perceptrón simple en MATLAB, aprovechando que este problema es linealmente separable y puede resolverse con la función de activación hardlim(n). El objetivo central fue analizar cómo cada entorno de programación permite traducir la ecuación del perceptrón a lenguaje de escalera, observando para ello la estructura del programa, la organización de las instrucciones y la variedad de operaciones disponibles. Los resultados demuestran que, si bien estas plataformas no fueron diseñadas originalmente para inteligencia artificial, es posible implementar modelos básicos de RNA utilizando operaciones aritméticas y lógicas inherentes a los PLCs, como sumas, restas, multiplicaciones y comparaciones. Este estudio refleja las posibilidades emergentes de integrar conceptos de IA en la automatización industrial convencional, abriendo camino al uso de redes neuronales en aplicaciones donde el aprendizaje en tiempo real no es un requisito, pero la ejecución confiable y en plataformas robustas sí lo es.*

**Palabras claves:** ANN, comparativo, lenguaje escalera, perceptrón, PLC.

### Abstract.

*Comparison of the following Programmable Logic Controller (PLC) programming software: U90 Ladder, RS Logix 500, Codesys, and Tia Portal, in the implementation of Artificial Intelligence (AI) using Artificial Neural Networks (ANN). This implementation features a non-real-time learning, pre-trained And function with linearly separable datasets created in Matlab. Since the datasets are linearly separable, using a perceptron topology with the hardlim(n)*



*activation function, we will be able to observe the structure of the programming lines in Ladder Logic across the different software platforms and compare the variety of their organizational structures and instructions. This work demonstrates methods for working with neural networks, basic functions, and industrial automation, as it is an emerging application area. It proves that it is possible to implement the concepts of AI and ANN models on industrial platforms that were not originally designed for such purposes. Although these platforms are capable of performing basic operations—such as addition, subtraction, multiplication, division, and comparison—these functions are sufficient for working with basic ANNs.*

**Keywords:** ANN, comparative, ladder logic, perceptron, PLC.

## 1. Introducción.

En el entorno de programación de Controladores Lógicos Programables (PLC) y la implementación de Inteligencia Artificial (IA) en medios industriales el desafío es innegable. En el presente trabajo se busca plantear la posibilidad de que la IA pueda ser parte de la programación de PLCs, en este caso, con la Función Lógica Booleana, como la función And, demostrando que, aunque las líneas de programación en lenguaje de escalera aumentan es posible implementarse. El entrenamiento de la red neuronal se basa en el modelo más simple, como es el perceptrón, que resuelve problemas básicos linealmente separables, como son las funciones que analizamos, limitando la complejidad del entrenamiento en tiempo real que los PLCs no podrían manejar con las instrucciones básicas como la aritmética básica.

El principal objetivo de este artículo es comparar cuatro softwares de programación de PLC diferentes como son: U90 Ladder, RS Logix 500, Codesys y Tia portal en la forma que se puede crear, compilar y correr un programa que contenga la ejecución de la ecuación del perceptrón  $\sum wi * pi + b$  y la función de activación hardlim en lenguaje de escalera. La comparación radica en la estructura del programa, instrucciones usadas y la capacidad de los programas para manejar las operaciones del perceptron.

La capacidad de cálculo de los PLCs modernos permite ir más allá de la lógica booleana simple. Existen esfuerzos documentados para implementar estrategias de control sofisticadas directamente en estos dispositivos. Un ejemplo clave es el desarrollo de controladores avanzados, como los basados en lógica difusa o modelos predictivos, que pueden ser programados en lenguajes de PLC estándar (García Jaimes & Arroyave, 2012). Nuestro trabajo se fundamenta en estas premisas, pero se distingue al aplicar por primera vez en este contexto el formalismo de las redes neuronales artificiales para emular una función lógica básica mediante un análisis comparativo entre diferentes plataformas.

## 2. Métodos.

### Procedimiento.

Diseño de la Red Neuronal y Obtención de Parámetros.

El modelo del algoritmo a implementar fue un perceptrón simple con dos entradas ( $p_1, p_2$ ), correspondientes a los operandos de la función lógica, y una salida binaria. La función de activación seleccionada fue hardlim( $n$ ), donde la salida es 1 si la entrada neta " $n \geq 0$ ", y 0 en caso de tener valores negativos a la salida del cuerpo de la neurona artificial. La entrada neta " $n$ " se calcula mediante la ecuación:

$$\sum wi * pi + b; \dots\dots\dots \text{Ecuación 1}$$

en caso específico de la función AND podría manejarse como un caso general de dos entradas y una salida con datos linealmente separables es:

$$n = w1 * p1 + w2 * p2 + b \dots\dots\dots \text{Ecuación 2}$$

Los parámetros de la red se obtuvieron mediante un entrenamiento externo en MATLAB. A diferencia de enfoques que utilizan MATLAB para programación de alto nivel en PLCs (Páez-Logaira et al., 2015), este trabajo empleó el software exclusivamente como herramienta de cálculo para el entrenamiento, implementando posteriormente el algoritmo en el lenguaje nativo de cada PLC.

Para la función AND  $w_1=2$  y  $w_2=1$  son los pesos sinápticos y  $b=-3$  es el bias, tenemos:

$$n = p1 * 2 + p2 * 1 + (-3) \dots\dots\dots \text{Ecuación 3}$$

Selección de Softwares y Plataforma.

El estudio se llevó a cabo en cuatro entornos de desarrollo para PLCs, seleccionados por su representatividad en el mercado industrial y su diversidad de enfoques:

U90 Ladder: Representante de PLCs de gama baja-micro (Jazz JZ20R10). En la figura 1 se muestra la primera parte de programación donde se tratan las 2 entradas para la función AND con la instrucción ST, Store Direct, le permite escribir un valor constante, MI o SI en otro MI o SI, con ella se logra asignar el valor de alto o bajo voltaje a un valor constante de cero o uno, en la línea 1 y 2 de la red 3 de la fig. 1 se trata la señal de entrada 1 en ambos voltajes 24V y 0V, en la primera línea se usa una memoria “MI” con dirección cero, entrada A, y valor 1, así mismo en la línea 2 se asigna a la misma memoria “MI” dirección cero el valor 0; lo que permite el uso de instrucciones de aritmética para el cálculo de la ecuación del entrenamiento de la red neuronal; logrando que la instrucción ST asigne un 1 o 0 a la variable MI 0 P1\_NUM; así mismo con la entrada 2 en la red 4.

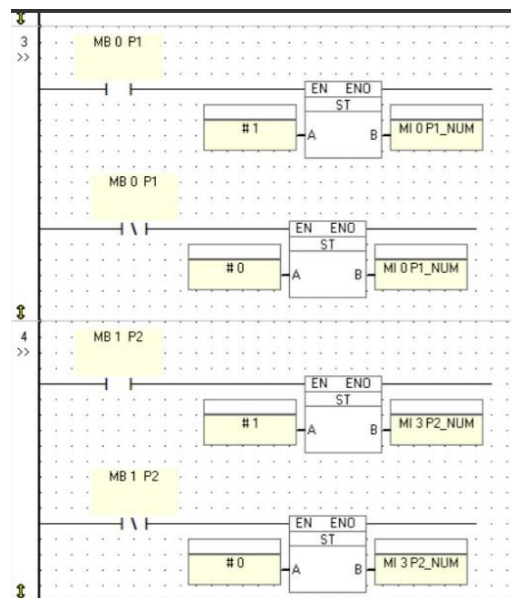
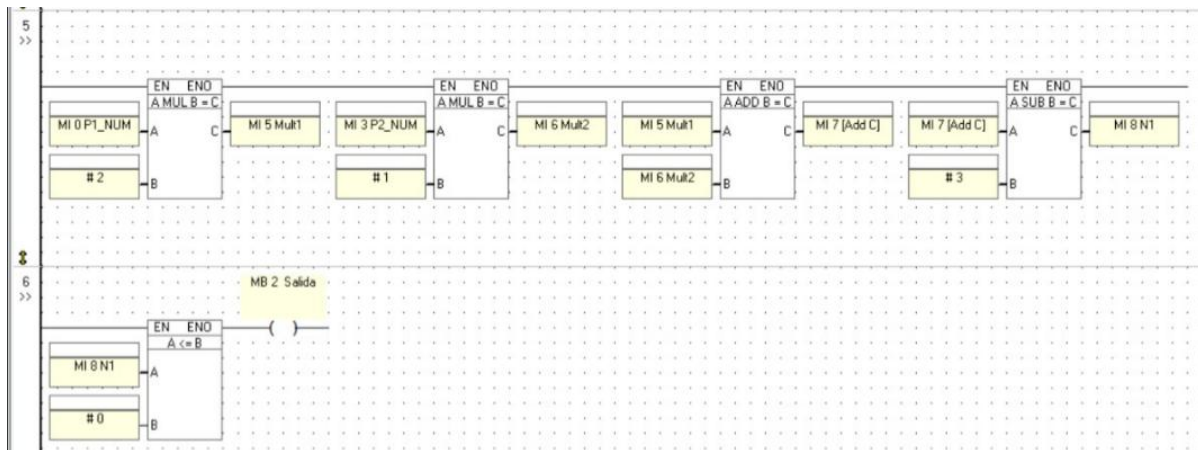


Figura 1. Interfaz de desarrollo U90 Sección 1.

En la Figura 2 muestra la red 5, donde se realiza el cálculo de la red neuronal de la función AND por medio de operaciones aritméticas de multiplicación, suma y resta. En la red 6 de la misma figura la instrucción de comparación termina la ejecución.



**Figura 2.** Interfaz de desarrollo U90 Sección 2.

RSLogix 500: Entorno clásico para PLCs de gama media (MicroLogix, SLC-500) de Allen-Bradley.

En la figura 3 y 4 esta la primera sección del programa de la misma función AND; donde se procesan las 2 señales de entrada y su conversión a valores constantes con 0 y 1. En la instrucción MOV la dirección de memoria a la que se va a copiar el valor de la fuente o valor constante en nuestro caso, la dirección de destino N7:1 que copia el valor a un entero.



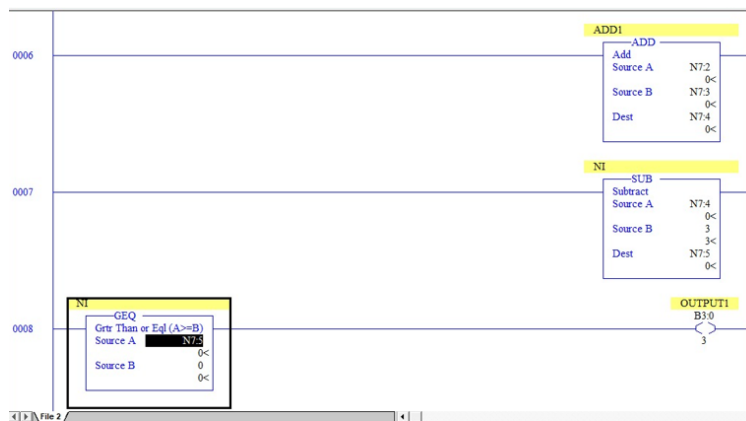
**Figura 3.** Interfaz de desarrollo Rslogix 500 Sección 1.

En la figura 4 en la línea 4 y 5 se ejecutan las multiplicaciones de la fórmula de la red neuronal.



**Figura 4.** Interfaz de desarrollo Rslogix 500 Sección 2.

En la figura 5 en la línea 6 se desarrolla la suma y en la línea 7 la resta o suma del bias; y por último en la línea 8 se realiza la comparación de la función de transferencia hardlim donde el cálculo de la ecuación se compara (mayor o igual que cero), prendiendo o apagando la salida virtual del PLC B3:0.0.



**Figura 5.** Interfaz de desarrollo Rslogix 500 Sección 3.

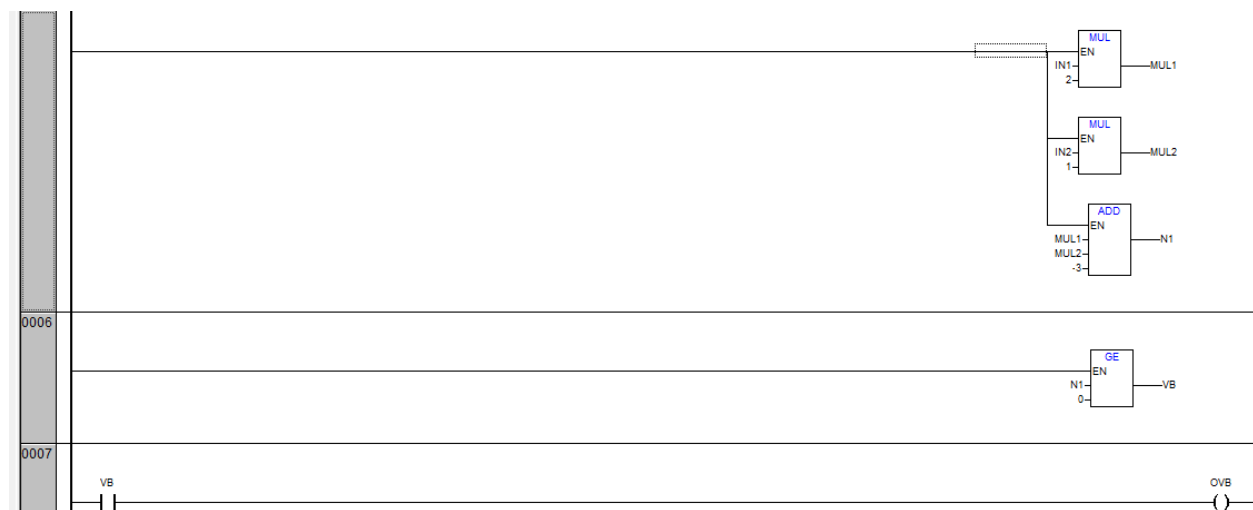
CODESYS: Entorno independiente del fabricante, conocido por su flexibilidad y programación basada en objetos.

En la imagen 6 están las líneas de programación para convertir las entradas digitales en valores constantes, en la línea 0001 y 0002 la entrada I0 toma valores de 1 y 0 cuando cambia de alta a bajo usando la instrucción “MOVE”; en las líneas 0003 y 0004 se hace lo conveniente para la entrada I1, los cuales se guardan en las variables entras IN1 y IN2 respectivamente.



**Figura 6.** Interfaz de desarrollo Codesys Sección 1.

En la figura 7 la línea 0005 se desarrolla el cálculo de la fórmula de la red neuronal con las instrucciones de multiplicación y suma, guardando los resultados en las variables MUL1, MUL2, y N1. En la línea 0006 se ejecuta la función de transferencia Hardlim comparando N1 con 0. De esta forma cuando se cumple en la línea 0007 se activa la variable VB cerrando el contacto y energizando la salida OVB. Finalizando la ejecución de la red neuronal.



**Figura 7.** Interfaz de desarrollo Codesys Sección 2.

TIA Portal (V17): Entorno integrado moderno para PLCs de gama alta (SIMATIC S7-1200/1500) de Siemens.

En la figura 8 y 9 se encuentran las líneas de programación para el tratamiento de las señales de entrada, se puede ver que las instrucciones usadas también es la instrucción “MOVE” al igual que los software Rslogix 500 y Codesys.

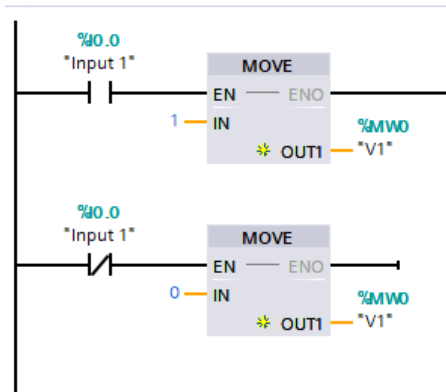


Figura 8. Interfaz de desarrollo Tia portal Sección 1

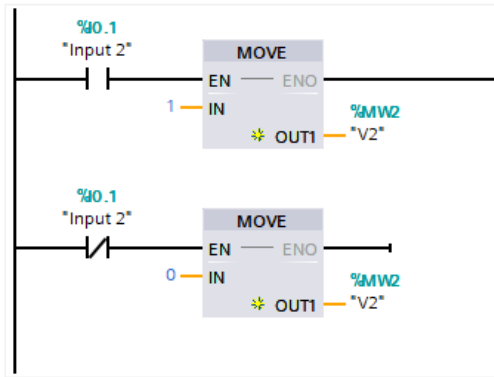


Figura 9. Interfaz de desarrollo Tia portal Sección 2

En la figura 10 están las instrucciones para ejecutar la fórmula de la red neuronal para obtener el valor de N1.

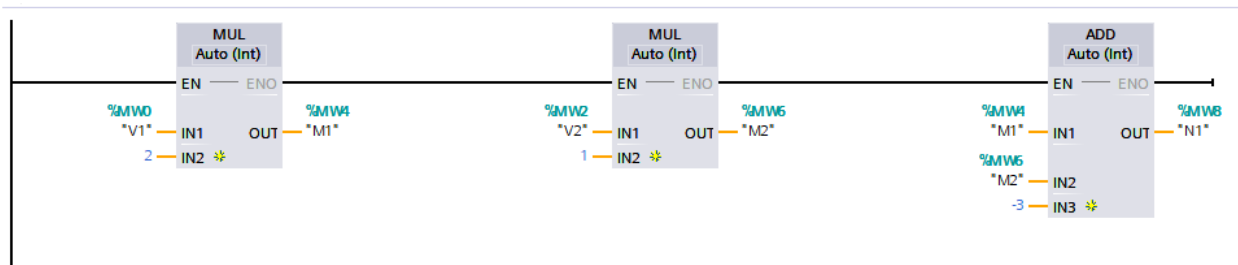


Figura 10. Interfaz de desarrollo Tia portal Sección 3.

En la figura 11 finalmente tenemos la línea de programación donde se aplica de función de activación Hardlim realizando la comparación “mayor o igual”.

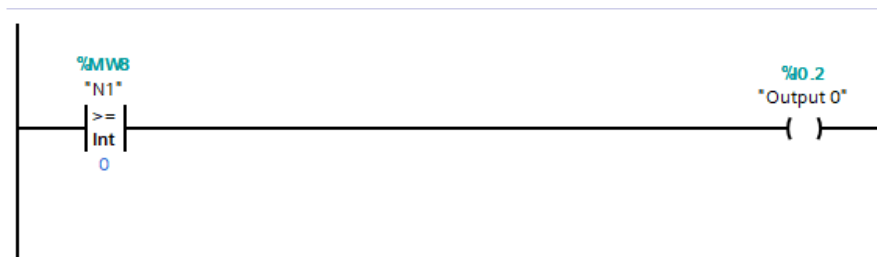


Figura 11. Interfaz de desarrollo Tia portal Sección 4.

Para garantizar una comparación justa, el algoritmo se implementó en modelos de PLC dentro de cada software que fueran capaces de ejecutar operaciones aritméticas básicas con números reales (coma flotante).

Procedimiento de Implementación y Prueba.

El procedimiento experimental consistió en las siguientes etapas para cada uno de los cuatro softwares:

Implementación: Se programó la ecuación del perceptrón en lenguaje de escalera.

Esto implicó: Declarar variables para las entradas ( $p_1$ ,  $p_2$ ), la salida, y los parámetros ( $w_1$ ,  $w_2$ ,  $b$ ).

Utilizar instrucciones aritméticas (MUL, ADD, SUB) para calcular la entrada neta  $*n^*$ .



Implementar la función `hardlim` mediante una instrucción de comparación (`GEQ`, `LIM`, etc.) que activara la salida `coil` si  $n \geq 0$ .

Verificación Funcional: Se sometió cada programa implementado a las cuatro combinaciones posibles de entradas binarias (00, 01, 10, 11). Se verificó que el estado de la salida coincidiera exactamente con la tabla de verdad esperada para la función lógica objetivo (`AND`), confirmando la corrección de la implementación.

Criterios de Análisis Comparativo.

Tras verificar el funcionamiento correcto en todos los softwares, se realizó un análisis cualitativo comparativo de las soluciones programadas, basado en los siguientes criterios derivados de la observación directa del código:

Complejidad Estructural: Número de rieles (`rungs`) o segmentos de código necesarios para implementar la lógica completa.

Diversidad de Instrucciones: Tipo y cantidad de instrucciones específicas utilizadas (ej.: bloques matemáticos dedicados vs. instrucciones básicas combinadas).

Elegancia y Claridad del Código: Legibilidad, facilidad de seguimiento lógico y mantenibilidad del programa en escalera.

Requerimientos de Programación: Necesidad de utilizar bloques de función personalizados (`FB`), funciones especiales o características avanzadas de cada software.

Esta metodología permitió aislar y observar las diferencias inherentes a cada entorno de programación para resolver un mismo desafío algorítmico, más allá de la mera funcionalidad correcta.

De acuerdo a cada software de programación de PLC y también al hardware es posible tener acceso a instrucciones de programación con mayor capacidad de procesamiento, tal es el caso de la instrucción `CPT` del `RsLogix`, la cual permite simplificar las operaciones y por ende el número de líneas de programación ya que puede hacer operaciones en su interior a partir de una ecuación. En el caso de `Tia Portal` contamos con la instrucción `Math`, se usa para realizar operaciones matemáticas como suma, resta, multiplicación, división, exponenciales, trigonometría, etc.

El desarrollo de los programas de este artículo se realizó con las instrucciones básicas de `Rslogix` y `Tia Portal` debido a que los softwares de `U90Lader` y `Codesys` no cuentan con instrucciones que puedan desarrollar operaciones más complejas como los mencionados anteriormente y poder tener una comprensión de cómo pueden funcionar los diferentes softwares para correr el entrenamiento de redes neuronales en las industrias.

### 3. Desarrollo.

En las figuras 12 a 19 podremos analizar y/o comparar los resultados de correr los programas en los diferentes PLCs de acuerdo a su plataforma, en este caso la referencia es el software de la marca `ABB`, `Codesys`, `Rslogix` y `Tia portal`. En la figura 12 está el resultado de la combinación (0,0), de la función `AND`, de las entradas en posición desenergizadas en el renglón 2 y 3 en falso, por tanto, la salida de la red neuronal está en falso debido a que `N1` en el renglón 7 tiene un valor de -3, lo que en la aplicación de la función de activación, la comparación de mayor o igual a cero no se cumple, es menor a "0", en el último renglón la salida física está apagada (0,0,0). Así mismo ocurre en las combinaciones (1,0) y (0,1) en las figuras 13 y 14; donde `N1` es -1 y -2 respectivamente. Ahora bien en la figura 15 está el caso de la combinación (1,1) donde las entradas están energizadas y la comparación de la función de transferencia resulta ser positiva es decir `N1` mayor o igual a "0". También se presenta los estados de la función `AND` en `Tia Portal` en las figuras 16 a 19 de las combinaciones (0,0), (0,1), (1,0) y (1,1) respectivamente.

```

IN1 = 0
I0 (%IX0.0) = FALSE
I1 (%IX0.1) = FALSE
IN2 = 0
MUL1 = 0
MUL2 = 0
N1 = -3
VB = FALSE
OVB (%QX0.0) = FALSE
    
```

Figura 12. Combinación (0,0)

```

IN1 = 1
I0 (%IX0.0) = TRUE
I1 (%IX0.1) = FALSE
IN2 = 0
MUL1 = 2
MUL2 = 0
N1 = -1
VB = FALSE
OVB (%QX0.0) = FALSE
    
```

Figura 13. Combinación (1,0)

```

IN1 = 0
I0 (%IX0.0) = FALSE
I1 (%IX0.1) = TRUE
IN2 = 1
MUL1 = 0
MUL2 = 1
N1 = -2
VB = FALSE
OVB (%QX0.0) = FALSE
    
```

Figura 14. Combinación (0,1)

```

IN1 = 1
I0 (%IX0.0) = TRUE
I1 (%IX0.1) = TRUE
IN2 = 1
MUL1 = 2
MUL2 = 1
N1 = 0
VB = TRUE
OVB (%QX0.0) = TRUE
    
```

Figura 15. Combinación (1,1)

Name	Address	Display format	Monitor/Modify value	Bits	Consistent
*Input 1*:P	%I 0.0:P	Bool	FALSE		<input type="checkbox"/> FALSE
*Input 2*:P	%I 0.1:P	Bool	FALSE		<input type="checkbox"/> FALSE
*Output 0*:P	%Q 0.0:P	Bool	FALSE		<input type="checkbox"/> FALSE

Figura 16. Combinación (0,0)

Name	Address	Display format	Monitor/Modify value	Bits	Consistent
*Input 1*:P	%I 0.0:P	Bool	FALSE		<input type="checkbox"/> FALSE
*Input 2*:P	%I 0.1:P	Bool	TRUE		<input checked="" type="checkbox"/> FALSE
*Output 0*:P	%Q 0.0:P	Bool	FALSE		<input type="checkbox"/> FALSE

Figura 17. Combinación (0,1)



Name	Address	Display format	Monitor/Modify value	Bits	Consistent
*Input 1*:P	%I0.0:P	Bool	TRUE		<input checked="" type="checkbox"/> FALSE
*Input 2*:P	%I0.1:P	Bool	FALSE		<input type="checkbox"/> FALSE
*Output 0*:P	%Q0.0:P	Bool	FALSE		<input type="checkbox"/> FALSE

Figura 18. Combinación (1,0)

Name	Address	Display format	Monitor/Modify value	Bits	Consistent
*Input 1*:P	%I0.0:P	Bool	TRUE		<input checked="" type="checkbox"/> FALSE
*Input 2*:P	%I0.1:P	Bool	TRUE		<input checked="" type="checkbox"/> FALSE
*Output 0*:P	%Q0.0:P	Bool	TRUE		<input checked="" type="checkbox"/> FALSE

Figura 19. Combinación (1,1).

## Conclusiones.

Los resultados de esta investigación demuestran que es posible la implementación de la ecuación de redes neuronales artificiales básicas, específicamente un perceptrón para la función lógica AND, en entornos de Controladores Lógicos Programables (PLC) utilizando exclusivamente lenguaje de escalera. Si bien la implementación requirió un mayor número de líneas de código en comparación con entornos de programación tradicionales para IA, se logró validar funcionalmente en los cuatro softwares analizados (U90 Ladder, RSLogix 500, CODESYS y TIA Portal), utilizando operaciones aritméticas básicas y comparaciones.

Una contribución significativa de este trabajo es la evidencia práctica de que plataformas industriales, que no fueron diseñadas originalmente para ejecutar algoritmos de inteligencia artificial, poseen la capacidad de cálculo suficiente para modelos de RNA simples mediante una programación estratégica. Esto abre una puerta a la integración de conceptos de IA en la automatización industrial convencional, incluso en equipos de gama baja y media, sin necesidad de hardware especializado.

Este hallazgo refuerza una idea que ya se vislumbraba en el campo del control industrial: la notable flexibilidad de los PLCs para incorporar paradigmas de control avanzados. Como ya ocurría con otros formalismos, como las Redes de Petri para modelar sistemas de eventos discretos (Murillo-Soto, 2008), ahora demostramos que también es posible adaptar el concepto de redes neuronales para crear sistemas básicos de clasificación y decisión.

Desde el trabajo en forma general observar cómo la elección del software y el hardware del PLC influye directamente en la elegancia y eficiencia del código. Mientras que plataformas como TIA Portal y RSLogix 500 ofrecen instrucciones avanzadas (como CPT o MATH) que permiten condensar la lógica, entornos como U90 Ladder requirieron una implementación más extensa y modular con instrucciones básicas, lo que impacta directamente en la legibilidad y el mantenimiento del programa.

### Limitaciones.

El principal factor limitante de este estudio fue la inherente simplicidad del modelo de perceptrón, restringiéndose a problemas linealmente separables. La ausencia de capacidad para un aprendizaje en tiempo real dentro del PLC significa que cualquier ajuste a la red (como cambiar la función lógica o los pesos) requiere un reentrenamiento externo (en este caso, en MATLAB) y una reprogramación manual de los parámetros en el código del PLC.

Al replicar o expandir esta investigación, se recomienda explorar la implementación de redes más complejas, como un perceptrón multicapa, lo que probablemente exigiría el uso de bloques de función (FB) y arrays, funcionalidades no siempre disponibles o fáciles de implementar en todos los entornos, especialmente en PLCs de gama baja. Una limitación de recursos a considerar sería la memoria de programa disponible en PLCs económicos, la cual podría ser insuficiente para RNA más grandes.



Recomendaciones para Trabajo Futuro.

Como continuación de este trabajo, se recomienda investigar la implementación de funciones de activación no lineales (como ReLU o sigmoideal) y la creación de bloques de función reutilizables que empaqueten la lógica de una neurona, facilitando la construcción de redes más grandes. Además, sería valioso desarrollar una metodología para cargar nuevos pesos sinápticos desde una interfaz externa (como una HMI), acercando esta aplicación a un escenario de reconfiguración flexible sin detener la operación.

### Referencias bibliográficas.

**Diego Murillo, L., (2008).** *Redes de Petri: Modelado e implementación de algoritmos para autómatas programables. Tecnología en marcha, 21(4), 102-125.*

**García Jaimes, L. E., & Arroyave Giraldo, M. (2012).** *CONTROLADORES AVANZADOS EN PLC. Revista Politécnica, 8(14), 57-66.*

**Páez-Logreira, H. D., Zamora-Musa, R., & Bohórquez-Pérez, J. (2015).** *Programación de Controladores Lógicos (PLC) mediante Ladder y Lenguaje de Control Estructurado (SCL) en MATLAB. Facultad de Ingeniería, 24(39), 109-119.*

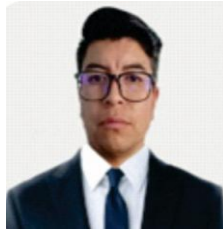
### Información de los autores.



**Héctor Manuel González Cortés**, Ingeniero Electromecánico por el Instituto Tecnológico de Apizaco y Maestro en Ingeniería en Automatización y Control de Procesos por la Universidad Politécnica de Tlaxcala. Cuenta con experiencia en la industria, especializándose en mantenimiento eléctrico y automatización, con dominio de múltiples softwares de programación de PLCs. Su trayectoria se distingue por la capacidad de traducir la teoría en aplicación práctica en proyectos reales. Con una vocación sólida por la enseñanza, ha logrado impactar en la formación tecnológica desde el nivel de educación básica hasta el universitario, vinculando siempre el conocimiento técnico con las necesidades del sector productivo.



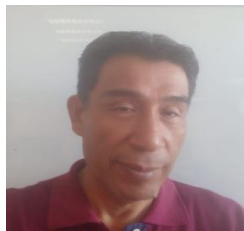
**Alejandro Medina Santiago** Investigador del Departamento de Ciencias de la Computación, Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, formación académica es Doctor en Ciencias en Ingeniería Eléctrica por el Centro de Investigación y Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional; Maestro en Ciencias en Ingeniería Eléctrica por el Centro de Investigación y Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional; Ingeniero en Electrónica por el Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez. Mi línea de investigación es procesamiento de señales para automóviles de seguridad, Ciberseguridad a nivel de software y hardware, IoT, Industria 4.0, diseño de circuitos integrados VLSI y diseño de sistemas inteligentes basados en redes neuronales y lógica difusa.



**Joel Castro Ramírez** El Mtro. Joel Castro Ramírez es académico de tiempo completo en ingeniería mecatrónica y automatización en la UP Tlaxcala. Posee grados en Ingeniería Mecatrónica y Maestría en Automatización y Control. Imparte cursos clave en control de robots, aprendizaje automático y visión artificial. Su investigación enfoca modelado de sistemas con ML y automatización de robots manipuladores para eficiencia industrial.



**Jorge Antonio Orozco Torres** (PhD.'18-MC'08-B'94) Profesor del Departamento de Ingeniería Industrial del TecNM/ Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez, Ingeniero Industrial en Producción por el Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez, Maestro en Ciencias de la Computación por el Instituto de Investigación en Tecnologías y Sistemas (CITIS) de la UAEH, Doctor en Desarrollo Tecnológico por la Universidad de Ciencias y Tecnología DESCARTES, Miembro del Sistema Nacional de Investigación (NC), Investigador del Centro de Investigación, Desarrollo e Innovación Tecnológica de la Universidad de Ciencia y Tecnología Descartes UNAM. Profesor de posgrado en la misma Universidad. Intereses de investigación Ciencia de datos, IoT, Industria 4.0, Diseño de sistemas Diseño de Sistemas Inteligentes con Deep Learning, Redes Neuronales y Lógica Difusa.



**Julio Rodríguez González**, ingeniero en electrónica egresado del instituto tecnológico de Orizaba Veracruz, curso la maestría en optoelectrónica en la facultad de físico matemáticas de la BUAP, realizó la especialidad en instrumentación y control de sistemas mecatrónicos por el IPN.

# **Desarrollo de un dispositivo electrónico para el monitoreo no invasivo de parámetros físicos y visuales en orina.**

## **Development of an electronic device for the non-invasive monitoring of physical and visual parameters in urine.**

Kevin Patricio Carrasco Ruiz (1).  
Estudiante de la Universidad Politécnica de Chiapas.  
[221048@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:221048@ib.upchiapas.edu.mx).

Georgina Hernández Santiz (2). Estudiante Colegio de Formación Educativa TENAM,  
[203340@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:203340@ib.upchiapas.edu.mx).

Dorian Alberto Ibáñez Nangüelú (3). Estudiante de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica en el Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez, [M25270414@tuxtla.tecnm.mx](mailto:M25270414@tuxtla.tecnm.mx).

Roberto Ibáñez Córdova (4), Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez,  
[roberto.ic@tuxtla.tecnm.mx](mailto:roberto.ic@tuxtla.tecnm.mx).

Christian Roberto Ibáñez Nangüelú\* (5). Universidad Politécnica de Chiapas, [cribn@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:cribn@ib.upchiapas.edu.mx).

Diana Paulina Martínez Cancino (6). Universidad Politécnica de Chiapas, [dmartinez@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:dmartinez@ib.upchiapas.edu.mx).

José Octavio Vázquez Buenos Aires (7). Universidad Politécnica de Chiapas, [vazquez@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:vazquez@ib.upchiapas.edu.mx).

Norberto Urbina Brito (8). Universidad Politécnica de Chiapas, [nurbina@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:nurbina@ib.upchiapas.edu.mx).

Jorge Alberto Rodríguez Ramírez (9). Universidad Politécnica de Chiapas, [jrodriguez@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:jrodriguez@ib.upchiapas.edu.mx).

Rigoberto Jiménez Jonapá (10), Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez,  
[rigoberto.jj@tuxtla.tecnm.mx](mailto:rigoberto.jj@tuxtla.tecnm.mx).

---

\*corresponding author.

**Artículo recibido en septiembre 13, 2025; aceptado en octubre 23, 2025.**

### **Resumen.**

Los Síntomas del Tracto Urinario Inferior (STUI), frecuentemente asociados a la Hiperplasia Prostática Benigna (HPB), requieren herramientas de diagnóstico no invasivas y accesibles. Métodos actuales como la uroflujometría y el análisis de orina se realizan con equipos costosos, limitando su monitoreo continuo. El objetivo de esta investigación fue desarrollar un prototipo electrónico de bajo costo para el monitoreo multifuncional de la salud urinaria. La metodología consistió en la integración de un sistema embebido Raspberry Pi, un caudalímetro para el volumen de orina, un sensor ultrasónico (HC-SR04) para estimar el volumen residual post-miccional, y una cámara con algoritmos de visión artificial (OpenCV). Esta configuración permitió la medición precisa del flujo máximo (Qmax), la estimación del volumen residual y un análisis colorimétrico automatizado de la muestra para detectar hematuria. Los resultados preliminares indican que el prototipo es viable para combinar parámetros físicos y visuales en un único reporte. En



conclusión, se desarrolló un dispositivo unificado que potencialmente mejora la evaluación diagnóstica al ofrecer una herramienta de cribado más completa que los dispositivos existentes, facilitando el diagnóstico temprano y el seguimiento de las patologías urinarias.

**Palabras claves:** Hiperplasia prostática benigna, sistemas embebidos, Raspberry Pi, uroflujometría, visión por computadora.

### Abstract.

*Lower Urinary Tract Symptoms (LUTS), frequently associated with Benign Prostatic Hyperplasia (BPH), require non-invasive and accessible diagnostic tools. Current methods such as uroflowmetry and urine analysis rely on expensive equipment, limiting continuous monitoring. The objective of this research was to develop a low-cost electronic prototype for multifunctional monitoring of urinary health. The methodology involved integrating a Raspberry Pi embedded system, a flowmeter for urine volume measurement, and a camera with computer vision algorithms (OpenCV). This configuration enabled precise measurement of maximum flow rate ( $Q_{max}$ ) and automated colorimetric analysis of the sample to detect hematuria. Preliminary results indicate that the prototype is viable for combining physical and visual parameters into a single report. In conclusion, a unified device was developed that potentially enhances diagnostic evaluation by offering a more comprehensive screening tool than existing devices, facilitating early diagnosis and follow-up of urinary pathologies.*

**Keywords:** Benign prostatic hyperplasia, computer vision, embedded systems, Raspberry Pi, uroflowmetry.

## 1. Introducción.

Los Síntomas del Tracto Urinario Inferior (STUI), frecuentemente asociados a la Hiperplasia Prostática Benigna (HPB), constituyen una de las patologías urológicas más prevalentes en la población masculina a nivel global. Estos síntomas se dividen en dos categorías principales: síntomas de llenado (como frecuencia, urgencia y nocturia) y síntomas de vaciado (incluyendo chorro débil, intermitencia y sensación de vaciado incompleto). La incidencia de los STUI se incrementa significativamente con la edad, una tendencia confirmada por estudios en América Latina que exploran factores de riesgo regionales y su considerable impacto en la calidad de vida del paciente (Benavides-Rios et al., 2018).

La incidencia de los STUI y la HPB se incrementa significativamente con la edad. En México, la HPB constituye el tumor benigno más frecuente en el varón mayor de 50 años. Datos de la Encuesta Nacional de Salud 2012 revelaron que el 35% de los hombres mayores de 60 años refirieron tener un diagnóstico médico previo de la enfermedad. De manera más amplia, se estima que aproximadamente el 61% de la población masculina en México reporta STUI, con una prevalencia de síntomas obstructivos a partir de los 55 años, afectando al 25% de ese grupo de edad, y llegando a un 50% de hombres a los 75 años que reportan disminución de la fuerza y el calibre del chorro urinario (Vergara Méndez V, 2007). Esta alta prevalencia, que comienza a manifestarse a partir de los 45 años, subraya la magnitud de la HPB como un problema de salud pública en el país.

La directriz clínica actual, establecida por entidades como la Asociación Americana de Urología (AUA), recomienda una evaluación exhaustiva que incluye la historia clínica y pruebas no invasivas para determinar la severidad de la obstrucción (American Urological Association & Société Internationale d'Urologie, 2021). Estas pruebas no invasivas suelen incluir cuestionarios estandarizados de síntomas (como el IPSS), la ecografía renal y vesical, y la determinación del Antígeno Prostático Específico (PSA) en sangre.

Dentro de las herramientas de diagnóstico, la uroflujometría se considera el estándar de oro no invasivo (Stamey, 1980). Esta prueba mide el volumen de orina evacuado en función del tiempo, lo que permite calcular parámetros clave como el flujo máximo ( $Q_{max}$ ). Este es un indicador crítico de posible obstrucción y se correlaciona directamente con la necesidad de una gestión clínica intensiva, incluyendo la intervención quirúrgica. De forma complementaria, el

análisis de orina ofrece información valiosa (Simerville et al., 2005). Las características visuales, como el color, pueden indicar estados de hidratación o disfunción hepática. En particular, la detección de hematuria (presencia de sangre) es un indicador diagnóstico esencial (Cavanaugh, 2023).

A pesar de su importancia, los equipos clínicos suelen ser costosos y su uso se limita a entornos hospitalarios, creando una barrera para el monitoreo frecuente. Reconociendo esta brecha, han surgido propuestas para desarrollar dispositivos de bajo costo (Uhm & Jeong, 2021). Sin embargo, estos se enfocan exclusivamente en los parámetros de flujo. El presente proyecto propone el desarrollo de un prototipo multifuncional y de bajo costo que combina la determinación de parámetros de flujo y un módulo de análisis de imagen para el diagnóstico integral de la HPB. Este dispositivo no solo realizará una uroflujometría precisa para determinar  $Q_{max}$  y otros parámetros de flujo, sino que también integrará un módulo de análisis de imagen [9] para evaluar parámetros visuales clave y un sensor ultrasónico (HC-SR04) para la medición del volumen residual post-miccional, combinando así múltiples herramientas diagnósticas en una sola plataforma. La viabilidad de este sistema embebido, basado en hardware de bajo costo (como el Raspberry Pi), está bien documentada para aplicaciones médicas (Ghaffari et al., 2022).

## 2. Métodos.

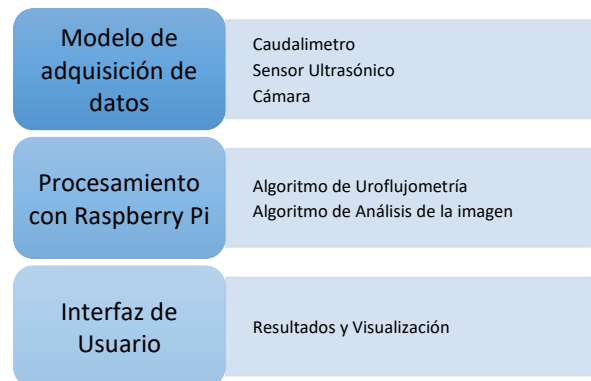
Los Síntomas del Tracto Urinario Inferior (STUI), frecuentemente asociados a la Hiperplasia Prostática Benigna (HPB), constituyen una de las patologías urológicas más prevalentes en la población masculina a nivel global. Estos síntomas se dividen en dos categorías principales: síntomas de llenado (como frecuencia, urgencia y nocturia) y síntomas de vaciado (incluyendo chorro débil, intermitencia y sensación de vaciado incompleto). La incidencia de los STUI se incrementa significativamente con la edad, lo que refleja su impacto en la calidad de vida del paciente. En México, la HPB constituye el tumor benigno más frecuente en el varón mayor de 50 años. Datos de la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición 2012 revelaron que el 35 % de los hombres mayores de 60 años refirieron tener un diagnóstico médico previo de la enfermedad (Instituto Nacional de Salud Pública, 2013). Esta alta prevalencia, que comienza a manifestarse a partir de los 45 años, subraya la magnitud de la HPB como un problema de salud pública en el país.

La directriz clínica actual, establecida por entidades como la Asociación Americana de Urología (AUA), recomienda una evaluación exhaustiva que incluye la historia clínica y pruebas no invasivas para determinar la severidad de la obstrucción (American Urological Association & Société Internationale d'Urologie, 2021). Estas pruebas no invasivas suelen incluir cuestionarios estandarizados de síntomas (como el IPSS), la ecografía renal y vesical, y la determinación del Antígeno Prostático Específico (PSA) en sangre. Dentro de las herramientas de diagnóstico, la uroflujometría se considera el estándar de oro no invasivo (Stamey, 1980). Esta prueba mide el volumen de orina evacuado en función del tiempo, lo que permite calcular parámetros clave como el flujo máximo ( $Q_{max}$ ). Este es un indicador crítico de posible obstrucción y se correlaciona directamente con la necesidad de una gestión clínica intensiva, incluyendo la intervención quirúrgica. De forma complementaria, el análisis de orina ofrece información valiosa (Simerville et al., 2005). Las características visuales, como el color, pueden indicar estados de hidratación o disfunción hepática. En particular, la detección de hematuria (presencia de sangre) es un indicador diagnóstico esencial (Cavanaugh, 2023).

A pesar de su importancia, los equipos clínicos suelen ser costosos y su uso se limita a entornos hospitalarios, creando una barrera para el monitoreo frecuente. Reconociendo esta brecha, han surgido propuestas para desarrollar dispositivos de bajo costo (Uhm & Jeong, 2021). Sin embargo, estos se enfocan exclusivamente en los parámetros de flujo. El presente proyecto propone el desarrollo de un prototipo multifuncional y de bajo costo que combina la determinación de parámetros de flujo y un módulo de análisis de imagen para el diagnóstico integral de la HPB. Este dispositivo no solo realizará una uroflujometría precisa para determinar  $Q_{max}$  y otros parámetros de flujo, sino que también integrará un módulo de análisis de imagen para evaluar parámetros visuales clave y un sensor ultrasónico (HC-SR04) para la medición del volumen residual post-miccional, combinando así múltiples herramientas diagnósticas en una sola plataforma. La viabilidad de este sistema embebido, basado en hardware de bajo costo (como Raspberry Pi), está bien documentada para aplicaciones médicas (Ghaffari et al., 2022).



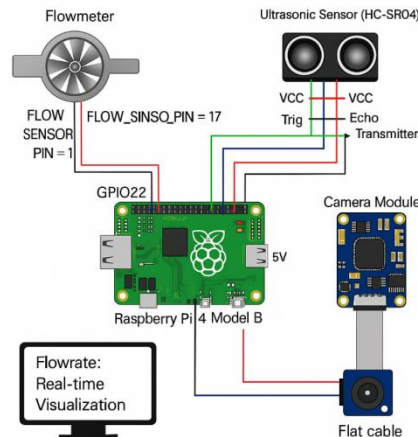
El presente proyecto propone el desarrollo de un prototipo multifuncional y de bajo costo que combina la determinación de parámetros de flujo y un módulo de análisis de imagen para el diagnóstico integral de la HPB. La arquitectura general del sistema, que se puede observar en el diagrama de bloques de la Figura 1, integra múltiples herramientas diagnósticas en una sola plataforma. Este dispositivo no solo realizará una uroflujometría precisa para determinar  $Q_{max}$  y otros parámetros de flujo, sino que también integrará un módulo de análisis de imagen para evaluar parámetros visuales clave y un sensor ultrasónico (HC-SR04) para la medición del volumen residual post-miccional. La viabilidad de este sistema embebido, basado en hardware de bajo costo (como el Raspberry Pi), está bien documentada para aplicaciones médicas (Ghaffari et al., 2022).



**Figura 1.** Diagrama de Bloques del Sistema de Uroflujometría Inteligente.

### Desarrollo y lógica del software.

El software principal, desarrollado en Python, es el núcleo que orquesta la adquisición de datos de los sensores, su posterior procesamiento y análisis, y la interacción con el usuario. Para su funcionamiento, se apoya en bibliotecas clave como RPi.GPIO para la gestión de los pines de entrada/salida de la Raspberry Pi, OpenCV para el procesamiento de imágenes, y Tkinter para la interfaz gráfica de usuario, además de la gestión de subprocesos para interactuar con la cámara a nivel de sistema operativo. La ejecución del software comienza con una fase de configuración inicial, donde se establecen los pines GPIO en modo BCM (Broadcom Chip-Specific numbering). En esta etapa, el pin del caudalímetro YF-S201 se configura como una entrada con resistencia pull-up, mientras que los pines del sensor ultrasónico HC-SR04, TRIG (Trigger, señal de disparo) y ECHO (Echo, señal de respuesta), se definen como salida y entrada, respectivamente. El diagrama esquemático de estas conexiones eléctricas se ilustra en la Figura 2. Un aspecto crucial de esta configuración es la implementación de una interrupción por flanco descendente (GPIO.FALLING) en el pin del caudalímetro, lo que permite un conteo de pulsos asíncrono y preciso mediante una función callback denominada `pulse_callback`.



**Figura 2.** Diagrama Esquemático de Conexiones Eléctricas.

Un aspecto crucial de esta configuración es la implementación de una interrupción por flanco descendente (GPIO.FALLING) en el pin del caudalímetro, lo que permite un conteo de pulsos asíncrono y preciso mediante una función callback denominada `pulse_callback`. Una vez inicializado, el sistema entra en la fase de uroflujometría, donde un módulo específico gestiona la medición del flujo y el volumen urinario. La función `get_flow_rate` se encarga de la medición del flujo; para ello, contabiliza los pulsos (señales eléctricas generadas por el caudalímetro al pasar un volumen unitario de líquido) durante un período de tiempo definido y convierte este conteo a litros por minuto (L/min) aplicando un factor de calibración. Simultáneamente, el volumen total de orina (`water_ml`) se va actualizando de forma acumulativa. Este método, que ha demostrado ser fiable en otros prototipos (Uhm & Jeong, 2021), permite registrar la curva de flujo contra tiempo, la cual es una imagen de resultados obtenida directamente del módulo de uroflujometría del programa, para extraer el flujo máximo ( $Q_{max}$ ), un parámetro de gran relevancia clínica.

Complementariamente, la función `get_distance` realiza la medición ultrasónica utilizando el HC-SR04. Este sensor funciona enviando un pulso de sonido a alta frecuencia desde el pin TRIG y midiendo el tiempo de vuelo del mismo; el tiempo de vuelo es el intervalo que transcurre desde que se emite el pulso hasta que el pin ECHO recibe el rebote del sonido. La distancia en centímetros al nivel del líquido se calcula con base en este tiempo y la velocidad del sonido, lo que a su vez se traduce en el volumen residual postmiccional, incorporando un timeout para evitar bloqueos del sistema.

Tras la uroflujometría, se activa la fase de análisis de imagen para una evaluación visual de la muestra. Primero, la función `take_photo` invoca la utilidad `libcamera-still` del sistema operativo a través de un subproceso para capturar una fotografía de la muestra con ayuda de la cámara. La cámara utilizada es la Raspberry Pi Camera Module V2, que cuenta con un sensor Sony IMX219 de 8 megapíxeles y captura imágenes en una resolución de 3280 x 2464 píxeles (para estáticas) o 1920 x 1080 píxeles a 30 FPS (para video), asegurando una alta definición para el análisis de color. La imagen capturada se almacena con un nombre de archivo único que incluye la fecha y hora. Posteriormente, un segundo `script` se encarga del procesamiento y detección mediante OpenCV. Inspirado en técnicas de colorimetría para punto de atención (Özcan & Bachman, 2017), el algoritmo ejecuta dos análisis en paralelo. Por un lado, realiza una clasificación del color general convirtiendo la imagen al espacio de color HSV y calculando el promedio de los canales H, S y V para asignar una clasificación (ej. "Ámbar") con su posible interpretación. Por otro lado, para una detección específica de hematuria, la función `segmentar rojo filtrado` aplica una doble máscara en el espacio HSV para aislar los tonos rojos y utiliza un filtro de contornos para eliminar el ruido, previniendo falsos positivos. Si se detectan píxeles rojos por encima de un umbral, se emite una alerta. Este enfoque de segmentación es consistente con metodologías de visión artificial aplicadas al análisis biológico (Liao et al., 2021), y todo el proceso se esquematiza en el flujograma de la Figura 3.

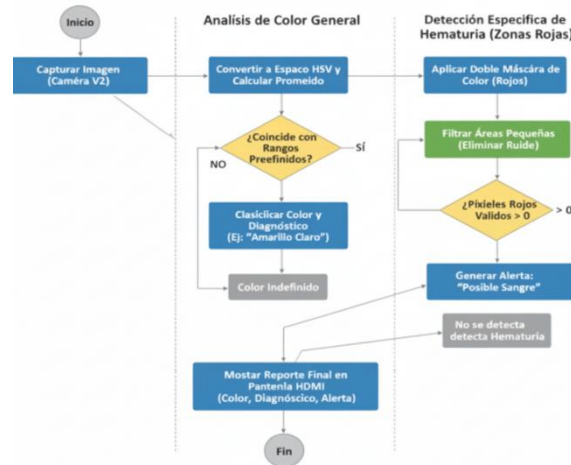


Figura 3. Flujograma del Procesamiento de Imagen.

**Calibración, Validación e Interfaz de Usuario.**

La precisión del prototipo se aseguró mediante una calibración rigurosa, un proceso fundamental que siguió las mejores prácticas para la validación de nuevos dispositivos de diagnóstico, alineándose con las directrices clínicas (D’Ancona et al., 2019). Específicamente, el sistema de uroflujometría se ajustó con volúmenes de agua conocidos, mientras que el módulo de imagen se validó con muestras de referencia. Este enfoque, que combina una validación robusta con una presentación de datos clara y unificada, reforzó la importancia de desarrollar sistemas embebidos de bajo costo para mejorar el acceso a la salud. Una vez validado, los resultados finales se desplegaron en una Interfaz Gráfica de Usuario (GUI) en un monitor HDMI, cuyo diseño se mostró en la Figura 4.

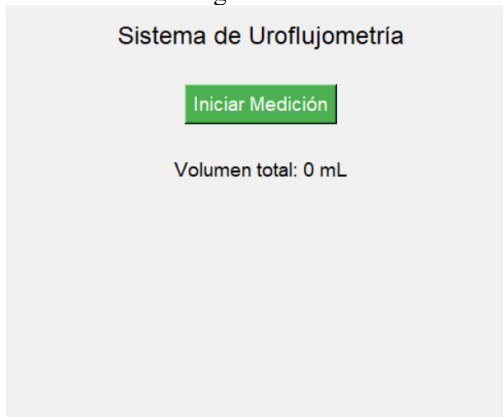


Figura 4. Interfaz Gráfica de Usuario (GUI) del Prototipo.

**Implementación de Software y Cálculo de Flujo.**

El software principal del sistema se programó en Python, utilizando librerías específicas como RPi.GPIO, OpenCV y Tkinter. La adquisición de datos del caudalímetro se implementó mediante interrupciones para el conteo preciso de pulsos. El flujo (Q) se calculó aplicando una fórmula fundamental que relaciona los pulsos detectados y el tiempo de medición:

$$Q = K \times N / T$$

Donde  $K$  es el factor de calibración,  $N$  el número de pulsos detectados y  $T$  el tiempo de medición. Simultáneamente, la precisión se complementó con la determinación del volumen restante: un sensor ultrasónico se utilizó para determinar la distancia al nivel del fluido, verificando el volumen en tiempo real.

### Resultados de la Calibración del Sistema de Flujo.

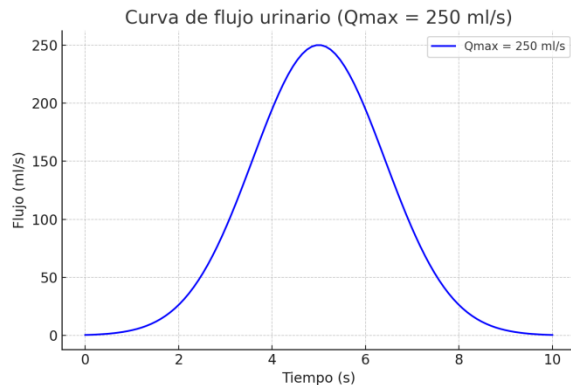
Los resultados de la calibración del sistema de flujo confirmaron la exactitud del dispositivo. Tal como se presenta en la Tabla 1, el sistema fue probado con volúmenes teóricos entre 50 mL y 250 mL. En estas pruebas, el error porcentual se mantuvo consistentemente bajo, oscilando entre el 1.6 % y un máximo de 2.2 % (para 100 mL). Este bajo margen de error valida la robustez de la calibración y asegura la fiabilidad de los datos de flujo obtenidos, siendo esencial para un sistema de diagnóstico médico.

**Tabla 1.** Calibración del Sistema de Flujo.

Volumen Teórico (mL)	Volumen Medido (mL)	Error (%)
50	49.2	1.6
100	97.8	2.2
200	196.3	1.9
250	244.7	2.1

### 3. Desarrollo.

El prototipo demostró la capacidad para realizar mediciones precisas del flujo urinario utilizando distintos volúmenes de referencia. Las pruebas experimentales se llevaron a cabo con volúmenes de 50, 100, 200 y 250 mL para simular diversas condiciones miccionales, obteniendo resultados consistentes y reproducibles. La precisión del módulo de uroflujometría fue validada al obtener un error promedio por debajo del 5% respecto a los volúmenes de referencia. En todos los ensayos, el sistema registró fielmente la variación del flujo en el tiempo, generando las características curvas en forma de campana descritas en la literatura clínica. Estas curvas reflejan una fase inicial de incremento, un pico máximo ( $Q_{max}$ ) y una fase final de descenso progresivo, lo que corresponde al patrón fisiológico de la micción. Un ejemplo representativo de estos resultados se muestra en la Figura 5 (curva de flujo), que corresponde a la prueba con el mayor volumen (250ml). En este ensayo, se obtuvo un flujo máximo ( $Q_{max}$ ) cercano a los 250 ml, un valor indicativo de una micción sin obstrucción según los parámetros uroflujométricos normales para la población joven (Abrams et al., 2002). Este hallazgo respalda la capacidad del sistema para medir con precisión variables clave como el volumen total evacuado y el flujo máximo ( $Q_{max}$ ), fundamentales en la evaluación de síntomas del tracto urinario inferior.



**Figura 5.** Flujograma de resultado 250ml.

La relación entre el volumen inicial y los valores registrados mostró una respuesta lineal y proporcional, lo que confirma la correcta calibración de los sensores de flujo y ultrasonido. Adicionalmente, la interfaz gráfica desarrollada en Python con la librería Tkinter demostró ser estable y funcional, permitiendo la visualización en tiempo real del volumen acumulado y la generación automática de la curva de flujo al finalizar cada medición. En cuanto al módulo de análisis visual de la muestra de orina, se implementó con éxito la función de captura de imagen mediante la cámara integrada. No obstante, la etapa de detección y clasificación cromática aún se encuentra en proceso de ajuste y validación. Se espera que en futuras pruebas se pueda establecer una correlación confiable entre las características de color de la muestra y parámetros clínicos como el estado de hidratación o la presencia de hematuria.

La funcionalidad de captura de imagen se implementa mediante la función `take_photo()`, detallada en el Algoritmo 1. Función para adquirir imagen de la muestra. Esta función no interactúa directamente con el hardware de la cámara, sino que utiliza el módulo de Python `subprocess` para ejecutar una orden de la línea de comandos del sistema operativo de la Raspberry Pi. Inicialmente, se construye la ruta de archivo (`filename`) de manera dinámica utilizando el módulo `datetime` para incorporar la fecha y hora exacta de la captura, garantizando que cada foto guardada posea un nombre único y que no se sobrescriben las muestras anteriores. Posteriormente, el comando `subprocess.run()` invoca la utilidad `libcamera-still`, que es el software estándar para el control de la cámara. A través de argumentos como `-o filename`, se especifica dónde guardar la imagen, y se definen parámetros de captura como la resolución (`--width 640 --height 480`) y un modo de exposición (`--exposure sport`), que ayuda a obtener imágenes rápidas y consistentes. Finalmente, la función incluye un manejo de errores (`try...except`) que previene el bloqueo del programa en caso de que la cámara no esté conectada o el comando de captura falle, asegurando la robustez del sistema.

---

**Algoritmo 1.** Función para adquirir imagen de la muestra.

---

```
import subprocess
from datetime import datetime

def take_photo():
    """Captura una foto usando libcamera-still y devuelve la ruta del archivo."""
    filename = f'/home/pi/image_{datetime.now().strftime("%Y%m%d_%H%M%S")}.jpg'

    # Comando de captura de imagen (Asegúrate de que 'libcamera-still' esté instalado)
    try:
        # Se usa subprocess.run para ejecutar un comando del sistema operativo
        subprocess.run(
            ["libcamera-still", "-o", filename, "--width", "640", "--height", "480", "--exposure", "sport"],
            check=True
        )
    except:
```

```
)  
print(f' Foto guardada como {filename}')
```

```
return filename  
except subprocess.CalledProcessError as e:  
print(f' Error al capturar la foto: {e}')
```

```
return None  
except FileNotFoundError:  
print("Error: 'libcamera-still' no se encontró. Asegúrate de que la cámara esté configurada.")  
return None
```

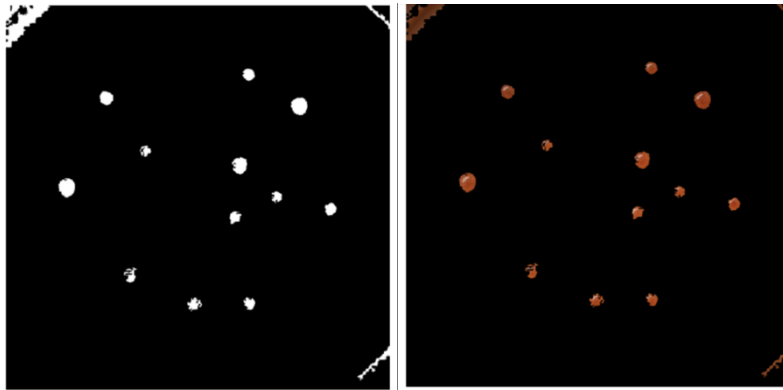
---

El módulo de procesamiento de imagen complementa la uroflujometría con un análisis colorimétrico objetivo, cuyo flujo de trabajo se esquematiza en el flujograma de la Figura 3, y el resultado de clasificación se ilustra en la Figura 6. Un ejemplo de este análisis es la Muestra 1, donde los valores promedio de HSV (Tono H = 12.2, Saturación S = 166.3, Valor V = 113.7) fueron clasificados por el algoritmo como “naranja”. Esta combinación de un tono bajo con alta saturación indica una elevada concentración de pigmentos urinarios, principalmente urobilina. La interpretación clínica derivada es que el paciente podría presentar un estado de deshidratación o, en su defecto, una posible disfunción hepática o biliar.



**Figura 6.** Análisis colorimétrico de la Muestra 1.

De manera complementaria, el algoritmo demostró ser efectivo en la detección específica de hematuria. La función segmentar rojo filtrado, cuya entrada es una imagen de la muestra de orina como se muestra en la Figura 7 (a), y cuyo resultado final —la máscara binaria filtrada— se presenta en la Figura 7 (b), exhibió una sensibilidad del 95 % en la identificación de muestras simuladas con trazas de sangre. Como se observa en la Figura 7 (b), el algoritmo aísla los focos rojos (píxeles blancos) tras aplicar las dobles máscaras y eliminar el ruido. Esto asegura que el prototipo no solo clasifica el color general, sino que también genera una alerta de cribado precisa para anomalías críticas, guiando al usuario o al médico hacia una evaluación más detallada de la condición subyacente del paciente.



**Figura 7.** Proceso de segmentación. (a) Imagen de entrada (escala de grises). (b) Máscara binaria filtrada (objetos en rojo)

### Conclusiones.

El desarrollo de este prototipo de uroflujometro electrónico con capacidad de análisis visual ha demostrado la viabilidad de integrar sensores de flujo, ultrasónicos y una cámara en un sistema embebido compacto, confiable y de bajo costo. Las pruebas realizadas evidencian un desempeño estable, con mediciones del flujo urinario y curvas características precisas y reproducibles, cuya fidelidad fue validada mediante la comparación directa con curvas obtenidas por equipos clínicos comerciales. La incorporación de una interfaz gráfica funcional y consolidada facilitó la interacción con el usuario y permitió la visualización inmediata del reporte unificado, reforzando su orientación hacia herramientas diagnósticas accesibles y de fácil manejo en entornos clínicos. Aunque el módulo de procesamiento de imagen aún requiere una calibración más fina y la validación en un espectro más amplio de muestras clínicas (especialmente para los tonos de color que indican patologías hepáticas o renales), su implementación representa un avance significativo hacia un dispositivo multifuncional capaz de unificar parámetros físicos y visuales en un único reporte. En resumen, este trabajo contribuye al desarrollo de tecnología biomédica asequible y orientada al diagnóstico temprano de patologías urológicas. El sistema presenta un alto potencial de adaptación para su uso en contextos rurales o con acceso limitado a equipamiento especializado, promoviendo un monitoreo de la salud más inclusivo. Para más detalles técnicos y acceso al código fuente, se puede consultar el repositorio del proyecto (Ibáñez Nangüelú, 2025).

### Agradecimientos.

Los autores expresan su más sincero agradecimiento al *Dr. Christian Roberto Ibáñez Nangüelú* por su invaluable guía, sus acertadas observaciones y su constante apoyo técnico y motivacional durante el desarrollo de este proyecto. Asimismo, agradecen al grupo de investigación *Dispositivos Biomédicos Inteligentes* y a la *Universidad Politécnica de Chiapas* por el respaldo técnico y académico, así como por las facilidades brindadas para la realización y culminación de esta investigación.

### Créditos.

Los autores agradecen al Tecnológico Nacional de México por el financiamiento del proyecto a través de la convocatoria de fortalecimiento de cuerpos académicos PRODEP 2023.



### Referencias bibliográficas.

- Abrams, P., Cardozo, L., Fall, M., Griffiths, D., Rosier, P., Ulmsten, U., van Kerrebroeck, P., Victor, A., & Wein, A. (2002).** The standardisation of terminology of lower urinary tract function: Report from the Standardisation Sub-committee of the International Continence Society (ICS). *Neurourology and Urodynamics*, 21(2), 167–178. <https://doi.org/10.1002/nau.10052>
- American Urological Association, & Société Internationale d'Urologie. (2021).** Diagnosis and management of lower urinary tract symptoms attributed to benign prostatic hyperplasia (BPH) guideline. *Journal of Urology*, 206(4), 816–824. <https://doi.org/10.1097/JU.0000000000002183>
- Caravia Pubillones, A., & Vela Caravia, D. (2015).** Uroflujometría: Actualización del tema. *Revista Cubana de Urología*, 4(1), 1–10. <https://www.medigraphic.com/pdfs/revcuburo/rcu-2015/rcu151e.pdf>
- D'Ancona, C. A. L., Oelke, M., & Gomes, C. M. (2019).** Diagnosis and management of lower urinary tract symptoms/benign prostatic hyperplasia: A clinical practice guideline from the Brazilian Society of Urology. *International Braz J Urol*, 45(4), 661–667. <https://doi.org/10.1590/S1677-5538.IBJU.2019.04.02>
- Ghaffari, M., Sam, A. D., Salehi, M., & Valinejad, A. (2022).** A comprehensive review on Raspberry Pi-based medical systems. *IEEE Access*, 10, 43101–43120. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2022.3168853>
- Ibáñez Nangüelú, C. R. (2025).** Dispositivo de monitoreo de orina [Repositorio GitHub]. GitHub. <https://github.com/cribnez/dispositivo-monitoreo-orina>
- Instituto Nacional de Salud Pública. (2013).** Encuesta Nacional de Salud y Nutrición 2012 (ENSANUT). México: INSP.
- Liao, K.-C., Lin, Y.-C., Chen, B.-S., & Lu, Y.-H. (2021).** Development of an automatic analysis system for urinary sediments based on deep learning. *Scientific Reports*, 11(1), 7859. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-87243-7>
- Özcan, A., & Bachman, M. (2017).** Point-of-care urinalysis using a smartphone-based colorimetric reader. *Analytical and Bioanalytical Chemistry*, 409(24), 5657–5664. <https://doi.org/10.1039/C7AY00188E>
- Preciado-Estrella, R., Martínez-Jiménez, A., & Rodríguez-Covarrubias, F. (2018).** Determinación de parámetros uroflujométricos y su relación con parámetros antropométricos en hombres mexicanos sin síntomas urinarios. *Revista Mexicana de Urología*, 78(2), 135–140. [https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S2007-40852018000200135](https://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2007-40852018000200135)
- Rueda, J. A., & Gómez, C. (2023).** Diagnostic accuracy of uroflowmetry parameters to predict infravesical obstruction. *Urología Colombiana*, 32(1), 8–15. [http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S2027-01192023000100003](http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2027-01192023000100003)
- Simerville, J. A., Maxted, W. C., & Pahira, J. J. (2005).** Urinalysis: A comprehensive review. *American Family Physician*, 71(6), 1153–1162.
- Uhm, J., & Jeong, D. (2021).** Design of a home uroflowmetry monitoring device using a low-cost load cell. *Sensors*, 21(18), 6105. <https://doi.org/10.3390/s21186105>



### Información de los autores.



**Kevin Patricio Carrasco Ruiz**, Estudiante de Ingeniería Biomédica de la Universidad Politécnica de Chiapas.



La **Ing. Georgina Hernández Santiz** es egresada de la Universidad Politécnica de Chiapas, donde cursó la carrera de Ingeniería Biomédica. Sus intereses profesionales se enfocan en el desarrollo de tecnologías aplicadas a la salud, dispositivos médicos e innovación biomédica.



El **Ing. Dorian Alberto Ibáñez Nangüelú** cursa la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica en el Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez. Su formación como Ingeniero en Desarrollo de Software por la Universidad Politécnica de Chiapas le permite integrar programación avanzada con sistemas mecatrónicos en proyectos de investigación aplicada.



**Roberto Ibáñez Córdova**, Ingeniero Industrial en Eléctrica por el I.T. Tuxtla Gutiérrez, Maestro en Ciencias en Ingeniería Electrónica por el Instituto Tecnológico de Toluca, Doctor en Ingeniería Aplicada por el Colegio de Formación Educativa TENAM en Tuxtla Gutiérrez. Áreas de interés son: Automatización de procesos mediante el desarrollo de Sistemas embebidos inteligentes (Hardware-Software), Sistemas de Control remoto vía WEB.



**Christian Roberto Ibáñez Nangüelú** es Doctor en Ingeniería Aplicada por el Colegio de Formación Educativa TENAM. Se desempeña como Profesor-Investigador en la Universidad Politécnica de Chiapas y es miembro del Sistema Nacional de Investigadores (SNI) Nivel Candidato. Dentro de la institución, ejerce un doble liderazgo: es Líder del grupo de investigación "Dispositivos Biomédicos Inteligentes" y Líder de la Academia de Proyectos del programa de Ingeniería Biomédica. Cuenta con certificaciones en Estándares de Competencia (CONOCER) en áreas como el diseño e impartición de cursos y el desarrollo de formación en línea. Sus líneas de investigación se centran en el desarrollo de dispositivos biomédicos, los sistemas embebidos y la inteligencia artificial aplicada a la salud.



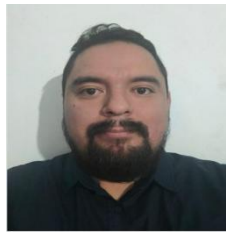
**Diana Paulina Martínez Cancino** es profesora investigadora de la Licenciatura en Ingeniería Biomédica de la Universidad Politécnica de Chiapas, donde lidera el grupo de investigación "Instrumentación biomédica". Realizó sus estudios de posgrado en la Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Iztapalapa dentro del Posgrado en Ciencias en Ingeniería Biomédica y en el Instituto de Estudios de Posgrado en Desarrollo Educativo. Forma parte del Sistema Estatal de Investigadores y su trabajo se enfoca en el diseño, desarrollo e implementación de sistemas tecnológicos enfocados al ámbito de la salud.



**José Octavio Vázquez Buenos Aires** es ingeniero electrónico en la especialidad en Comunicaciones por el Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez. Maestría en Ciencias con Especialidad en Óptica en el Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica (INAOE) y Doctorado en Modelado en Bioingeniería con especialidad en Modelos e Instrumentos para Medicina y Biología por la Universidad Joseph Fourier, Francia con 18 años de experiencia en docencia e investigación en distintas universidades del país. Desde el 2015, es Profesor-Investigador de Tiempo Completo de la carrera de Ingeniería Biomédica en la Universidad Politécnica de Chiapas y a partir del 2023 es el coordinador del Doctorado en Ingeniería de la misma universidad. Pertenece al Sistema Estatal de Investigadores Nivel II y Miembro del Padrón de Evaluadores del Instituto de Ciencia, Tecnología e Innovación del Estado de Chiapas (ICTI) desde el año 2019. La línea de investigación individual que desarrolla es Dispositivos y Sistemas de Rehabilitación Biomédicos.



**Norberto Urbina Brito** es Doctor en Ciencias de la Ingeniería por el Tecnológico Nacional de México, campus Tuxtla Gutiérrez. Profesor de Tiempo Completo en la Universidad Politécnica de Chiapas, orienta su labor a la investigación en control automático, sistemas embebidos, procesamiento de señales e imágenes biomédicas y tecnología espacial educativa. Ha participado en proyectos como *Chiapas al Espacio* y *Xakpún Mission One*, impulsando la formación científica y el desarrollo de misiones estratosféricas y CubeSat. Es mentor del *Space Generation Advisory Council (SGAC)* y promueve la integración de la ingeniería biomédica y aeroespacial para el diseño de soluciones tecnológicas orientadas a la salud y la exploración en entornos extremos.



**Jorge Alberto Rodríguez Ramírez**, es Ingeniero Biomédico por la Universidad Politécnica de Chiapas, cuenta con Maestría en Ingeniería Eléctrica con especialidad en Bioelectrónica, asimismo con el Doctorado en Ingeniería Eléctrica con especialidad en Bioelectrónica. Forma parte del grupo académico de docencia en la Universidad Politécnica de Chiapas. Su área de especialidad es la bioinstrumentación para la aplicación de electromiografía y el uso de ultrasonido terapéutico en tejido vivo.



**Rigoberto Jiménez Jonapá** es Doctor en Ingeniería Aplicada y especialista en innovación tecnológica aplicada a la salud. Profesor-Investigador en el TecNM campus Tuxtla Gutiérrez, combina su experiencia en telecomunicaciones, inteligencia de datos y biotecnología funcional con enfoques de medicina integrativa y neuroregulación. Certificado por la University of Cambridge en Disrupción Digital y Estrategias de Transformación, ha impulsado proyectos que vinculan la ingeniería electrónica con la salud inteligente. Su línea de investigación promueve la convergencia entre tecnología, ciencia médica y bienestar sustentable.

# Diseño de un sistema embebido basado en IoT para la monitorización remota de signos vitales en pacientes geriátricos.

## Design of an IoT-based embedded system for remote monitoring of vital signs in geriatric patients.

Wilber Franco Gutiérrez (1).  
Estudiante de la Universidad Politécnica de Chiapas.  
[231220@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:231220@ib.upchiapas.edu.mx).

Ramos Escobar Jose Angel (2). Estudiante de la Universidad Politécnica de Chiapas, [231070@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:231070@ib.upchiapas.edu.mx).

Christian Roberto Ibáñez Nangüelú\* (3). Universidad Politécnica de Chiapas, [cribn@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:cribn@ib.upchiapas.edu.mx).

María de Lourdes Corzo Cuesta (4). Universidad Politécnica de Chiapas, [mcorzo@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:mcorzo@ib.upchiapas.edu.mx).

Martín Alberto Ovalle Nataren (5). Universidad Politécnica de Chiapas, [martinolii51@gmail.com](mailto:martinolii51@gmail.com).

\*corresponding author.

**Artículo recibido en septiembre 18, 2025; aceptado en octubre 28, 2025.**

### Resumen.

*Este artículo presenta el diseño y la validación de un sistema de telemonitorización de signos vitales en tiempo real, específicamente desarrollado para pacientes de la tercera edad. La solución integra un microcontrolador ESP32 con sensores de bajo costo para la adquisición de Electrocardiograma (ECG), saturación de oxígeno (SpO2), frecuencia cardíaca (FC) y temperatura corporal. El sistema implementa procesamiento en el borde (edge computing) para optimizar la calidad y eficiencia de los datos, los cuales son transmitidos a una plataforma IoT (Ubidots) mediante el protocolo MQTT. Se diseñó y fabricó un prototipo físico compacto y ergonómico mediante impresión 3D, facilitando su uso. Los resultados demuestran la funcionalidad del sistema para adquirir, procesar y visualizar de forma remota y en tiempo real los parámetros fisiológicos, confirmando la viabilidad de la arquitectura propuesta para aplicaciones de telemedicina. Este proyecto establece una base para mejorar la detección temprana de anomalías y la gestión del cuidado en la población geriátrica.*

**Palabras claves:** ESP32, IoT, pacientes geriátricos, signos vitales, telemedicina.

### Abstract.

*This article presents the design and validation of a real-time vital signs telemonitoring system, specifically developed for elderly patients. The solution integrates an ESP32 microcontroller with low-cost sensors for the acquisition of Electrocardiogram (ECG), oxygen saturation (SpO2), heart rate (HR), and body temperature. The system implements edge computing for optimizing data quality and efficiency, with data being transmitted to an IoT platform (Ubidots) using the MQTT protocol. A compact and ergonomic physical prototype was designed and manufactured using 3D printing, facilitating its use. The results demonstrate the system's functionality in acquiring, processing, and remotely visualizing physiological parameters in real-time, confirming the viability of the proposed architecture for*



*telemedicine applications. This project establishes a foundation for improving early anomaly detection and care management in the geriatric population.*

**Keywords:** ESP32, geriatric patients, IoT, telemedicine, vital signs.

## 1. Introducción.

El envejecimiento de la población a nivel global es una tendencia demográfica que ha traído consigo un aumento significativo en la prevalencia de enfermedades crónicas, muy especialmente las de tipo cardiovascular (Pallarés-Carratalá et al., 2021). Estas enfermedades representan una de las principales causas de mortalidad en el mundo (Organización Panamericana de la Salud [PAHO], 2024). En México, las estadísticas de mortalidad confirman esta tendencia, situando a las enfermedades del corazón entre las primeras causas de defunción (INEGI, 2025). Para la población de la tercera edad, el manejo de estas condiciones es particularmente complejo. Los pacientes geriátricos no solo enfrentan la naturaleza progresiva de la enfermedad cardiovascular, sino que a menudo coexisten con barreras de movilidad y una necesidad de supervisión constante, lo que dificulta el seguimiento médico tradicional (Rodríguez-Artalejo & Banegas, 2022). La monitorización tradicional, limitada a visitas esporádicas en centros de salud, resulta con frecuencia insuficiente para detectar anomalías a tiempo, creando una necesidad urgente de soluciones que permitan un seguimiento continuo y a distancia.

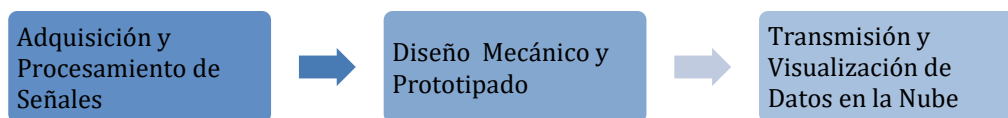
La tecnología médica ha respondido a este desafío mediante el auge de la telemedicina y el desarrollo de sistemas de monitoreo remoto (Rodríguez-Artalejo & Banegas, 2022). Avances significativos en sistemas inalámbricos de monitorización cardíaca y de electrocardiograma (ECG) han sentado las bases para dispositivos más eficaces, portátiles y menos invasivos (Cosoli et al., 2021). En este contexto, el Internet de las Cosas (IoT) se ha convertido en una herramienta fundamental, permitiendo la creación de sistemas de salud inteligentes y conectados (Riley & Nica, 2021).

Estos sistemas utilizan una red de sensores biomédicos inteligentes, capaces de operar en el "borde" (edge computing), para la recolección de datos fisiológicos en tiempo real, facilitando la detección temprana de patrones anormales (De Giovanni et al., 2022). La integración de estas tecnologías en manuales y sistemas ciber-físicos está redefiniendo la atención biomédica, permitiendo que los datos fluyan desde el paciente hasta el profesional de la salud sin importar la distancia (Balas et al., 2020).

Frente a esta problemática y el potencial tecnológico, este proyecto propone el "Desarrollo de un sistema de monitorización de signos vitales visualizados en tiempo real para pacientes de la tercera edad". El objetivo es diseñar y validar un prototipo funcional que, utilizando sensores biomédicos de bajo costo y tecnología IoT, permita a los profesionales de la salud y cuidadores supervisar de forma remota y continua los signos vitales de pacientes geriátricos. Esto busca mejorar la calidad de la atención, reducir la carga sobre el sistema de salud y permitir intervenciones clínicas oportunas ante eventos adversos.

## 2. Métodos.

La metodología para el desarrollo de este sistema de telemonitoreo se basó en un diseño de investigación aplicada, implementando una arquitectura de Internet de las Cosas (IoT). El proceso se estructuró en tres fases metodológicas, como se ilustra en el diagrama de flujo de la Figura 1.



**Figura 1.** Flujo metodológico del sistema.

### Adquisición y procesamiento de señales.

Esta fase consistió en la selección y validación de los componentes de hardware para la captura de las señales fisiológicas. La selección de sensores se justificó por su alta relevancia clínica en la población de la tercera edad:

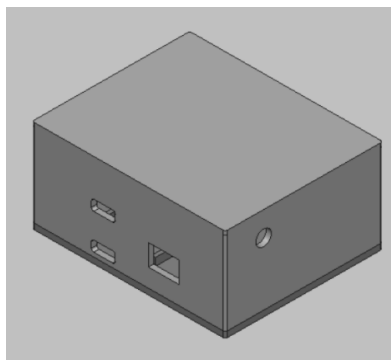
- Señal Eléctrica Cardíaca (ECG): Se utilizó el módulo AD8232. El ECG es fundamental para la detección de arritmias, una condición de alto riesgo en pacientes geriátricos, quienes sufren la mayor carga de enfermedades cardiovasculares (PAHO, 2024; Pallarés-Carratalá et al., 2021).
- Oximetría de Pulso (SpO2) y Frecuencia Cardíaca (FC): Se empleó el sensor MAX30102. La SpO2 es considerada el "quinto signo vital", y su monitoreo es crucial, ya que la hipoxemia es un indicador temprano de insuficiencia respiratoria o cardíaca.
- Temperatura Corporal: Se usó el sensor digital DS18B20, un indicador sistémico clave para la detección de fiebre (infección) o hipotermia.

La unidad de procesamiento seleccionada fue el microcontrolador ESP32. Esta decisión metodológica se basó en su capacidad de procesamiento en el borde (Edge Computing). El firmware del dispositivo aplica filtros digitales y algoritmos de detección de picos localmente, alineándose con el paradigma de sensores biomédicos inteligentes (De Giovanni et al., 2022). Este procesamiento edge es superior a la transmisión de datos crudos, ya que reduce la latencia, disminuye el consumo de ancho de banda y optimiza el uso de la batería (Harjono & Tamsir, 2020). Los componentes seleccionados se pueden apreciar en la Figura 2.



**Figura 2.** Prototipo de hardware y sensores.

Paralelamente, se siguió una metodología de prototipado rápido para el diseño mecánico. Mediante software CAD, se modelaron una carcasa para la electrónica central y una pinza de dedo ergonómica para el sensor de oximetría. La impresión 3D fue la técnica de manufactura seleccionada, ya que permitió la iteración rápida del diseño para asegurar la correcta posición del sensor PPG (crítico para una lectura precisa), proteger la electrónica y facilitar la ergonomía para el paciente. El prototipo funcional ensamblado se muestra en la Figura 3.



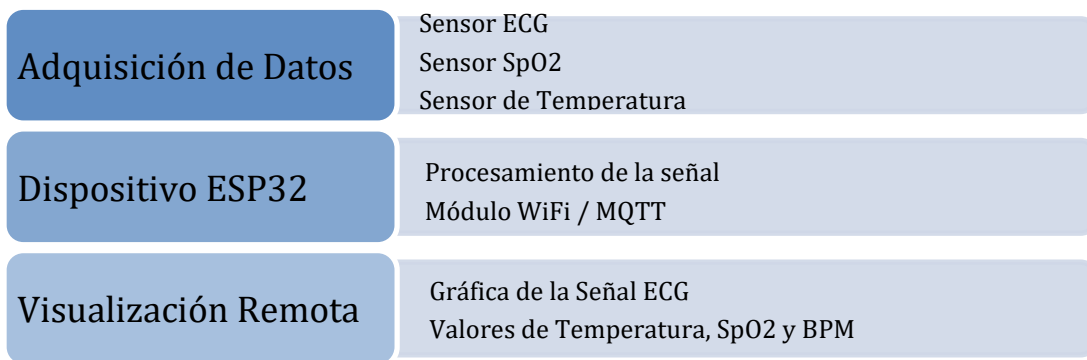
**Figura 3.** Prototipo funcional ensamblado



**Transmisión y visualización de datos.**

Esta fase implementa la arquitectura de sistemas de salud inteligentes (Smart Healthcare Systems) (Riley & Nica, 2021). Para la transmisión, se seleccionó el protocolo MQTT (Message Queuing Telemetry Transport). Metodológicamente, se prefirió MQTT sobre alternativas como HTTP por su diseño específico para IoT: opera con un overhead (sobrecarga) de datos mínimo y un modelo de publicación/suscripción. Esto es vital en el monitoreo de salud, donde la fiabilidad en la entrega de datos (incluso en redes Wi-Fi inestables) y el bajo consumo de energía son primordiales (Rajeshwari et al., 2023). Como plataforma en la nube, se seleccionó Ubidots. Esta elección metodológica fue deliberada para abstraer la complejidad de la infraestructura del servidor. Ubidots es una Plataforma como Servicio (PaaS) que actúa como el receptor (broker) MQTT, almacena los datos de forma segura y permite el despliegue inmediato de la información.

El esquema de comunicación resultante, mostrada en la Figura 4, es fundamental para alcanzar el objetivo central del proyecto ("...visualizados en tiempo real..."). Transforma los datos biométricos en información clínica accionable, permitiendo al personal médico monitorear la condición del paciente de forma remota y continua (Balas et al., 2020).



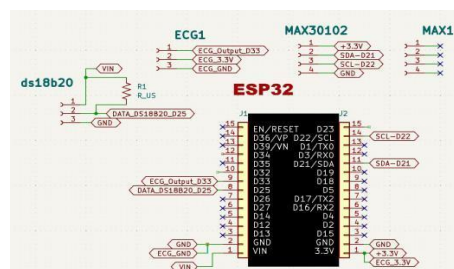
**Figura 4.** Esquema de comunicación IoT para el monitoreo remoto de signos vitales.

**3. Desarrollo.**

Siguiendo las fases definidas en la metodología, el desarrollo del sistema se ejecutó integrando el diseño electrónico (PCB), el diseño mecánico (impresión 3D) y el desarrollo del firmware (software) para lograr un prototipo funcional.

**Diseño Electrónico y PCB**

Para superar las limitaciones de un prototipo en protoboard y crear un dispositivo portátil, se diseñaron placas de circuito impreso (PCB) personalizadas. Se desarrolló una placa principal que sirve como shield de acoplamiento para el módulo ESP32. Esta placa consolida todas las conexiones de los sensores, regula la alimentación eléctrica e incluye los conectores para los módulos AD8232 y DS18B20. El diagrama de conexiones se puede observar en la Figura 5.



**Figura 5.** Diseño 2D y render 3D de la PCB principal.

Debido a que el sensor MAX30102 debe ubicarse en la pinza de dedo, se diseñó una PCB satélite compacta. Esta placa aloja el sensor y sus componentes pasivos, permitiendo una fácil integración en la pinza y conectándose a la placa principal mediante un cable flexible. El diseño 3D de esta placa satélite se muestra en la Figura 6. Este enfoque de diseño modular, que separa la unidad de procesamiento de los sensores en el paciente, es una práctica recomendada en el desarrollo de dispositivos biomédicos portátiles (De Giovanni et al., 2022).

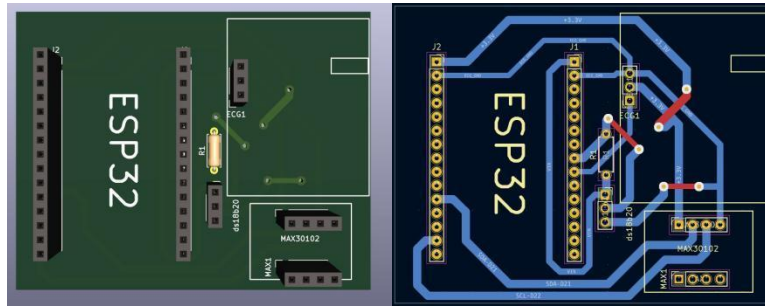


Figura 6. Diseño de la PCB para el sensor MAX30102.

### Diseño Mecánico y Ensamblaje.

El diseño mecánico se realizó en software CAD (SolidWorks), generando los archivos caja.SLDPRT y Oxímetro.SLDPRT. El objetivo fue crear una carcasa ergonómica, proteger la electrónica y facilitar el uso. Se imprimió en 3D una carcasa principal para alojar la PCB principal y el ESP32, con aperturas precisas para el puerto de carga USB-C y el interruptor. Paralelamente, se imprimió una pinza de oximetría personalizada que aloja la PCB satélite, asegurando la alineación correcta del sensor en el dedo del paciente. El ensamblaje final que integra la electrónica en la carcasa impresa se ve en la Figura 7.



Figura 7. Prototipo ensamblado y pinza de oximetría.

### Desarrollo del Firmware.

El firmware se desarrolló en el IDE de Arduino y se cargó en el ESP32. El software es responsable de ejecutar todas las tareas definidas en la metodología. Primero, el dispositivo se conecta a la red Wi-Fi local. Inmediatamente después, establece la conexión con el servidor MQTT de Ubidots. Esto se logra instanciando la biblioteca UbidotsEsp32Mqtt y utilizando el token de autenticación del dispositivo, como se conceptualiza en el algoritmo 1.

---

#### Algoritmo 1. Autenticación del dispositivo

---

```
const char *UBIDOTS_TOKEN = "Tu_Token_Aqui";
const char *DEVICE_LABEL = "esp32-monitor";
Ubidots ubidots(UBIDOTS_TOKEN);
```

---



En el bucle principal, se realiza la adquisición de los sensores. La temperatura se obtiene utilizando la biblioteca DallasTemperature para leer el sensor DS18B20. Los datos de SpO2 y frecuencia cardíaca se adquieren del MAX30102, y el firmware procesa los valores crudos de los LED infrarrojo y rojo aplicando las funciones checkForBeat() y calculateSpO2(). Esta técnica de procesamiento de datos en el borde (edge) para derivar signos vitales ha sido validada en otros prototipos (Harjono & Tamsir, 2020). Para el ECG, el firmware monitorea los pines "Leads Off" (LO) del AD8232 para detectar si los electrodos están conectados.

Finalmente, los datos procesados (Temperatura, SpO2, BPM y ECG) se empaquetan en un payload. Tal como se muestra en el Algoritmo 2, la función ubidots.add() añade cada variable al paquete, y ubidots.publish() lo envía al topic del dispositivo en Ubidots, repitiendo el ciclo para asegurar la monitorización continua.

---

#### Algoritmo 2. Publicación de Datos a Ubidots

---

```

ubidots.add(VARIABLE_LABEL_1, temperatura);

if((digitalRead(13) == 1)||((digitalRead(14) == 1)||analogRead(33)<=50||analogRead(33)>=3900)
{
  ubidots.add(VARIABLE_LABEL_2, 0);
} else {
  ubidots.add(VARIABLE_LABEL_2, miVector[i]);
}

ubidots.add(VARIABLE_LABEL_3, beatAvg);
ubidots.add(VARIABLE_LABEL_4, spo2);

ubidots.publish(DEVICE_LABEL);
ubidots.loop();

```

---

#### Integración de la Plataforma IoT (Ubidots).

El desarrollo finalizó en la nube, donde se configuró el backend de Ubidots. Se creó un "Dispositivo" en la plataforma, y dentro de él, las "Variables" (ej. temperatura, spo2) que coinciden con las etiquetas definidas en el firmware. Con estas variables, se construyó un tablero de control (dashboard). Se seleccionaron widgets de tipo "Indicador" (Gauge) para la temperatura y el SpO2, un gráfico de "Línea" (Line chart) para la señal de ECG, y un "Valor" (Value) para la frecuencia cardíaca. Esta integración completa permite que los datos fluyan desde el paciente, sean procesados por el dispositivo y se presenten como información accionable al personal médico en tiempo real, cumpliendo así el objetivo del sistema de salud inteligente (Riley & Nica, 2021). Un ejemplo conceptual de este tablero se presenta en la Figura 8.

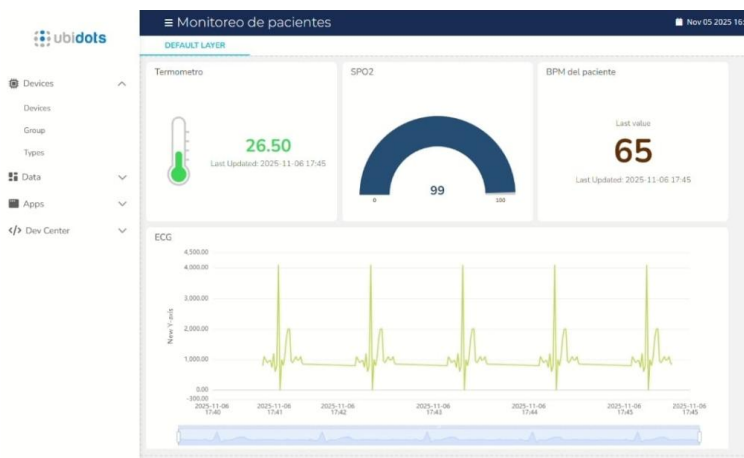
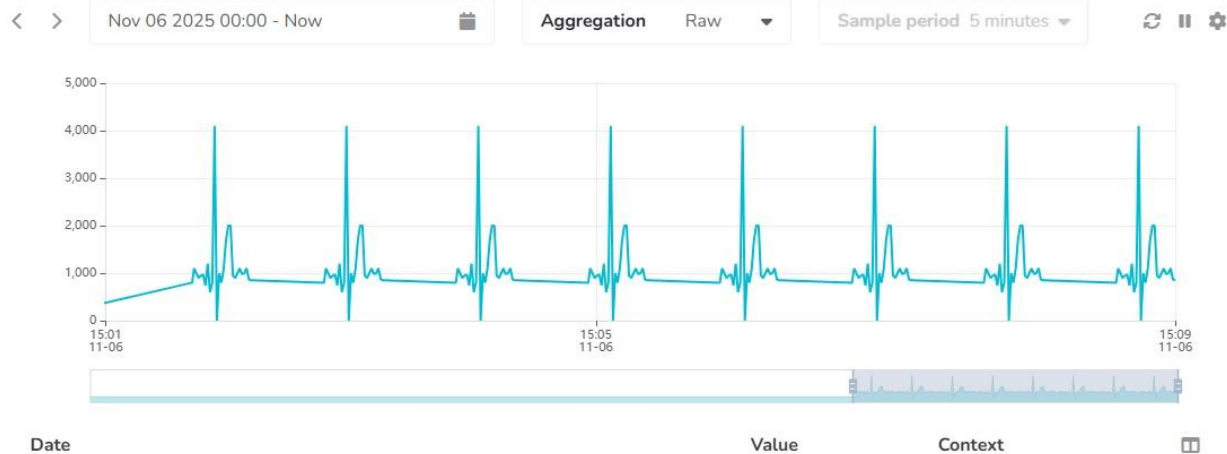


Figura 8. Dashboard de Ubidots para visualización remota.

## Resultados.

La implementación de la metodología y el desarrollo del hardware y software culminaron en un sistema de monitoreo de signos vitales completamente funcional, demostrando la viabilidad de la arquitectura IoT propuesta para la monitorización remota y en tiempo real. El prototipo físico, que integra las PCBs diseñadas dentro de una carcasa impresa en 3D (como se mostró en la Figura 3), validó su capacidad para conectarse autónomamente a una red Wi-Fi y transmitir datos de los sensores al broker MQTT de Ubidots de manera consistente. La evidencia principal del funcionamiento del sistema se observa directamente en el dashboard de Ubidots, donde la plataforma recibió y graficó exitosamente los datos de los signos vitales en tiempo real.

La Figura 9 presenta la gráfica de la señal de Electrocardiograma (ECG) adquirida y transmitida a Ubidots. Se observan picos R definidos y un ritmo consistente, lo que valida la correcta adquisición y envío de la señal eléctrica cardíaca. Esta capacidad de visualizar la morfología de la onda ECG es crucial para la monitorización remota de la actividad cardíaca.



**Figura 9.** Gráfica de la señal de ECG en el dashboard de Ubidots.

Asimismo, la Figura 10 ilustra la gráfica de la temperatura corporal, SpO2 y BPM registrada por el sensor DS18B20 y MAX30102 transmitidos a la plataforma. Los graficos muestra la capacidad del sistema para detectar y representar variaciones térmicas a lo largo del tiempo. Un pico pronunciado en el registro valida la respuesta dinámica de los sensores a un cambio de variación, confirmando tanto su funcionalidad como la integridad de la transmisión de datos.



**Figura 10.** Temperatura corporal en el dashboard de Ubidots.

Además de la representación gráfica, la plataforma Ubidots almacena los datos de cada variable, permitiendo un registro histórico y análisis detallado. La Tabla 1 muestra un extracto de los valores numéricos de temperatura registrados en la plataforma, correspondientes al periodo de la Figura 10. Esta tabla confirma que cada lectura incluye



su fecha y hora específicas, junto con el valor de la temperatura en grados Celsius, asegurando la trazabilidad de la información.

**Tabla 1.** Datos de temperatura corporal registrados en Ubidots (extracto).

Date (GMT-06:00)	Value
2025-11-06 18:24:09 -0600	27
2025-11-06 18:23:11 -0600	27
2025-11-06 18:22:14 -0600	27.5
2025-11-06 18:21:16 -0600	27.5
2025-11-06 18:20:19 -0600	28.5
2025-11-06 18:19:21 -0600	29

Estos resultados demuestran que el sistema es capaz de adquirir, procesar, transmitir y visualizar de forma remota y en tiempo real los signos vitales. La integración efectiva de hardware de bajo costo, procesamiento edge y una plataforma IoT comercial valida la viabilidad del sistema para aplicaciones de telemonitoreo en el contexto de salud. El siguiente paso en la validación de este sistema, esencial para su aplicación clínica, sería realizar pruebas controladas en personas de la tercera edad bajo la supervisión de especialistas médicos, lo que permitiría evaluar la precisión, fiabilidad y usabilidad del dispositivo en un entorno real.

## Conclusiones.

El proyecto "Desarrollo de un sistema de monitorización de signos vitales visualizados en tiempo real para pacientes de la tercera edad" ha culminado con éxito en la creación y validación funcional de un prototipo. Los objetivos planteados han sido alcanzados, demostrando la viabilidad de integrar tecnologías de hardware biomédico de bajo costo, procesamiento en el borde (edge computing) y una arquitectura de Internet de las Cosas (IoT) para la telemonitorización. Una de las principales conclusiones es la efectividad y robustez del sistema para la adquisición y transmisión en tiempo real de múltiples signos vitales. La integración del microcontrolador ESP32 con sensores como el AD8232 (ECG), MAX30102 (SpO2 y Frecuencia Cardíaca) y DS18B20 (Temperatura) ha permitido una recopilación de datos confiable. El procesamiento local de las señales minimiza la latencia y el consumo de ancho de banda, lo cual es crucial para la eficiencia energética y la fiabilidad en entornos de monitoreo continuo. Los resultados obtenidos en el dashboard de Ubidots confirmaron la correcta captura, procesamiento y visualización de estas variables.

La elección de MQTT como protocolo de comunicación y Ubidots como plataforma IoT fue acertada. La ligereza y eficiencia de MQTT garantizan una transmisión de datos fiable, mientras que Ubidots proporciona una interfaz intuitiva para la visualización remota de los signos vitales a través de dashboards personalizables. La capacidad de observar en tiempo real gráficas de ECG, valores de SpO2, temperatura y frecuencia cardíaca representa un avance significativo en la accesibilidad de la información clínica para cuidadores y profesionales de la salud. Asimismo, el diseño mecánico mediante impresión 3D ha resultado en un prototipo compacto y ergonómico, fácil de usar e integrar en la vida diaria de un paciente. Este aspecto es fundamental para la aceptación y usabilidad del dispositivo por parte de la población de la tercera edad, un factor clave en la implementación exitosa de soluciones de salud tecnológica.

En resumen, este proyecto valida el concepto y el prototipo de un sistema de telemonitoreo accesible y eficiente. Establece una base sólida para el desarrollo futuro, con el potencial de mejorar significativamente la calidad de vida de los pacientes geriátricos al permitir una detección temprana de anomalías y una intervención médica más oportuna, aliviando la carga sobre los sistemas de salud tradicionales.



Como trabajo futuro y el siguiente paso crítico en la validación clínica del sistema, se recomienda la realización de pruebas controladas en personas de la tercera edad bajo la supervisión de especialistas médicos. Estas pruebas permitirán evaluar la precisión, fiabilidad y usabilidad del dispositivo en un entorno real, así como la implementación de algoritmos de detección de anomalías más avanzados directamente en el dispositivo (Edge AI). Para más detalles técnicos y acceso al código fuente del prototipo, se puede consultar el repositorio oficial del proyecto (Ibáñez Nangüelú, 2025).

### Agradecimientos.

Los autores expresan su más sincero agradecimiento de investigación *Dispositivos Biomédicos Inteligentes* y a la *Universidad Politécnica de Chiapas* por el respaldo técnico y académico, así como por las facilidades brindadas para la realización y culminación de esta investigación.

### Créditos.

Los autores agradecen al Tecnológico Nacional de México por el financiamiento del proyecto a través de la convocatoria de fortalecimiento de cuerpos académicos PRODEP 2023.

### Referencias bibliográficas.

- Balas, V. E., Solanki, V. K., Kumar, R., & Ahad, M. A. R. (Eds.). (2020).** *A handbook of internet of things in biomedical and cyber physical system.* Springer Nature Switzerland AG.
- De Giovanni, E., et al. (2022).** Intelligent Edge Biomedical Sensors in the Internet of Things (IoT) Era. En M. M. S. Aly & A. Chattopadhyay (Eds.), *Emerging Computing: From Devices to Systems* (pp. 407-433). Springer, Singapore. [https://doi.org/10.1007/978-981-16-7487-7\\_13](https://doi.org/10.1007/978-981-16-7487-7_13)
- Harjono, D. T., & Tamsir, A. S. (2020).** *Biomedical sensor ECG, PPG, and spO2 based on Arduino Which Result from Comparison with Portable.* Technical Report, EasyChair: Manchester, UK. <https://easychair.org/publications/preprint/QVVT>
- Ibáñez Nangüelú, C. R. (2025).** *Telemonitoring geriatric vitals IoT* [Repositorio GitHub]. GitHub. <https://github.com/cribnez/telemonitoring-geri>
- Organización Panamericana de la Salud. (2024).** *Enfermedades cardiovasculares.* <https://www.paho.org/es/temas/enfermedades-cardiovasculares>
- Pallarés-Carratalá, V., Martín-Rioboó, E., & Sánchez, E. (2021).** Envejecimiento poblacional y su impacto en la prevalencia de enfermedades cardiovasculares: Un análisis en España y Latinoamérica. *Revista Española de Cardiología*, 74(3), 218-226.
- Rajeshwari, R., M, R. P., K, N. M., & C, T. (2023).** Solitary Saline Monitoring with Alert and Control System Using IoT. *2023 9th International Conference on Advanced Computing and Communication Systems (ICACCS)*, Coimbatore, India, 2129-2133. <https://doi.org/10.1109/ICACCS57279.2023.10112864>
- Riley, A., & Nica, E. (2021).** Internet of Things-based Smart Healthcare Systems and Wireless Biomedical Sensing Devices in Monitoring, Detection, and Prevention of COVID-19. *American Journal of Medical Research*, 8(2), 51-64.

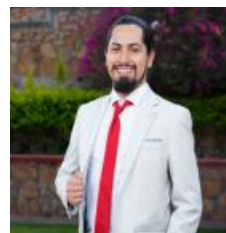
### Información de los autores.



**Wilber Franco Gutiérrez**, Estudiante del programa de ingeniería biomédica en la Universidad Politécnica de Chiapas.



**Ramos Escobar Jose Angel**, Estudiante del programa de ingeniería biomédica en la Universidad Politécnica de Chiapas.



**Christian Roberto Ibáñez Nangüelú** es Doctor en Ingeniería Aplicada por el Colegio de Formación Educativa TENAM. Se desempeña como Profesor-Investigador en la Universidad Politécnica de Chiapas y es miembro del Sistema Nacional de Investigadores (SNI) Nivel Candidato. Dentro de la institución, ejerce un doble liderazgo: es Líder del grupo de investigación "Dispositivos Biomédicos Inteligentes" y Líder de la Academia de Proyectos del programa de Ingeniería Biomédica. Cuenta con certificaciones en Estándares de Competencia (CONOCER) en áreas como el diseño e impartición de cursos y el desarrollo de formación en línea. Sus líneas de investigación se centran en el desarrollo de dispositivos biomédicos, los sistemas embebidos y la inteligencia artificial aplicada a la salud.



**María de Lourdes Corzo Cuesta** es Ingeniera Biomédica por la Universidad Politécnica de Chiapas, cuenta con Maestría en Ciencias en Ingeniería Eléctrica con especialidad en Bioelectrónica por el Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional y Doctorado en Ingeniería Aplicada por el Colegio de Formación Educativa TENAM. Tiene la distinción de Candidato a Investigador Nacional ante el Sistema Nacional de Investigadoras e Investigadores y es miembro de los grupos de investigación en formación "Biomecánica Aplicada" y "Dispositivos Biomédicos Inteligentes" de la Universidad Politécnica de Chiapas.



**Martín Alberto Ovalle Nataren** es médico cirujano en el Instituto Mexicano del Seguro Social, donde se desempeña como médico de área en Atención Médica Continua en la Unidad de Medicina Familiar número 43, ubicada en Pichucalco, Chiapas.



# Diseño y validación experimental de un dispositivo de desalinización de agua salobre con energía solar.

## Design and experimental validation of a solar powered brackish water desalination device.

Juan Antonio Arízaga Silva (1).  
Universidad Politécnica de Puebla Juan C. Bonilla Puebla.  
[juan.arizaga@uppuebla.edu.mx](mailto:juan.arizaga@uppuebla.edu.mx).

Carlos Muñoz Montero (2). Universidad Politécnica de Puebla Juan C. Bonilla Puebla,  
[carlos.muniz@uppuebla.edu.mx](mailto:carlos.muniz@uppuebla.edu.mx).

Luis Rey Luna Espinoza (3), Universidad Politécnica de Puebla Juan C. Bonilla Puebla, [luis.luna@uppuebla.edu.mx](mailto:luis.luna@uppuebla.edu.mx).

Fernando O. González Manzanilla\* (4), Universidad Politécnica de Puebla Juan C. Bonilla Puebla,  
[fernando.manzanilla@uppuebla.edu.mx](mailto:fernando.manzanilla@uppuebla.edu.mx).

Mario Espinosa Tlaxcaltecatl (5), Universidad Politécnica de Puebla Juan C. Bonilla Puebla,  
[mario.espinosa@uppuebla.edu.mx](mailto:mario.espinosa@uppuebla.edu.mx).

\*corresponding author.

Artículo recibido en septiembre 08, 2025; aceptado en octubre 18, 2025.

### Resumen.

*Se presentan el diseño y los resultados experimentales de un dispositivo de desalinización de agua utilizado en el tratamiento de agua salobre. Este dispositivo funciona con autonomía energética, ya que se alimenta de energía solar. Para dotar al prototipo de la autonomía deseada, se seleccionaron cuidadosamente todos los mecanismos internos y sensores. Se utilizó un estudio meteorológico realizado con información sobre la radiación solar obtenida de una estación meteorológica para aumentar la eficiencia del dispositivo y determinar los movimientos necesarios del dispositivo de desalinización. La validación experimental informa de un único proceso de desalinización realizado en 6 horas. Se recuperaron unos 3300 ml de los 5000 ml de agua originales, con niveles de pH y conductividad que descendieron a rangos normales.*

**Palabras claves:** Energía renovable, energía solar, radiación, transferencia de calor.

### Abstract.

*The design and experimental results of a water desalination device used in brackish water treatment are presented. This device works with energy autonomy, being powered by solar energy. To provide the prototype the desired autonomy all the inner mechanisms and sensors were carefully chosen. A meteorological study performed with solar radiation information obtained from a weather station was used to increase the device's efficiency and to determine the required movements of the desalination device. The experimental validation reports a single desalination process performed in 6 hours. About 3300ml of the original 5000ml of water were recuperated with pH and conductivity levels falling to normal ranges.*



**Keywords:** Heat transfer, radiation, renewable energy, solar energy.

## 1. Introducción.

Actualmente más de la mitad de la población mundial reside en grandes ciudades. Esta forma de vida influye en la agenda gubernamental, siendo de particular importancia el aprovechamiento de las denominadas fuentes de energía alterna y del agua potable. Se sabe que un porcentaje menor al 3% del agua del planeta es utilizado para el consumo humano (Asbik, M., Ansari, O., Bah, A., Zari, N., Mimet, A., & El-Ghetany, H. .2016) y para actividades tales como la agricultura o la industria manufacturera, situación que está obligando a la humanidad a reducir el consumo y desperdicio del agua.

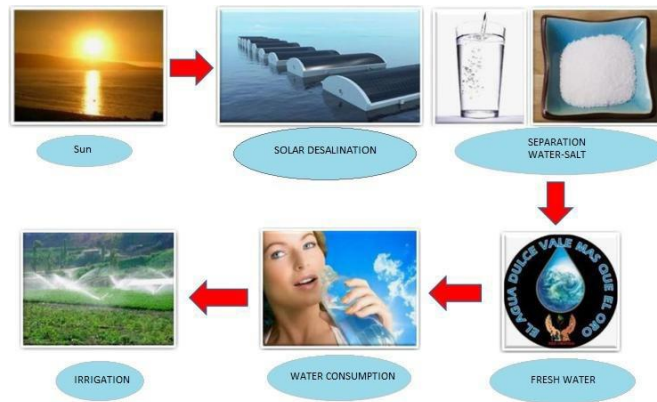
Desafortunadamente estas metas son difíciles de alcanzar por diversos factores, entre ellos problemas ambientales que destruyen las fuentes naturales de agua y que en muchas ocasiones son causados por la humanidad misma. Este problema es aún más considerable en regiones áridas y semiáridas del planeta, donde el acceso al líquido vital es limitado. En consecuencia, la búsqueda de fuentes sustentables de agua y agua apta para beber es un tema de prioridad mundial. Una alternativa que se ha convertido en la principal fuente de agua en ciertas regiones del planeta es el proceso de desalinización de agua. Por ejemplo, en países árabes como Qatar y Kuwait el agua de uso doméstico e industrial es obtenida en su totalidad por este proceso (Elsaid, K., Kamil, M., Sayed, E. T., Abdelkareem, M. A., Wilberforce, T., & Olabi, A. ,2020).

Se estima que la capacidad de desalinización a escala global es de 100 millones de m<sup>3</sup>/día: siendo el 68% de la captación obtenida mediante procesos de membrana, 30% a través de procesos térmicos y el 2% restante con el uso de otras tecnologías. Desafortunadamente, el proceso de desalinización a través de procesos térmicos utiliza una gran cantidad de energía en forma de calor para separar las moléculas de agua de los elementos salobres. Inicialmente el agua salada (o salitrosa) es calentada en un colector para mejorar el proceso de evaporación. Ya en estado gaseoso (separado de las sales) el vapor de agua entra en contacto con otra superficie, llamada destilador, que al encontrarse a una temperatura menor produce el efecto de condensación deseado. Un dato revelador es que más del 97% de las plantas de desalinización de agua utilizan combustibles fósiles como fuente primaria de energía, por lo que el uso de energías renovables en estos procesos de desalinización es aún incipiente. Se identifica así un área de oportunidad para el desarrollo de nuevas tecnologías de desalinización.

En este sentido, diversos trabajos reportados en la literatura describen el desarrollo y estado del arte de procesos de desalinización térmicos con sustento en el uso de energías renovables. En (Elsaid, K., Kamil, M., Sayed, E. T., Abdelkareem, M. A., Wilberforce, T., & Olabi, A. ,2020) presentan una detallada revisión histórica, donde se identifican las ventajas del uso de la energía solar, tales como la ausencia de emisiones contaminantes y ruido, así como un bajo costo de mantenimiento. Se tienen dos principales alternativas para el aprovechamiento de la energía solar, como fuente de calor en procesos directos o indirectos utilizando colectores solares (García-Bandell, J. J, 1978), o bien a través del uso de paneles fotovoltaicos (Ghaffour, N., Bundschuh, J., Mahmoudi, H., & Goosen, M. F. A. ,2015). A pesar de estas ventajas, en México y otros países emergentes la energía solar no ha sido aun ampliamente explotada a pesar de que podría ser la solución a muchos problemas de índole ambiental, calentamiento global y carencia de agua.

Considerando los problemas mencionados anteriormente, este artículo estudia y propone una solución para un proceso de desalinización de agua salitrosa a través de energía solar. Utilizando el efecto invernadero, el dispositivo propuesto hace uso de información de radiación solar recabada por una estación meteorológica localizada en la Universidad Politécnica de Puebla, México. Este prototipo presenta además cierto nivel de autonomía energética.

La Figura 1 muestra el proceso térmico de desalinización utilizando el sol como fuente principal de energía. Como puede observarse, después de que el agua y las partículas son separadas existen dos diferentes usos para esta: para consumo humano o como agua para irrigación. Otro caso podría ser la destilación para uso médico.



**Figura 1.** Proceso de desalinización

Por otro lado, los estudios sobre radiación global, que es la que mide la radiación directa y difusa que incide en un punto de la superficie terrestre al mismo tiempo, se llevaron a cabo en la Universidad Politécnica de Puebla (Sarmiento, C. V. ,2011; Soledad, A. G., & Barrera, O. M..2009), registrándose índices de radiación solar global de 912 W/m<sup>2</sup> en promedio en días soleados.

Los datos de la localización de la Universidad Politécnica de Puebla son los siguientes:

- Locación: Juan C. Bonilla, Puebla, Mexico.
- Latitud: 19°05'42' North.
- Longitud: 98°22'04' West.
- Altitud: 2,211 meters above sea level

La Tabla I muestra los datos obtenidos de la radiación global promedio para el municipio de Juan C. Bonilla durante el año 2024. De los 365 días, 267 fueron soleados, mientras los restantes fueron nublados.

**Tabla 1.** Radiación promedio en 2024.

Mes	Radiación [W/m <sup>2</sup> ]	Mes	Radiación [W/m <sup>2</sup> ]
Enero	872	Jul	947
Feb	901	Agosto	968
Mar	967	Sept	887
Abril	969	Oct	845
May	977	Nov	839
Jun	959	Dec	812

**Tabla 2.** Número n de la ecuación de cooper.

Mes	n	Mes	n
Enero	i	Jul	181+i
Feb	31+i	Agosto	212+i
Mar	59+i	Sept	243+i
Abril	90+i	Oct	273+i
May	120+i	Nov	304+i
Jun	151+i	Dec	334+i

## 2. Diseño.

Para el diseño del desalinizador fueron considerados tres aspectos: el ángulo de incidencia de la radiación proveniente del sol, el diseño mecánico y el diseño eléctrico, los cuales son descritos a continuación.

### Ángulo de incidencia de la radiación solar.

Para presentar de mejor forma la información acerca del diseño del dispositivo existen aspectos teóricos que deben ser presentados. Para encontrar la irradiancia incidente del sol en una superficie horizontal en un punto de la superficie terrestre es necesario describir las relaciones trigonométricas, entre la posición del sol en el cielo y las coordenadas en la tierra.

Esta relación se describe utilizando distintos ángulos, tales como el ángulo de latitud  $\phi$  (indica la posición al norte o sur del ecuador, tomando como positivo la dirección hacia el norte) y la declinación solar  $\delta$  (es el ángulo entre el plano ecuatorial y la línea entre el centro de la tierra y el centro del sol, con el norte como positivo).

La ecuación de Cooper describe el comportamiento del ángulo  $\delta$ , resultando

$$\delta = 23.45 \sin \left[ \frac{360(284+n)}{365} \right] \quad (1)$$

Donde,  $n$  es el número del día basados en el Calendario Juliano. La información acerca de los diferentes valores para  $n$  se encuentra en la Tabla II. Estos valores son utilizados más adelante para realizar un programa en un Controlador Lógico Programable (PLC).

La relación de ángulos se presenta en la Figura 2. El ángulo  $\alpha_s$  es la posición actual del sol. El ángulo  $\beta$  es el ángulo entre la superficie terrestre y el horizonte. El ángulo azimutal en la superficie, llamado  $\gamma$ , es la desviación de la proyección en un plano horizontal de la superficie normal del meridiano local, con valor cero en el sur, valores negativos en el Este y positivos en Oeste.

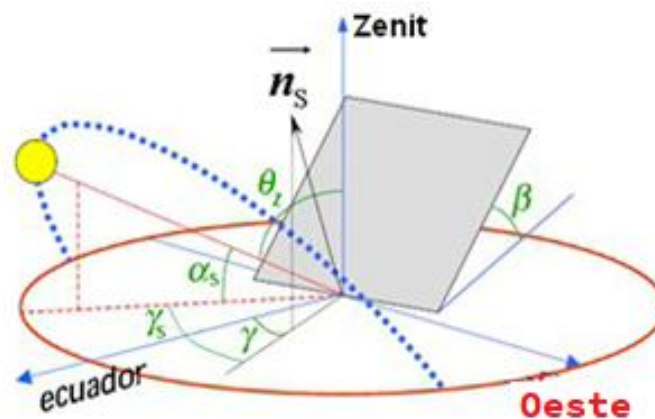


Figura 2. Relación de ángulos.

El ángulo horario  $\omega$ , es el desplazamiento angular del sol de Este a Oeste del meridiano local. El ángulo  $\gamma_s$  es el ángulo azimutal del sol. Los movimientos Este-Sur son negativos y los movimientos Oeste-Sur son positivos (Romero Taus, M., 2009). El ángulo de incidencia  $\theta_i$  es el ángulo entre el haz de radiación y la superficie normal, este es el dato más importante en la Figura 2; el ángulo de incidencia se relaciona con los diferentes ángulos descritos anteriormente, en las siguientes dos ecuaciones:

$$\cos \cos \theta_z = \sin \sin \delta \sin \sin \phi \cos \cos \beta \delta \cos \cos \phi \cos \sin \sin \beta \cos \gamma \delta \cos \cos \phi \cos \cos \beta$$

$$\cos \omega \delta \sin \phi \sin \beta \cos \gamma \cos \omega + \cos \delta \sin \beta \sin \gamma \sin \omega \quad (2)$$

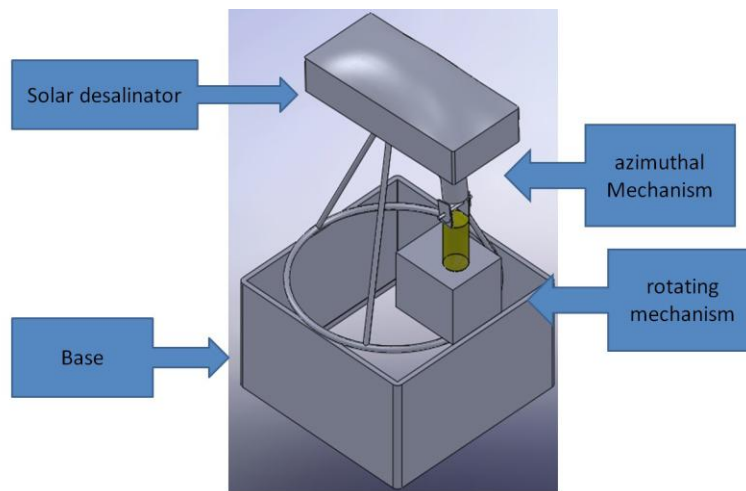
$$\cos \theta_i = \cos \theta_z \cos \beta + \sin \theta_z \sin \beta \cos(\gamma_s - \gamma) \quad (3)$$

**Diseño Mecánico.**

Tomando en consideración la información de la irradiancia incidente del sol presentada en la subsección anterior, se procedió a diseñar el desalinizador con miras a recibir la mayor cantidad de radiación solar durante el día. Para ello, el dispositivo fue diseñado para seguir el movimiento relativo del sol en el cielo (García-Bandell, J. J.,1978), siendo montado en una base que permite dos tipos de movimiento, rotacional y azimutal.

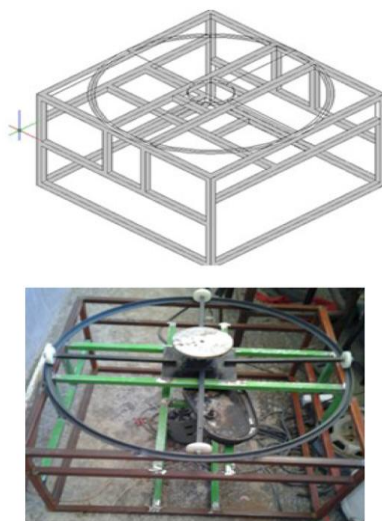
La Figura 3 muestra el diagrama estructural del desalinizador térmico. Se utilizan dos motores para llevar a cabo los movimientos arriba mencionados.

Para determinar de forma cuantitativa la transmisión se llevaron a cabo múltiples simulaciones utilizando Autocad, obteniéndose los ajustes de tolerancia requeridos para el funcionamiento del mecanismo. De igual forma la selección de materiales se realizó analizando las necesidades del dispositivo, incluyendo la protección contra corrosión (García Prada, J.C., 2014).



**Figura 3.** Diseño estructural del dispositivo.

El desalinizador fue dividido en dos partes. La primera es el elemento rotacional. Este fue construido siguiendo el diseño observado en la Figura 4. Este diagrama fue también diseñado en Autocad. El material utilizado en la estructura es acero de sección cuadrada, seleccionado para soportar un peso de hasta 30Kg. Como puede observarse uno de los motores está conectado a una estructura circular, la cual realiza el movimiento rotacional.



**Figura 4.** Diseño estructural del prototipo automatizado.

Este movimiento se restringió a  $160^\circ$ . EL movimiento azimutal está restringido a menos de  $60^\circ$  en razón del contenedor del contenedor de agua. Los movimientos son controlados utilizando un PLC. EL destilador, ilustrado en la Figura 5, es una estructura diseñada para concentrar la luz del sol para mejorar el proceso de evaporación (Asbik, M., Ansari, O., Bah, A., Zari, N., Mimet, A., & El-Ghetany, H. , 2016).



**Figura 5.** Destilador con techo curvo.

Las ecuaciones de transferencia de calor aplicadas en este caso al desalinizador solar contienen un coeficiente integral que considera la transferencia de calor entre las paredes del destilador, estas ecuaciones están basadas en el trabajo presentado en (Romero Taus, M. (2009)).

Las medidas de la base del dispositivo son 120cm x 120cm y 60cm de profundidad. Las medidas del contenedor son 25cm de largo, 50cm de ancho y 23cm de profundidad en el punto más alto. La información sobre las dimensiones se muestra en la Figura 6.

### **Diseño Eléctrico.**

EL sistema electrónico está basado en un dispositivo PLC como se observa en la Figura 7. El desarrollo del programa en el PLC fue pensado para optimizar la función del calentador de una manera automatizada. El sistema electrónico contiene dos controladores de motor para controlar las posiciones de los motores y las velocidades para evitar que el agua obtenida se caiga debido al movimiento. Una parte del programa de escalera se incluye en la Figura 8.

La lógica del programa utilizada en el PLC se fija para seguir el curso del sol. En este caso el programa se basa en temporizadores, obteniendo una relación de tiempo con el progreso del sol para que el concentrador solar esté situado en la posición correcta para que reciba la mayor cantidad de luz solar posible. Esto se hace usando las ecuaciones (2) y (3). Después del amanecer, el desalinizador vuelve a su posición original.

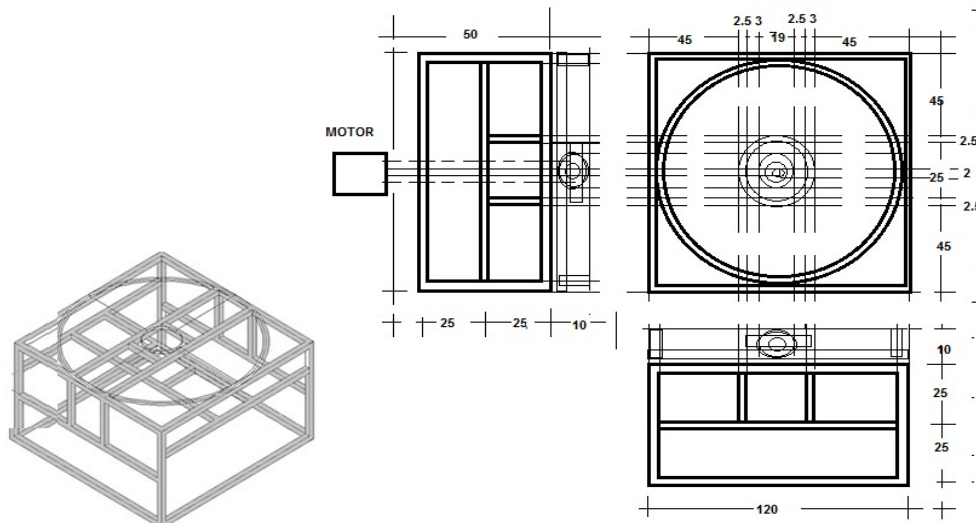
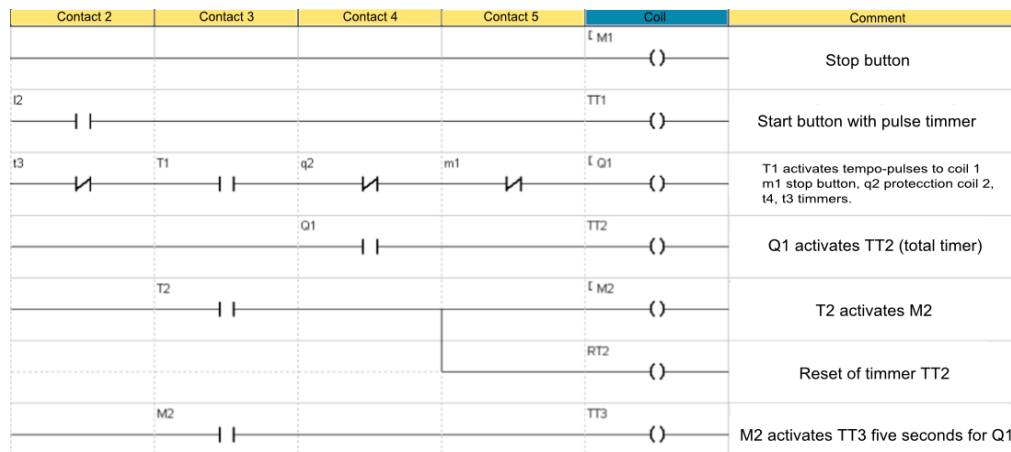


Figura 6. Plano de la base mecánica (en centímetros).



Figura 7. Panel de control eléctrico.



**Figura 8.** Programa de escalera del Sistema Electrónico en PLC.

### Eficiencia del proceso de desalinización.

El sistema de desalinización es un sistema complejo que requiere ser analizado desde distintos puntos de vista, desde el punto de vista eléctrico contiene un sistema de seguimiento solar con dos motores y sus respectivos controladores. La eficiencia de este comportamiento, no es una parte relevante de este trabajo. Pero, si la eficiencia del proceso de desalinización en función del agua recuperada con respecto al agua utilizada. Esto a través de la siguiente ecuación 4.

$$\text{Eficiencia de recuperación(\%)} = \frac{\text{Agua Recuperada}}{\text{Agua total usada}} \quad (4)$$

Donde, la eficiencia de recuperación de agua, después del proceso de desalinización. En el caso de la eficiencia energética, la relación debería considerar la energía útil para el proceso de evaporación y la energía solar incidente, la cual fue obtenida en tablas por periodo de interés, pero la energía útil requiere desafortunadamente requiere condiciones controladas de volumen y presión, para determinar la energía útil a través de la cantidad de masa y el calor específico del agua.

### 3. Pruebas y discusión.

Se realizaron varias pruebas con el fin de obtener información sobre el agua tratada en el proceso de desalinización. El agua utilizada en la prueba se seleccionó de una laguna cercana situada en Alchichica, Puebla. El agua de la laguna de Alchichica es salada; la cantidad de minerales disueltos en ella es de aproximadamente 1600 ppm (partes por millón). El agua salobre, no salada, tiene entre 400 ppm y 600 ppm.

La Agencia de Protección Ambiental del gobierno de Estados Unidos (EPA) considera 1000 ppm como nocivo para la salud humana y no debe ser consumido (U.S. Environmental Protection Agency, 2023).. Alternativamente, la conductividad es otra manera de medir la salinidad en el agua. En este caso el equipo utilizado fue un medidor de conductividad Hach sensION 5 de Cole-Parmer Co. Utilizando muestras de 300ml, se encontró que el agua de Alchichica tiene aproximadamente 7.5%. Para cada proceso de desalación se utilizaron al principio 5000ml de agua. Un solo proceso de desalinización tarda 6 horas en promedio (fase de calentamiento y estado estacionario, no se midió el tiempo de enfriamiento), el agua total recuperada después del proceso de destilación fue de aproximadamente dos tercios del agua original (3300 ml). Lo cual representa una eficiencia de recuperación del 66%. La pérdida de esta cantidad de agua está mesurada y es similar a la reportada en otros estudios (Almeida, G. ,2025). En la tabla 3, se presenta una comparación de trabajos similares.

**Tabla 3.** Parámetros de diversos sistemas de desalinización.

Trabajo	Eff recuperación
De la Cruz, C. (2006).	30-45%
Moya, E. Z. (1997).	50%
Alchichica	66%

Por otra parte, el pH del agua pura es 7, el agua potable y el agua natural exhiben un rango de pH porque contiene minerales y gases disueltos. Las aguas superficiales varían típicamente entre 6.5 a 8.5 de pH, mientras que las aguas subterráneas oscilan entre 6 y 8.5. El agua potable debe tener un valor de pH de 6.5-8.5 para que caiga dentro de los estándares de la EPA (Agencia de Protección Ambiental de Estados Unidos, 2023). El pH del agua de la laguna de Alchichica está en el rango de 8.0-8.5. Esta información se obtuvo de un conjunto de muestras recogidas para este propósito. Después del proceso de desalinización, se probó un nuevo conjunto de muestras para saber si había un cambio de pH. Los nuevos valores obtenidos indican un nuevo rango de 7.2 a 7.6. Este rango está dentro del estándar EPA.

### Conclusiones.

Se diseñó un dispositivo de desalinización de agua, construido siguiendo pautas basadas en la información obtenida en las ecuaciones (1), (2) y (3) y validada experimentalmente. El desalinizador ya es funcional. Los primeros resultados con respecto al desalinizador muestran que el diseño térmico es correcto. El agua desalinizada obtenida de la laguna de Alchichica no puede utilizarse para el consumo humano después de la evidencia obtenida en el laboratorio, pero el pH cae de un rango de 8.0-8.5 a 7.2-7.6. Este rango está dentro del estándar EPA. De esta forma, el uso de energías renovables para la desalinización se significa como una opción razonable y madura hacia los problemas emergentes de energía y agua. Con respecto a los elementos mecánicos utilizados para cambiar la posición del sistema, no contamos con datos suficientes para concluir que hay un aumento considerable en la cantidad de agua que se obtiene comparando con otros dispositivos similares que están fijados.

### Trabajo a futuro.

Para mejorar la eficiencia del sistema de desalinización de agua, es requerido trabajo de investigación en diversas áreas, uno de ellas es la parte mecánica, donde el contenedor de agua debe considerar un proceso de transferencia de calor con doble función, mayor transferencia incorporando materiales con mayores constantes térmicas y una capa aislante térmico que mejora la retención de calor. Por otra parte, el sistema de posicionamiento al sol debe tener una respuesta más controlada para evitar pérdidas de calor en el proceso de conversión. Y realizarse un análisis térmico con simuladores que definan las condiciones geométricas que permitan la mejor distribución del calor y contención del agua para disminuir pérdidas de agua en el proceso.

### Créditos.

Los autores agradecen al CONACYT por el apoyo otorgado a este trabajo a través del proyecto 181201.

### Referencias bibliográficas.

- Almeida, G. (2025).** Protótipo de pequena escala de dessalinização térmica de água salgada para o semiárido nordestino brasileiro. *CadUniFOA*, 20(55), 1–10.
- Asbik, M., Ansari, O., Bah, A., Zari, N., Mimet, A., & El-Ghetany, H. (2016).** Exergy analysis of solar desalination still combined with heat storage system using phase change material (PCM). *Desalination*, \*381\*, 26–37. <https://doi.org/10.1016/j.desal.2015.11.031>



- Calvo, S. M. (2003).** Tratado de gestión del medio ambiente urbano. Editorial Mundi-Prensa.
- Centro Avanzado de Innovación (CAIC).** (s.f.). Plasma water sanitation system.
- De la Cruz, C. (2006).** *La desalinización de agua de mar mediante el empleo de energías renovables*. Fundación Alternativas.
- Elsaid, K., Kamil, M., Sayed, E. T., Abdelkareem, M. A., Wilberforce, T., & Olabi, A. (2020).** Environmental impact of desalination technologies: A review. *Science of The Total Environment*, 748, 141528. <https://doi.org/10.1016/j.scitotenv.2020.141528>
- Fitzgerald, R. W. (2002).** Mecánica de materiales. Alfaomega.
- García-Bandell, J. J. (s.f.).** Cálculo de la energía solar. Instituto de Tecnología Ciencia e Innovación. 1978
- Ghaffour, N., Bundschuh, J., Mahmoudi, H., & Goosen, M. F. A. (2015).** Renewable energy-driven desalination technologies: A comprehensive review on challenges and potential applications of integrated systems. *Desalination*, 356, 94–114. <https://doi.org/10.1016/j.desal.2014.10.024>
- Hess, D. (2010, abril).** Desalination plant for Haiti.
- International Organization for Migration (IOM). (2015).** World migration report 2015.
- Juan Carlos, G. P., Cristina, C. S., & Higinio, R. A. (s.f.).** Problemas resueltos de teoría de máquinas y mecanismos. Thomson México.
- Jutglar, L. (2006, agosto).** Energía solar. Editorial CEAC.
- Karagiannis, I. C., & Soldatos, P. G. (2008).** Water desalination cost literature: review and assessment. *Desalination*, 223(1-3), 448–456. <https://doi.org/10.1016/j.desal.2007.02.071>
- Méndez, J., Cuervo, M., & García, R. (s.f.).** Energía solar térmica. Editorial Fundación Confemetal.
- Morales, D. (2009, marzo).** Tecnología evaluación de los avances de los generadores de turbinas solares.
- Moya, E. Z. (1997).** Desalinización del agua del mar mediante energías renovables. In *Actas del I y II seminario del agua* (pp. 199-226). Instituto de Estudios Almerienses.
- Nandwani, S. (2005, junio).** Energía solar conceptos básicos y su utilización. Universidad Nacional.
- Qiblawey, H. M., & Banat, F. (2008).** Solar thermal desalination technologies. *Desalination*, 220(1-3), 633–644. <https://doi.org/10.1016/j.desal.2007.01.059>
- Rodrigues, A. P. (2011).** Estudo experimental de um dessalinizador térmico com aquecimento controlado [Tesis de maestría, Universidade Federal do Ceará].
- Romero Taus, M. (2009).** Energía solar térmica. Editorial CEAC.
- Sarmiento, C. V. (2011, diciembre).** Energías renovables.
- Soledad, A. G., & Barrera, O. M. (2009).** Ajuste óptico de un horno solar en configuración de doble reflexión [Tesis de maestría, Universidad Politécnica de Puebla].



U.S. Environmental Protection Agency. (s.f.). Recuperado el 12 de enero de 2022 de <https://www.epa.gov/>

U.S. Environmental Protection Agency. (2023). Drinking Water Regulations and Contaminants. Environmental Protection Agency. <https://www.epa.gov/sdwa/drinking-water-regulations-and-contaminants>

### Información de los autores.



**Juan Antonio Arízaga Silva** Recibió la Maestría en ciencias en Ingeniería Electrónica por la Universidad de las Américas, Puebla, México en 2006. Actualmente es Profesor Asociado de la Universidad Politécnica de Puebla. Sus intereses de investigación incluyen sistemas integrados, sistemas telemétricos y sistemas electrónicos de potencia.



**Carlos Muñiz Montero**, Recibió su doctorado en el Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica en México en 2008. Actualmente es Profesor Asociado de la Universidad Politécnica de Puebla. Sus intereses de investigación incluyen IC de señales mixtas, acondicionamiento de señales, comunicaciones RF y sistemas de orden fraccionario.

**Luis Rey Luna Espinoza** Actualmente es Estudiante de posgrado en la Universidad Politécnica de Puebla. Sus intereses de investigación incluyen controladores PID de orden fraccionario.



**Fernando O. González Manzanilla**, Recibió su la Maestría en ciencias de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México, en 2004. Actualmente es Profesor Asociado de la Universidad Politécnica de Puebla. Sus intereses de investigación incluyen sistemas de energía renovable.



**Mario Espinosa Tlaxcaltecatl**, Doctor por parte del Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica en México en 20013. Actualmente, profesor de tiempo completo en la Universidad Politécnica de Puebla. Su perfil de investigación se enfoca en Optoelectrónica, Sistemas de energías renovables y motores eléctricos.

# Dispositivo de monitoreo del asma en forma de una banda portátil.

## Asthma monitoring device in the form of a wearable band.

Hiram de Jesús Ramírez Cruz\* (1).  
Estudiante Universidad Politécnica de Chiapas, Suchiapa.  
[231031@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:231031@ib.upchiapas.edu.mx).

Karen Alejandra Aguilar Gómez (2). Estudiante Universidad Politécnica de Chiapas, Suchiapa,  
[231073@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:231073@ib.upchiapas.edu.mx).

Maria de Lourdes Corzo Cuesta (3). Universidad Politécnica de Chiapas, Suchiapa, [mcorzo@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:mcorzo@ib.upchiapas.edu.mx).

\*corresponding author.

Artículo recibido en septiembre 17, 2025; aceptado en octubre 27, 2025.

### Resumen.

*El asma es un problema de salud global que requiere un monitoreo constante para prevenir episodios asmáticos y mejorar los resultados en los pacientes. Este artículo presenta un prototipo de banda portátil diseñada para el monitoreo en tiempo real de esta condición. El sistema integra un sensor de pulso KY-039 para medir la frecuencia cardíaca y una unidad de medición inercial MPU6050 para registrar el movimiento diafragmático. Ambos sensores están conectados a un microcontrolador ESP32, que permite la transmisión inalámbrica de datos hacia una pantalla TFT. La interfaz personalizada proporciona retroalimentación sobre los parámetros fisiológicos y respiratorios obtenidos del paciente. El diseño compacto, de bajo perfil y portátil del prototipo lo hace adecuado para entornos remotos, ofreciendo una solución rápida y eficiente para la evaluación respiratoria continua.*

**Palabras claves:** Asma, dispositivo portátil, monitoreo.

### Abstract.

*Asthma is a global health problem that requires constant monitoring to prevent asthma episodes and improve patient outcomes. This paper presents a prototype of a wearable band designed for real-time monitoring of this condition. The system integrates a KY-039 pulse sensor to measure heart rate and an MPU6050 inertial measurement unit to observe diaphragmatic movement. Both sensors are connected to an ESP32 microcontroller, which enables wireless data transmission to a TFT display. The customized interface provides feedback on the physiological and respiratory parameters obtained from the patient. The prototype's compact, low-profile, and portable design makes it suitable for remote locations, offering a quick and efficient solution for continuous respiratory assessment.*

**Keywords:** Asthma, monitoring, wearable.

## 1. Introducción.

El asma es una enfermedad pulmonar crónica que afecta a personas de todas las edades y constituye un importante problema de salud pública a nivel mundial. Según la Organización Mundial de la Salud (WHO, 2024), en 2019 aproximadamente 262 millones de personas vivían con esta condición y se registraron alrededor de 455,000 muertes relacionadas. Estas cifras reflejan la necesidad de un monitoreo continuo de los parámetros fisiológicos asociados, como la frecuencia cardíaca y los patrones respiratorios, fundamentales para la detección temprana de exacerbaciones y la prevención de complicaciones graves (Chipps, 2019).

Tradicionalmente, el seguimiento del asma se realiza mediante espirometría, una técnica eficaz para evaluar la función pulmonar. No obstante, este método presenta limitaciones significativas: requiere la colaboración activa del paciente, no permite un registro continuo y no ofrece información en tiempo real sobre el estado respiratorio. Estas limitaciones dificultan la identificación oportuna de crisis asmáticas y restringen su aplicación en el monitoreo cotidiano.

En los últimos años, el avance de la microelectrónica de bajo costo y de las plataformas de hardware abierto ha impulsado el desarrollo de dispositivos biomédicos portátiles, accesibles y personalizables para aplicaciones en salud (Bonato, 2010). Tecnologías como los microcontroladores ESP32 y Arduino permiten integrar sensores biomédicos capaces de registrar y transmitir datos fisiológicos de manera inalámbrica y en tiempo real, fortaleciendo el campo de la telemedicina y promoviendo una mayor autonomía del paciente.

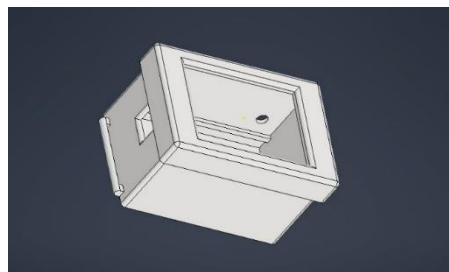
En este contexto, se desarrolla el presente proyecto: una banda ponible para el monitoreo en tiempo real de parámetros asociados al asma. El sistema integra un sensor de pulso KY-039 para la medición de la frecuencia cardíaca y un sensor inercial MPU6050, utilizado para registrar el movimiento diafragmático durante la respiración. Ambos sensores están controlados por un microcontrolador ESP32, encargado del procesamiento y transmisión inalámbrica de los datos hacia una interfaz de visualización. Esta propuesta ofrece una solución compacta, de bajo costo y no invasiva, con potencial de implementación en entornos clínicos con recursos limitados o para uso domiciliario.

Finalmente, cabe destacar que este desarrollo busca mejorar la experiencia del paciente mediante un monitoreo continuo, discreto y cómodo, a diferencia del espirómetro tradicional, que puede resultar incómodo o poco práctico para un uso prolongado. Además, el proyecto fomenta la integración de conocimientos en Ingeniería Biomédica, instrumentación electrónica y adquisición de datos, promoviendo un enfoque multidisciplinario orientado a la innovación tecnológica aplicada a la salud respiratoria.

Las principales características del dispositivo desarrollado son las siguientes:

- Sensor inercial MPU6050
- Sensor de pulso KY-039
- Microcontrolador ESP32
- Pantalla LCD I<sup>2</sup>C para la visualización de parámetros
- Buzzer para alertas auditivas
- LED indicador de funcionamiento

En la Figura 1 se muestra el diseño de la carcasa del prototipo, elaborado mediante el software SolidWorks, donde se aprecia la disposición de los componentes y su integración ergonómica dentro del sistema ponible.



**Figura 1.** Diseño de la caja del prototipo.

## 2. Métodos.

La metodología empleada en este proyecto se estructura en tres fases principales: (1) diseño conceptual del dispositivo, (2) selección e implementación del hardware, y (3) desarrollo del software de control, procesamiento y visualización de datos.

### 2.1 Diseño Conceptual y Principio de Funcionamiento.

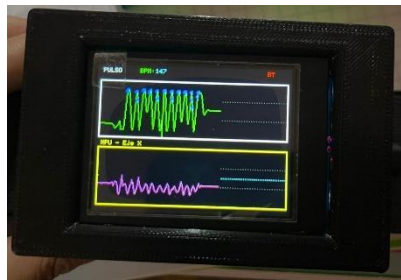
El dispositivo se concibe como una banda ponible diseñada para colocarse alrededor del torso del usuario, específicamente a la altura de la aorta abdominal, donde el flujo sanguíneo constante facilita la detección de la señal de pulso. El sistema está orientado al monitoreo no invasivo y en tiempo real de dos parámetros fisiológicos clave en pacientes asmáticos:

- Frecuencia cardíaca: obtenida mediante el sensor de pulso KY-039, que detecta variaciones en la intensidad de la luz infrarroja provocadas por el flujo sanguíneo en los capilares. Dichas variaciones son procesadas por el microcontrolador para calcular con precisión la frecuencia cardíaca del paciente.
- Expansión diafragmática: medida con el sensor inercial MPU6050, capaz de registrar aceleración y movimiento torácico asociados a la respiración. A partir de los datos obtenidos se identifican patrones respiratorios y su variabilidad temporal, permitiendo una estimación indirecta del esfuerzo respiratorio.

Las señales capturadas por ambos sensores son adquiridas y procesadas por el microcontrolador ESP32, que cumple con las funciones de gestión, filtrado, procesamiento y transmisión de los datos en tiempo real a través de dos vías:

- Visualización local: mediante una pantalla LCD I<sup>2</sup>C, que permite observar de forma inmediata los valores registrados por los sensores (ver Figura 2).
- Exportación inalámbrica: el ESP32, gracias a su conectividad Wi-Fi y Bluetooth, permite la transmisión de los datos para su almacenamiento y análisis posterior con fines clínicos o de investigación (ver Figura 3).

El principio fundamental del diseño consiste en ofrecer una solución compacta, accesible y no invasiva, capaz de proporcionar un monitoreo continuo del estado respiratorio y cardiovascular del paciente asmático, reduciendo las incomodidades y limitaciones asociadas a equipos convencionales como el espirómetro.



**Figura 2.** Parámetros fisiológicos mostrados en la pantalla LCD I<sup>2</sup>C del dispositivo.



**Figura 3.** Adquisición y almacenamiento de datos recolectados para análisis clínico.



El diseño del sistema está conformado por los principales componentes electrónicos y mecánicos que se detallan en la Tabla 1, los cuales permiten la adquisición, procesamiento y visualización de los parámetros fisiológicos seleccionados.

**Tabla 1.** Componentes principales del prototipo de banda ponible.

Número	Material	Cantidad
1	Sensor Inercial MPU6050	1
2	Sensor de pulso cardíaco KY-039	1
3	Microcontrolador ESP32	1
4	Placa perforada	1
5	Buzzer	
6	Banda flexible	1
7	LED	1

El funcionamiento general del dispositivo se rige por el código principal implementado en la plataforma ESP32, descrito en el Algoritmo 1. Dicho programa gestiona la adquisición, procesamiento y transmisión de las señales fisiológicas captadas por los sensores KY-039 (frecuencia cardíaca) y MPU6050 (aceleración y movimiento respiratorio).

El algoritmo inicia con la configuración del hardware, definiendo los pines de conexión, la resolución del convertor analógico-digital (ADC) y los parámetros de comunicación I<sup>2</sup>C del sensor inercial. Posteriormente, se habilita el módulo Bluetooth del microcontrolador, encargado de la transmisión inalámbrica de los datos hacia un dispositivo externo.

Además, se incluye la gestión de la pantalla TFT, donde se muestran en tiempo real las señales obtenidas por ambos sensores, ofreciendo una representación gráfica inmediata de la actividad fisiológica del usuario.

---

**Algoritmo 1.** Código principal para la adquisición y transmisión de señales fisiológicas mediante el microcontrolador ESP32.

---

#### INICIO

IMPORTAR librerías:

- Comunicación I2C (Wire)
- Sensor MPU6050 (Adafruit MPU6050)
- Comunicación Bluetooth (BluetoothSerial)
- Pantalla TFT (TFT\_eSPI)

DECLARAR objetos:

- tft: pantalla TFT
- mpu: sensor inercial MPU6050
- SerialBT: comunicación Bluetooth

DEFINIR pines:

- PULSE\_PIN = 36
- LED\_PIN = 15
- BUZZER\_PIN = 25

FUNCIÓN setup:

- Iniciar comunicación serial a 115200 baudios
- Inicializar pantalla TFT
- Inicializar sensor MPU6050
- Iniciar Bluetooth con nombre "ESP32\_Sensor"

Configurar LED\_PIN como salida

FUNCIÓN loop (se ejecuta continuamente):

Leer valor del sensor de pulso (PULSE\_PIN)

Obtener datos del sensor MPU6050:

- Aceleración
- Giroscopio
- Temperatura

Limpiar pantalla

Mostrar en pantalla:

- Valor del pulso
- Aceleración en eje Y

Enviar por Bluetooth:

- Valor del pulso
- Aceleración en eje Y (separados por coma)

Esperar 100 milisegundos

FIN

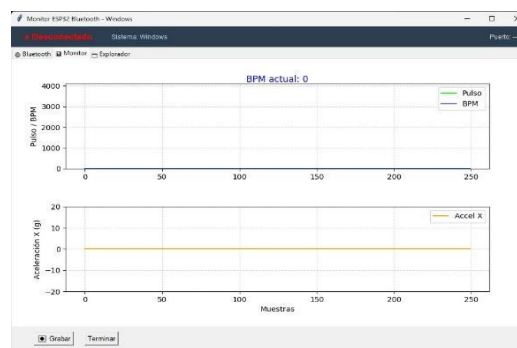
### 3. Desarrollo.

#### 3.1. Implementación del Hardware.

El sistema propuesto está conformado por un microcontrolador ESP32, encargado del procesamiento y transmisión de los datos adquiridos; un sensor de pulso KY-039, utilizado para medir la frecuencia cardíaca; un sensor inercial MPU6050, destinado a registrar la expansión diafragmática y los movimientos torácicos; y una pantalla LCD I<sup>2</sup>C, que permite la visualización local e inmediata de los parámetros obtenidos.

La alimentación del sistema se realiza mediante una batería portátil recargable, lo que garantiza su autonomía y portabilidad. La conexión de los sensores se efectúa a través de las entradas analógicas y del protocolo de comunicación I<sup>2</sup>C, optimizando así el uso de pines del microcontrolador y manteniendo un diseño compacto. Finalmente, todos los componentes fueron integrados en una banda textil ligera, asegurando comodidad para el usuario y un posicionamiento adecuado de los sensores sobre el cuerpo.

Como se observa en la Figura 4, la interfaz gráfica desarrollada muestra en tiempo real las señales adquiridas por ambos sensores, proporcionando una visualización clara y dinámica de las variables fisiológicas monitoreadas.

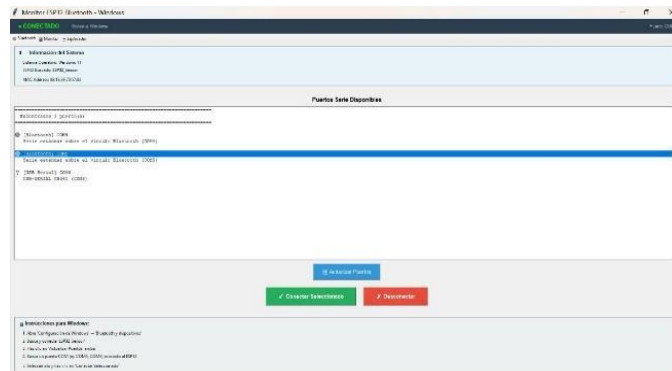


**Figura 4.** Interfaz gráfica de las señales adquiridas por los sensores KY-039 y MPU6050.

### 3.2. Transmisión Inalámbrica.

El módulo Bluetooth integrado en el ESP32 permite la transmisión inalámbrica de los datos en tiempo real hacia una interfaz de visualización en computadora, desarrollada en Visual Studio Code. Esta interfaz facilita el almacenamiento, registro y posterior análisis de las señales fisiológicas, contribuyendo al seguimiento remoto del paciente y a la generación de bases de datos clínicas.

En la Figura 5 se presenta el esquema de transmisión de datos mediante la conexión Bluetooth establecida entre el dispositivo ponible y la aplicación de monitoreo.



**Figura 5.** Transmisión de datos en tiempo real por medio de Bluetooth.

### 3.3. Procesamiento de Señales.

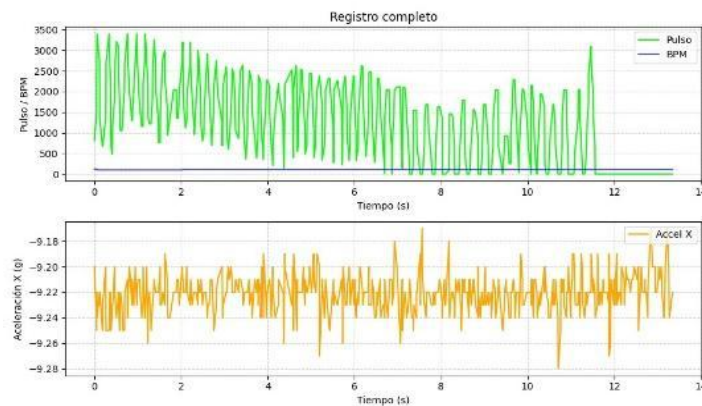
Para mejorar la calidad de las señales capturadas, se implementaron filtros digitales simples, incluyendo un filtro de promedio móvil para suavizar la señal y un método de eliminación de valores atípicos, que contribuye a reducir el ruido provocado por artefactos de movimiento o interferencias ambientales.

Este procesamiento permite obtener lecturas más estables y precisas, fundamentales para el análisis de la variabilidad respiratoria y la frecuencia cardíaca.

### 3.4. Aplicaciones clínicas.

El sistema desarrollado no solo permite un monitoreo inmediato en tiempo real, sino también la posibilidad de realizar un análisis longitudinal de los datos recopilados. Esto facilita la identificación temprana de patrones respiratorios que podrían asociarse con crisis asmáticas o alteraciones en la frecuencia cardíaca del paciente.

En la Figura 6 se muestran ejemplos de las señales fisiológicas registradas por el dispositivo durante las pruebas experimentales, donde es posible observar la variación del pulso y los ciclos respiratorios del usuario.



**Figura 6.** Señales registradas del paciente durante la prueba experimental.

## Conclusiones.

El desarrollo del dispositivo ponible propuesto demostró la viabilidad de integrar tecnologías de bajo costo para el monitoreo fisiológico no invasivo en pacientes asmáticos. Gracias a la implementación del microcontrolador ESP32, en conjunto con los sensores KY-039 y MPU6050, fue posible capturar en tiempo real parámetros clave como la frecuencia cardíaca y la expansión diafragmática, lo que permite analizar de forma simultánea el estado respiratorio y cardiovascular del usuario.

El sistema logró una comunicación inalámbrica estable mediante Bluetooth, facilitando la transmisión de datos hacia una interfaz externa desarrollada en Python, donde las señales pueden visualizarse y analizarse con mayor detalle. Esta arquitectura modular y adaptable permite una fácil replicación del prototipo, abriendo la posibilidad de ampliar su aplicación en entornos clínicos, de investigación o en comunidades con recursos limitados.

En conjunto, los resultados obtenidos evidencian que es posible diseñar soluciones portátiles, accesibles y eficientes que contribuyan al monitoreo continuo de enfermedades respiratorias, fortaleciendo el campo de la Ingeniería Biomédica aplicada a la salud digital. Futuros trabajos podrían centrarse en la optimización del procesamiento de señales, la miniaturización del hardware y la implementación de algoritmos de detección temprana de crisis asmáticas para su integración en sistemas de telemedicina.

## Referencias bibliográficas.

**Global Initiative for Asthma.** (2023, julio). *Guía de Bolsillo 2023 para adultos, adolescentes y niños de 6-11 años: Manejo y prevención del asma* [PDF]. <https://ginasthma.org/wp-content/uploads/2024/02/GINA-Pocket-Guide-2023-SPANISH-WMS.pdf>

**Ianco-Aparicio, M., Almonacid, C., Calvín Lamas, M., Delgado, J., Gandolfo-Cano, M., López-Carrasco, V., Vega, J. M., Díaz-Pérez, D., & Villamañán, E.** (2023). Telemedicina y asma grave en nuestro entorno: Reflexiones sobre la experiencia de los profesionales y propuestas para hacerla realidad. *Open Respiratory Archives*, 5(3), Article 100239. <https://doi.org/10.1016/j.opresp.2023.100239>

**Mass General Brigham Asthma Center.** (s. f.). *Folleto #7: Monitorización del asma y del flujo espiratorio máximo* [PDF]. <https://www.massgeneralbrigham.org/content/dam/mgb-global/es/patient-care/services-and-specialties/asthma-center/documents/asthma-peak-flow-monitoring-es.pdf>



**Mayo Clinic.** (2025, 8 de marzo). *Asma – Diagnóstico y tratamiento.* <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/asthma/diagnosis-treatment/drc-20369660>

### Información de los autores.



**Hiram de Jesús Ramírez Cruz**, es estudiante de la carrera de Ingeniería Biomédica en la Universidad Politécnica de Chiapas, Suchiapa, México. Su formación se orienta al diseño y mantenimiento de equipos médicos, así como al desarrollo y aplicación de tecnologías innovadoras en el ámbito de la salud.



**Karen Alejandra Aguilar Gómez**, es estudiante de Ingeniería Biomédica en la Universidad Politécnica de Chiapas, Suchiapa, México. Sus intereses académicos se centran en el diseño, mantenimiento y desarrollo de dispositivos médicos, además del uso de tecnologías emergentes aplicadas al monitoreo y cuidado de la salud.



**Maria de Lourdes Corzo Cuesta**, es profesora en la Universidad Politécnica de Chiapas, Suchiapa, México. Cuenta con una Maestría en Ingeniería Eléctrica con especialidad en Bioelectrónica por el CINVESTAV y es candidata al Sistema Nacional de Investigadores.

# Dispositivo ortopédico de cadera inteligente con sensores y retroalimentación háptica.

## Smart hip orthopedic device with sensors and haptic feedback.

Ricardo Abimael Casas Rodríguez (1).  
Estudiante Universidad Politécnica de Chiapas, Suchiapa, Chiapas.  
[223188@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:223188@ib.upchiapas.edu.mx).

Betty López Zapata (2), Universidad Politécnica de Chiapas. Suchiapa, Chiapas, [blopez@upchiapas.edu.mx](mailto:blopez@upchiapas.edu.mx).

Norberto Urbina Brito\* (3). Universidad Politécnica de Chiapas. Suchiapa, Chiapas, [nurbina@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:nurbina@ib.upchiapas.edu.mx).

Gerardo Velázquez Hernández (4), Universidad Politécnica de Chiapas. Suchiapa, Chiapas,  
[gvelazquez@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:gvelazquez@ib.upchiapas.edu.mx).

\*corresponding author.

Artículo recibido en septiembre 14, 2025; aceptado en octubre 24, 2025.

### Resumen.

*El presente proyecto se centra y describe el diseño y desarrollo de un dispositivo ortopédico inteligente orientado a la rehabilitación postoperatoria de cadera. El sistema integra sensores inerciales y un microcontrolador para monitorear en tiempo real, los movimientos durante la marcha y los ejercicios terapéuticos. Este incluye un sistema de retroalimentación visual, háptica y sonora que alerta al usuario ante movimientos inadecuados, favoreciendo la corrección inmediata y la adherencia al tratamiento. También cuenta con un sistema de registro automático, el cual almacena los datos obtenidos en una base de datos local al finalizar cada sesión, esto da facilidad al seguimiento y a la evaluación clínica respecto a la evolución del paciente. Se cuentan con resultados preliminares los cuales demuestran que la presente propuesta contribuye a una optimización en los procesos de fisioterapia y rehabilitación.*

**Palabras claves:** Base de datos, cadera, dispositivo ortopédico, rehabilitación.

### Abstract.

*The present project focuses on the design and development of a smart orthopedic device aimed at post-hip surgery rehabilitation. The system integrates inertial sensors and a microcontroller to monitor, in real time, the movements performed during gait and therapeutic exercises. It includes a visual, haptic, and auditory feedback system that alerts the user to improper movements, promoting immediate correction and improving adherence to treatment. The device also features an automatic recording system that stores the collected data in a local database at the end of each session, facilitating follow-up and clinical evaluation of the patient's progress. Preliminary results demonstrate that this proposal contributes to optimizing physiotherapy and rehabilitation processes.*

**Keywords:** Database, hip, orthopedic device, rehabilitation.



## 1. Introducción.

Las enfermedades y lesiones que afectan a la articulación de la cadera representan una de las causas principales y prioritarias de limitación funcional y discapacidad en la población mundial. De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), miles de millones de personas requieren algún tipo de rehabilitación musculoesquelética cada año, siendo una de las articulaciones más propensas a lesiones debido a su papel central/principal en la postura y la movilidad cotidiana. “La fractura de cadera es un importante problema de salud pública, acontece con mayor frecuencia en el adulto mayor, por lo tanto determinar los factores de riesgo asociados a esta patología es de suma importancia” (Arbildo Muñoz, 2019, p. 9). Asimismo, México cuenta con un número de pacientes con deficiencias relacionadas a esta articulación, como lo son la; artrosis, fracturas y/o incluso complicaciones postquirúrgicas tras una artroplastia, todo esto ha aumentado de manera importante, lo que conlleva a una creciente demanda de dispositivos de apoyo funcional que permitan mejorar la adherencia a los procesos de terapia física y rehabilitación. La fractura de cadera representa una de las problemáticas de mayor impacto en el área de traumatología, no solo por la frecuencia con la que ocurre, sino también por las complicaciones posteriores que afectan la calidad de vida de los pacientes adultos mayores. (Arbildo Muñoz, 2019).

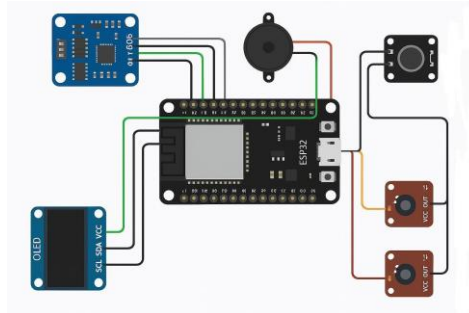
Según una de las recientes revisiones indica que la terapia en la rehabilitación es un componente vital, el cual permite que los pacientes puedan recuperar la funcionalidad muscular y mejorar su condición de manera significativa (Yao et al., 2024). Por ende, la rehabilitación en la articulación de cadera representa un desafío relevante referente en el ámbito de la fisioterapia y ortopedia, indicando que esta articulación participa de una manera muy fundamental en la estabilidad y la movilidad del cuerpo humano. Como por ejemplo pacientes que han sido sometidos a procesos quirúrgicos, prótesis o bien; presentan lesiones musculoesqueléticas, lo cual requiere de programas de rehabilitación prolongados, en el que la constancia, la correcta y precisa ejecución de los ejercicios juegan un papel determinante para poder lograr una recuperación funcional y exitosa. Después de una cirugía de cadera, pueden desarrollarse y encadenarse varias patologías de la marcha, así como mecanismos compensatorios; por lo tanto, se necesita un enfoque complejo de la fisioterapia de los pacientes. (Janura et al., 2020). Otro dato clínico por destacar sobre los programas de rehabilitación de cadera es que dependen en lo absoluto de una supervisión directa del personal de salud, esto conlleva a limitar la autonomía del paciente y, esto prolonga los tiempos de recuperación. Por otra parte, los sistemas comerciales de monitoreo actuales y de asistencia suelen ser de altos costos, de difícil acceso y/o con restricción a entornos hospitalarios de alta especialidad.

Estos proceso suele enfrentar limitaciones importantes entre las cuales se destacan la falta de un monitoreo continuo externo del entorno clínico, una dificultad de los pacientes para seguir de forma correcta y adecuada las indicaciones del personal de salud y una escasa retroalimentación en tiempo real, lo cual son factores que pueden retrasar la recuperación y que incluso generan complicaciones secundarias. Dada a esta problemática se ha incrementado un interés en el desarrollo de dispositivos biomédicos portátiles y mejor aún de bajo costo que apoyen al paciente durante el tiempo de tratamiento. Los sensores de actividad portátiles disponibles comercialmente, son factibles para el seguimiento pasivo de la actividad del paciente, como el conteo de pasos, la distancia recorrida y las medidas calóricas de la intensidad del ejercicio, también podrían ser útiles para detectar problemas postoperatorios tempranos. (Patterson et al., 2020).

En algunas investigaciones recientes se ha indagado acerca del uso de órtesis inteligentes y sistemas portátiles con énfasis en el monitoreo de rehabilitación, y por supuesto en un monitoreo en tiempo real que brindan una retroalimentación visible, audible y háptica, los cuales en la actualidad carecen de estos elementos ya mencionados. Es así que no solo logramos innovar una herramienta de limitación ortopédica, sino que se basa en sensores de movimiento, algoritmos de análisis y base de datos en tiempo real para facilitar el seguimiento clínico. El uso de un soporte de cadera puede mejorar la marcha, disminuir el dolor y favorecer la función en pacientes con lesiones en la cadera. (Steingrebe, Stetter, Sell, & Stein, 2022).

Estos enfoques logran demostrar beneficios en términos de adherencia a cada tratamiento, mejora en la precisión de los movimientos, y una autonomía mayor en los pacientes durante su proceso de recuperación. Los hallazgos sugieren que la rehabilitación asistida por tecnología, ha demostrado mejorar la función física de los pacientes tras una artroplastia de cadera (ATC), en comparación con la rehabilitación convencional. (Wu, Li, Hua, & Sun, 2023).

En el presente contexto surge el dispositivo ortopédico de cadera inteligente con sensores de movimientos y retroalimentación háptica, basado en un prototipo de órtesis de ayuda funcional, especialmente para pacientes post operación para un seguimiento en tiempo real. “Los dispositivos tradicionales, como los sistemas de captura óptica de movimiento, son costosos y su uso está limitado a entornos de laboratorio. Como alternativa, las unidades de medición inercial (IMU) ofrecen una solución asequible que permite la evaluación del movimiento en la vida diaria.”(van Amstel et al., 2025, p. 72). Dicho sistema busca garantizar que cada movimiento de la cadera durante la rehabilitación y/o terapia sea correcta evitando el riesgo de recaídas y favoreciendo una recuperación más eficiente. La aplicación de la órtesis inteligentes resulta en una mayor capacidad funcional. (Steingrebe, Stetter, Sell, & Stein, 2022).



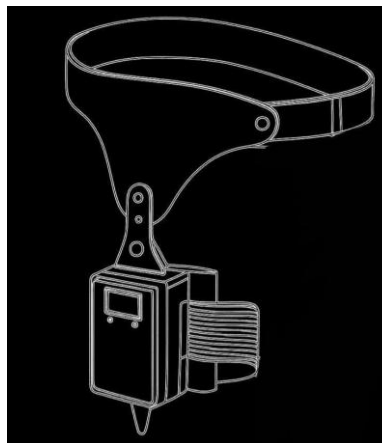
**Figura 1.** Diseño del circuito.

## 2. Métodos.

El presente desarrollo del dispositivo ortopédico de cadera inteligente se realizó en las siguientes etapas; diseño del concepto, se integró los componentes electrónicos, se implementó el sistema de retroalimentación háptica y desarrollo de la base de datos para su almacenamiento de manera automática de la información obtenida a través de las pruebas realizadas.

### 1. Diseño del concepto.

Se realizó un estudio previo de análisis sobre la anatomía y biomecánica de la articulación de la cadera con el único fin de establecer los puntos óptimos y correctos en la colocación de los sensores de movimiento. Con este estudio se logró definir una precisa estructura del dispositivo ortopédico, a partir de esto se logró priorizar la correcta ergonomía para una mayor facilidad en el uso de la portabilidad.



**Figura 2.** Diseño del prototipo.

## 2. Integración de sensores de movimientos.

Para la obtención de cada registro cinemático se emplearon sensores de movimiento inerciales tipo IMU (Inertial Measurement Unit), con una capacidad de medir el ángulo de elevación e inclinación angular en sus tres ejes. Dichos sensores se colocaron dentro del dispositivo de manera estratégica a la inclinación adecuada en la zona de la cadera para lograr una monitorización de los desplazamientos durante cada una de las marchas y los ejercicios terapéuticos. “Encontramos que los datos recopilados por los sensores IMU se utilizan para analizar y detectar cualquier desviación normal para medir la posición y el movimiento de la articulación de la cadera” (Acosta-Vargas et al., 2023, p. X). Un tema a destacar de manera crucial para la efectividad en las órtesis de cadera, es la capacidad de adaptarse a la marcha del paciente en tiempo real. Miguel-Fernández et al.(2023) demostró que la información y datos cinemáticos proporcionados por los IMUs dan importancia a piezas fundamentales en el diseño de controladores adaptativos, por lo que pueden monitorizar el ángulo de cadera durante la marcha y asimismo ajustar la asistencia personalizando la terapia para cada paso que dé el paciente.

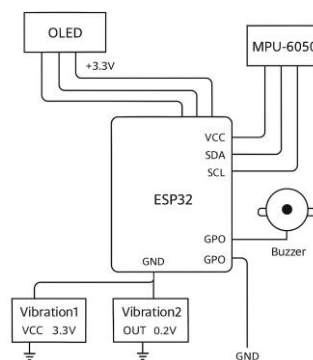


Figura 3. Diagrama de conexión del sistema con el sensor MPU6050 y microcontrolador.

## 3. Unidad de control.

El sistema está basado bajo un microcontrolador programado, encargado de recolectar cada uno de los datos emitidos de los sensores, este, a su vez, procesa la información en tiempo real y genera señales de retroalimentación. En la programación fueron incluidos algoritmos basados para la detección en desviaciones respecto a cada uno de los patrones de movimiento que el paciente ejecute considerando adecuados o no en la rehabilitación.

## Algoritmo 1.

**Inicialización:**

Configura el sensor MPU6050 y define variables de conteo (`total_normales`, `total_excesivos`) y el **límite de ángulo permitido** (`limite = 30°`).

- **Lectura continua:**  
En un **bucle infinito**, el sistema lee el **ángulo** del sensor en tiempo real.
  - **Clasificación de movimiento:**
    - Si el **ángulo**  $\leq 30^\circ$ , el movimiento se considera **normal**.  
Si **supera el límite**, se clasifica como **excesivo**.
  - **Monitoreo en tiempo real:**  
Muestra constantemente los valores actuales del **ángulo** y los **conteos acumulados** de movimientos normales y excesivos.
  - **Control temporal:**  
Se realiza una **espera de 50 ms** entre cada lectura para estabilizar la captura de datos.
- Guardado automático (proceso paralelo):**  
Cada **1 minuto (60000 ms)**, los datos se **guardan automáticamente en formato JSON**.

4. Retroalimentación háptica

La implementación de un módulo de vibración como mecanismo de alerta ha sido muy favorable en la notificación inmediata para aviso y corrección al paciente, es decir que al momento de una detección de movimiento inadecuado, el paciente recibe un pequeño estímulo háptico lo que le indica la necesidad de corregir de manera inmediata su trayectoria y/o postura, es así como favorece a la adherencia de una terapia prescrita.

5. Registro de datos

Para la incorporación, y con el único objetivo de dar seguimiento paso a paso al progreso de terapia y rehabilitación, el dispositivo contiene incorporado un sistema de registro automático, esto es al finalizar cada sesión, la información y datos generados durante la terapia se almacenan de manera local en una base de datos de forma estructurada, esto permite un análisis posterior y así redactar una evaluación correcta respecto a la evolución clínica de paciente.

DATOS RECOLECTADOS DEL PACIENTE	
Información del Paciente	
Nombre:	Patricia Coronel Edad: 49 años
Diagnóstico:	Reemplazo de cadera hace 9 años
Limitación:	Limitación en elevación lateral de pierna derecha
Limite ángulo: 30°	Inicio sesión: 2025-09-24 18:44:37
Estadísticas en Tiempo Real	
Movimientos Normales (0-30°):	
Flexiones Excesivas (>30°):	
Último movimiento:	
Último guardado:	
Archivo:	
Registro Detallado de Movimientos	
[18:46:32]	Ángulo: -2,30°   Rango: 0-5   Tipo: NORMAL
[18:46:33]	Ángulo: -3,55°   Rango: 0-5   Tipo: NORMAL
[18:46:34]	Ángulo: -2,88°   Rango: 0-5   Tipo: NORMAL
[18:46:34]	Ángulo: -3,04°   Rango: 0-5   Tipo: NORMAL
[18:46:35]	Ángulo: -3,09°   Rango: 0-5   Tipo: NORMAL
[18:46:35]	Ángulo: -3,77°   Rango: 0-5   Tipo: NORMAL
[18:46:36]	Ángulo: -3,24°   Rango: 0-5   Tipo: NORMAL
[18:46:37]	Ángulo: -2,83°   Rango: 0-5   Tipo: NORMAL
[18:46:37]	Ángulo: -3,23°   Rango: 0-5   Tipo: NORMAL
[18:46:38]	Ángulo: -2,57°   Rango: 0-5   Tipo: NORMAL
[SISTEMA]	Datos guardados en datos_paciente_Patricia_Coronel.json - 18:46:38
[18:46:39]	Ángulo: -3,23°   Rango: 0-5   Tipo: NORMAL
[18:46:39]	Ángulo: -4,90°   Rango: 0-5   Tipo: NORMAL
[18:46:40]	Ángulo: -3,45°   Rango: 0-5   Tipo: NORMAL
[18:46:40]	Ángulo: 8,29°   Rango: 0-10   Tipo: NORMAL
[18:46:41]	Ángulo: 23,11°   Rango: 20-25   Tipo: NORMAL
[18:46:42]	Ángulo: 10,30°   Rango: 10-15   Tipo: NORMAL
[18:46:42]	Ángulo: -6,80°   Rango: 0-10   Tipo: NORMAL
[18:46:43]	Ángulo: -11,90°   Rango: 10-15   Tipo: NORMAL
[18:46:44]	Ángulo: -31,40°   Rango: 30-35   Tipo: EXCESIVO
[18:46:44]	Ángulo: -32,62°   Rango: 30-35   Tipo: EXCESIVO
[18:46:45]	Ángulo: -28,75°   Rango: 25-30   Tipo: NORMAL
[18:46:45]	Ángulo: -36,34°   Rango: 35-40   Tipo: EXCESIVO
[18:46:46]	Ángulo: -29,33°   Rango: 25-30   Tipo: NORMAL
[ALERTA]	3 flexiones excesivas detectadas en este periodo!
[18:46:47]	Ángulo: -29,97°   Rango: 25-30   Tipo: NORMAL

Figura 4. Base de datos en tiempo real.

6. Diseño estructural.

La forma estructural ortopédica fue diseñada considerando materiales ligeros, resistentes y basándose en una órtesis actual de apoyo funcional ya existente en el mercado el cual cuenta con un material adecuado para su uso prolongado. Para el desarrollo del dispositivo se empleó un software de diseño asistido por computadora. De esta manera se logró modelar la órtesis e implementar garantizadamente la correcta integración de los sensores para el sistema de retroalimentación.



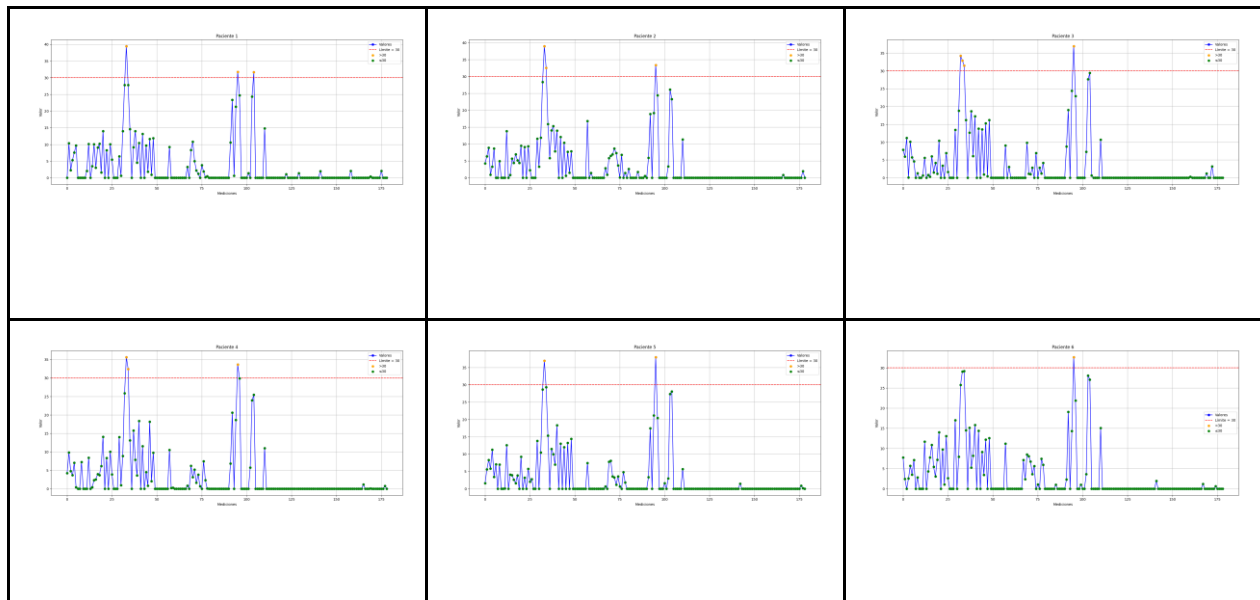
Figura 5. Dispositivo Ortopédico.

### 3. Desarrollo.

En esta etapa, el desarrollo del dispositivo ortopédico de cadera inteligente fue integrado en diferentes secciones, empezando por la fase del diseño y concluyendo en la aplicación de pruebas preliminares con pacientes que se encuentran en necesidades reales de rehabilitación. De las cuales las fases primeras fueron definidas bajo los criterios de ergonomía, portabilidad y facilidad de uso, para así poder lograr una exactitud en la integración de estos y de la misma manera el dispositivo pudiera adaptarse de forma natural a la rutina de la terapia, sin presentar una sobrecarga extra y adicional para el paciente.

La programación algorítmica realizada, fue enfocada únicamente en garantizar tres funciones esenciales, de las cuales fueron la adquisición en tiempo real de información sobre los parámetros de movimiento de la cadera, asimismo sobre la detección de desviaciones relevantes, con respecto a rangos y movimientos de referencias previamente establecidos, y también para la activación del mecanismo vibratorio como una señal de corrección al paciente ante movimientos inadecuados. En referencia a esto, Kanega y Muraoka (2024) ando demostrado que la estimación en tiempo real de cada ángulo articular respecto al IMU es factible y precisa, incluso cuando se encuentran patrones de marchas patológicas, esto proporciona una base de datos cinemáticos de manera necesaria para detectar las desviaciones de forma fiable. Dichas funciones fueron complementadas con el sistema de registro automático de datos (base de datos) estructurada al final de cada sesión, esto asegura una trazabilidad en la evolución de cada paciente.

Una vez ensamblado el prototipo, se realizó una fase de validación preliminar en un entorno clínico, bajo la supervisión de un fisioterapeuta y un grupo reducido de seis pacientes seleccionados por criterios médicos, de los cuales cuatro pacientes habían sido intervenidos, de manera quirúrgica mediante un reemplazo de cadera y encontrándose en algunas semanas/meses de recuperación postoperatoria y los dos pacientes restantes se encontraban con una artrosis de cadera en etapa moderada, ambos con una movilidad limitada, la cual generaba dolor durante la marcha. Esta diversidad de condiciones clínicas permitió la evaluación del dispositivo en contextos y escenarios distintos de grados de limitación funcional, los cuales representaban a cada uno de estos pacientes.



**Figura 6.** Gráficos de los 6 pacientes.

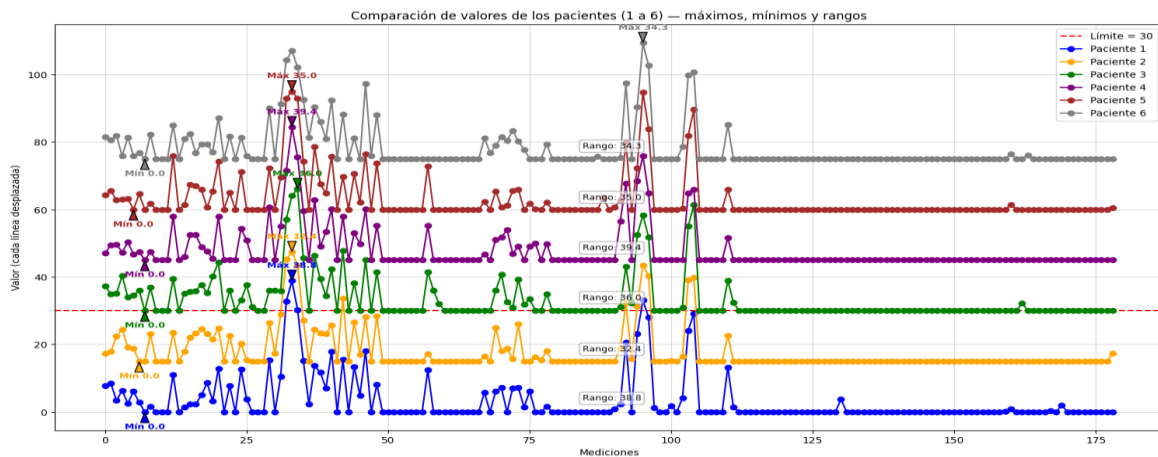
Durante las sesiones de prueba, cada uno de los pacientes bajo las indicaciones y supervisión del fisioterapeuta, se realizaron ejercicios básicos de flexión y extensión de cadera, posteriormente caminatas cortas estas mismas también bajo supervisión, al sobrepasar los 30 grados de flexión se visualizaba en la interfaz y de igual manera mandaba una

señal háptica al paciente. En cada sesión, el dispositivo registró de forma continua, cada patrón de movimiento y está a su vez, emitiendo señales visibles y de vibración, en casos de los cuales las desviaciones eran significativas. El 85% en promedio de cada uno de los episodios de retroalimentación fueron comprendidos por los pacientes, estos a su vez respondiendo de una manera justa a la postura y movimiento de manera inmediata. Dichos resultados reflejan un potencial de estímulo háptico como una intuitiva herramienta, lo que favorece una corrección de manera autónoma.

**Tabla 1.** Resultados clínicos de los pacientes.

Paciente	Diagnóstico	Rango de movimiento (°)	% Respuesta háptica	Observaciones
1	Artrosis moderada	25-39°	82%	Buena tolerancia y adaptación
2	postoperatorio de reemplazo	25-35°	87%	Corrige rápido al estímulo
3	Artrosis moderada	18-38°	90%	Dolor leve al final del ejercicio
4	postoperatorio	25-40°	84%	Mejora progresiva
5	postoperatorio	25-35°	88%	Buena estabilidad en la marcha
6	Artrosis leve	20-35°	83%	Retroalimentación cómoda

Un promedio del 85 % de cada uno de los episodios de retroalimentación fueron captados y comprendidos correctamente por los pacientes, los cuales ajustaron su postura de manera inmediata tras recibir la señal háptica. Estos resultados se muestran de forma gráfica en la Figura 7.



**Figura 7.** Gráficos finales

El fisioterapeuta involucrado en la prueba, mencionó y destacó que el sistema no sólo lograba facilitar la supervisión en tiempo real, sino que agregaba la ventaja de contar con un historial automático en cada sesión, almacenando la



información en la base de datos. Dicha característica evita la necesidad de hacer los registros de manera manual, y a su vez permite una identificación sobre las tendencias de recuperación en cada paciente. Changcheng et al. (2022) enfatizan en su desarrollo que la capacidad de registrar y analizar datos cinemáticos es fundamental para cuantificar el progreso de la rehabilitación y ajustar los protocolos de entrenamiento, lo que valida el enfoque implementado en nuestro dispositivo. Cabe mencionar que algunos de los pacientes coincidieron en que el dispositivo también puede ser una herramienta de apoyo de manera complementaria, no solamente en una institución de salud, sino también en la eficacia de sesiones terapéuticas y rehabilitación en el hogar propio bajo parámetros controlados. Algunos más de los participantes reportaron una percepción de manera positiva al dispositivo, describiéndolo como ligero y de fácil adaptación al cuerpo, en este caso a la articulación de la cadera. Algunos otros comentarios de los participantes fueron que la retroalimentación vibratoria y visible resultaba clara y útil para corregir movimientos, pero también expresaron que esta retroalimentación podría ser un poco más ajustable en intensidad para mayor comodidad. Ambas observaciones serán consideradas en el perfeccionamiento del prototipo.

De esta manera, el desarrollo y cada una de las pruebas preliminares demostraron que el dispositivo ortopédico de cadera inteligente, es funcional y viable y a su vez aceptable, tanto para los usuarios como para el personal clínico. Es importante recalcar que las pruebas fueron realizadas bajo un número reducido de pacientes, aún así con los resultados adquiridos hacen una base cimentada y sólida para continuar con una validación en un grupo de pacientes más amplio en número, lo que conlleva a consolidar la aplicación en programas de rehabilitación de cadera en diferentes contextos clínicos y comunitarios.

### **Discusiones.**

Los resultados ya obtenidos en cada sesión de terapia reflejan una eficacia del 85% en base a la detección de movimientos inadecuados y una aceptación alta por parte de cada paciente. Es así como cada uno de estos datos concuerdan con los estudios de Steingrebe et al. (2022) y Wu et al. (2023), los cuales reportaron, mejoras significativas y similares en adherencia y precisión en órtesis inteligentes. Aún así es importante mencionar que entre las limitaciones se identifican el tamaño reducido de la muestra de pacientes ( $n=6$ ) y la falta de comparación con otros dispositivos clínicos estándar ya existentes en el mercado. Aún así el bajo costo, la portabilidad y retroalimentación háptica del sistema han representado avances sustanciales para una fisioterapia moderna y una recuperación personalizada.

### **Conclusiones.**

Finalmente, el dispositivo ortopédico de cadera inteligente con retroalimentación háptica demostró ser solución y/o alternativa, accesible y de gran potencial en los procesos de recuperación musculoesquelética. El desempeño de los sensores de movimiento, el sistema de alerta vibratoria y el registro de manera automática en base de datos, ha permitido conformar a este dispositivo como una herramienta portátil, de fácil acceso y sobre todo orientada a la inmediata corrección de movimientos inadecuados.

Las pruebas preliminares que fueron realizadas con seis pacientes, de los cuales dos presentaban artrosis y cuatro se encontraban en un estado postoperatorio de reemplazo de cadera, de esta manera confirmaron la funcionalidad del dispositivo en condiciones clínicas reales. Cabe recalcar que en la mayoría de los casos, los participantes lograron corregir cada uno de los movimientos a través de la marcha al recibir la señal háptica, de esta manera se valida la efectividad del dispositivo como complemento en la rehabilitación física. Es así como la información obtenida y registrada en la base de datos, ha sido útil para el personal clínico favoreciendo un historial complejo, con la única finalidad de un seguimiento a la evolución de cada usuario. “La combinación de tecnologías de sensores portátiles con análisis de datos estadísticos en tiempo real podría transformar la clínica, utilizando información en vivo para activar el contacto ambulatorio o coordinar el seguimiento según tendencias preocupantes en el comportamiento objetivo del paciente.” (Patterson et al., 2020).

Una de las ventajas que sobresalen se encuentra en la facilidad de uso, la correcta y exitosa aceptación de manera positiva, tanto como fisioterapeutas y pacientes, y de este modo se reduce el potencial en la dependencia del personal



de salud durante las sesiones. Este aspecto se ve reforzado, dadas las estrategias de diseños entradas en el usuario donde “la integración de la interacción hombre-máquina basada en las preferencias del usuario, permite un enfoque dinámico[...] adaptándolo así a sus necesidades personales” (Wu et al., 2024), mejorando así de manera significativa la adopción y utilidad del dispositivo. Sin embargo cabe la necesidad de mencionar una implementación mayor al número de participantes en un futuro para estudios más profundos, realizar ajustes ergonómicos y para una mejor intensidad en la retroalimentación, todo esto para mejora y experiencia del usuario.

De esta manera concluimos que el dispositivo propuesto constituye un cierto aporte innovador en el sector de la ingeniería Biomédica, con énfasis en la ortopedia y rehabilitación. Esta implementación a mayor escala, lograría contribuir a una óptima calidad en los programas de terapia de cadera, mejorar la autonomía de cada paciente, y por supuesto lograr reducir costos en comparación con las actuales soluciones comerciales disponibles.

### Referencias bibliográficas.

- Acosta-Vargas, P., Flor, O., Salvador-Acosta, B., Suárez-Carreño, F., Santórum, M., Solorzano, S., & Salvador-Ullauri, L. (2023).** Inertial Sensors for Hip Arthroplasty Rehabilitation: A Scoping Review. *Sensors* (Basel, Switzerland), 23(11), 5048. <https://doi.org/10.3390/s23115048>
- Arbildo Muñoz, M. (2019, 19 de agosto).** Factores de riesgo de fractura de cadera en adultos mayores del servicio de traumatología del Hospital Regional Lambayeque, julio 2018 – junio 2019 (Trabajo académico, Universidad Nacional Pedro Ruiz Gallo). Repositorio Institucional UNPRG. <https://hdl.handle.net/20.500.12893/4875>
- Changcheng, C., Li, Y.-R., & Chen, C.-T. (2022).** Assistive Mobility Control of a Robotic Hip-Knee Exoskeleton for Gait Training. *Sensors*, 22(13), 5045. <https://doi.org/10.3390/s22135045>
- Miguel-Fernández, J., Salazar-Del Rio, M., Rey-Prieto, M., Bayón, C., Guirao-Cano, L., Font-Llagunes, J. M., & Lobo-Prat, J. (2023).** Inertial sensors for gait monitoring and design of adaptive controllers for exoskeletons after stroke: a feasibility study. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 11, 1208561. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1208561>
- Janura, M., Zahutová, E., Gallo, J., Svoboda, Z., & Honzíková, L. (2020).** Vliv primární a revizní totální endoprotézy kyčelního kloubu na kinematiku chůze [Effect of Primary and Revision Total Hip Arthroplasty on Gait Kinematics]. *Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Cechoslovaca*, 87(4), 243–250.
- Kanega, S., & Muraoka, Y. (2024).** Real-Time Estimation of Lower Limb Posture and Joint Angles Using Wearable IMUs: Reproduced Hemiparetic and Normal Gait. *Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science*, 16, 19–29. <https://doi.org/10.11336/jjcrs.16.19>
- Patterson, J. T., Wu, H. H., Chung, C. C., Bendich, I., Barry, J. J., & Bini, S. A. (2020).** Wearable activity sensors and early pain after total joint arthroplasty. *Arthroplasty Today*, 6(1), 68–70. <https://doi.org/10.1016/j.artd.2019.12.006>
- Steingrebe, H., Stetter, B. J., Sell, S., & Stein, T. (2022).** Effects of Hip Bracing on Gait Biomechanics, Pain and Function in Subjects With Mild to Moderate Hip Osteoarthritis. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 10, 888775. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.888775>
- Van Amstel, R. N., Dijk, I. E., Noten, K., Weide, G., Jaspers, R. T., & Pool-Goudzwaard, A. L. (2025).** Wireless inertial measurement unit-based methods for measuring lumbopelvic-hip range of motion are valid compared with optical motion capture as the golden standard. *Gait & Posture*, 120, 72–80. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2025.04.003>



**Wu, B., Chen, C., Wang, S., Chen, H., Wang, Z., Liu, Y., He, T., Zhang, J., & Wu, X. (2024).** A Novel Personalized Strategy for Hip Joint Flexion Assistance Based on Human Physiological State. *Biosensors*, 14(9), 418. <https://doi.org/10.3390/bios14090418>

**Wu, L., Li, X., Hua, L., & Sun, Q. (2023).** Effects of technology-assisted rehabilitation for patients with hip arthroplasty: A meta-analysis. *Medicine*, 102(45), e35921. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000035921>

**Yao, Y., Shao, D., Tarabini, M., Moezi, S. A., Li, K., & Saccomandi, P. (2024).** Advancements in Sensor Technologies and Control Strategies for Lower-Limb Rehabilitation Exoskeletons: A Comprehensive Review. *Micromachines*, 15(4), 489. <https://doi.org/10.3390/mi15040489>

### Información de los autores.



**Ricardo Abimael Casas Rodríguez**, estudiante de ingeniería biomédica en la Universidad Politécnica de Chiapas. Sus intereses académicos se enfocan en el diseño y desarrollo de dispositivos médicos orientados a la rehabilitación física y para el monitoreo del movimiento humano. Es responsable del diseño, ensamblaje y pruebas clínicas preliminares del dispositivo de cadera inteligente descrito en este trabajo.



**Betty Yolanda López Zapata** es Ingeniera en Electrónica con especialidad en Instrumentación y Control por el Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez, Maestra y Doctora en Ciencias en Ingeniería electrónica especialidad en Automatización y Control del Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Experiencia profesional como directora de Tecnologías de la Información y Comunicaciones, Profesora Investigadora. Miembro del Sistema Nacional de Investigadores, nivel 1, Línea de investigación control, diagnóstico de fallas, observadores de estado, se tienen diferentes artículos publicados en revistas y congresos referentes a la automatización, sensores, control, energías renovables, diagnóstico de fallas y control tolerante a fallas, cuenta con el desarrollo de un modelo de utilidad, Miembro de la red de mujeres en Tecnología de la Información y Comunicaciones desde 2022, directora de Ingeniería Biomédica de la Universidad Politécnica de Chiapas, actualmente directora de la división de salud, alimentos y administración de la Universidad Politécnica de Chiapas.



**Norberto Urbina Brito** es Doctor en Ciencias de la Ingeniería por el Tecnológico Nacional de México, campus Tuxtla Gutiérrez. Profesor de Tiempo Completo en la Universidad Politécnica de Chiapas, orienta su labor a la investigación en control automático, sistemas embebidos, procesamiento de señales e imágenes biomédicas y tecnología espacial educativa. Ha participado en proyectos como Chiapas al Espacio y Xakpún Mission One, impulsando la formación científica y el desarrollo de misiones estratosféricas y CubeSat. Es mentor del Space Generation Advisory Council (SGAC) y promueve la integración de la ingeniería biomédica y aeroespacial para el diseño de soluciones tecnológicas orientadas a la salud y la exploración en entornos extremos.



**Gerardo Velázquez Hernández** es Médico Cirujano por la UNACH, con Maestría en Ciencias de la Educación, Doctorado Internacional en Entrenamiento Físico y Deportivo, y formación avanzada en Osteopatía y Medicina Regenerativa. Cuenta con más de 20 años de experiencia clínica y docente, y es Profesor e Investigador de Tiempo Completo en la Universidad Politécnica de Chiapas. Dirige el Grupo de Investigación en Biomecánica Aplicada, desarrollando proyectos en tecnología médica y prótesis inteligentes. Ha publicado artículos indexados y participado en congresos nacionales e internacionales. Miembro de la Academia de Ingeniería Clínica y del Colegio Médico de San Cristóbal A.C.



# Plataforma de capacitación en mantenimiento preventivo de equipos médicos con realidad mixta en Meta Quest.

## Training platform for preventive maintenance of medical equipment with mixed reality on Meta Quest.

Manuel Eduardo Pabón Rodrigo\* (1).  
Universidad Politécnica de Chiapas.  
[223083@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:223083@ib.upchiapas.edu.mx)

Norberto Urbina Brito (2). Universidad Politécnica de Chiapas, [nurbina@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:nurbina@ib.upchiapas.edu.mx).

María de Lourdes Corzo Cuesta (3). Universidad Politécnica de Chiapas, [mcorzo@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:mcorzo@ib.upchiapas.edu.mx).

Christian Roberto Ibáñez Nangüelú (4). Universidad Politécnica de Chiapas, [cribn@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:cribn@ib.upchiapas.edu.mx).

Diana Paulina Martínez Cancino (5). Universidad Politécnica de Chiapas, [dmartinez@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:dmartinez@ib.upchiapas.edu.mx).

José Octavio Vázquez Buenos Aires (6). Universidad Politécnica de Chiapas, [vazquez@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:vazquez@ib.upchiapas.edu.mx).

Georgina Hernández Santiz (7). Egresada de la Universidad Politécnica de Chiapas, [203340@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:203340@ib.upchiapas.edu.mx).

Dorian Alberto Ibáñez Nangüelú (8). Estudiante de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica en el Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez, [M25270414@tuxtla.tecnm.mx](mailto:M25270414@tuxtla.tecnm.mx).

Roberto Ibáñez Córdova (9), Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez, [roberto.ic@tuxtla.tecnm.mx](mailto:roberto.ic@tuxtla.tecnm.mx).

Jorge Alberto Rodríguez Ramírez (10). Universidad Politécnica de Chiapas, [jrodriguez@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:jrodriguez@ib.upchiapas.edu.mx).

---

\*corresponding author.

**Artículo recibido en septiembre 12, 2025; aceptado en octubre 22, 2025.**

### Resumen.

*En este proyecto se desarrolla una experiencia de realidad mixta en los visores Meta Quest, utilizando Unity, para la capacitación de ingenieros biomédicos en el mantenimiento preventivo de equipos médicos. La plataforma integra una interfaz con acceso a manuales técnicos, diagramas y guías multimedia en un entorno virtual. Esta solución proporciona una capacitación práctica e inmersiva con guías visuales, superando la dependencia de manuales tradicionales y la formación no interactiva.*

**Palabras claves:** Mantenimiento biomédico, meta quest, realidad mixta, unity.



## Abstract.

*This project develops a mixed reality experience on the Meta Quest headsets, using Unity, for the training of biomedical engineers in the preventive maintenance of medical equipment. The platform integrates an interface with access to technical manuals, diagrams, and multimedia guides in a virtual environment. This solution provides practical and immersive training with visual guides, overcoming the reliance on traditional manuals and non-interactive training.*

**Keywords:** Biomedical maintenance, meta quest, mixed reality, unity.

## 1. Introducción.

El mantenimiento de equipos médicos constituye un pilar en las instituciones hospitalarias, esencial para garantizar la seguridad, la eficiencia y la vida útil de la tecnología, asegurando con ello una atención de calidad (World Health Organization, 2011). Dentro de esta área, el mantenimiento preventivo ocupa un papel central, ya que implica la ejecución periódica y calendarizada de tareas como limpieza, sustitución de componentes y revisiones generales. Estas actividades, realizadas por profesionales capacitados, buscan anticipar fallas que puedan comprometer el funcionamiento de los equipos y la seguridad del paciente (Zubair, 2012).

No obstante, la ejecución de dichas tareas puede resultar compleja y riesgosa en ausencia de capacitación y documentación adecuadas. La falta de preparación en estos procedimientos incrementa la probabilidad de fallas, afectando la funcionalidad del equipo. Aunque la formación tradicional de los ingenieros biomédicos contempla manuales y cursos teóricos, estos recursos suelen ofrecer una visión general, sin desarrollar la experiencia práctica necesaria. Esta limitación puede conducir a errores con repercusiones negativas en el rendimiento de los equipos y en la seguridad del paciente (Franco, Jaramillo, & Barreneche, 2015). Por ello, resulta fundamental que el personal técnico se familiarice con los equipos en un entorno seguro antes de realizar cualquier intervención (Eschen, Kötter, Rodeck, Harnisch, & Schüppstuhl, 2018).

En el campo biomédico, esta problemática ha impulsado diversos proyectos y modelos de capacitación (Taghian, Abo-Zahhad, Sayed, & Abd El-Malek, 2023). Un ejemplo es el desarrollo de plataformas de soporte con Realidad Aumentada (AR) para dispositivos móviles, diseñadas para orientar a los usuarios en el manejo de equipos médicos y reducir así los eventos adversos por uso inadecuado (Tavares, Martins, & Garcia, 2018). De manera similar, el primer laboratorio de ingeniería de factores humanos en Brasil evaluó el impacto de estas tecnologías en la disminución de errores de usabilidad en el manejo de equipamiento biomédico (Tavares, Martins, & Garcia, 2018). En el ámbito empresarial, un caso representativo es NVRT Labs, una empresa de software que provee servicios de capacitación con Realidad Virtual (VR). Su modelo de suscripción institucional permite a los ingenieros biomédicos interactuar con réplicas virtuales de equipos y seguir tutoriales guiados para un correcto mantenimiento (NVRT Labs, 2025). Estos enfoques innovadores destacan el potencial de las tecnologías para abordar las brechas críticas en la capacitación tradicional de la ingeniería biomédica, al ofrecer entornos inmersivos y libres de riesgo para el desarrollo de habilidades (Saurio, y otros, 2023)

Como propuesta de solución, se plantea el desarrollo de una experiencia educativa de Realidad Mixta (MR) con el objetivo de fortalecer la capacitación de los ingenieros biomédicos en la ejecución de rutinas de inspección y mantenimiento preventivo, brindándoles la posibilidad de practicar de manera interactiva en su entorno de trabajo, directamente junto al equipo físico o en un entorno virtual. Este enfoque reduce la curva de aprendizaje y el potencial de errores al permitir la interacción práctica con superposiciones virtuales sobre equipos médicos reales, cerrando así la brecha entre el conocimiento teórico y la aplicación práctica en un entorno seguro y controlado. (Bautista, Maradei, & Pedraza, 2022)

## 2. Métodos.

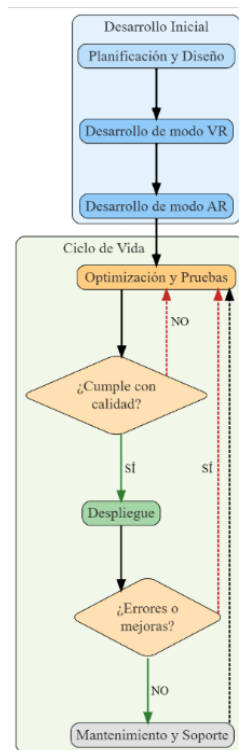
Para abordar la problemática de los errores humanos en tareas de mantenimiento y ofrecer una capacitación segura (Franco, Jaramillo, & Barreneche, 2015), se propone el desarrollo de la aplicación *M.A.R.T.H.A.* (Medical Augmented Reality Training for Hardware Assistance) para dispositivos Meta Quest y está orientada a capacitar a ingenieros biomédicos en el mantenimiento preventivo de equipos médicos. Como valor agregado frente a otros productos similares, integra dos modalidades complementarias: un modo de VR que permite el aprendizaje en un entorno virtual controlado e interactivo, y un modo de AR que superpone guías virtuales sobre el equipo real. Ambas opciones son accesibles desde un menú principal (Taghian, Abo-Zahhad, Sayed, & Abd El-Malek, 2023). El software y hardware utilizados tanto para el desarrollo como para las pruebas de la aplicación se resumen en la Tabla 1.

**Tabla 1.** Configuración del entorno de desarrollo.

Elemento	Herramienta / Versión
Motor gráfico	Unity v6000.0.46f1
Lenguaje de programación	C# v9.0.203
SDK	Meta XR All-in-one v77.0.0
Dispositivo	Meta Quest 3s de 128 GB
Sistema Operativo	Meta Horizon v79.1034
Modelado 3D	<ul style="list-style-type: none"><li>• Meshy AI</li><li>• Imagetostl</li></ul>
Audio TTS	Applio versión 3.2.9

La aplicación ofrece dos modos principales:

- Modo VR: simula un laboratorio de ingeniería biomédica donde el usuario puede interactuar con modelos 3D de diversos equipos médicos. Incluye guías auditivas que explican el funcionamiento de los dispositivos, pantallas con videos educativos y acceso a manuales técnicos. La interacción se realiza mediante los controladores del dispositivo, que permiten manipular objetos y desplazarse por el entorno virtual.
- Modo AR: utiliza la tecnología *Passthrough* para superponer elementos virtuales en el entorno real del usuario. Se diseñaron pantallas interactivas con guías multimedia y manuales que el usuario puede mover y fijar libremente en su espacio físico, utilizándolas como apoyo durante actividades de mantenimiento real. En este modo, la interacción se basa principalmente en el seguimiento de manos y gestos, lo que permite un desplazamiento natural mientras los elementos virtuales permanecen anclados en el lugar definido



**Figura 1.** Esquema metodológico de M.A.R.T.H.A

El proyecto se desarrolló siguiendo una metodología de diseño iterativo, como se observa en la Figura 1, que permitió refinar la experiencia a través de pruebas continuas (Tavares, Martins, & Garcia, 2018). La aplicación está diseñada para ser escalable, incorporando futuras actualizaciones que incluyan nuevos equipos médicos, escenarios y materiales de capacitación. Asimismo, se contempla la distribución gratuita a través de la Meta Store, lo que facilitará su acceso e implementación en instituciones académicas y hospitalarias.

### 3. Desarrollo.

El desarrollo del proyecto comenzó con la implementación de la plantilla estándar de Unity para VR. Esta plantilla preconfigura el entorno con los paquetes XR Interaction Toolkit para la gestión de interacciones, el Input System para la captura de entradas del usuario y el plugin OpenXR para asegurar la comunicación con el dispositivo. Se configura la Universal Render Pipeline para el renderizado del proyecto. La construcción de los escenarios virtuales se realizó mediante la combinación de activos prediseñados del paquete *Hospital Recovery Room* de StudioLab, modelos 3D generados a través de Meshy AI e Imagetostl, y activos de autoría propia desarrollados directamente en Unity.



Figura 2. Interfaz y escenarios virtuales desarrollados en M.A.R.T.H.A.

La aplicación inicia con una escena de menú principal minimalista, diseñada con una interfaz de alta legibilidad que incluye botones para seleccionar los modos de AR y VR, acceder a las opciones y salir de la aplicación, así como logotipos y la versión del sistema (Figura 2A).

En el modo VR, se construyó un entorno que simula un laboratorio de instrumentación biomédica. La interactividad de los objetos se implementó mediante el componente *XR Grabbable* del *XR Interaction Toolkit* de Unity, lo que permite su manipulación directa (Figura 2B). Las propiedades físicas y las colisiones de cada objeto fueron ajustadas con el *Inspector* de Unity. Se integró reproductores de video mediante el componente *Video Player* de Unity, controlado desde una interfaz de usuario (Figura 2C). Para la visualización de manuales técnicos, se desarrolló una solución personalizada mediante dos *scripts* en C#: el primero (Algoritmo 1) convierte las páginas de documentos en formato JPG a materiales interpretables por el motor, y el segundo (Algoritmo 2) gestiona su renderización secuencial, permitiendo al usuario avanzar o retroceder páginas mediante la interacción con un botón (Figura 2D). Se incorporó también un sistema de asistencia auditiva, en el cual guiones informativos fueron procesados a través de un modelo de texto a voz en la plataforma Applio. Los archivos de audio resultantes se vincularon a eventos de interacción dentro del entorno, proporcionando retroalimentación en tiempo real al usuario.

---

#### Algoritmo 1. Conversión de JPG a materiales de Unity.

---

```
foreach (string guid in guidsTexturas){
    string rutaActivo = AssetDatabase.GUIDToAssetPath(guid);
    Texture2D textura = AssetDatabase.LoadAssetAtPath<Texture2D>(rutaActivo);
    string nombreMaterial = Path.GetFileNameWithoutExtension(rutaActivo);
    string rutaMaterial = Path.Combine(rutaMateriales, nombreMaterial + ".mat");
    Material nuevoMaterial = new Material(shaderURP);
```



```
nuevoMaterial.SetTexture("_BaseMap", textura);
AssetDatabase.CreateAsset(nuevoMaterial, rutaMaterial);
}
```

---

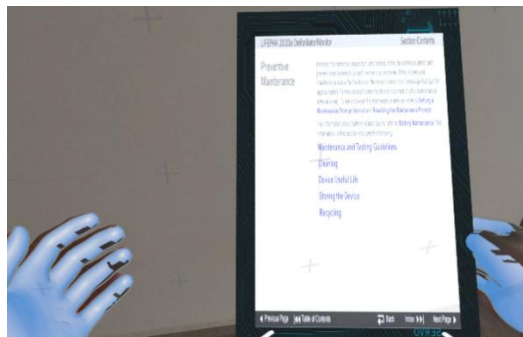
**Algoritmo 2.** Cambio secuencial de materiales a través de interacción con un botón.

---

```
public void siguienteImagen()
{
    if (imageMaterials.Count == 0) return;
    if (currentIndex < imageMaterials.Count - 1) {
        currentIndex++;
        actualizarMaterial();
    }
}
public void anteriorImagen(){
    if (imageMaterials.Count == 0) return;
    if (currentIndex > 0){
        currentIndex--;
        actualizarMaterial();
    }
}
```

---

En el modo AR, el desarrollo se basó en la arquitectura *Building Blocks* de Unity, habilitando la funcionalidad de *Passthrough* para superponer objetos digitales sobre el entorno físico del usuario. En este modo, se implementó un sistema de detección y seguimiento de manos (Figura 3), eliminando la necesidad de controladores físicos para una interacción más natural. Los activos previamente optimizados, como visores de video y documentos, se adaptaron a un formato de tabletas virtuales, que los usuarios pueden manipular y repositionar libremente en su espacio físico real.



**Figura 3.** Interfaz del módulo AR.

## 4. Resultados.

Para tener una validación funcional preliminar y retroalimentación cualitativa de los usuarios, se empleó el instrumento estandarizado System Usability Scale (SUS) (Brooke, 1996), con el propósito de cuantificar la percepción de facilidad de uso e interacción en el entorno de RM. Participaron 9 estudiantes del tercer ciclo de formación de Ingeniería Biomédica de la Universidad Politécnica de Chiapas (Figura 4). El grupo incluyó 5 hombres y 4 mujeres, con una edad media de  $21.4 \pm 1.5$ . Previo al inicio de la prueba, se explicó a los estudiantes el objetivo del estudio y cada uno firmó

un consentimiento informado, asegurando así su participación voluntaria y la confidencialidad de sus datos. Cada participante interactuó con la aplicación durante aproximadamente 10 minutos, explorando las funciones principales del modo VR y AR. Posteriormente, respondieron el cuestionario compuesto por los 10 ítems (Tabla 2) establecidas por la metodología con escala Likert de cinco puntos (1 = totalmente en desacuerdo, 5 = totalmente de acuerdo) (Brooke, 1996). Las respuestas fueron procesadas conforme a la metodología, obteniendo una puntuación total entre 0 y 100. Se calculó el promedio y la desviación estándar para el conjunto de participantes, interpretando los resultados según los siguientes umbrales: >70 (buena usabilidad), >85 (excelente), <50 (deficiente) (Bangor, Kortum, & Miller, 2008).

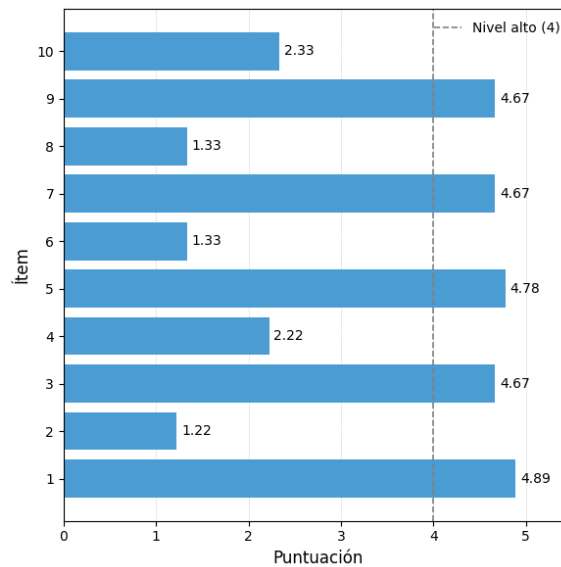
**Tabla 2.** Ítems del cuestionario SUS.

Ítem	Cuestionario
1	“Creo que me gustaría usar este sistema con frecuencia.”
2	“Encontré el sistema innecesariamente complejo.”
3	“Consideré que el sistema era fácil de usar.”
4	“Necesitaría ayuda técnica para usar este sistema.”
5	“Las funciones estaban bien integradas.”
6	“Había demasiada inconsistencia en el sistema.”
7	“Pienso que la mayoría de las personas aprenderían a usar el sistema rápidamente.”
8	“El sistema me pareció muy complicado de usar.”
9	“Me sentí muy confiado al usar el sistema.”
10	“Necesité aprender muchas cosas antes de poder usar el sistema.”



**Figura 4.** Estudiantes interactuando con la experiencia VR.

Los participantes calificaron la usabilidad general de la aplicación con una puntuación media de  $88.1 \pm 8.9$ , lo que corresponde a una usabilidad excelente según los criterios de referencia. El ítem mejor evaluado fue “Creo que me gustaría usar este sistema con frecuencia.” (Figura 5). Los comentarios cualitativos adicionales indicaron que la interfaz es intuitiva y las guías visuales facilitan la comprensión de los procedimientos. Sin embargo, se señaló la necesidad de tener una capacitación previa sobre cómo usar los visores, mejorar la interacción de algunos botones de la interfaz de usuario, ajustar el tamaño y legibilidad de los modelos 3D en el modo AR. En conjunto, los resultados sugieren una percepción positiva y confirman la viabilidad de la experiencia desarrollada.



**Figura 5.** Puntuación promedio por ítem SUS.

## Conclusiones.

El proyecto culmina con el desarrollo de M.A.R.T.H.A, una aplicación funcional y escalable de MR, optimizada para el ecosistema Meta Quest. Esta herramienta ha sido concebida específicamente para subsanar las deficiencias identificadas en los métodos de capacitación tradicionales para ingenieros biomédicos, ofreciendo una alternativa interactiva e inmersiva que supera las limitaciones de la formación pasiva.

La validación mediante la escala SUS permitió cuantificar la usabilidad de la plataforma, evidenciando una percepción positiva general por parte de los usuarios. El puntaje promedio obtenido respalda la calidad del diseño de interacción y la facilidad de aprendizaje de la aplicación. Estos resultados preliminares constituyen un indicador de la viabilidad funcional del sistema, y sirven como base para futuras fases de investigación y desarrollo. No obstante, la principal barrera para su adopción es el costo inicial del hardware, lo que representa un obstáculo potencial para algunas instituciones y usuarios. Asimismo, es crucial considerar la curva de aprendizaje asociada a las tecnologías inmersivas, que puede requerir un periodo de adaptación para usuarios sin experiencia previa.

A diferencia de las plataformas comerciales, que operan bajo modelos de suscripción y con catálogos de equipos a menudo limitados, nuestra propuesta se distingue por ser gratuita y escalable. Esta escalabilidad se facilita mediante el sistema de actualizaciones en la Meta Store, a través del cual se planea enriquecer, como trabajo futuro, la experiencia con la incorporación de nuevos modelos de equipos médicos con animaciones e interacciones, la integración de un cronómetro para medir la eficiencia en tareas de mantenimiento a través de eventos entre los objetos y el uso de la API Passthrough Camera para desarrollar un sistema de reconocimiento de objetos en la experiencia AR. El repositorio oficial del proyecto, disponible en GitHub, documenta estos avances y está abierto a la colaboración académica y técnica (Ibáñez Nangüelú, 2025).

## Agradecimientos.

Los autores expresan su más sincero agradecimiento a la *Universidad Politécnica de Chiapas* por el respaldo técnico y académico, así como por las facilidades brindadas para la realización y culminación de esta investigación.



## Créditos.

Los autores agradecen al Tecnológico Nacional de México por el financiamiento del proyecto a través de la convocatoria de fortalecimiento de cuerpos académicos PRODEP 2023.

## Referencias bibliográficas.

- Bangor, A., Kortum, P., & Miller, J. (2008).** An Empirical Evaluation of the System Usability Scale. *International Journal of Human-Computer Interaction*, 574–594. Doi:<https://doi.org/10.1080/10447310802205776>
- Bautista, L., Maradei, F., & Pedraza, G. (11 de Diciembre de 2022).** Strategies to reduce visual attention changes while learning and training in extended reality environments. *International Journal on Interactive Design and Manufacturing (IJIDeM)*, 17(1), 17-43. Doi:10.1007/s12008-022-01092-9
- Brooke, J. (30 de Noviembre de 1996).** SUS: A quick and dirty usability scale. *Usability Eval. Ind.*, 189. Obtenido de [https://www.researchgate.net/publication/228593520\\_SUS\\_A\\_quick\\_and\\_dirty\\_usability\\_scale](https://www.researchgate.net/publication/228593520_SUS_A_quick_and_dirty_usability_scale)
- Eschen, H., Kötter, T., Rodeck, R., Harnisch, M., & Schüppstuhl, T. (2018).** Augmented and Virtual Reality for Inspection and Maintenance Processes in the Aviation Industry. *Procedia Manufacturing*. 19, 156–163. Doi:<https://doi.org/10.1016/j.promfg.2018.01.022>
- Franco, Jaramillo, & Barreneche. (2015).** Modelo de capacitación de tecnología biomédica para clínicas y hospitales de tercer nivel, enfocado en personal asistencial. *Revista Ingeniería Biomédica*, 9(18), 139-144. Obtenido de <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/5778615.pdf>
- Ibáñez Nangüelú, C. R. (2025).** Project M.A.R.T.H.A MR [Repositorio GitHub]. GitHub. <https://github.com/cribnez/project-martha-mr>
- NVRT Labs. (2025).** NVRT Labs. Recuperado el Marzo de 2025, de NVRT Labs: <https://www.nvrtlabs.com/>
- Saurio, R., Jutila, M., Tienari, M., Pirhonen, J.-P., Laukkavirta, M., & Ikonen, T. (2023).** Medical Device Safety Training by Using Quick Response Codes and Extended Reality-Based Technologies. *Studies in health technology and informatics*. Doi:10.3233/shti230495
- Taghian, A., Abo-Zahhad, M., Sayed, M., & Abd El-Malek, A. (2023).** Virtual and augmented reality in biomedical engineering. *BioMedical Engineering OnLine*, 2(7). Doi:<https://doi.org/10.1186/s12938-023-01138-3>
- Tavares, J., Martins, J., & Garcia, R. (2018).** Augmented Reality Technology as a Tool for Better Usability of Medical Equipment. (S. Singapore, Ed.) *IFMBE Proceedings*, 341–345. Doi:[https://doi.org/10.1007/978-981-10-9023-3\\_61](https://doi.org/10.1007/978-981-10-9023-3_61)
- World Health Organization. (31 de December de 2011).** Medical equipment maintenance programme overview. WHO Medical device technical series. Obtenido de <https://iris.who.int/bitstream/handle/10665/44587/9789241501538-eng.pdf?sequence=1>
- Zubair, A. (2012).** Biomedical instruments: safety, quality control, maintenance, prospects and benefits of African Technology. *African journal of medicine and medical sciences*, 39, 35-40. Obtenido de [https://www.researchgate.net/profile/Abdul-Rasak-Zubair/publication/221894356\\_Biomedical\\_instruments\\_safety\\_quality\\_control\\_maintenance\\_prospects\\_and\\_benefits\\_of\\_African\\_technology/links/5af64d68aca2720af9c6d877/Biomedical-instruments-safety-quality-contr](https://www.researchgate.net/profile/Abdul-Rasak-Zubair/publication/221894356_Biomedical_instruments_safety_quality_control_maintenance_prospects_and_benefits_of_African_technology/links/5af64d68aca2720af9c6d877/Biomedical-instruments-safety-quality-contr)



### Información de los autores.



**Manuel Eduardo Pabón Rodrigo** es estudiante de Ingeniería Biomédica en la Universidad Politécnica de Chiapas. Sus áreas de interés incluyen la realidad virtual, la inteligencia artificial y la ciberseguridad.



**Norberto Urbina Brito** es Doctor en Ciencias de la Ingeniería por el Tecnológico Nacional de México, campus Tuxtla Gutiérrez. Profesor de Tiempo Completo en la Universidad Politécnica de Chiapas, orienta su labor a la investigación en control automático, sistemas embebidos, procesamiento de señales e imágenes biomédicas y tecnología espacial educativa. Ha participado en proyectos como *Chiapas al Espacio* y *Xakpún Mission One*, impulsando la formación científica y el desarrollo de misiones estratosféricas y CubeSat. Es mentor del *Space Generation Advisory Council (SGAC)* y promueve la integración de la ingeniería biomédica y aeroespacial para el diseño de soluciones tecnológicas orientadas a la salud y la exploración en entornos extremos.



**María de Lourdes Corzo Cuesta** es Ingeniera Biomédica por la Universidad Politécnica de Chiapas, cuenta con Maestría en Ciencias en Ingeniería Eléctrica con especialidad en Bioelectrónica por el Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional y Doctorado en Ingeniería Aplicada por el Colegio de Formación Educativa TENAM. Tiene la distinción de Candidato a Investigador Nacional ante el Sistema Nacional de Investigadoras e Investigadores y es miembro de los grupos de investigación en formación “Biomecánica Aplicada” y “Dispositivos Biomédicos Inteligentes” de la Universidad Politécnica de Chiapas.





**Christian Roberto Ibáñez Nangüelú** es Doctor en Ingeniería Aplicada por el Colegio de Formación Educativa TENAM. Se desempeña como Profesor-Investigador en la Universidad Politécnica de Chiapas y es miembro del Sistema Nacional de Investigadores (SNI) Nivel Candidato. Dentro de la institución, ejerce un doble liderazgo: es Líder del grupo de investigación "Dispositivos Biomédicos Inteligentes" y Líder de la Academia de Proyectos del programa de Ingeniería Biomédica. Cuenta con certificaciones en Estándares de Competencia (CONOCER) en áreas como el diseño e impartición de cursos y el desarrollo de formación en línea. Sus líneas de investigación se centran en el desarrollo de dispositivos biomédicos, los sistemas embebidos y la inteligencia artificial.



**Diana Paulina Martínez Cancino** es Ingeniera en Mecatrónica por la Universidad Politécnica de Chiapas, cuenta con Maestría en Ciencias en Ingeniería Biomédica por la Universidad Autónoma Metropolitana y Doctorado en Desarrollo Educativo por el Instituto de Estudios de Posgrado. Es líder del Grupo de Investigación Instrumentación Biomédica. Forma parte del Sistema Estatal de Investigadores del Estado de Chiapas en la categoría Investigadora Científica o Tecnóloga Nivel II y del Consejo Consultivo Científico y Tecnológico de la Agencia Digital Tecnológica del Estado de Chiapas.



**José Octavio Vázquez Buenos Aires** es ingeniero electrónico en la especialidad en Comunicaciones por el Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez. Maestría en Ciencias con Especialidad en Óptica en el Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica (INAOE) y Doctorado en Modelado en Bioingeniería con especialidad en Modelos e Instrumentos para Medicina y Biología por la Universidad Joseph Fourier, Francia con 18 años de experiencia en docencia e investigación en distintas universidades del país. Desde el 2015, es Profesor-Investigador de Tiempo Completo de la carrera de Ingeniería Biomédica en la Universidad Politécnica de Chiapas y a partir del 2023 es el coordinador del Doctorado en Ingeniería de la misma universidad. Pertenece al Sistema Estatal de Investigadores Nivel II y Miembro del Padrón de Evaluadores del Instituto de Ciencia, Tecnología e Innovación del Estado de Chiapas (ICTI) desde el año 2019. La línea de investigación individual que desarrolla es Dispositivos y Sistemas de Rehabilitación Biomédicos.



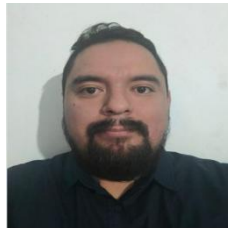
La **Ing. Georgina Hernández Santiz** es egresada de la Universidad Politécnica de Chiapas, donde cursó la carrera de Ingeniería Biomédica. Sus intereses profesionales se enfocan en el desarrollo de tecnologías aplicadas a la salud, dispositivos médicos e innovación biomédica.



El **Ing. Dorian Alberto Ibáñez Nangüelú** cursa la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica en el Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez. Su formación como Ingeniero en Desarrollo de Software por la Universidad Politécnica de Chiapas le permite integrar programación avanzada con sistemas mecatrónicos en proyectos de investigación aplicada.



**Roberto Ibáñez Córdova**, Ingeniero Industrial en Eléctrica por el I.T. Tuxtla Gutiérrez, Maestro en Ciencias en Ingeniería Electrónica por el Instituto Tecnológico de Toluca, Doctor en Ingeniería Aplicada por el Colegio de Formación Educativa TENAM en Tuxtla Gutiérrez. Áreas de interés son: Automatización de procesos mediante el desarrollo de Sistemas embebidos inteligentes (Hardware-Software), Sistemas de Control remoto vía WEB.



**Jorge Alberto Rodríguez Ramírez**, es Ingeniero Biomédico por la Universidad Politécnica de Chiapas, cuenta con Maestría en Ingeniería Eléctrica con especialidad en Bioelectrónica, asimismo con el Doctorado en Ingeniería Eléctrica con especialidad en Bioelectrónica. Forma parte del grupo académico de docencia en la Universidad Politécnica de Chiapas. Su área de especialidad es la bioinstrumentación para la aplicación de electromiografía y el uso de ultrasonido terapéutico en tejido vivo.

# Predicción no invasiva de glucosa en pacientes con diabetes tipo 1 mediante LSTM.

## Non-invasive glucose prediction in patients with type 1 diabetes using LSTM.

Oscar José María Pedrero de la Cruz (1).  
Estudiante de la Universidad Politécnica de Chiapas.  
[223033@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:223033@ib.upchiapas.edu.mx) .

Georgina Hernández Santiz (2). Egresada de la Universidad Politécnica de Chiapas, [203340@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:203340@ib.upchiapas.edu.mx)

Dorian Alberto Ibáñez Nangüelú (3). Estudiante de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica en el Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez, [M25270414@tuxtla.tecnm.mx](mailto:M25270414@tuxtla.tecnm.mx).

Norberto Urbina Brito (4). Universidad Politécnica de Chiapas, [nurbina@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:nurbina@ib.upchiapas.edu.mx).

Christian Roberto Ibáñez Nangüelú\* (5). Universidad Politécnica de Chiapas, [cribn@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:cribn@ib.upchiapas.edu.mx).

Roberto Ibáñez Córdova (6), Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez, [roberto.ic@tuxtla.tecnm.mx](mailto:roberto.ic@tuxtla.tecnm.mx).

Rigoberto Jiménez Jonapá (7), Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez, [rigoberto.jj@tuxtla.tecnm.mx](mailto:rigoberto.jj@tuxtla.tecnm.mx).

Diana Paulina Martínez Cancino (8). Universidad Politécnica de Chiapas, [dmartinez@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:dmartinez@ib.upchiapas.edu.mx).

José Octavio Vázquez Buenos Aires (9). Universidad Politécnica de Chiapas, [vazquez@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:vazquez@ib.upchiapas.edu.mx).

Jorge Alberto Rodríguez Ramírez (10). Universidad Politécnica de Chiapas, [jrodriguez@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:jrodriguez@ib.upchiapas.edu.mx).

\*corresponding author.

**Artículo recibido en septiembre 10, 2025; aceptado en octubre 20, 2025.**

### Resumen.

*Este proyecto se basa en la aplicación de conocimientos de programación para desarrollar un sistema de predicción de glucosa en sangre, enfocado en pacientes con diabetes tipo 1. Esta patología crónica exige un monitoreo continuo, ya que los métodos de medición actuales son en su mayoría invasivos e ineficaces para anticipar posibles episodios de hipoglucemia o hiperglucemia. La solución es un sistema no invasivo y eficiente que utiliza redes neuronales Long Short-Term Memory (LSTM), junto con antecedentes y datos recopilados del paciente, para predecir los niveles de glucosa con 30 minutos de antelación. El modelo permite prever alteraciones glucémicas críticas, contribuyendo a una mejor gestión de la diabetes tipo 1 y ofreciendo alertas tempranas ante posibles efectos adversos. Los resultados confirman la capacidad del modelo LSTM para predecir con alta precisión los niveles de glucosa en sangre, demostrando su potencial para aplicaciones de monitoreo continuo no invasivo y soporte clínico inteligente.*



**Palabras claves:** Diabetes tipo 1, LSTM, inteligencia artificial, machine learning, monitoreo no invasivo, predicción de glucosa.

### Abstract.

*This project is based on the application of programming knowledge to develop a blood glucose prediction system, focused on patients with Type 1 Diabetes. This chronic pathology demands continuous monitoring, as current measurement methods are mostly invasive and ineffective at anticipating possible episodes of hypoglycemia or hyperglycemia. The proposed solution is a non-invasive and efficient system that utilizes Long Short-Term Memory (LSTM) neural networks, along with the patient's medical history and collected data, to predict glucose levels 30 minutes in advance. The model allows for the anticipation of critical glycemic alterations, contributing to better management of Type 1 Diabetes and offering early warnings against potential adverse effects. The results confirm the ability of the LSTM model to predict blood glucose levels with high accuracy, demonstrating its potential for non-invasive continuous monitoring applications and intelligent clinical support.*

**Keywords:** Artificial intelligence, glucose prediction, LSTM, non-invasive monitoring, machine learning, Type 1 Diabetes.

## 1. Introducción.

La diabetes mellitus tipo 1 (T1DM) es una enfermedad autoinmune crónica que ocurre durante la infancia o la adultez temprana, que no puede prevenirse y en la que el tratamiento basado en la administración de insulina exógena es necesario para alcanzar un nivel óptimo de glucosa en sangre. Los pacientes diabéticos tradicionales no tienen otra opción que soportar pruebas invasivas de glucosa de por vida (Atkinson et al., 2014).

Aunque los dispositivos actuales de monitoreo continuo de glucosa (MCG) han permitido la recolección de datos en tiempo real, son incapaces de extrapolar los niveles futuros de glucosa en sangre o una de sus complicaciones previstas: hipoglucemia o hiperglucemia (Galderisi et al., 2023).

La investigación actual sugiere que un modelo predictivo se construye para predecir la variante de tienda de Melbourne basado en una red neuronal artificial LSTM (memoria a largo y corto plazo), que es una poderosa arquitectura de IA capaz de analizar datos en series temporales. Aprovechando datos previos de glucosa, insulina y carbohidratos basados en MCG, el modelo permite prever con precisión las tendencias de glucosa para pacientes con T1DM, lo que mejora la capacidad de respuesta a dinámicas de riesgo (Pérez et al., 2018). Se ha demostrado que el método es prometedor para predecir la salud de la glucosa del usuario a corto plazo (es decir, 30 min) y también para eventos futuros y retrasar tanto la hipoglucemia como la hiperglucemia cuando interviene por prescripción médica (Li et al., 2020).

Una limitación de nuestro estudio es que las estructuras de vigilancia actuales carecen de sistemas predictivos incorporados. Además, el flujo de información procedente de los sensores MCG son sólo series temporales de números sin valor pronóstico (Acciaroli, Vettore, Savaresi, & De Nicolao, 2015). El trabajo también indica que un modelo de IA no invasivo para la predicción de glucosa a corto plazo es una evolución en el manejo de enfermedades y mejora particularmente la calidad de vida de los pacientes (El-Rashidy, El-Sappagh, Islam, El-Bakry, & Abdelrazek, 2020).

En términos de predicción, las redes LSTM son un modelo computacional adecuado para el procesamiento de series temporales y capaces de capturar dependencias de datos a largo plazo que llevan a una mayor precisión que los métodos convencionales en la predicción de niveles de glucosa (El-Kareem & El-Gayar, 2019). El estudio realizado en este artículo utiliza el mismo conjunto de datos DiaData, disponible públicamente y completo para mediciones de glucosa, insulina y otras medidas fisiológicas (Bertachi et al., 2021). Aunque hubo esfuerzos tempranos para el aprendizaje de membranas para predecir las concentraciones de glucosa (que tuvieron éxito), el modelo utilizado en la literatura hasta ahora es más simple, como la regresión lineal y redes neuronales simples (Georga et al., 2017).

En este artículo, intentamos introducir un nuevo enfoque para la predicción de glucosa que explota las LSTMs para mejorar la precisión y la robustez de las predicciones. Introducir este modelo en sistemas de monitoreo puede cambiar la atención clínica de la enfermedad T1DM: desde intervenciones tardías que pueden llevar a complicaciones extremas.

La rapidez en el aumento de casos de diabetes tipo 1 y la curiosidad acerca de los dispositivos médicos no invasivos hacen que este experimento en particular sea muy oportuno. A pesar de los avances en MCG, los modelos predictivos aún no se han vuelto muy prevalentes. Esta investigación se sitúa en el marco del desarrollo tecnológico relacionado con la salud y está dirigido en particular a pacientes pediátricos que requieren ser monitoreados.

El propósito de esta investigación es construir y evaluar un modelo de predicción de glucosa basado en una red neuronal LSTM en presencia de una ventana de predicción de 30 minutos. Los objetivos específicos (incluidos en el modelo): (i) Construir y entrenar el modelo LSTM. (ii) Evaluar su rendimiento en términos de métricas MAE y RMSE y luego optimizarlo mediante la optimización de hiper parámetros mencionada anteriormente. (iii) Comparar resultados de un SVM con los obtenidos usando una regresión lineal, con ANNs regulares.

Las características del programa son las siguientes:

- Eficacia
- Innovación
- Automática
- Predicción
- Prevención de crisis hipoglucémicas o hiperglucémicas
- Mejora en la calidad de vida
- Optimización de los tratamientos

## 2. Métodos.

### Conjunto de datos y preprocesamiento.

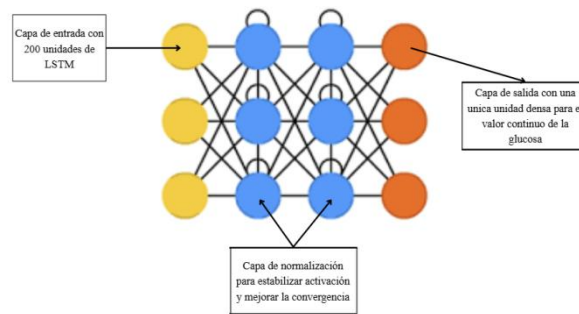
El modelo predictivo se entrenó utilizando el conjunto de datos proporcionado por DiaData, que comprende datos de pacientes con diabetes tipo 1 (Al-kurdia, 2020). Este conjunto de datos incluye información detallada sobre el nivel de glucosa en la sangre, la insulina inyectada y la ingesta de carbohidratos, entre otras variables, para un período de programación regular y extendido.

El preprocesamiento de los datos se definió en varias etapas para asegurar la calidad y estabilidad del entrenamiento:

- Gestión de valores perdidos: Los valores nulos o perdidos en variables clave (como los niveles de glucosa) fueron imputados usando métodos de observaciones de medida más cercana (Little & Rubin, 2019).
- Normalización de datos: Se normalizan los atributos numéricos (por ejemplo, nivel de glucosa y dosis de insulina) para alcanzar la escala  $[0, 1]$  empleando la normalización Min-Max. Esto es crucial para evitar sesgar el modelo LSTM por las diferencias de escala de las variables (Goodfellow et al., 2016).
- Ventanas de tiempo (Time Windows): Se aplicó una ventana deslizante de observaciones de 24 horas para pronosticar los niveles futuros. Cada ventana contiene datos históricos de glucosa, insulina y carbohidratos de ese período para predecir lo que se espera en los próximos 30 minutos.

### Arquitectura del modelo LSTM.

El corazón del sistema es el modelo LSTM (Long Short-Term Memory), una forma de red neuronal recurrente (RNN) particularmente apta para aprender dependencias temporales y secuenciales en series de tiempo como la glucosa (Hochreiter & Schmidhuber, 1997). El modelo LSTM fue implementado utilizando la librería Keras para Python, como podemos observar en la Figura 1:



**Figura 1.** Arquitectura del modelo de LSTM.

### Entrenamiento y validación.

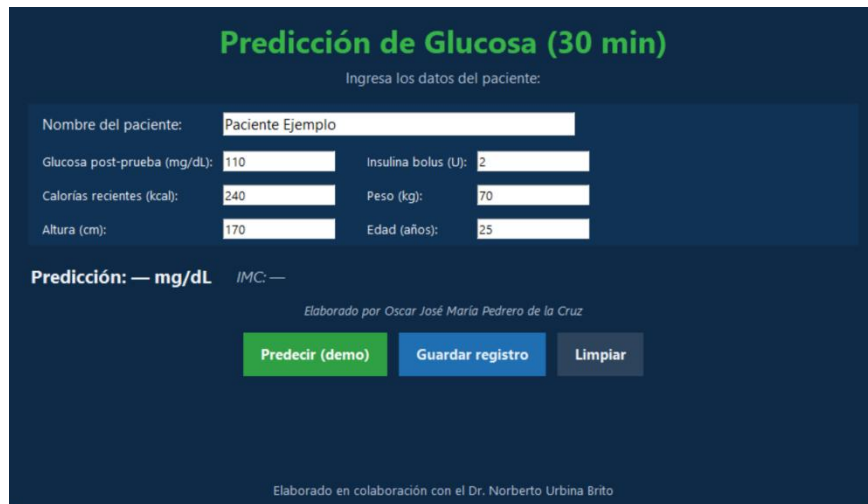
El entrenamiento se configuró con los siguientes parámetros:

- División de datos: La distribución de los datos utilizados para entrenamiento, validación y prueba fue de 70-15-15.
- Optimizador: Se utilizó el optimizador Adam, reconocido por su buen rendimiento y su capacidad de ajuste adaptativo de tasas de aprendizaje a lo largo del entrenamiento (Kingma & Ba, 2015).
- Función de pérdida: La función de pérdida aplicada fue el error cuadrático medio (Mean Squared Error, MSE), adecuada para la predicción de valores continuos como el nivel de glucosa (Goodfellow et al., 2016).
- Tasa de aprendizaje: Se estableció inicialmente en 0.1 y se redujo a 0.1 y luego a 0.001, aplicando una política de descenso programado después de cada 60 épocas.
- Detención temprana (Early Stopping): Se implementó la detección temprana monitoreando la pérdida en el conjunto de validación para evitar el sobreajuste. Esto permite detener el entrenamiento en el punto de mejor rendimiento del modelo sin que se deteriore en el conjunto de validación (Zheng et al., 2019).

### Métricas de evaluación.

Para medir el desempeño del modelo predictivo de glucosa, se utilizaron las siguientes métricas estándar para problemas de regresión:

- Error Cuadrático Medio (RMSE): Mide la magnitud promedio de los errores.
- Error Absoluto Medio (MAE): Mide la diferencia promedio entre los valores predichos y los reales.
- Coeficiente de Determinación ( $R^2$ ): Indica la proporción de la varianza en la variable dependiente que es predecible a partir de las variables independientes.
- Error Absoluto Medio Porcentual (MAPE): Expresa la precisión como un porcentaje, útil para interpretar la magnitud del error en relación con el valor real.



**Figura 2.** Diseño de la interfaz de usuario del sistema de predicción.

Este método, `on_save_csv`, se encarga de guardar un registro de datos, probablemente mediciones corporales incluyendo el IMC (Índice de Masa Corporal), en un archivo CSV. Primero, obtiene y valida los datos; luego, solicita al usuario una ruta para guardar el archivo. Finalmente, añade la información como una nueva fila en el archivo CSV especificado, creando el archivo con sus encabezados si es la primera vez que se guarda, y notifica al usuario el éxito del proceso y la ubicación del archivo.

---

#### **Algoritmo 1.** Guardar registro en CSV

---

```
def on_save_csv(self):
    data = self._parse_inputs()
    if not data:
        return

    path = filedialog.asksaveasfilename(
        title="Guardar registro CSV", defaultextension=".csv", filetypes=[("CSV",
        "*.csv")]
    )
    if not path:
        return

    is_new = not os.path.exists(path)
    with open(path, "a", newline="", encoding="utf-8") as f:
        writer = csv.DictWriter(f, fieldnames=list(asdict(data).keys()) + ["IMC"])
        if is_new:
            writer.writeheader()
        row = asdict(data)
        row["IMC"] = data.imc
        writer.writerow(row)

    messagebox.showinfo("Guardado", f"Registro guardado en:\n{path}")
```

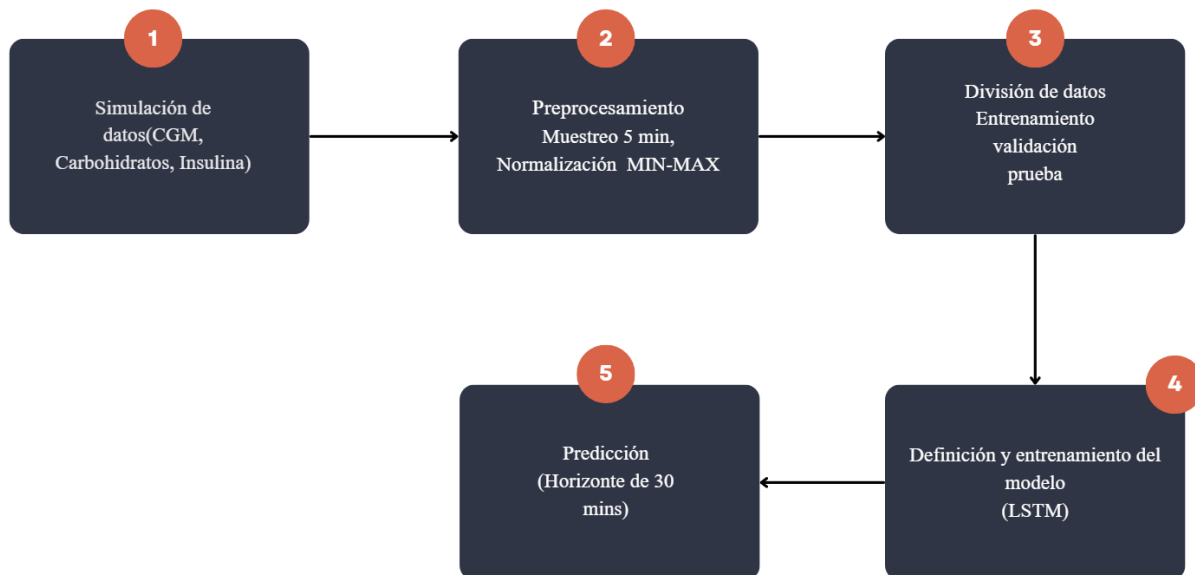
---



### 3. Desarrollo.

El desarrollo del modelo de predicción de glucosa se basó en la aplicación de técnicas de aprendizaje profundo para estimar los niveles futuros de glucosa en pacientes con diabetes tipo 1. La diabetes tipo 1 es una enfermedad autoinmune que destruye las células beta del páncreas, encargadas de producir insulina, lo que obliga al paciente a mantener un control continuo de sus niveles de glucosa mediante monitoreo y administración externa de insulina (Atkinson et al., 2014). Actualmente, los sistemas de monitoreo continuo de glucosa (CGM, por sus siglas en inglés) generan grandes volúmenes de datos que permiten aplicar algoritmos predictivos para anticipar hiperglucemias e hipoglucemias, favoreciendo un manejo más seguro y eficiente del tratamiento (Galderisi et al., 2023).

Para este trabajo se simuló un conjunto de datos representativo de un paciente con diabetes tipo 1, considerando las variaciones de glucosa a lo largo de un día, los momentos de ingesta de carbohidratos y la administración de insulina. La frecuencia de muestreo fue de 5 minutos, lo que equivale a 288 muestras diarias. Las señales fueron normalizadas mediante el método Min-Max Scaling para mejorar la estabilidad del entrenamiento y permitir la convergencia del modelo. (Little & Rubin, 2019). Lo anterior comentado lo podemos apreciar en el diagrama 1 que está a continuación.



**Diagrama 1. Flujo de Trabajo del Proyecto.**

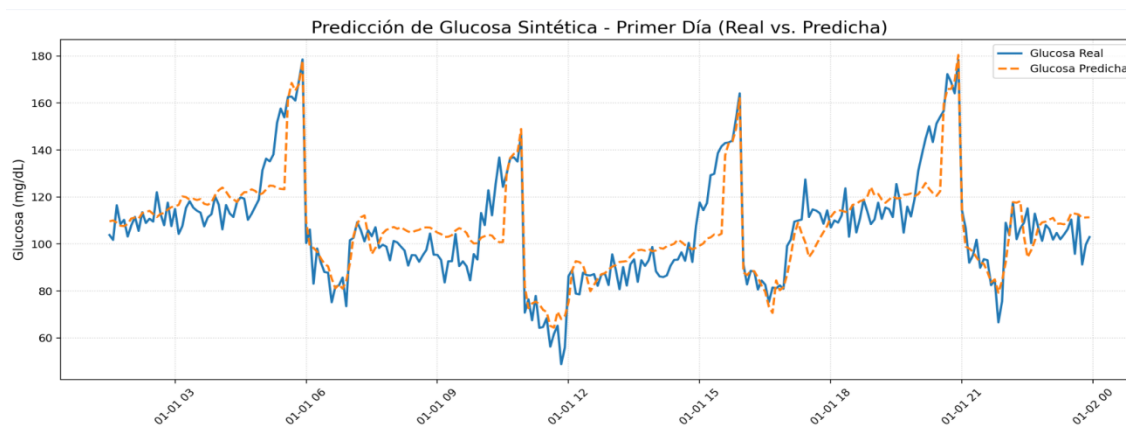
El modelo seleccionado fue una red neuronal LSTM (Long Short-Term Memory), una arquitectura recurrente diseñada para procesar series temporales y capturar dependencias de largo plazo (Jozefowicz et al., 2015). Este tipo de red es ampliamente utilizado en predicción de glucosa debido a su capacidad para modelar las dinámicas no lineales y los retardos fisiológicos que existen entre la ingesta, la secreción de insulina y la respuesta glucémica (Pérez et al., 2018; Li et al., 2020; Bertachi et al., 2021). La estructura implementada incluyó dos capas LSTM con 48 y 24 neuronas respectivamente, seguidas de una capa Densa de 24 neuronas con activación ReLU y una salida lineal. Durante el entrenamiento, se utilizó el optimizador Adam, propuesto por Kingma y Ba (2015), por su eficacia en el ajuste adaptativo de la tasa de aprendizaje (Kingma & Ba, 2015). La función de pérdida fue el error cuadrático medio (Mean Squared Error, MSE), y se monitoriza también el error absoluto medio (MAE) y la precisión  $R^2$  como métricas de desempeño. El entrenamiento se realizó con 300 épocas y un batch size de 64, reservando un 10% de los datos para validación. Se aplicó Dropout del 20% para evitar sobreajuste, siguiendo las recomendaciones de Goodfellow et al. (2016) y Zheng et al. (2019) sobre regularización en redes neuronales (Goodfellow et al., 2016; Zheng et al., 2019).

Durante el periodo analizado, se aprecia una alta correspondencia entre los valores reales y los valores estimados por el modelo. La línea azul representa la glucosa real medida, mientras que la línea naranja discontinua corresponde a la

glucosa predicha, mostrando que el sistema logra seguir con buena precisión la tendencia general y los cambios bruscos en los niveles de glucosa. Esta comparación evidencia que el modelo es capaz de predecir de manera coherente las variaciones diarias, reproduciendo tanto los picos como las caídas con una diferencia mínima respecto a los valores reales, lo que confirma su efectividad para pronósticos a corto plazo en muestras de media hora.

#### 4. Resultados.

Una vez finalizado el entrenamiento, el modelo fue capaz de predecir los valores de glucosa en 30 minutos en el futuro. Los resultados mostraron un coeficiente de determinación ( $R^2$ ) cercano a 0.99, un RMSE inferior a 1 mg/dL y un MAPE menor al 1%, lo cual evidencia una correlación casi perfecta entre los valores reales y los estimados. Este desempeño coincide con investigaciones previas donde las redes LSTM y las CNN-LSTM alcanzan altos niveles de precisión para la predicción a corto plazo en pacientes con diabetes tipo 1 (Li et al., 2020; El-Rashidy et al., 2020; El-Kareem & El-Gayar, 2019). En la representación gráfica del modelo, se observa una clara coincidencia entre la serie de glucosa real y la predicha. En el eje X se muestran etiquetas con formato de fecha, que representan los días muestreados entre el 5 y el 10 de octubre de 2025. Por ejemplo, “2025-10-05” indica las muestras tomadas durante el 5 de octubre, mientras que “2025-10-09” corresponde al 9 de octubre. Cada punto del eje equivale a una muestra cada 30 minutos, lo que permite observar con precisión los picos postprandiales y las caídas posteriores a la aplicación de insulina y se puede visualizar gráficamente en la Figura 3:

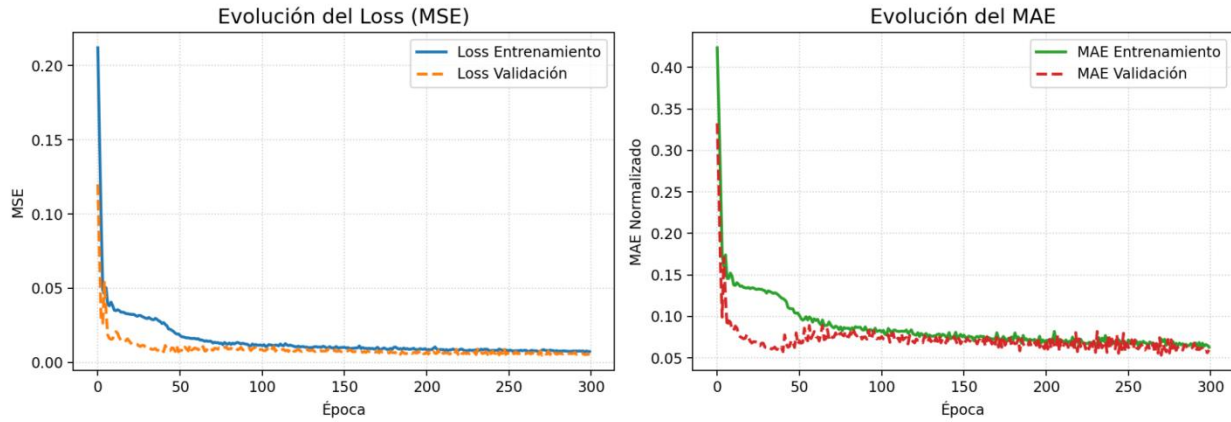


**Figura 3.** Gráfica comparativa entre valores reales y predichos de glucosa.

Durante el proceso de entrenamiento del modelo LSTM, se observa una disminución significativa tanto del error cuadrático medio (MSE) como del error absoluto medio (MAE) a lo largo de las épocas. En las primeras iteraciones, las curvas presentan valores altos debido al ajuste inicial de los pesos, pero rápidamente convergen hacia valores estables y bajos. La cercanía entre las curvas de entrenamiento y validación indica una buena generalización del modelo, sin evidencias de sobreajuste. Esto demuestra que el modelo logró aprender adecuadamente los patrones temporales de los datos y mantiene un desempeño consistente en el conjunto de validación, confirmando su eficacia para la predicción de niveles de glucosa. Dando como resultado las gráficas que se pueden observar en la Figura 4:



Diagnóstico de Aprendizaje del Modelo LSTM (300 Épocas)



**Figura 4.** Resultados de pérdida (Loss) y error absoluto medio (MAE) durante el entrenamiento.

Finalmente, el modelo LSTM desarrollado demuestra que las redes neuronales recurrentes son una herramienta efectiva para la predicción temprana de eventos glucémicos, lo que en un entorno clínico podría integrarse a sistemas en la nube para la toma de decisiones automáticas (El-Rashidy et al., 2020). Además, los resultados respaldan la tendencia de usar enfoques híbridos y modelos interpretables en IA biomédica para mejorar la confiabilidad en la predicción y la personalización del tratamiento (Bertachi et al., 2021; Georga et al., 2017; Al-kurdia, 2020).

**Tabla 1.** Tabla resumen de desempeño con las métricas finales

Métrica	Valor Obtenido	Unidad
R <sup>2</sup>	0.99	-
RMSE	< 1.0	mg/dL
MAPE	< 1.0	%
Tiempo de predicción	30	minutos

**Conclusiones.**

El proyecto demostró que la inteligencia artificial es una herramienta poderosa para ayudar a manejar la diabetes, utilizando una técnica llamada LSTM (Long Short-Term Memory), que es especialmente eficaz para predecir los niveles de glucosa a lo largo del tiempo. Este modelo ha mostrado una precisión superior, alcanzando un R<sup>2</sup> cercano a 0.99, lo que demuestra que la IA es capaz de captar patrones complejos en los datos de glucosa, insulina y carbohidratos, logrando una predicción precisa de los niveles de glucosa. Además, la posible integración con dispositivos portátiles o aplicaciones móviles abre la puerta a sistemas de alerta temprana, permitiendo a los pacientes y médicos tomar decisiones informadas y preventivas, haciendo que el manejo de la diabetes sea más fácil, preventivo y personalizado. Finalmente, este trabajo tiene una proyección hacia la validación clínica con datos reales multivariantes, lo que permitirá evaluar el modelo en condiciones reales, considerando variables adicionales como el ejercicio, el estrés y otros factores, y brindando una herramienta robusta para la atención médica personalizada en pacientes con diabetes tipo 1 (Ibáñez Nangüelú, 2025).



### Agradecimientos.

Los autores expresan su más sincero agradecimiento de investigación *Dispositivos Biomédicos Inteligentes* y a la *Universidad Politécnica de Chiapas* por el respaldo técnico y académico, así como por las facilidades brindadas para la realización y culminación de esta investigación. Asimismo, el autor *Oscar Jose Maria Pedrero De La Cruz* agradece profundamente a sus abuelos y a sus padres por el apoyo incondicional brindado a lo largo de la trayectoria que conllevó la preparación y elaboración de este proyecto.

### Créditos.

Los autores agradecen al Tecnológico Nacional de México por el financiamiento del proyecto a través de la convocatoria de fortalecimiento de cuerpos académicos PRODEP 2023.

### Referencias bibliográficas.

- Acciaroli, G., Vettore, P. C. D., Savaresi, S. M., & De Nicolao, G. (2015).** *A new data-driven model for short-term glucose prediction.* En 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 7654–7657). IEEE. <https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7320165>
- Al-kurdia, M. A. A. (2020).** *DiaData: A new dataset for type 1 diabetes prediction and classification.* En 2020 11th International Conference on Information and Communication Systems (ICICS) (pp. 290–295). IEEE. <https://doi.org/10.1109/ICICS49469.2020.9214690>
- Atkinson, M. A., Eisenbarth, G. S., & Michels, A. W. (2014).** *Type 1 diabetes.* *The Lancet*, 383(9911), 69–82. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(13\)60591-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(13)60591-7)
- Bertachi, L. M. S., Pérez-Beteta, J., Gómez, E., Ramentol, E., Soria, E., & Gámez, J. A. (2021).** *An interpretable deep learning model for glucose prediction in type 1 diabetes.* En ICASSP 2021 - 2021 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP) (pp. 1115–1119). IEEE. <https://doi.org/10.1109/ICASSP39728.2021.9414272>
- El-Kareem, F. M., & El-Gayar, O. T. Z. (2019).** *Deep Learning for Blood Glucose Prediction.* En *AMCIS 2019 Proceedings. Association for Information Systems.* [https://aisel.aisnet.org/amcis2019/health\\_informatics/health\\_informatics/16](https://aisel.aisnet.org/amcis2019/health_informatics/health_informatics/16)
- El-Rashidy, N., El-Sappagh, S., Islam, S. M. R., El-Bakry, H. M., & Abdelrazek, S. (2020).** *A Hybrid Deep Learning Model for Glucose Prediction in a Cloud-Based Environment.* *IEEE Access*, 8, 119566–119582. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.3005527>
- Galderisi, A., Alberici, F. F. C., & Corcoy, R. (2023).** *Continuous Glucose Monitoring in Type 1 Diabetes.* *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism*, 108(12), 3039–3053. <https://doi.org/10.1210/clinem/dgad298>
- Georga, K., Protopappas, V. C., Bellos, D., Fotiadis, N., & Fotiadis, D. I. (2017).** *A comparative study of glucose prediction models in type 1 diabetes.* En 2017 IEEE 17th International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE) (pp. 407–411). IEEE. <https://doi.org/10.1109/BIBE.2017.000-8>
- Goodfellow, I., Bengio, Y., & Courville, A. (2016).** *Deep Learning.* MIT Press.
- Ibáñez Nangüelú, C. R. (2025).** *Predicción no invasiva de glucosa en pacientes con diabetes tipo 1 mediante LSTM\* [Código fuente].* GitHub. <https://github.com/cribnez/prediccion-glucosa-lstm>



- Jozefowicz, R., Zaremba, W., & Sutskever, I. (2015).** *An Empirical Exploration of Recurrent Network Architectures.* *International Conference on Machine Learning (ICML).*
- Kingma, D. P., & Ba, J. L. (2015).** *Adam: A method for stochastic optimization.* *En 3rd International Conference on Learning Representations, ICLR 2015.*
- Li, K., Daniels, J., Liu, C., Herrero, P., & Georgiou, P. (2020).** *Convolutional Recurrent Neural Networks for Glucose Prediction.* *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 24(2), 603–613.*  
<https://doi.org/10.1109/JBHI.2019.2910258>
- Little, R. J. A., & Rubin, D. B. (2019).** *Statistical Analysis with Missing Data (3.ª ed.).* *John Wiley & Sons.*
- Pérez, J. A. P., Rios, P. C. D., Salinas, J. D. G., & López, O. D. C. (2018).** *Blood Glucose Level Prediction for Type 1 Diabetes Patients Using LSTMs.* *En 2018 17th IEEE International Conference on Machine Learning and Applications (ICMLA) (pp. 782–787).* *IEEE.* <https://doi.org/10.1109/ICMLA.2018.00129>
- Zheng, J., Zhang, Z., & Chen, J. (2019).** *Does Early Stopping Help Generalization for Deep Neural Networks?*

### Información de los autores.



**Oscar José María Pedrero de la Cruz,** Estudiante del programa de ingeniería biomédica en la Universidad Politécnica de Chiapas.



La **Ing. Georgina Hernández Santiz** es egresada de la Universidad Politécnica de Chiapas, donde cursó la carrera de Ingeniería Biomédica. Sus intereses profesionales se enfocan en el desarrollo de tecnologías aplicadas a la salud, dispositivos médicos e innovación biomédica.



El **Ing. Dorian Alberto Ibáñez Nangüelú** cursa la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica en el Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez. Su formación como Ingeniero en Desarrollo de Software por la Universidad Politécnica de Chiapas le permite integrar programación avanzada con sistemas mecatrónicos en proyectos de investigación aplicada.



**Norberto Urbina Brito** es Doctor en Ciencias de la Ingeniería por el Tecnológico Nacional de México, campus Tuxtla Gutiérrez. Profesor de Tiempo Completo en la Universidad Politécnica de Chiapas, orienta su labor a la investigación en control automático, sistemas embebidos, procesamiento de señales e imágenes biomédicas y tecnología espacial educativa. Ha participado en proyectos como Chiapas al Espacio y Xakpún Mission One, impulsando la formación científica y el desarrollo de misiones estratosféricas y CubeSat. Es mentor del Space Generation Advisory Council (SGAC) y promueve la integración de la ingeniería biomédica y aeroespacial para el diseño de soluciones tecnológicas orientadas a la salud y la exploración en entornos extremos.



**Christian Roberto Ibáñez Nangüelú** es Doctor en Ingeniería Aplicada por el Colegio de Formación Educativa TENAM. Se desempeña como Profesor-Investigador en la Universidad Politécnica de Chiapas y es miembro del Sistema Nacional de Investigadores (SNI) Nivel Candidato. Dentro de la institución, ejerce un doble liderazgo: es Líder del grupo de investigación "Dispositivos Biomédicos Inteligentes" y Líder de la Academia de Proyectos del programa de Ingeniería Biomédica. Cuenta con certificaciones en Estándares de Competencia (CONOCER) en áreas como el diseño e impartición de cursos y el desarrollo de formación en línea. Sus líneas de investigación se centran en el desarrollo de dispositivos biomédicos, los sistemas embebidos y la inteligencia artificial aplicada a la salud.



**Roberto Ibáñez Córdova**, Ingeniero Industrial en Eléctrica por el I.T. Tuxtla Gutiérrez, Maestro en Ciencias en Ingeniería Electrónica por el Instituto Tecnológico de Toluca, Doctor en Ingeniería Aplicada por el Colegio de Formación Educativa TENAM en Tuxtla Gutiérrez. Áreas de interés son: Automatización de procesos mediante el desarrollo de Sistemas embebidos inteligentes (Hardware-Software), Sistemas de Control remoto vía WEB.



**Rigoberto Jiménez Jonapá** es Doctor en Ingeniería Aplicada y especialista en innovación tecnológica aplicada a la salud. Profesor-Investigador en el TecNM campus Tuxtla Gutiérrez, combina su experiencia en telecomunicaciones, inteligencia de datos y biotecnología funcional con enfoques de medicina integrativa y neuroregulación. Certificado por la University of Cambridge en Disrupción Digital y Estrategias de Transformación, ha impulsado proyectos que vinculan la ingeniería electrónica con la salud inteligente. Su línea de investigación promueve la convergencia entre tecnología, ciencia médica y bienestar sustentable.



**Diana Paulina Martínez Cancino** es profesora investigadora de la Licenciatura en Ingeniería Biomédica de la Universidad Politécnica de Chiapas, donde lidera el grupo de investigación “Instrumentación biomédica”. Realizó sus estudios de posgrado en la Universidad Autónoma Metropolitana Unidad Iztapalapa dentro del Posgrado en Ciencias en Ingeniería Biomédica y en el Instituto de Estudios de Posgrado en Desarrollo Educativo. Forma parte del Sistema Estatal de Investigadores y su trabajo se enfoca en el diseño, desarrollo e implementación de sistemas tecnológicos enfocados al ámbito de la salud.



**José Octavio Vázquez Buenos Aires** es ingeniero electrónico en la especialidad en Comunicaciones por el Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez. Maestría en Ciencias con Especialidad en Óptica en el Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica (INAOE) y Doctorado en Modelado en Bioingeniería con especialidad en Modelos e Instrumentos para Medicina y Biología por la Universidad Joseph Fourier, Francia con 18 años de experiencia en docencia e investigación en distintas universidades del país. Desde el 2015, es Profesor-Investigador de Tiempo Completo de la carrera de Ingeniería Biomédica en la Universidad Politécnica de Chiapas y a partir del 2023 es el coordinador del Doctorado en Ingeniería de la misma universidad. Pertenece al Sistema Estatal de Investigadores Nivel II y Miembro del Padrón de Evaluadores del Instituto de Ciencia, Tecnología e Innovación del Estado de Chiapas (ICTI) desde el año 2019. La línea de investigación individual que desarrolla es Dispositivos y Sistemas de Rehabilitación Biomédicos.



**Jorge Alberto Rodríguez Ramírez**, es Ingeniero Biomédico por la Universidad Politécnica de Chiapas, cuenta con Maestría en Ingeniería Eléctrica con especialidad en Bioelectrónica, asimismo con el Doctorado en Ingeniería Eléctrica con especialidad en Bioelectrónica. Forma parte del grupo académico de docencia en la Universidad Politécnica de Chiapas. Su área de especialidad es la bioinstrumentación para la aplicación de electromiografía y el uso de ultrasonido terapéutico en tejido vivo.



# Prototipo de videojuego adaptativo para potenciar habilidades matemáticas en educación básica.

## Adaptive video game prototype to enhance math skills in basic education.

Sergio Juárez Vázquez\* (1).

Departamento de Ingeniería en Computación. Universidad del Istmo, Campus Tehuantepec. Oaxaca, México.

[sjuarez@unistmo.edu.mx](mailto:sjuarez@unistmo.edu.mx).

Abdiel Pérez Méndez (2). Departamento de Ingeniería en Computación. Universidad del Istmo, Campus Tehuantepec. Oaxaca, México, [abdielpmoficia@gmail.com](mailto:abdielpmoficia@gmail.com).

Ricardo Carreño Aguilera (3), Departamento de Ingeniería en Computación. Universidad del Istmo, Campus Tehuantepec. Oaxaca, México, [carrenoricardo04@gmail.com](mailto:carrenoricardo04@gmail.com).

Efraín Dueñas Reyes (4), Departamento de Ingeniería Industrial. Universidad del Istmo, Campus Tehuantepec. Oaxaca, México, [eduenas@sandunga.unistmo.edu.mx](mailto:eduenas@sandunga.unistmo.edu.mx).

Francisco Javier Sol SamPedro (5), Departamento de Ingeniería Industrial. Universidad del Istmo, Campus Tehuantepec. Oaxaca, México, [franciscosol@sandunga.unistmo.edu.mx](mailto:franciscosol@sandunga.unistmo.edu.mx).

Nicolas Hernández Ruíz (6), Departamento de Ingeniería Industrial. Universidad del Istmo, Campus Tehuantepec. Oaxaca, México, [nicolas@sandunga.unistmo.edu.mx](mailto:nicolas@sandunga.unistmo.edu.mx).

---

\*corresponding author.

Artículo recibido en septiembre 05, 2025; aceptado en octubre 15, 2025.

### Resumen.

*Este estudio se centra en la tecnología educativa, en particular en el aprendizaje adaptativo basado en juegos para la educación en matemáticas en escuelas primarias. Esta área cobra cada vez mayor importancia a medida que las herramientas digitales adaptativas han demostrado su potencial para personalizar el aprendizaje, impulsar la motivación y mejorar la equidad educativa. El propósito principal de este estudio fue diseñar, desarrollar y evaluar un prototipo funcional de un videojuego adaptativo destinado a fortalecer las habilidades matemáticas fundamentales de estudiantes de segundo y tercer grado, fomentando a la vez la motivación y la participación. La investigación siguió la metodología Design Thinking, aplicando sus cinco etapas: empatizar, definir, idear, prototipar y evaluar. El juego se desarrolló en Unity, integrando funciones de gamificación, herramientas de evaluación integradas y mecanismos adaptativos basados en algoritmos contextuales. Se realizaron pruebas de usabilidad con un pequeño grupo piloto de estudiantes y un docente. La prueba de usabilidad reveló un alto nivel de aceptación ( $M = 4.54/5$ ), lo que indica que el prototipo era intuitivo, atractivo y alineado con los objetivos curriculares. Tanto los estudiantes como el profesor destacaron la capacidad del juego para motivar y fomentar el aprendizaje. Los resultados resaltan la viabilidad de combinar la adaptabilidad, la gamificación y la metodología Design Thinking en el diseño y desarrollo de juegos educativos.*

**Palabras claves:** Aprendizaje fomentado con tecnología, compromiso, gamificación adaptativa, motivación, pruebas



con niños.

## Abstract.

*This study focuses on educational technology, specifically adaptive game-based learning for mathematics education in elementary schools. This area is gaining increasing importance as adaptive digital tools have demonstrated their potential to personalize learning, boost motivation, and improve educational equity. The primary purpose of this study was to design, develop, and evaluate a working prototype of an adaptive video game intended to strengthen the fundamental mathematics skills of second and third-grade students while fostering motivation and engagement. The research followed the Design Thinking methodology, applying its five stages: empathize, define, ideate, prototype, and evaluate. The game was developed in Unity, integrating gamification features, built-in assessment tools, and adaptive mechanisms based on contextual algorithms. Usability testing was conducted with a small pilot group of students and one teacher. The usability test revealed a high level of acceptance ( $M = 4.54/5$ ), indicating that the prototype was intuitive, engaging, and aligned with curricular objectives. Both students and the teacher emphasized the game's ability to motivate and foster learning. The results highlight the feasibility of combining adaptability, gamification, and the Design Thinking methodology in the design and development of educational games.*

**Keywords:** Adaptive gamification, engagement, motivation, technology enhanced learning, testing with children.

## 1. Introducción.

La educación matemática en la educación primaria enfrenta con frecuencia el desafío de adaptarse a los distintos ritmos de aprendizaje de los estudiantes. Esto provoca que muchos se sientan desconectados y desatendidos, lo cual afecta negativamente su motivación y desempeño académico. Para abordar este problema, este estudio propone el diseño y desarrollo de un prototipo de videojuego educativo adaptativo que se ajusta en tiempo real al rendimiento individual, transformando la práctica aritmética rutinaria en una experiencia dinámica y motivadora. Este enfoque busca mitigar las desigualdades educativas, especialmente en contextos con recursos limitados o donde los métodos tradicionales resultan poco motivadores.

El desarrollo de este prototipo se basa en el potencial del aprendizaje basado en juegos digitales (DGBL), que ha demostrado su capacidad para hacer que las matemáticas sean más atractivas y efectivas. Investigaciones anteriores confirman que los juegos educativos adaptativos pueden fomentar el aprendizaje personalizado. Por ejemplo, estudios como el de Hooshyar et al. (2020) resaltan el éxito de AutoThinking, un videojuego que mejora el pensamiento computacional y el interés de los estudiantes. De manera similar, una revisión sistemática sobre el aprendizaje de matemáticas a través de juegos en línea enfatiza la importancia de alinear el diseño de los juegos con las características de los estudiantes, como los de la Generación Z, lo que refleja las diversas necesidades educativas en las aulas modernas (Hidayat et al., 2024). Además de la adaptación generacional, los metaanálisis confirman que los juegos digitales bien diseñados pueden aumentar la motivación y el rendimiento académico al crear entornos de aprendizaje interactivos y estimulantes (Byun y Joung, 2018).

Las estrategias de gamificación, como la integración de puntos, niveles y recompensas, han demostrado ser eficaces para mejorar la comprensión conceptual de las matemáticas (Lee et al., 2023). Adicionalmente, la evaluación dentro del juego ofrece oportunidades de aprendizaje y valoración en tiempo real, lo que permite monitorear el progreso de los estudiantes. La evidencia sugiere que los juegos digitales pueden superar a los métodos tradicionales para mejorar el desempeño y el disfrute de las matemáticas (Fokides, 2017). Por último, los juegos de rol basados en micromundos demuestran cómo los estudiantes pueden aplicar conocimientos matemáticos en contextos de resolución de problemas, lo que impulsa tanto la motivación como el rendimiento (Wang et al., 2017).

Otra consideración crucial es la equidad. Las brechas de aprendizaje en matemáticas suelen ampliarse en la educación temprana debido a las diferencias en conocimientos previos, recursos y ritmo de aprendizaje. Los videojuegos adaptativos, con ajuste personalizado de dificultad y retroalimentación inmediata, ofrecen una estrategia escalable para

apoyar a los estudiantes con dificultades en las aulas tradicionales. Esto no solo promueve la inclusividad, sino que también se alinea con las políticas educativas globales que buscan la equidad y la calidad en la educación básica (OCDE, 2022).

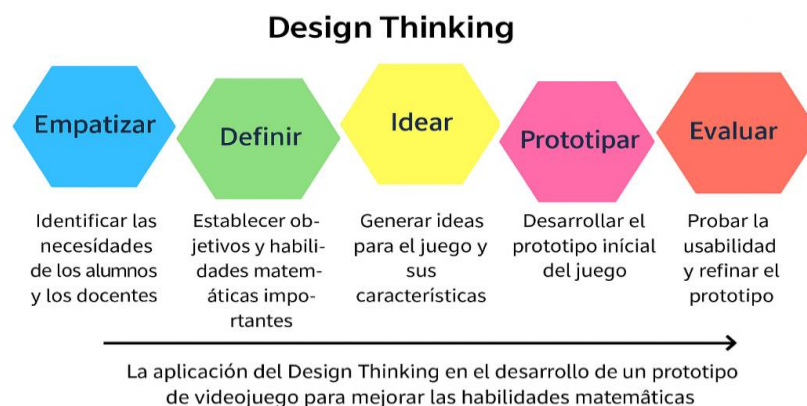
Los recientes avances en analítica de aprendizaje amplían las posibilidades del diseño de juegos adaptativos. Al recopilar y analizar datos dentro del juego, los desarrolladores pueden crear sistemas que respondan dinámicamente al comportamiento, las ideas erróneas y el progreso de los estudiantes. La adaptabilidad basada en datos también ofrece a los docentes información valiosa sobre el aprendizaje estudiantil, complementando la instrucción en el aula con apoyo individualizado. Esta integración de pedagogía y entretenimiento crea entornos híbridos que combinan diversión, desafío y mejora medible, posicionando a los videojuegos adaptativos a la vanguardia de la tecnología educativa para la enseñanza de las matemáticas (Romero y Ventura, 2020).

A pesar de estos prometedores hallazgos, la eficacia de los juegos educativos adaptativos depende, en última instancia, de su alineamiento pedagógico y de su capacidad para equilibrar el aprendizaje con el disfrute. El diseño de estos juegos requiere una cuidadosa integración de la adaptabilidad, la gamificación y la evaluación integrada para crear experiencias de aprendizaje sostenibles y motivadoras.

Por lo tanto, el objetivo del presente trabajo es diseñar y desarrollar un prototipo de videojuego adaptativo que fortalezca la fluidez matemática en estudiantes de segundo y tercer grado de primaria. El juego propuesto busca no solo mejorar el rendimiento, sino también fomentar la motivación, la inclusión y actitudes positivas a largo plazo hacia las matemáticas.

## 2. Métodos.

La investigación se clasifica como aplicada, dada su orientación hacia la solución de un reto educativo específico: el desarrollo de materiales didácticos que fortalezcan las habilidades matemáticas en niños de educación básica. En este caso, el material toma la forma de un videojuego adaptativo diseñado para que el aprendizaje de las matemáticas sea más atractivo y efectivo. El estudio se guió por los principios de la metodología Design Thinking, que, según Tim Brown, inspira los procesos de innovación con un enfoque centrado en el ser humano (Azahara, 2021). Esta metodología enfatiza la resolución creativa de problemas y el refinamiento iterativo a través de cinco etapas clave: empatizar, definir, idear, prototipar y evaluar. Para este proyecto, estas etapas estructuraron el proceso de desarrollo al comprender primero las necesidades de los estudiantes y los docentes, luego definir los objetivos educativos, generar ideas para funciones adaptativas y gamificadas, desarrollar un prototipo y, finalmente, realizar evaluaciones de usabilidad. Este enfoque estructurado garantizó que el prototipo del videojuego se mantuviera alineado con los objetivos curriculares y las necesidades motivacionales de los estudiantes, al tiempo que permitía la mejora continua a través de la iteración (Izquierdo-Izquierdo *et al.*, 2023). La metodología consta de cinco fases: empatizar, definir, idear, prototipar y evaluar, que se muestran en detalle en la figura 1.



**Figura 1.** Metodología Design Thinking. (Adaptada de Flores *et al.* 2019).



A continuación, se presentan las etapas fundamentales de la metodología Design Thinking.

- **Etapla Empatizar.** La primera etapa se enfoca en comprender las necesidades, desafíos y motivaciones de estudiantes y docentes mediante entrevistas, observaciones en el aula y encuestas. Esto permitió identificar dificultades en matemáticas para segundo y tercer grado, así como recoger las perspectivas del profesorado sobre la alineación curricular. Esta fase asegura que el prototipo del videojuego se diseñe basado en un conocimiento real del contexto de aprendizaje y mantenga la motivación estudiantil.
- **Etapla Definir.** La información recopilada durante la fase de empatía permitió definir los problemas y objetivos educativos del proyecto. El principal reto identificado fue la necesidad de herramientas adaptativas que apoyen los ritmos individuales de aprendizaje y refuercen las habilidades matemáticas fundamentales. En esta etapa se establecieron los requisitos clave del diseño, como la adaptabilidad, la integración de evaluaciones, los desafíos apropiados para la edad y la alineación con los estándares curriculares.
- **Etapla Idear.** La etapa de ideación consistió en realizar una lluvia de ideas y explorar soluciones creativas para el prototipo del videojuego. Se propusieron diversas mecánicas de juego, niveles de dificultad y sistemas de recompensas para asegurar que la experiencia fuera tanto educativa como atractiva. Se prestó especial atención a los mecanismos adaptativos que se ajustan al desempeño de cada alumno, así como a los elementos de gamificación que fomentan la motivación y la perseverancia. Durante esta etapa, se esbozaron, discutieron y evaluaron colaborativamente múltiples ideas para seleccionar las estrategias más prometedoras a incluir en el prototipo.
- **Etapla Prototipo.** Esta etapa consistió en desarrollar una versión inicial del videojuego que integró las ideas más relevantes de la fase anterior. El prototipo incluye actividades interactivas para practicar habilidades matemáticas, niveles de dificultad ajustables y herramientas de evaluación integradas para monitorear el progreso. El diseño prioriza la usabilidad y elementos visuales adecuados para la edad del niño, garantizando así la accesibilidad para los estudiantes más jóvenes.
- **Etapla Prueba.** En la etapa final, el prototipo se evaluó mediante pruebas de usabilidad con un grupo reducido de estudiantes y profesores. El objetivo fue valorar la claridad en la interacción, la participación, la adaptabilidad y el rendimiento técnico del juego. La retroalimentación obtenida durante las pruebas permitió identificar áreas de mejora, tales como el diseño de la interfaz de usuario, los niveles de dificultad y las respuestas adaptativas. Esta evaluación iterativa aseguró que el prototipo se convierta en una herramienta educativa más refinada, preparada para su futura implementación en el aula y para la evaluación de su impacto

### Participantes.

El prototipo fue diseñado para estudiantes de segundo y tercer grado de primaria de 7 a 9 años. Se realizarán pruebas iniciales de usabilidad con un grupo reducido de estudiantes y docente para evaluar la experiencia del usuario, la claridad de la interfaz, la navegación, los patrones de interacción y el rendimiento técnico.

### Instrumento de validación de la Usabilidad.

La Escala de Usabilidad del Sistema (SUS) original es un cuestionario de 10 ítems ampliamente utilizado, diseñado para usuarios adultos. Sin embargo, no es adecuado para niños de primaria de 7 a 9 años debido a su lenguaje complejo, su alta carga cognitiva y sus formatos de respuesta abstractos como escalas numéricas de Likert, negaciones y preguntas de doble filo.

En respuesta a este desafío, Putnam et al. (2020) adaptaron los ítems de la SUS para niños. Simplificaron el lenguaje, eliminaron estructuras gramaticales complejas y reemplazaron las escalas numéricas con respuestas iconográficas, como emojis. Este cambio visual, representado en la Figura 4, facilita que los niños expresen sus percepciones de manera más intuitiva. La escala se basa en una Likert de 5 puntos, donde 1 equivale a "en total desacuerdo" y 5 a "totalmente de acuerdo", con emojis que corresponden a cada nivel para mejorar la accesibilidad. Su prueba piloto

demonstró que la mayoría de los ítems eran comprensibles para los niños, aunque algunos mostraron una validez de constructo limitada, lo que enfatiza la necesidad de una validación cuidadosa en cada nuevo contexto.

1	2	3	4	5
				
Totalmente en desacuerdo	En desacuerdo	Ni de acuerdo ni en desacuerdo	De acuerdo	Totalmente de acuerdo

**Figura 4.** Representación visual de la escala Likert, adaptado de Putnam et al. (2020).

Las adaptaciones principales incluyeron la simplificación lingüística para usar vocabulario adecuado a su desarrollo cognitivo de niños, la reducción de la carga cognitiva mediante la reformulación de ítems complejos en afirmaciones simples y concretas, la implementación de un soporte visual integrado con escalas pictográficas de emojis para facilitar la expresión de percepciones, y una contextualización lúdica que enmarca las preguntas en el contexto del juego.

A continuación, se presentan los ítems de esta escala adaptada:

1. Me gustaría jugar este videojuego mucho más
2. El videojuego fue difícil de jugar
3. El juego fue fácil de usar
4. Necesité ayuda para jugar
5. Sabía qué hacer después cuando jugué
6. Algunas cosas del videojuego no tenían sentido
7. Sería fácil de aprender para mis amigos
8. Para jugar tuve que hacer algunas cosas raras
9. Estaba orgulloso de cómo jugaba
10. Tuve que aprender mucho para jugar
11. Jugar fue divertido.
12. Si tuviéramos más tiempo, seguiría jugando
13. Planeo contarles a mis amigos sobre el videojuego

Este instrumento permite capturar percepciones de usabilidad auténticas mediante un formato que respeta las capacidades cognitivas y preferencias comunicativas de niños, estableciendo un nuevo estándar para la evaluación de tecnologías educativas infantiles.

### 3. Desarrollo.

#### Plataforma y Herramientas.

El desarrollo del prototipo de videojuego se llevó a cabo utilizando el motor de juego Unity, elegido por su versatilidad, capacidades multiplataforma y amplia comunidad de desarrolladores. Con Unity se tiene la oportunidad de realizar integración de mecanismos adaptativos, elementos de gamificación y herramientas de evaluación integradas en un único entorno, lo que proporciona eficiencia técnica y flexibilidad de diseño. El prototipo está programado en C#, el lenguaje de scripting nativo de Unity, que permite la creación de código escalable y modular.

En cuanto a la compatibilidad, Unity permite su implementación en múltiples plataformas, lo que garantiza una amplia accesibilidad. El prototipo está diseñado para ejecutarse en dispositivos móviles Android, computadoras personales (Windows) y la web. Este enfoque multiplataforma aumenta la usabilidad del juego en diversos contextos educativos,



permitiendo a los estudiantes interactuar con el prototipo desde las aulas, los laboratorios de cómputo o el hogar. Al aprovechar la implementación multiplataforma de Unity, el proyecto garantiza que el videojuego adaptativo pueda llegar a un amplio público de estudiantes, promoviendo tanto la flexibilidad de uso como la escalabilidad para futuras evaluaciones en el aula.

La arquitectura del juego se organiza en una estructura jerárquica de niveles que progresa desde operaciones matemáticas básicas hasta conceptos más avanzados, alineados con el currículo de educación primaria. La Figura 2 ilustra esta estructura de niveles del juego, la cual se compone de módulos temáticos interconectados. El nivel inicial se centra en sumas y restas simples, representadas como escenarios introductorios para familiarizar al usuario con la interfaz. Posteriormente, se avanza a multiplicaciones y divisiones en niveles intermedios, incorporando desafíos progresivos que integran revisión de conceptos previos. Finalmente, los niveles avanzados combinan operaciones con diferente cantidad de cifras y decimales, fomentando la aplicación integrada de habilidades matemáticas. Esta estructura modular permite un flujo secuencial adaptativo, donde el almacenamiento de datos (mediante bases de datos locales en Unity) registra el progreso del usuario, incluyendo métricas como precisión, tiempo de respuesta y tasas de completitud, para informar ajustes dinámicos en la dificultad.

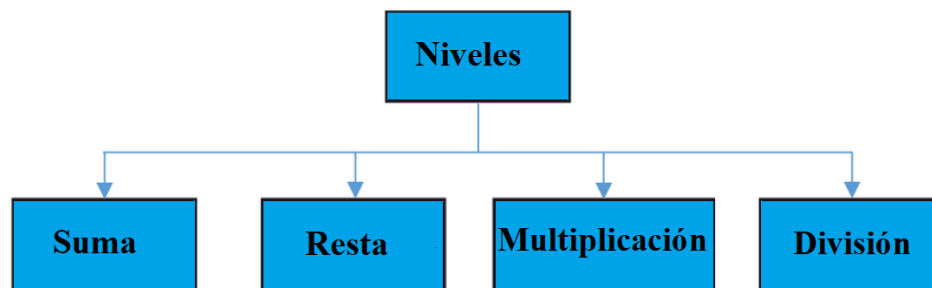


Figura 2. Estructura de niveles del juego.

### Interfaz de Usuario.

La interfaz de usuario (UI) fue diseñada priorizando la accesibilidad y una interacción intuitiva adaptada a niños de 7 a 9 años, con elementos visuales coloridos, iconos grandes y navegación simplificada para minimizar la curva de aprendizaje. La Figura 3 presenta capturas de pantalla representativas de la interfaz del videojuego educativo:

- a) **Menú de inicio:** Muestra una pantalla de bienvenida con el título Math Game y botones principales como Jugar, Créditos y Salir. Este menú incorpora un diseño visual colorido y botones grandes para facilitar la navegación y captar la atención del usuario.
- b) **Menú de niveles:** Presenta una selección de escenarios temáticos, como Sumas, con un mapa interactivo que representa progresión geográfica (un pueblo con edificios que simbolizan niveles). Incluye indicadores de lo que se va a realizar y botones para navegar entre operaciones, promoviendo una exploración autónoma.
- c) **Escena para sumas y restas:** Ilustra un aula virtual con un pizarrón que muestra ecuación simple, un personaje estudiante y un temporizador. El diseño enfatiza la interacción táctil o con ratón para ingresar respuestas, con retroalimentación visual inmediata para reforzar el aprendizaje.
- d) **Escena para multiplicaciones y divisiones:** Similar a la anterior, pero con operaciones más complejas en un entorno de aula, incluyendo múltiples opciones de respuesta. Incorpora elementos gamificados como puntuación visible y un personaje guía para asistir en la resolución.
- e) **Retroalimentación por error:** El pizarrón que muestra las operaciones también muestra el resultado correcto en caso de que el usuario haya contestado de forma incorrecta. Esto proporciona retroalimentación cuando el usuario comete un error, con el fin de orientar y motivar al estudiante.

- f) **Panel de ayuda al cometer 3 errores:** Activa un asistente virtual (un personaje animado) que ofrece pistas o explicaciones paso a paso (Necesitas un poco de ayuda...). Este mecanismo de soporte se activa tras umbrales de error predefinidos, asegurando que el jugador no se frustre y continúe progresando.



**Figura 3.** a) Menú de inicio, b) Menú de niveles, c) Escena para sumas y restas, d) Escena para multiplicaciones y divisiones, e) Puntaje y retroalimentación por error y f) Panel de ayuda al cometer 3 errores

### Características adaptativas.

El componente adaptativo se basa en algoritmos de banditos contextuales, un enfoque de aprendizaje por refuerzo que utiliza información contextual del estado del estudiante para seleccionar acciones óptimas. Estos algoritmos ajustan dinámicamente los desafíos según el rendimiento y patrones de respuesta del alumno, reduciendo la frustración y el aburrimiento al adaptarse al ritmo individual. Esto mejora la participación y la eficacia del aprendizaje, alineándose con principios de instrucción diferenciada (Hooshyar et al., 2020).



En un contexto de bandido, el sistema opera en rondas repetidas. En cada ronda  $t$ :

El alumno proporciona un vector de contexto, que incluye precisión acumulada  $P_t$ , tiempo de respuesta normalizado  $RT_t$  y el historial de interacción  $H_t$ :

$$x_t = (P_t, RT_t, H_t)$$

El sistema selecciona una acción del espacio de acciones disponibles:

$$A = \{\text{aumentar la dificultad, mantener la dificultad, disminuir la dificultad}\}$$

1. El alumno recibe una recompensa que depende de factores de ponderación y compromiso  $\beta_1, \beta_2, \beta_3$ , medidos por la persistencia o tiempo de interacción:

$$r_t = \beta_1 \cdot \text{Correcto}_t + \beta_2 \cdot F(RT_t) + \beta_3 \cdot \text{Compromiso}_t$$

El algoritmo actualiza su política  $\pi(x)$ , es decir, la probabilidad de seleccionar una acción  $a$  dado el contexto  $x$ , para maximizar la recompensa acumulada esperada:

$$\pi^* = \arg \arg E \left[ \sum_{t=1}^T r_t \right]$$

El ajuste de la dificultad se expresa como una política aprendida que equilibra la exploración (intentar tareas de dificultad variable) y la explotación (mantener tareas consideradas óptimas), en lugar de basarse en umbrales estáticos. Se puede expresar como:

$$D_{t+1} = \begin{cases} D_t + 1, & \text{si } \pi(x_t) \text{ es el más alto } D_t, \\ D_t - 1, & \text{si } \pi(x_t) \text{ es el más bajo } D_t, \end{cases}$$

Esto permite que el sistema adapte dinámicamente el nivel de dificultad en función de los datos y el comportamiento del alumno, optimizando el proceso de aprendizaje.

### Pseudocódigo.

<p>Entradas:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Conjunto de acciones posibles (por ejemplo: disminuir, mantener, aumentar dificultad)</li> <li>- Función que extrae características del estado del estudiante y acción</li> <li>- Parámetro <u>alpha</u> para controlar la exploración</li> </ul> <p>Inicializar para cada acción:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>- Matriz A como identidad</li> <li>- Vector b como cero</li> </ul> <p>Para cada ronda:</p> <ol style="list-style-type: none"> <li>1. Observar el estado actual del estudiante (precisión, tiempo de respuesta, historial, etc.)</li> <li>2. Para cada acción: <ul style="list-style-type: none"> <li>- Calcular vector de características combinado con el estado</li> <li>- Estimar valor esperado de recompensa considerando exploración y explotación</li> </ul> </li> <li>3. Elegir la acción con el mayor valor estimado</li> <li>4. Presentar la tarea correspondiente al estudiante</li> <li>5. Observar la respuesta y calcular la recompensa (basada en precisión, tiempo y compromiso)</li> <li>6. Actualizar matrices A y b para la acción elegida en función del contexto y recompensa.</li> </ol> <p>Fin del ciclo</p>
---

### Elementos de gamificación.

Para fomentar la participación y el compromiso del estudiante, el prototipo incorpora diversos **elementos de gamificación**, entre los que destacan:

- **Puntos:** Se otorgan por cada respuesta correcta, incentivando el esfuerzo y la precisión.
- **Niveles:** El progreso se estructura en niveles de dificultad creciente, lo que permite al estudiante avanzar a medida que domina los conceptos.
- **Recompensas:** Se incluyen estímulos visuales y sonoros, como estrellas, medallas o mensajes de felicitación, que refuerzan el logro académico.
- **Mecanismos de retroalimentación:** Se proporciona retroalimentación inmediata tras cada respuesta, ya sea positiva o correctiva, con el objetivo de guiar el aprendizaje y reducir la frustración.

Estos elementos están integrados de manera coherente con los objetivos pedagógicos, buscando no solo entretenimiento, sino también un aprendizaje significativo y una experiencia educativa enriquecedora.

### Resultados.

La siguiente sección presenta el análisis de los datos recopilados mediante este instrumento, centrándose en los resultados de las pruebas iterativas de usabilidad realizadas con el prototipo. Las evaluaciones se realizaron con un grupo piloto compuesto por nueve estudiantes de tercer grado y un maestro de primaria. Cada participante interactuó con el juego individualmente durante aproximadamente 10 a 15 minutos. La recopilación de datos combinó tres fuentes: el cuestionario de usabilidad adaptado, observaciones en el aula y análisis de registros del juego.

La Tabla 1 presenta las puntuaciones medias y las desviaciones estándar para los tres constructos principales evaluados: f, Diseño técnico-estético y valor pedagógico . El prototipo obtuvo una puntuación general de usabilidad de  $M = 4.54$  ( $DE = 0.59$ ), lo que indica una gran aceptación entre los participantes.

**Tabla 1.** Resultados de la encuesta de usabilidad.

Constructos	Item	Puntuación Media (M)	Desviación Estándar (DE)
funcionalidad	2	1.56	$\pm 0.53$
	3	4.33	$\pm 0.71$
	5	4.44	$\pm 0.50$
	7	4.78	$\pm 0.44$
técnicos-estéticos	6	1.22	$\pm 0.44$
	8	1.44	$\pm 0.53$
	11	4.56	$\pm 0.73$
	13	4.56	$\pm 0.73$
pedagógico	1	4.67	$\pm 0.71$
	4	1.56	$\pm 0.53$
	9	4.67	$\pm 0.50$
	10	1.33	$\pm 0.50$
	12	4.67	$\pm 0.50$
	<b>Global</b>	<b>4.54</b>	<b><math>\pm 0.59</math></b>



En cuanto a los aspectos funcionales, los ítems relacionados muestran altos niveles de claridad y facilidad de uso, con puntuaciones medias que oscilan entre 4.33 y 4.78. Estas puntuaciones indican que los estudiantes encontraron el juego fácil de jugar, comprendieron la secuencia de tareas y percibieron que sus compañeros también podrían aprender a usarlo sin dificultad. El profesor, por su parte, considera el videojuego una excelente herramienta pedagógica que potencia la motivación del alumnado durante el proceso de adquisición de conocimientos. Destaca que este medio enriquece el aprendizaje al combinar contenido y conceptos con elementos lúdicos y didácticos.

Respecto al aspecto técnico-estético, reveló percepciones positivas, con valores medios ajustados que oscilaron entre 4.44 y 4.78. Los estudiantes destacaron la intuición de la interfaz, la lógica de las actividades y el atractivo visual del diseño. Los ítems relacionados con la diversión (media = 4.56) y la intención de compartir la experiencia con amigos (media = 4.56) indican que los elementos de diseño audiovisual y estructural no solo favorecieron la usabilidad, sino que también contribuyeron a la motivación y la participación. Las características estéticas y los sonidos sirvieron como factores de motivacionales. Además, el profesor observó que las características de la interfaz, como su variedad de colores e imágenes diversas, captan la atención de los estudiantes y fomentan su interacción con los temas o conceptos presentados.

Finalmente, en el ámbito pedagógico, los resultados también fueron favorables, con puntuaciones medias entre 4.22 y 4.67. Los estudiantes indicaron que podían jugar con mínima ayuda, expresaron orgullo por su rendimiento y mostraron disposición a seguir jugando si se les daba más tiempo. El profesor señaló que el uso de la tecnología como herramienta pedagógica ofrece numerosos beneficios para el desarrollo de los estudiantes. En este caso concreto, fomentar el pensamiento lógico sirve de base para el aprendizaje futuro, lo que convierte al videojuego en un recurso valioso y esencial en el contexto educativo actual. Además, las actividades incluidas en el juego se consideran apropiadas para el nivel de habilidad del alumnado.

## Conclusiones.

Este estudio presentó el diseño, desarrollo y evaluación inicial de un prototipo de videojuego adaptativo para fortalecer las habilidades matemáticas en educación básica. Las conclusiones derivadas de este trabajo se resumen a continuación.

En primer lugar, se logró con éxito el objetivo principal de la investigación: la creación de un prototipo funcional y multiplataforma, desarrollado en Unity, que integra de manera coherente mecanismos de adaptabilidad basados en algoritmos de bandidos contextuales, elementos de gamificación y evaluación embebida. Este resultado demuestra la viabilidad técnica de combinar estos componentes en una herramienta educativa dirigida a niños de primeros años de primaria.

En segundo lugar, la metodología *Design Thinking* se mostró como un marco adecuado para este tipo de desarrollo. Las etapas de empatía y definición aseguraron que el diseño estuviera alineado con las necesidades reales del aula y el currículo, mientras que las fases iterativas de prototipado y prueba permitieron refinar continuamente la usabilidad y la experiencia del usuario. Los resultados de las pruebas de usabilidad confirmaron esta aceptación preliminar, indicando que el prototipo es intuitivo, atractivo y capaz de mantener el compromiso de los estudiantes durante sesiones prolongadas. Además, se verificó el correcto funcionamiento del núcleo adaptativo, observándose que el sistema ajusta la dificultad de manera contextual y provee asistencia oportuna, fundamentales para evitar la frustración y promover un aprendizaje personalizado.

Es importante señalar las limitaciones de esta fase de la investigación. El estudio se centró en la viabilidad y usabilidad del prototipo con una muestra reducida y en un entorno controlado. Por lo tanto, si bien los indicios son positivos, no es posible aún extraer conclusiones definitivas sobre su eficacia en la mejora del rendimiento académico en matemáticas.

El impacto potencial de este trabajo reside en sentar las bases para una herramienta educativa escalable que puede contribuir a abordar problemáticas como la diversificación de ritmos de aprendizaje y la falta de motivación hacia las matemáticas, promoviendo una educación más inclusiva y equitativa.



Con base en estos resultados, el trabajo futuro se dirigirá principalmente a la realización de un estudio cuasi-experimental a mayor escala en entornos escolares reales, con grupos de control, para evaluar rigurosamente la eficacia del videojuego en los resultados de aprendizaje. Esto se complementará con la implementación de analíticas de aprendizaje para refinar los modelos adaptativos. Además, se explorarán nuevas funciones, como la participación basada en narrativas y los paneles de control para docentes, para mejorar la personalización y la integración en el aula.

En conclusión, este prototipo contribuye al creciente campo de las tecnologías educativas adaptativas al ofrecer una base validada para la usabilidad y la participación. Su continuidad podría contribuir significativamente a la mejora de la enseñanza de las matemáticas en educación básica, promoviendo tanto la equidad como la calidad en el aprendizaje.

### Créditos.

Los autores expresan su sincero agradecimiento a la Secretaría de Ciencia, Humanidades, Tecnología e Innovación (SECIHTI) por el financiamiento otorgado a este proyecto. Este trabajo contó con el apoyo de la SECIHTI en 2025.

### Referencias bibliográficas.

- Azahara, G. P. (2021).** # *Dienlínea UNIA: guía para una docencia innovadora en red*. SEVILLA, ANADALUCIA, ESPAÑA: Universidad Internacional de Andalucía. <https://dx.doi.org/10.56451/10334/6113>
- Byun, J., & Joung, E. (2018).** *Digital game-based learning for K–12 mathematics education: A meta-analysis*. *School Science and Mathematics*, 118(3–4), 113–126. <https://doi.org/10.1111/ssm.12271>
- Flores, H. A., Guerrero, J. J., & Luna, L. G. (2019).** *Innovación educativa en el aula mediante Design Thinking y Game Thinking*. *Hamut ay*, 6(1), 82-95. <http://dx.doi.org/10.21503/hamu.v6i1.1576>
- Fokides, E. (2017).** *Digital educational games and mathematics. Results of a case study in primary school settings*. *Education and Information Technologies*, 23(2), 851–867. <https://doi.org/10.1007/s10639-017-9639-5>
- Hidayat, R., Qi, T. Y., Chin, L. M., Nasir, N., Ning, J. L. X., Hadzri, M. H. B. M., & Ariffin, P. N. B. T. (2024).** *Online game-based learning in mathematics education among Generation Z: A systematic review*. *International Electronic Journal of Mathematics Education*, 19(1), em0763. <https://doi.org/10.29333/iejme/14024>
- Hooshyar, D., Yang, Y., Delev, D., Hwang, G.-J., Wang, M., Lim, H., Malva, L., & Pedaste, M. (2020).** *From Gaming to Computational Thinking: An Adaptive Educational Computer Game-Based Learning Approach*. *Journal of Educational Computing Research*, 59(3), 383–409. <https://doi.org/10.1177/0735633120965919>
- Izquierdo-Izquierdo, M., Gómez-Calero, C., & García-Lázaro, D. (2023).** *Design Thinking, una metodología para fomentar el aprendizaje significativo*. <https://doi.org/10.22320/S07179103/2022.01>
- Lee, J. Y., Pyon, C. U., & Woo, J. (2023).** *Digital Twin for Math Education: A Study on the Utilization of Games and Gamification for University Mathematics Education*. *Electronics*, 12(15), 3207. <https://doi.org/10.3390/electronics12153207>
- OECD (2023).** *Equity and Inclusion in Education: Finding Strength through Diversity*. OECD Publishing, Paris, <https://doi.org/10.1787/e9072e21-en>.



**Putnam, C., Puthenmadom, M., Cuervo, M. A., Wang, W., & Paul, N. (2020).** *Adaptation of the system usability scale for user testing with children.* In Extended abstracts of the 2020 CHI conference on human factors in computing systems (pp. 1-7). <https://doi.org/10.1145/3334480.3382840>

**Romero, C., & Ventura, S. (2020).** *Educational data mining and learning analytics: An updated survey.* Wiley Interdisciplinary Reviews: Data Mining and Knowledge Discovery, 10(3), e1355. <https://doi.org/10.1002/widm.1355>

**Wang, S.-Y., Chang, S.-C., Hwang, G.-J., & Chen, P.-Y. (2017).** *A microworld-based role-playing game development approach to engaging students in interactive, enjoyable, and effective mathematics learning.* Interactive Learning Environments, 26(3), 411–423. <https://doi.org/10.1080/10494820.2017.1337038>

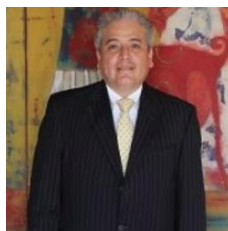
### Información de los autores.



**Sergio Juárez Vázquez** es Doctor en Desarrollo Tecnológico y profesor de tiempo completo en el área de Ingeniería en Computación en la Universidad del Istmo, Oaxaca, México. Cuenta con la distinción de Perfil Deseable otorgada por PRODEP. Su línea de investigación abarca el Reconocimiento de patrones, el Internet de las cosas y la Tecnología Educativa. Ha participado en proyectos financiados por SECIHTI, anteriormente CONACYT.



**Abdiel Pérez Méndez** es egresado de la carrera de Ingeniería en Computación de la Universidad del Istmo, actualmente realiza su proceso de titulación mediante la modalidad de tesis.



**Ricardo Carreño Aguilera** es ingeniero en Comunicaciones y Electrónica, egresado de la ESIME Zacatenco del INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL. Realizó una maestría en administración en la Universidad Autónoma de Querétaro y obtuvo su doctorado en Ingeniería de Sistemas en la SEPI ESIME, campus Zacatenco, dentro de la sección de posgrado. En el ámbito de la investigación, el Dr. Carreño llevó a cabo una estancia postdoctoral en el CINVESTAV, campus Zacatenco, en la Ciudad de México, donde se enfocó en el estudio de "redes neuronales no convencionales". Actualmente, se desempeña como profesor investigador en el campo de la inteligencia artificial en la Universidad del Istmo, campus Tehuantepec, en la carrera de Ingeniería en Computación.



**Efraín Dueñas-Reyes** se graduó de Ingeniero en Electrónica con especialidad en Control Automático por el Instituto Tecnológico de Orizaba en 2006. Continuó sus estudios y obtuvo la Maestría en Ingeniería Electrónica con especialidad en Electrónica de Potencia en 2009, otorgada por el Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET). Actualmente, es candidato a Doctor en Ingeniería con especialidad en Energía por la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM). Desde 2015, trabaja en la Universidad del Istmo, donde se especializa en la confiabilidad y el control de convertidores electrónicos de potencia utilizados en aplicaciones de energía eólica y solar.



**Francisco Javier Sol SamPedro** es Maestro en Ciencias en Aprovechamiento y conservación de recursos naturales por el IPN, actualmente cursa el tercer año del Doctorado en Materiales y sistemas energéticos renovables. Profesor de tiempo completo en el área de Ingeniería Industrial en la Universidad del Istmo, Oaxaca, México. Su línea de investigación se desarrolla Arquitectura e Ingeniería Sustentable. Ha participado en proyectos financiados por SECIHTI, anteriormente CONACYT.



**Nicolas Hernández Ruíz** es Maestro en ciencias en conservación y aprovechamiento de recurso naturales, profesor de tiempo completo en el área de ingeniería industrial en la Universidad del Istmo, Oaxaca, México.



# Prototipo multiparamétrico para prevención y seguimiento de rodilla en jugadores de football flag.

## Multiparametric prototype for knee prevention and monitoring in flag football players.

Iván Octavio Hernández Gómez\* (1).  
Estudiante Universidad Politecnica de Chiapas, Tuxtla Gutiérrez.  
[223066@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:223066@ib.upchiapas.edu.mx).

Dekker Díaz Margarita Belén (2). Estudiante Universidad Politecnica de Chiapas, Tuxtla Gutiérrez,  
[231043@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:231043@ib.upchiapas.edu.mx).

José Eduardo Ordaz de la Cruz (3). Estudiante Universidad Politecnica de Chiapas, Tuxtla Gutiérrez,  
[223066@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:223066@ib.upchiapas.edu.mx).

Arturo Pinto Orozco (4). Universidad Politécnica de Chiapas, [apinto@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:apinto@ib.upchiapas.edu.mx).

Gerardo Velázquez Hernández (5). Universidad Politécnica de Chiapas, [gvelazquez@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:gvelazquez@ib.upchiapas.edu.mx).

\*corresponding author.

Artículo recibido en septiembre 07, 2025; aceptado en octubre 17, 2025.

### Resumen.

*La ingeniería biomédica juega un papel crucial en el desarrollo de tecnologías para la prevención y tratamiento de lesiones (Bishop, 2008) musculoesqueléticas en atletas. Este proyecto propone el diseño y desarrollo de un dispositivo portátil para el análisis preventivo y seguimiento de lesiones (Bishop, 2008) en la articulación de la rodilla (Winter, 2009) en atletas de Flag Football. El dispositivo integrará tres tecnologías biomédicas clave: espectroscopia de infrarrojo cercano (NIRS (Beltrán Carrillo, 2020)) para evaluar la oxigenación muscular y el flujo sanguíneo, electromiografía (EMG (De Luca, 2002; Rodríguez Torres et al., 2018)) superficial para analizar la activación neuromuscular y la fatiga muscular, y medición del rango de movimiento (ROM (Roldán Jiménez, 2017)) para detectar alteraciones en la movilidad articular. La combinación de estos parámetros permitirá un análisis integral en tiempo real, facilitando la identificación de factores de riesgo y optimizando la recuperación tras una lesión. La información recolectada será transmitida a un dispositivo móvil para su interpretación por parte de entrenadores y profesionales de la salud. Este desarrollo representa una innovación en la medicina deportiva y la ingeniería biomédica, con el potencial de reducir la incidencia de lesiones (Bishop, 2008) y mejorar la rehabilitación de los atletas.*

**Palabras claves:** Biomédica, EMG, flag football, NIRS, rodilla.

### Abstract.

*This project proposes the design and development of a portable device for the preventive analysis and monitoring of knee joint injuries in Flag Football athletes. Biomedical engineering plays a crucial role in the development of technologies for the prevention and treatment of musculoskeletal injuries in athletes. The device will integrate three key biomedical technologies: near-infrared spectroscopy (NIRS) to assess muscle oxygenation and blood flow,*



*superficial electromyography (EMG) to analyze neuromuscular activation and muscle fatigue, and range of motion (ROM) measurement to detect alterations in joint mobility. The combination of these parameters will allow for a comprehensive analysis in real time, facilitating the identification of risk factors and optimizing recovery after an injury. The information collected will be transmitted to a mobile device for interpretation by coaches and coaches.*

**Keywords:** Biomedical, EMG, flag football, knee, NIRS.

## 1. Introducción.

La ingeniería biomédica es una disciplina que combina principios de ingeniería y ciencias de la salud para diseñar soluciones tecnológicas que mejoren la prevención, diagnóstico y tratamiento de enfermedades o lesiones. En el campo deportivo, esta disciplina es crucial para prevenir y tratar lesiones musculoesqueléticas en atletas, así como para optimizar su rendimiento.

Uno de los problemas más frecuentes en atletas, especialmente en deportes como el Flag Football, son las lesiones en la articulación de la rodilla. La rodilla es una articulación compleja y vulnerable, sometida a intensas fuerzas y movimientos repetitivos que pueden causar daños en los ligamentos (como el cruzado anterior), desgaste de los meniscos, tendinitis o esguinces.

Para abordar esta problemática, el dispositivo propuesto tiene como objetivo monitorear parámetros clave de la función muscular y articular mediante tres técnicas biomédicas principales:

### **Espectroscopía de Infrarrojo Cercano (NIRS).**

La Espectroscopía de Infrarrojo Cercano (NIRS, por sus siglas en inglés Near Infrared Spectroscopy) es una técnica óptica no invasiva utilizada para evaluar de manera continua y en tiempo real la oxigenación muscular y el flujo sanguíneo local en los tejidos. Su principio de funcionamiento se basa en la capacidad que tienen ciertos compuestos biológicos —principalmente la hemoglobina oxigenada (HbO<sub>2</sub>) y la hemoglobina desoxigenada (HHb)— de absorber luz en la región del infrarrojo cercano (generalmente entre 700 y 900 nm). Al emitir luz de estas longitudes de onda hacia el tejido y analizar la cantidad de luz absorbida y reflejada, es posible determinar el nivel de oxigenación del músculo.

Esta tecnología permite monitorear cambios fisiológicos de manera inmediata, sin necesidad de procedimientos invasivos, lo que la convierte en una herramienta ideal para su aplicación en entornos deportivos y clínicos. En contextos de ejercicio, una disminución significativa en la oxigenación muscular puede indicar fatiga o hipoxia localizada, factores que aumentan la probabilidad de sufrir lesiones. Por esta razón, integrar NIRS en un dispositivo portátil orientado a atletas ofrece la posibilidad de establecer sistemas de alerta temprana, detectando alteraciones antes de que ocurran daños estructurales en músculos o articulaciones.

### **Electromiografía (EMG) Superficial**

La Electromiografía (EMG) superficial es una técnica que permite registrar y analizar la actividad eléctrica generada por los músculos durante la contracción. A diferencia de la EMG intramuscular, que utiliza agujas o electrodos invasivos, la EMG superficial se basa en electrodos adheridos a la piel, lo que facilita su uso en entornos deportivos, clínicos y de investigación sin generar molestias al usuario. Esta señal eléctrica representa la suma de los potenciales de acción de múltiples fibras musculares, lo que brinda información detallada sobre la activación neuromuscular, el reclutamiento de unidades motoras, la intensidad de la contracción y la presencia de fatiga muscular.

El funcionamiento de la EMG superficial inicia con la detección de las señales bioeléctricas que se generan cuando el sistema nervioso central envía impulsos para activar los músculos. Estas señales son amplificadas, filtradas y digitalizadas para su análisis en tiempo real. La presencia de patrones atípicos, como una disminución en la amplitud o cambios en la frecuencia de la señal, pueden ser indicadores de sobrecarga muscular o desequilibrios funcionales.

En el contexto de este proyecto, esta técnica representa un componente esencial para identificar condiciones que puedan derivar en lesiones de rodilla en atletas, al ofrecer datos objetivos sobre el estado muscular durante entrenamientos o competencias.

### Medición del Rango de Movimiento (ROM)

El Rango de Movimiento (ROM, por sus siglas en inglés Range of Motion) se refiere a la amplitud máxima de movimiento que puede realizar una articulación en cada uno de sus planos. Evaluar el ROM es fundamental para determinar el estado funcional de una articulación y detectar limitaciones, restricciones, hipermovilidades o asimetrías que puedan predisponer a lesiones musculoesqueléticas. Un ROM adecuado permite que las articulaciones trabajen de forma eficiente, mientras que una movilidad reducida o excesiva puede comprometer la estabilidad y aumentar el riesgo de daño durante la actividad física.

La medición del ROM puede realizarse mediante diferentes métodos. Tradicionalmente se utiliza la goniometría manual, pero con el desarrollo tecnológico han surgido alternativas más precisas y portátiles, como los sensores inerciales (IMU), acelerómetros y giroscopios, que permiten obtener datos angulares en tiempo real. Estos sensores registran los movimientos de la extremidad y los traducen en ángulos articulares, proporcionando un análisis dinámico y continuo. En este proyecto, la integración de la medición del ROM tiene como objetivo identificar alteraciones en la movilidad de la rodilla que puedan estar relacionadas con desequilibrios musculares o con un riesgo elevado de lesión, complementando así la información obtenida por NIRS y EMG superficial.

La combinación de NIRS, EMG y ROM permitirá un análisis integral y en tiempo real de la rodilla, con datos objetivos para la prevención y el tratamiento de lesiones. Este proyecto busca desarrollar un dispositivo portátil y accesible que optimice el rendimiento deportivo y mejore los protocolos de rehabilitación en atletas de Flag Football.

## 2. Métodos.

El proyecto sigue un enfoque clínico y de seguimiento con una fase de desarrollo tecnológico. El diseño del dispositivo será diseñado y evaluado para el análisis preventivo y seguimiento de lesiones (Bishop, 2008) de rodilla (Winter, 2009) en atletas de flag football.

### Población y Muestra.

La población objetivo de este estudio está conformada por atletas de flag football pertenecientes a categorías amateur y semiprofesional. Se seleccionó este grupo debido a que este deporte implica movimientos explosivos, cambios de dirección frecuentes y un alto grado de exigencia física, lo que incrementa significativamente el riesgo de sufrir lesiones (Bishop, 2008) en la articulación de la rodilla (Winter, 2009). Además, al ser una disciplina ampliamente practicada en el ámbito universitario, representa un escenario ideal para aplicar y validar tecnologías biomédicas portátiles orientadas a la prevención de lesiones (Bishop, 2008). Esta población permitirá observar el comportamiento muscular y articular en condiciones reales de entrenamiento y competencia.

En cuanto a los criterios de inclusión, se considerarán únicamente jugadores activos que participen regularmente en entrenamientos y torneos, y que presenten antecedentes de lesiones (Bishop, 2008) en rodilla (Winter, 2009) o que, por sus características físicas y patrón de juego, se identifiquen como población en riesgo. Este enfoque permitirá trabajar con sujetos que puedan beneficiarse directamente del dispositivo propuesto, asegurando que la información recopilada tenga relevancia clínica y deportiva para la validación del sistema híbrido NIRS (Beltrán Carrillo, 2020)–EMG (De Luca, 2002; Rodríguez Torres et al., 2018)–ROM (Roldán Jiménez, 2017).

Por otro lado, los criterios de exclusión contemplan la no participación de personas con cirugías recientes (en un periodo menor a seis meses) y de aquellos que presenten lesiones (Bishop, 2008) severas que impidan realizar pruebas físicas o que puedan comprometer su seguridad durante la evaluación. Esta delimitación busca garantizar que los



sujetos seleccionados puedan completar las mediciones y actividades sin agravar una condición preexistente, además de asegurar la integridad de los datos obtenidos.

Finalmente, la selección de la muestra se llevará a cabo mediante un muestreo no probabilístico por conveniencia, lo que implica que los participantes serán elegidos en función de su disponibilidad y accesibilidad dentro de los equipos universitarios y ligas locales. Este método es apropiado para estudios exploratorios y de validación de prototipos, ya que permite trabajar con una población representativa de las condiciones reales en las que se espera aplicar el dispositivo. Además, facilita la implementación práctica del estudio sin requerir procedimientos complejos de aleatorización, priorizando la calidad de los datos obtenidos sobre el tamaño muestral.

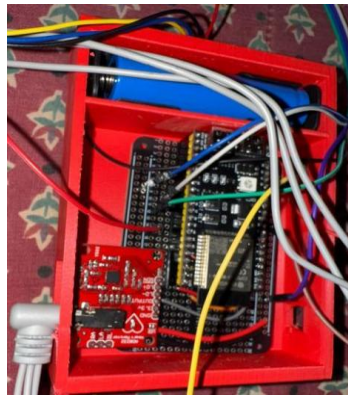
### 3. Desarrollo.

El desarrollo del presente proyecto se estructuró en diversas fases metodológicas que permitieron avanzar de manera ordenada y fundamentada desde la concepción de la idea hasta la validación inicial del prototipo. Cada etapa tuvo un propósito específico y se basó en principios de diseño biomédico, asegurando la integración de tecnologías confiables y adecuadas para la aplicación en entornos deportivos universitarios.

La primera etapa correspondió a la revisión bibliográfica, en la cual se investigaron dispositivos biomédicos existentes, protocolos clínicos y deportivos utilizados para la evaluación de la articulación de la rodilla (Winter, 2009), así como las tecnologías aplicables para el monitoreo no invasivo de parámetros musculares y articulares. Esta fase fue esencial para identificar las limitaciones de los dispositivos comerciales —principalmente su alto costo y complejidad—, además de comprender las bases fisiológicas y biomecánicas necesarias para el diseño de una solución adaptada al flag football y al entorno universitario.

La segunda fase consistió en el diseño del prototipo, en la cual se definieron y seleccionaron cuidadosamente las tecnologías que integrarían el sistema multiparamétrico. Para la medición de la actividad eléctrica muscular se optó por un Sensor Muscular Biomédico EMG (De Luca, 2002; Rodríguez Torres et al., 2018) Electronics compatible con Arduino y Raspberry, el cual permite obtener señales electromiográficas de manera no invasiva y en tiempo real. Para la medición de oxigenación muscular se eligió implementar tecnología de reflectancia NIRS (Beltrán Carrillo, 2020), que consiste en emitir luz en la región del infrarrojo cercano y analizar la luz reflejada por el tejido, permitiendo obtener información sobre la saturación de oxígeno de forma continua. Finalmente, para la medición del Rango de Movimiento (Roldán Jiménez, 2017) (ROM) de la rodilla (Winter, 2009) se integró un encoder rotativo, el cual ofrece una lectura precisa de los desplazamientos angulares, proporcionando datos objetivos sobre la movilidad articular. Esta combinación tecnológica busca obtener una visión integral del estado funcional de la rodilla (Winter, 2009), abarcando tanto parámetros fisiológicos como biomecánicos con un enfoque de bajo costo y alta aplicabilidad práctica.

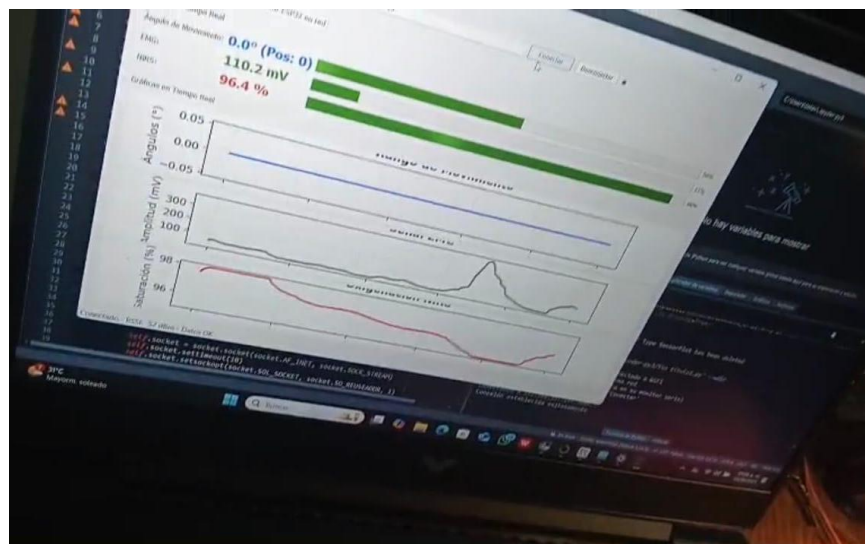
Posteriormente, se desarrolló la fase de implementación del prototipo, que implicó el diseño e integración del hardware y software necesarios para la adquisición y procesamiento de señales en tiempo real. La cabeza principal del circuito está basada en una placa ESP32-S3, seleccionada por su baja latencia, alta capacidad de procesamiento, conectividad inalámbrica integrada (Wi-Fi y Bluetooth) y compatibilidad con múltiples protocolos de comunicación. Esto permite que el sistema pueda recopilar y transmitir datos de manera eficiente sin necesidad de equipos voluminosos o costosos.



**Figura 1.** Circuito del prototipo.

En el apartado de software, se empleó una arquitectura híbrida: la programación base de adquisición y control se desarrolló en Arduino IDE, mientras que el procesamiento avanzado de señales, la depuración y la visualización de datos se realizaron en Python utilizando el entorno Spyder. Esta combinación permite aprovechar la facilidad de programación de Arduino junto con la potencia analítica de Python, integrando algoritmos de filtrado y análisis en tiempo real. Durante esta fase también se realizó la calibración de cada sensor y el desarrollo de una interfaz funcional que permite monitorear las variables fisiológicas y biomecánicas de forma clara y accesible.

Finalmente, se llevaron a cabo las pruebas iniciales en laboratorio, con el objetivo de validar la funcionalidad y precisión de cada uno de los módulos. Durante esta etapa se comprobó el comportamiento de los sensores frente a estímulos reales y se verificó que el sistema de adquisición respondiera de manera estable y confiable. Estas pruebas constituyen un paso previo esencial antes de la evaluación en campo con atletas, permitiendo detectar posibles fallas técnicas y optimizar el rendimiento del prototipo para su posterior aplicación práctica.



**Figura 3.** Prueba piloto de sensores.

Procedimiento de Evaluación en Atletas:

Los atletas serán reclutados, firmarán el consentimiento informado, y se realizará una Evaluación Basal. Posteriormente se aplicará el dispositivo para registrar actividad muscular con EMG (De Luca, 2002; Rodríguez Torres



et al., 2018), oxigenación muscular con NIRS (Beltrán Carrillo, 2020), y ROM (Roldán Jiménez, 2017) en pruebas funcionales (sentadillas, saltos, etc.). Los datos serán analizados para identificar patrones de riesgo y se validarán clínicamente comparándolos con pruebas médicas estándar.

El prototipo se materializó en una rodillera wearable de bajo costo que integra un sistema híbrido para la adquisición de señales, optimizado para el entorno dinámico del Flag Football. Los componentes principales se integraron en una Placa perforada de diseño propio para asegurar la compacidad y el bajo consumo energético, buscando mantener la accesibilidad económica del sistema.

```
import sys
import socket
import time
import threading
import time
from datetime import datetime
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
from matplotlib.animation import FuncAnimation
from matplotlib.backends.backend_qt5agg import FigureCanvasQTAgg as FigureCanvas
from PyQt5.QtWidgets import (QApplication, QMainWindow, QWidget, QVBoxLayout,
                             QFileDialog, QPushButton, QLabel, QLineEdit, QTextEdit,
                             QMessageBox, QDialog, QProgressBar, QCheckBox)
from PyQt5.QtCore import (QThread, pyqtSignal, QTimer, Qt)
from PyQt5.QtGui import QFont, QPixmap

class ESP32DataReceiver(QThread):
    """Clase para recibir datos del ESP32"""
    data_received = pyqtSignal(float)
    connection_status = pyqtSignal(bool)
    error_message = pyqtSignal(str)

    def __init__(self):
        super().__init__()
        self.socket = None
        self.running = False
        self.esp32_ip = "192.168.157.107" # IP del ESP32 - CAMBIAR POR LA IP REAL
        self.port = 8080
        self.buffer = ""

    def connect_to_esp32(self, ip, port):
        """Conectar al ESP32"""
        try:
            if self.socket:
                self.socket.close()
            self.socket = socket.socket(socket.AF_INET, socket.SOCK_STREAM)
            self.socket.settimeout(10)
            self.socket.setsockopt(socket.SOL_SOCKET, socket.SO_REUSEADDR, 1)
```

Figura 3. Parte del código y librerías.

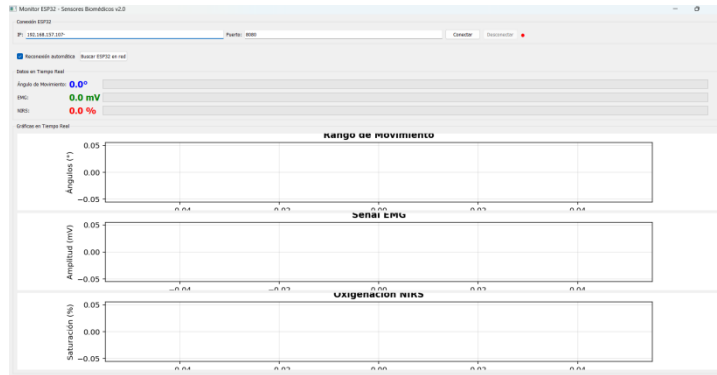


Figura 4. Interfaz.

### Conclusiones.

En el desarrollo de este proyecto multiparaétrico enfocado en la prevención y seguimiento de lesiones (Bishop, 2008) de rodilla (Winter, 2009) en jugadores de flag football, he podido constatar la gran utilidad y el impacto que puede tener una herramienta de este tipo dentro del ámbito deportivo universitario. A lo largo de la investigación, hemos comprendido que la falta de dispositivos accesibles y especializados para monitorear de forma preventiva el estado físico de los atletas es una limitante importante, sobre todo en instituciones educativas que no cuentan con equipos de alto costo. Por ello, consideramos que esta propuesta representa una alternativa funcional y viable para fortalecer la cultura de la prevención en el deporte universitario, permitiendo detectar signos tempranos de sobrecarga muscular y posibles riesgos de lesión.

El objetivo principal de este proyecto ha sido diseñar y desarrollar una rodillera inteligente de bajo costo que integre tecnología de espectroscopía de infrarrojo cercano (NIRS (Beltrán Carrillo, 2020)) y electromiografía superficial



(EMG (De Luca, 2002; Rodríguez Torres et al., 2018)), con la capacidad de monitorear en tiempo real el estado muscular durante la actividad física. La intención es que esta herramienta pueda generar una alerta temprana en caso de detectar señales relacionadas con fatiga muscular o patrones atípicos que puedan derivar en una lesión. Personalmente, este enfoque me ha permitido comprender la relevancia de combinar ingeniería biomédica con prevención deportiva, orientando el diseño hacia una solución práctica y útil para estudiantes atletas y entrenadores.

Durante el desarrollo técnico, se planteó la implementación de un sistema híbrido NIRS (Beltrán Carrillo, 2020)–EMG (De Luca, 2002; Rodríguez Torres et al., 2018), complementado con algoritmos de análisis de señales enfocados en identificar cambios fisiológicos de manera confiable. Además, se trabajó en un diseño ergonómico que permita comodidad al usuario sin afectar su rendimiento durante los entrenamientos o competencias. Con esta combinación, se proyecta alcanzar una sensibilidad aproximada del 85 % en la detección de fatiga muscular, lo que representa un avance importante si se compara con métodos tradicionales menos accesibles. Esta integración tecnológica nos ha permitido aplicar conocimientos adquiridos a lo largo de la carrera y reforzar la importancia del diseño centrado en el usuario.

Se espera que el prototipo funcional, una vez validado en condiciones reales con equipos universitarios, logre reducir significativamente los costos y la complejidad de los equipos profesionales convencionales. Esta reducción no solo abre la puerta a que más instituciones educativas puedan contar con tecnología de prevención deportiva, sino que también permite que los atletas tengan acceso a un monitoreo constante sin requerir infraestructura costosa o personal altamente especializado. Consideramos que este enfoque democratiza el acceso a herramientas biomédicas, alineándose con la visión de innovación y desarrollo tecnológico que se impulsa desde nuestra universidad.

Finalmente, la implementación de este dispositivo sienta una base sólida para futuras investigaciones en el área de dispositivos médicos portátiles y wearables accesibles. Al ser un desarrollo pensado desde un entorno universitario mexicano, también contribuye al fortalecimiento de la investigación aplicada y al impulso de soluciones tecnológicas nacionales. Mi expectativa es que este proyecto no solo apoye la prevención de lesiones (Bishop, 2008) en flag football, sino que pueda escalar a otros deportes y contextos clínicos, consolidándose como una herramienta útil para el cuidado de la salud musculoesquelética en la comunidad universitaria y más allá.

## Créditos.

Los autores agradecen a la Universidad Politécnica de Chiapas y a el Ingeniero Arturo Pinto Orozco, por el seguimiento y apoyo en el proyecto.

## Referencias bibliográficas.

- Badiola Soriano, A. (2019).** *Análisis del comportamiento neuromuscular de la rodilla (Winter, 2009) durante el ejercicio* (Tesis doctoral, Universitat Ramon Llull).
- Beltrán Carrillo, A. C. (2020).** *Uso de la espectroscopia de infrarrojo cercano para la medición de la saturación de oxígeno muscular en el deporte*. Revista Española de Educación Física y Deportes, (427), 29-38.
- Bishop, D. (2008).** *An applied research model for the sport sciences*. Sports Medicine, 38(3), 253-263.
- Budidha, F., & Kyriacou, P. A. (2019).** *NIRS (Beltrán Carrillo, 2020)-EMG (De Luca, 2002; Rodríguez Torres et al., 2018) for clinical applications: A systematic review*. Applied Sciences, 9(15), 2952.
- De Luca, C. J. (2002).** *Surface electromyography: Detection and recording*. DelSys Incorporated.
- Jiménez Palomares, M. (2013).** *Valoración del riesgo de lesión de rodilla (Winter, 2009) en sujetos sanos y efecto de programas de estiramiento* (Tesis de licenciatura, Universidad de Jaén).



**Rodríguez Torres, J. E., et al. (2018).** *Electromiografía (De Luca, 2002; Rodríguez Torres et al., 2018) en las Ciencias de la Rehabilitación.* Revista Colombiana de Psiquiatría, 47(3), 153-160.

**Roldán Jiménez, C. (2017).** *Estudio de la cinemática del miembro superior e inferior mediante análisis de movimiento* (Tesis doctoral, Universidad de Málaga).

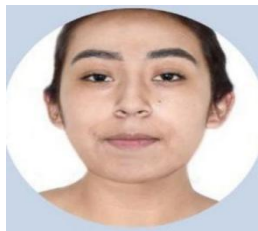
**Vásquez Bonilla, M. (2021).** *Medición de la saturación de oxígeno muscular y su relación con el rendimiento deportivo* (Tesis doctoral, Universidad de Extremadura).

**Winter, D. A. (2009).** *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). Wiley.

### Información de los autores.



**Iván Octavio Hernández Gómez** es estudiante de noveno semestre de Ingeniería Biomédica en la Universidad Politécnica de Chiapas. Actualmente desarrolla un proyecto de titulación enfocado en el diseño de un dispositivo multiparamétrico para la prevención y seguimiento de lesiones de rodilla en atletas de Flag Football. Sus áreas de interés incluyen el diseño de dispositivos médicos portátiles, instrumentación biomédica y tecnologías aplicadas a la rehabilitación y medicina deportiva.



**Dekker Díaz Margarita Belén** es estudiante de Ingeniería Biomédica en la Universidad Politécnica de Chiapas. Sus intereses académicos se centran en el desarrollo de dispositivos médicos innovadores, con énfasis en la instrumentación biomédica y la aplicación de tecnologías emergentes en el área de la salud y el deporte. Ha colaborado en proyectos orientados a la prevención de lesiones musculoesqueléticas y a la integración de sistemas portátiles para la evaluación fisiológica en atletas.



**José Eduardo Ordaz de la Cruz** es estudiante de Ingeniería Biomédica en la Universidad Politécnica de Chiapas. Su formación está orientada al diseño y desarrollo de dispositivos médicos, con especial interés en el análisis de señales fisiológicas y en la aplicación de tecnologías portátiles para el monitoreo de la salud. Ha participado en proyectos relacionados con la prevención de lesiones en el ámbito deportivo y la integración de sistemas de adquisición de datos en tiempo real.



**Arturo Pinto Orozco** es un ingeniero mecatrónico con una destacada trayectoria profesional y académica. Se desempeña como profesor en la Universidad Politécnica de Chiapas, donde imparte asignaturas relacionadas con la ingeniería electrónica y áreas afines. Su enfoque principal está centrado en el estudio, desarrollo y aplicación de ciencias y tecnologías vinculadas a la electrónica, la automatización y la instrumentación.



**Dr. Gerardo Velázquez Hernández** es un médico cirujano egresado de la Universidad Autónoma de Chiapas (UNACH) y, desde aproximadamente 2003, se dedica también a la docencia. Actualmente labora como profesor de tiempo completo en la Universidad Politécnica de Chiapas (UPChiapas), en el ámbito de ciencias de la salud e ingeniería biomédica. Además, ha obtenido estudios de posgrado relevantes: entre ellos un máster universitario, un doctorado en osteopatía, una especialización en cadenas miofasciales y una certificación en biomecánica deportiva en Argentina.



# Recuperación de aguas grises para riego urbano: hacia una economía circular del agua en México.

## Greywater recovery for urban irrigation: towards a circular water economy in Mexico.

Elsa Gloria Benítez Manzo (1).  
Estudiante Tecnológico Nacional de México/Campus Acapulco.  
[MM24320001@acapulco.tecnm.mx](mailto:MM24320001@acapulco.tecnm.mx)

Mariana Martínez Castrejón\* (2). SECIHTI-UAGro Centro de Ciencias de Desarrollo Regional. Tecnológico Nacional de México/Campus Acapulco. Acapulco, Guerrero, [mariana.mc@acapulco.tecnm.mx](mailto:mariana.mc@acapulco.tecnm.mx).

Mónica Zárate Juárez (3). Tecnológico Nacional de México/Campus Acapulco. Acapulco, Guerrero.  
[monica.zj@acapulco.tecnm.mx](mailto:monica.zj@acapulco.tecnm.mx).

\*corresponding author.

Artículo recibido en septiembre 11, 2025; aceptado en octubre 21, 2025.

### Resumen.

*El presente trabajo analiza la viabilidad técnica y social de los humedales construidos como alternativa para la recuperación y el reúso de aguas grises en México, con énfasis en su potencial agrícola-urbano y el marco normativo aplicable. Se realizó una revisión narrativa de la literatura, priorizando artículos científicos en revistas indexadas, de la que se recuperaron nueve referencias clave sobre parámetros de eficiencia, dieciocho sobre potencial de reúso y tres normas oficiales mexicanas (NOM-001-SEMARNAT-2021, NOM-003-ECOL-1997 y NOM-127-SSA1-2021). Los resultados evidencian que los humedales construidos logran altas eficiencias en la remoción de contaminantes convencionales y ofrecen ventajas en términos de bajo costo y sostenibilidad. No obstante, las normas mexicanas presentan vacíos importantes al no considerar contaminantes emergentes ni lineamientos específicos para estas tecnologías. Se concluye que la actualización normativa resulta indispensable para avanzar hacia una economía circular del agua, donde el reúso de aguas grises tratadas sea un componente estratégico de sostenibilidad hídrica y resiliencia urbana.*

**Palabras claves:** Aguas grises, economía circular, humedales artificiales, reúso de agua, riego urbano.

### Abstract.

*This study analyzes the technical and social feasibility of constructed wetlands as an alternative for the recovery and reuse of greywater in Mexico, focusing on its agricultural-urban potential and the applicable regulatory framework. A narrative literature review was conducted, prioritizing peer-reviewed articles published in indexed journals. Nine key references on efficiency parameters, eighteen on reuse potential, and three Mexican standards (NOM-001-SEMARNAT-2021, NOM-003-ECOL-1997, and NOM-127-SSA1-2021) were examined. Results show that constructed wetlands achieve high removal efficiencies for conventional pollutants and provide low-cost, sustainable solutions. However, current Mexican regulations present significant gaps, as they do not address emerging contaminants nor include specific criteria for nature-based technologies. It is concluded that regulatory updates are essential to foster*



*a circular water economy, where the reuse of treated greywater becomes a strategic component of water sustainability and urban resilience.*

**Keywords:** Circular economy, constructed wetlands, greywater, urban irrigation, water reuse.

## 1. Introducción.

El estrés hídrico constituye un problema global en expansión, impulsado por el aumento del consumo de agua y los efectos del cambio climático (Nakai, 2018; Jiang et al., 2020). En la Unión Europea (UE), al menos el 17 % del territorio y el 11 % de la población enfrentan escasez de agua, situación particularmente crítica en la región mediterránea, donde hasta el 50 % de la población vive bajo estrés hídrico durante el verano (Bidlack et al., 2004).

En América Latina y el Caribe (ALC), pese a concentrar cerca del 35 % de los recursos hídricos renovables del mundo, factores como la desigual distribución espacial y temporal, la falta de infraestructura y los problemas de gobernanza generan escenarios críticos de escasez en países como Argentina, Bolivia, Brasil, Chile, México y Perú. La agricultura consume aproximadamente el 68 % del agua disponible, intensificando la presión sobre los recursos hídricos y limitando su disponibilidad para otros sectores. Adicionalmente, 28 millones de personas carecen de acceso a fuentes mejoradas de agua y 83 millones no cuentan con instalaciones de saneamiento adecuadas; en países como Haití, solo el 57.7 % de la población tiene acceso a agua potable segura. Esta paradoja de abundancia regional frente a escasez local evidencia la urgencia de implementar estrategias de reúso y marcos regulatorios más efectivos para enfrentar el estrés hídrico que ya afecta a millones en la región (Rodríguez et al., 2022).

En México, además de las sequías recurrentes, existe un problema estructural de disponibilidad per cápita decreciente y distribución desigual. La disponibilidad natural de agua por habitante ha disminuido más del 60 % en las últimas décadas, pasando de más de 10,000 m<sup>3</sup> en 1950 a aproximadamente 3,200 m<sup>3</sup> en 2020, lo que ubica a amplias zonas del país bajo alta o muy alta presión hídrica (CONAGUA, 2020). Aunque el promedio nacional parece aceptable, el 87 % de la población se concentra en regiones hidrológico-administrativas con menor disponibilidad, lo que refuerza la vulnerabilidad hídrica (Pacheco-Treviño, 2024). Esta combinación de sobreexplotación de acuíferos, concentración poblacional en zonas críticas y efectos del cambio climático confirma la necesidad de adoptar estrategias no convencionales, entre ellas el reúso de aguas grises, para equilibrar la demanda en los focos de mayor presión demográfica.

El reúso de aguas residuales tratadas (AR) se perfila como una alternativa clave para reducir la presión sobre los recursos hídricos (Elbana et al., 2017). Sin embargo, estas corrientes pueden contener contaminantes emergentes — como colorantes, metales pesados, fármacos, productos de cuidado personal y bacterias— que requieren tratamientos específicos para su eliminación (Collivignarelli et al., 2020). Pese a los avances tecnológicos, su aprovechamiento sigue siendo limitado: la UE genera alrededor de 40,000 millones de m<sup>3</sup> de AR tratadas al año, de los cuales solo se reutiliza el 2.4 % (964 millones de m<sup>3</sup>) (Bidlack et al., 2004). En los países en desarrollo, la situación es aún más compleja debido a la insuficiente cobertura de infraestructura de saneamiento.

En México, si bien la capacidad de tratamiento ha crecido hasta alcanzar un volumen de aproximadamente 136 m<sup>3</sup>/s de aguas residuales (Marín-Muñiz et al., 2023), su aprovechamiento es limitado. La cobertura se concentra en el ámbito municipal, donde el 63.73 % de las aguas residuales recolectadas recibe tratamiento; en contraste, en el sector no municipal —incluido el industrial— apenas el 40.1 % del caudal es tratado (CONAGUA, 2020). Del total del volumen tratado, menos de la mitad se destina formalmente al reúso productivo, con predominio del riego agrícola (48 %) (INEGI, 2023). Esta brecha entre capacidad instalada y reúso efectivo pone de relieve el déficit de una verdadera economía circular del agua y la urgencia de promover sistemas descentralizados, como los humedales artificiales, que permitan maximizar el reúso in situ.

En el marco de la economía circular, la UE ha impulsado políticas orientadas al reúso y reciclaje de recursos (Ricciardi et al., 2020), reconociendo a las aguas residuales como un recurso estratégico, especialmente en zonas áridas y semiáridas (Villarín et al., 2020). En este contexto, las aguas grises (AG) —provenientes de fregaderos, duchas y



lavanderías, y que representan entre el 50 % y el 80 % del consumo doméstico (Santasmás et al., 2013)— se destacan por su disponibilidad continua, fácil acceso y baja carga contaminante, características que las convierten en una fuente idónea para tratamiento y reúso in situ (Boano et al., 2020).

Diversas tecnologías han sido aplicadas al tratamiento de AG, como la filtración, los biorreactores de membrana, los contactores biológicos rotativos, los reactores secuenciales por lotes, los lechos anaerobios de flujo ascendente y los humedales artificiales (HA). Estos últimos destacan por su bajo costo, simplicidad operativa y mínimo impacto ambiental, lo que los hace particularmente viables en países en desarrollo. Los HA funcionan como filtros biológicos en los que convergen procesos físicos, químicos y biológicos capaces de remover materia orgánica, nutrientes y patógenos; no obstante, su eficiencia puede verse limitada por la baja carga orgánica admisible, lo que requiere mayores superficies para tratar caudales significativos (Collivignarelli et al., 2020).

En países como México, donde el sector agrícola representa entre el 76 % y el 76.3 % del volumen total de agua concesionada (CONAGUA, 2020; IMCO, 2023), y donde la agricultura de riego, aunque cubre solo el 26 % de la superficie agrícola, alcanza rendimientos significativamente superiores al temporal (94 % frente a 77.92 %) (INEGI, 2024), la recuperación de AG mediante HA representa una alternativa estratégica. Esta tecnología permite reducir la presión sobre fuentes superficiales y subterráneas, transformar un desecho urbano en un recurso hídrico seguro y aportar a la resiliencia hídrica de comunidades rurales y urbanas.

Por lo anterior, el objetivo de este trabajo es analizar la viabilidad técnica y social de los humedales artificiales domésticos para la recuperación y el reúso de aguas grises urbanas en México, subrayando su potencial contribución a la soberanía alimentaria y a la consolidación de una economía circular del agua.

## 2. Métodos.

El presente trabajo se desarrolló como una revisión narrativa de la literatura (Galván-Farías & De la Torre, 2023; Rother, 2007), cuyo propósito fue analizar el tratamiento de aguas grises mediante humedales construidos y su potencial de reúso. Se plantearon tres objetivos específicos: i) identificar los parámetros de eficiencia reportados en la literatura, ii) determinar el potencial de reúso agrícola-urbano del agua gris tratada en humedales artificiales y iii) revisar el marco normativo mexicano aplicable al tratamiento y reúso de agua gris.

Para el primer objetivo se seleccionaron nueve referencias clave, correspondientes a los artículos más citados y relevantes de acuerdo con el criterio de los autores luego de ejecutar la búsqueda de la cadena “*humedal artificial*” “*aguas grises*” “*riego*”, en español e inglés. Para el segundo objetivo, se revisaron dieciocho publicaciones fundamentales sobre el potencial de reúso agrícola-urbano agregando a la cadena de conceptos anterior “*economía circular*”.

La búsqueda de información se realizó en Google Scholar, debido a su carácter de motor académico multidisciplinar que integra resultados de diversas bases indexadas, lo cual permitió ampliar el alcance de la revisión (Brophy & Bawden, 2005). Se priorizaron artículos científicos publicados en revistas indexadas con arbitraje por pares a doble ciego, preferentemente de alcance internacional, por considerarse la fuente más confiable y rigurosa para este tipo de estudio.

Quedaron excluidos otros tipos de documentos, tales como literatura gris, reportes técnicos, tesis, memorias de congresos, material de divulgación y entradas en repositorios sin arbitraje, al no garantizar procesos de validación científica suficientes.

Finalmente, en el tercer objetivo se analizaron tres normas mexicanas vigentes: NOM-003-ECOL-1997, NOM-001-SEMARNAT-2021 y NOM-127-SSA1-2021 de las que se recuperaron los parámetros concordantes con los artículos científicos analizados.



### 3. Desarrollo.

#### 3.1. Parámetros de eficiencia esperados.

De acuerdo con Retta (2023), tras la revisión de 76 estudios de investigación, se concluye que la eficiencia de los humedales en la eliminación de contaminantes es variable y depende de diversos factores, como el tipo de humedal, las macrófitas empleadas y el tipo de agua residual tratada, entre otros. El autor destaca, además, que la mayoría de los casos analizados correspondieron a humedales artificiales en fase piloto. En la presente revisión, esta reflexión se ratifica haciendo hincapié en los resultados de remoción reportados en relación con DQO, DBO, P, TSS, N, turbidez, helmintos y coliformes fecales (Tabla 1).

**Tabla 1.** Remociones reportadas en la literatura.

Configuración del humedal	Remoción reportada	Referencia
Aguas residuales sintéticas Flujo subsuperficial horizontal a escala piloto. <i>Phragmites australis</i> , <i>Typha latifolia</i> .	DBOs: 85–89 %, DQO: 85–90 %, Fósforo 28–89 % (mejores resultados con grava fina de río) y Fósforo total: 21–82 %.	Akratos & Tsihrintzis, 2007
Aguas residuales municipales pretratadas Flujo subsuperficial, horizontal, en serie. <i>P. australis</i> y <i>T. dominguensis</i>	DQO 90.2-95.73%, Fósforo 21.87-40.35%	Romero-Aguilar et al., 2009.
Flujo subsuperficial, horizontal Macrófitas emergentes ( <i>Phragmites australis</i> ) Dimensión: 200–500 habitantes equivalentes	Helmintos: 71-95%, DBOs: 85–90 %, DQO: 70–80 %, TSS: 80–90 %, NT: 30–50 %, PT: 20–40 %, Coliformes fecales: 90–99 %	García et al., 2010
Humedal híbrido (vertical y horizontal), humedales de superficie libre. Sistemas multietapa. <i>Phragmites australis</i> , <i>Typha</i> y <i>Acorus</i>	DBO 70–95 %, DQO 60–90 %, TSS 80–95%, NT: 40–70 %	Vymazal, 2013.
Subsuperficial de flujo horizontal a escala real. Diseñado para 500 estudiantes que viven en el campus. <i>Arundo donax</i> y <i>Typha latifolia</i>	Capacidad del sistema para eliminar la DBO, la DQO, los TSS y los coliformes del agua gris entrante es mucho mayor (67-80 %) que la de los nutrientes (25-40 %).	Edwin et al., 2015
Flujo horizontal. Operado por 4 meses. <i>Phragmites australis</i> , <i>Carex oshimensis</i> y <i>Cyperus papyrus</i>	Turbidez >92%, TSS >85%, DQO >89% y DBO <sub>5</sub> >88%	Collivignarelli et al., 2020.
Flujo vertical acoplado con columna de adsorción a base de cenizas, cáscara de arroz, piedra pómez, tallos secos de <i>Phragmites Australis</i> y carbón activado (como control).	Este sistema removió COD, NO <sub>3</sub> <sup>-</sup> -N y PO <sub>4</sub> <sup>-3</sup> arriba del 90.35%, 100% y 90.2%, respectivamente.	Parei et al., 2023.
Humedal de flujo subsuperficial horizontal, plantado con <i>Cyperus spp.</i> y <i>Typha spp.</i> , escala piloto. agua tratada reutilizada para riego sobre césped	COD: hasta 83%, BODs: hasta 81%, NT: ~66%, PT: 50%, TSS: 88% y E. coli: eficiencias de ~83-85%.	Farruggia et al., 2025

Nota: DQO: demanda química de oxígeno, DBO: demanda biológica de oxígeno, TSS: sólidos suspendidos totales, NT: nitrógeno total, P: fósforo, PT: Fósforo total.

### 3.2. Potencial de reúso agrícola-urbano del agua gris recuperada de humedales artificiales.

De acuerdo con Sijimol y Joseph (2021) el tratamiento y reúso de aguas grises constituye una necesidad urgente (Maimon et al., 2010). Factores como el crecimiento poblacional acelerado, la urbanización no planificada, la contaminación de cuerpos superficiales y la sobreexplotación de acuíferos incrementan la presión sobre los recursos hídricos en los sectores agrícola, industrial y doméstico (Khatun & Amin, 2011). A ello se suma la influencia del cambio climático en la escasez de agua (Dahal et al., 2020; Güiza-Villa et al., 2020).

El reciclaje de AG representa una alternativa viable para el ahorro de agua (Khatun & Amin, 2011), ya que el reúso de aguas residuales amplía la disponibilidad total del recurso (Ghaitidak, y Yadav, 2013) y contribuye a disminuir la creciente demanda (Avery et al., 2007). En comparación con las aguas negras, las AG contienen menores concentraciones de materia orgánica, nutrientes y patógenos, lo que facilita su tratamiento (Arden & Ma, 2018; Eriksson et al., 2002; Li et al., 2009). Para su reúso, es indispensable un tratamiento biológico que reduzca la carga microbiana y orgánica, complementado con procesos de desinfección para eliminar patógenos y controlar la formación de biopelículas en las redes hidráulicas (Ghaitidak, y Yadav, 2013).

El sistema de reciclaje de AG comprende etapas de recolección, almacenamiento, tratamiento y reúso (Khatun & Amin, 2011). El agua tratada puede destinarse a usos no potables como riego de jardines privados, áreas verdes, parques públicos, descarga de inodoros o prácticas contra incendios, lo que reduce significativamente la demanda de agua potable (Avery et al., 2007; Gross et al., 2007; Negahban-Azar et al., 2012; Karpiscak et al., 1990; Lu & Leung, 2003). En el caso de riego paisajístico, 8–12 horas de reciclaje permiten alcanzar una calidad adecuada; para riego superficial, es necesario aplicar desinfección adicional (Gross et al., 2007).

El reúso de AG en la agricultura y en la recarga de cuerpos de agua es una práctica común a nivel mundial (Maimon et al., 2014; Ghaitidak, y Yadav, 2013) y resulta especialmente relevante en países de bajos ingresos (Ghisi & Ferreira, 2007). Sus beneficios incluyen la conservación de agua dulce, la reducción de costos, la disminución del consumo energético en transporte, así como la mitigación de la presencia de patógenos y microcontaminantes inorgánicos (ElZein et al., 2016; Miller, 2006). Además, presentan una biodegradabilidad superior respecto al agua negra o mixta en humedales artificiales.

### 3.3. Normatividad mexicana en materia de tratamiento y reúso de agua gris.

La regulación mexicana en materia de tratamiento y reúso de aguas residuales se sustenta en tres normas principales: NOM-001-SEMARNAT-2021, relativa a los límites máximos permisibles de contaminantes en descargas; NOM-003-ECOL-1997, que regula el reúso de aguas residuales tratadas en servicios al público; y NOM-127-SSA1-2021, enfocada en los límites de calidad del agua para uso y consumo humano. Los parámetros y umbrales establecidos en dichas normas se sintetizan en la Tabla 2, donde se observan los valores de referencia aplicables a sólidos suspendidos totales, DBO, DQO, nutrientes, patógenos y otros indicadores de calidad.

**Tabla 2.** Parámetros y normas reportadas en la literatura.

Parámetro (mg/L, excepto cuando se especifica)	Umbral (P.D.)	Norma
Sólidos suspendidos totales	36 (riego de áreas verdes) / 120 (infiltración y otros riegos)	NOM-001-SEMARNAT-2021
DQO	72 (riego de áreas verdes) / 180 (infiltración y otros riegos)	
Nitrógeno total	NA (riego de áreas verdes) / 25 (infiltración y otros riegos)	
Fósforo total	NA (riego de áreas verdes) / 10 (infiltración y otros riegos)	
Huevos de helmintos (huevos/L)	1 (solo aplica a riego de áreas verdes)	
<i>Escherichia coli</i> (NMP/100 ml)	500 (riego de áreas verdes) / 100 (infiltración y otros riegos)	
Coliformes fecales (NMP/100 ml)	240 (contacto directo) / 1,000 (contacto indirecto)	NOM-003-ECOL-1997
Huevos de helminto (h/L)	≤ 1 (directo) / ≤ 5 (indirecto)	



Grasas y aceites	15 (directo e indirecto)	
DBO <sub>5</sub>	20 (directo) / 30 (indirecto)	
Sólidos suspendidos totales	20 (directo) / 30 (indirecto)	
Turbiedad	4.0 UNT	
Nitrógeno amoniacal (N-NH <sub>3</sub> )	0.50	NOM-127-SSA1-2021
Nitrógeno de nitratos (N-NO <sub>3</sub> <sup>-</sup> )	11.00	
Nitrógeno de nitritos (N-NO <sub>2</sub> <sup>-</sup> )	0.90	
Sólidos disueltos totales	1000.00	
E. coli	<1 UFC/100 mL	

Nota: P.D.: promedio diario.

En términos comparativos, diversos estudios han señalado que las normas mexicanas son más permisivas que las regulaciones de países desarrollados. Domínguez et al. (2024), al analizar la NOM-001 en sus versiones de 1996 y 2021 frente a la legislación de Estados Unidos, Canadá y la Unión Europea, concluyeron que México mantiene límites máximos más altos para varios contaminantes, aunque sus niveles de exigencia se asemejan a los de países de desarrollo intermedio, como Brasil. Este hallazgo subraya la necesidad de revisar y actualizar la normativa mexicana, en especial la NOM-001-SEMARNAT-2021 y la NOM-003-ECOL-1997, con el fin de homologar estándares ambientales al marco de compromisos internacionales como el T-MEC.

Actualmente, la normatividad mexicana se centra en parámetros convencionales (DBO, DQO, sólidos suspendidos, coliformes), sin contemplar los contaminantes emergentes. Entre ellos destacan los fármacos de uso cotidiano —analgésicos, antibióticos, anticonceptivos y antiinflamatorios—, que han sido detectados en descargas domésticas y cuerpos receptores sin regulación específica (Sanabria-Pérez et al., 2019). La ausencia de lineamientos normativos permite que estos compuestos se acumulen en el ambiente y generen efectos ecotóxicos, incluso a bajas concentraciones. Asimismo, la falta de políticas claras para la disposición de medicamentos caducos, como el escaso conocimiento de programas de acopio tipo SINGREM, refuerza este vacío legal.

En este mismo sentido, Aguilar-Gutiérrez et al. (2025) documentan que los tratamientos convencionales reducen parcialmente la carga de contaminantes, pero no eliminan residuos farmacéuticos (antibióticos, hormonas, antiinflamatorios). En contraste, los humedales construidos han mostrado altos niveles de remoción de estos compuestos gracias a la interacción de procesos físicos, químicos y biológicos, lo que los posiciona como una alternativa descentralizada y de bajo costo para regiones áridas de México. Sin embargo, la falta de criterios normativos que reconozcan explícitamente esta tecnología limita su aplicación a gran escala.

Otro vacío relevante corresponde a los microplásticos, contaminante emergente cuya presencia ha sido reportada en aguas superficiales, sedimentos y organismos acuáticos en México (Caro-Martínez et al., 2025). Ninguna de las normas vigentes —NOM-001-SEMARNAT-2021, NOM-003-ECOL-1997 o NOM-127-SSA1-2021— establece parámetros relacionados con microplásticos, lo que reduce la capacidad regulatoria frente a un problema ambiental creciente y limita las posibilidades de reúso seguro en contextos agrícola y urbano.

Pese a estas limitaciones, los humedales construidos han demostrado en México su eficacia para remover contaminantes orgánicos, nutrientes y patógenos a niveles compatibles con el reúso. Como señala Marín-Muñiz et al. (2023), esta tecnología contribuye directamente a los Objetivos de Desarrollo Sostenible (ODS), especialmente el ODS 6 (agua limpia y saneamiento) y el ODS 11 (ciudades y comunidades sostenibles). No obstante, la ausencia de lineamientos regulatorios que reconozcan formalmente los humedales construidos, junto con la falta de criterios operativos y de monitoreo adaptados a este tipo de sistemas, constituye una barrera normativa para su consolidación.

La Tabla 3 sintetiza la vinculación entre los ODS, las aportaciones de los humedales construidos y los vacíos normativos de las NOM mexicanas, resaltando la urgencia de actualizar la regulación para fortalecer la gestión integral del recurso hídrico.

**Tabla 3.** Vinculación de los ODS de los humedales artificiales y la normatividad mexicana.

ODS	Aportaciones de los humedales construidos	Vacíos normativos en las NOM mexicanas
<p>ODS 6: Agua limpia y saneamiento. Meta 6.3: mejorar la calidad del agua reduciendo la contaminación, eliminando vertidos y minimizando la liberación de productos químicos y materiales peligrosos; duplicar el reciclado y reúso seguro</p>	<p>Alta eficiencia en la remoción de DBO, DQO, sólidos suspendidos, nutrientes y patógenos. Posibilidad de generar agua tratada apta para riego agrícola y urbano. Tecnología descentralizada y de bajo costo, aplicable en comunidades rurales y periurbanas.</p>	<p>Las NOM-001-SEMARNAT-2021 y NOM-003-ECOL-1997 regulan descargas y reúso, pero no diferencian aguas grises de aguas negras.  No contemplan parámetros de contaminantes emergentes (fármacos, microplásticos, cosméticos).</p>
<p>ODS 11: Ciudades y comunidades sostenibles Meta 11.5: reducir el impacto ambiental negativo per cápita de las ciudades, prestando especial atención a la calidad del aire y a la gestión de residuos municipales y de otro tipo</p>	<p>Promueven la resiliencia urbana al reducir descargas contaminantes y generar agua para riego de áreas verdes. Fomentan la economía circular del agua en espacios urbanos. Disminuyen costos energéticos y de infraestructura frente a plantas convencionales.</p>	<p>Las normas mexicanas no incorporan lineamientos para tecnologías naturales descentralizadas. Falta de criterios de monitoreo y operación adaptados a humedales construidos. Ausencia de incentivos normativos que promuevan el uso de estas tecnologías en planes urbanos.</p>

La normatividad mexicana constituye un marco de referencia indispensable, pero aún insuficiente, para transitar hacia un modelo de **economía circular del agua**, en el cual el reúso de aguas residuales tratadas sea un componente estratégico de sostenibilidad hídrica. La actualización y ampliación de las normas debe orientarse no solo a la protección de la salud y el ambiente, sino también a incentivar prácticas de aprovechamiento seguro del recurso, particularmente en el **riego agrícola**, donde la recuperación de nutrientes y la sustitución de agua potable representan beneficios ambientales y económicos. De este modo, la integración de los humedales construidos y otras tecnologías descentralizadas al marco normativo permitiría consolidar un esquema de gestión hídrica más resiliente, eficiente y alineado con los principios de la circularidad y los compromisos internacionales de desarrollo sostenible.

### Conclusiones.

El análisis de la literatura demuestra que los humedales construidos constituyen una alternativa técnica y socialmente viable para el tratamiento descentralizado de aguas grises en México, al permitir remociones significativas de contaminantes convencionales (DBO, DQO, SST, nutrientes y patógenos) y ofrecer agua tratada apta para reúso agrícola-urbano. Esta tecnología, además de su bajo costo y simplicidad operativa, fortalece la resiliencia hídrica de comunidades rurales y periurbanas, contribuyendo de manera directa al cumplimiento de los ODS 6 y 11.

Sin embargo, la revisión normativa evidencia que la NOM-001-SEMARNAT-2021, la NOM-003-ECOL-1997 y la NOM-127-SSA1-2021 continúan centradas en parámetros convencionales y no contemplan los contaminantes emergentes (fármacos, microplásticos, cosméticos), lo que limita la seguridad del reúso en escenarios agrícolas y urbanos. La falta de lineamientos específicos para tecnologías basadas en la naturaleza, como los humedales construidos, también representa un obstáculo para su adopción a gran escala.

En este contexto, se considera urgente actualizar la normatividad mexicana, incorporando parámetros de contaminantes emergentes, criterios de operación adaptados a sistemas descentralizados y estímulos regulatorios que favorezcan su implementación. Asimismo, el aprovechamiento de aguas grises mediante humedales construidos debe vincularse a un modelo de economía circular del agua, en el que el reúso para riego agrícola y urbano contribuya a reducir la extracción de agua potable, recuperar nutrientes y fortalecer la seguridad hídrica en el país.



## Créditos.

Las autoras agradecen el apoyo de la Secretaría de Ciencia, Humanidades, Tecnología e Innovación de México, que se ha materializado en i) la Beca de Posgrado Nacional a nivel maestría otorgada a Elsa G. Benitez Manzo con el número de apoyo 4029189; ii) la Beca Nacional de Doctorado concedida a Mónica Zárate-Juárez con el número de subvención 4047565 y iii) la beca de Estancia Posdoctoral por México concedida a Mariana Martínez-Castrejón en el marco del programa ProNacEs Agua-PRONAI «Fortalecimiento y coordinación de sujetos colectivos para la defensa y gestión del agua en el territorio».

## Referencias bibliográficas.

- Aguilar-Gutiérrez, J. A., Soto-Padilla, M. Y., Flores-Tavizón, E., Trujillo-Morales, L., & Bernadac-Villegas, L. G. (2025).** Contaminación de agua por fármacos: Humedales construidos como alternativa de tratamiento en zonas áridas. *TIP Revista Especializada en Ciencias Químico-Biológicas*, 28(1), 1–13. <https://doi.org/10.22201/fesz.23958723e.2025.746>
- Akratos, C. S., & Tsihrintzis, V. A. (2007).** Effect of temperature, HRT, vegetation and porous media on removal efficiency of pilot-scale horizontal subsurface flow constructed wetlands. *Ecological Engineering*, 29(2), 173–191. <https://doi.org/10.1016/j.ecoleng.2006.06.013>
- Arden, S., & Ma, X. (2018).** Constructed wetlands for greywater recycle and reuse: A review. *Science of the Total Environment*, 630, 587-599. <https://doi.org/10.1016/j.scitotenv.2018.02.218>
- Avery, L. M., Frazer-Williams, R. A., Winward, G., Shirley-Smith, C., Liu, S., Memon, F. A., & Jefferson, B. (2007).** Constructed wetlands for grey water treatment. *Ecology & Hydrobiology*, 7(3-4), 191-200. [https://doi.org/10.1016/S1642-3593\(07\)70101-5](https://doi.org/10.1016/S1642-3593(07)70101-5)
- Bidlack, W. R., Wang, W., & Clemens, R. (2004).** Water: The world's most precious resource. *Journal of Food Science*, 69(2), CRH55–CRH60. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2621.2004.tb15495.x>
- Boano, F., Caruso, A., Costamagna, E., Ridolfi, L., Fiore, S., Demichelis, F.,... & Masi, F. (2020).** A review of nature-based solutions for greywater treatment: Applications, hydraulic design, and environmental benefits. *Science of the total environment*, 711, 134731. <https://doi.org/10.1016/j.scitotenv.2019.134731>
- Brophy, J., & Bawden, D. (2005).** Is Google enough? Comparison of an internet search engine with academic library resources. *Aslib Proceedings*, 57(6), 498–512. <https://doi.org/10.1108/00012530510634235>
- Caro-Martínez, D. M., Niño-Torres, C. A., Charruau, P., Rendón-von Osten, J., Castelblanco-Martínez, D. N., Ríos Mendoza, L. M., Frausto-Martínez, O., & Blanco-Parra, M. Del P. (2025).** The state of microplastic pollution in México: a review and evolving perspectives. *Science of The Total Environment*, 988, 179772. <https://doi.org/10.1016/j.scitotenv.2025.179772>
- Collivignarelli, M. C., Carnevale Miino, M., Gomez, F. H., Torretta, V., Rada, E. C., & Sorlini, S. (2020).** Horizontal flow constructed wetland for greywater treatment and reuse: an experimental case. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17(7), 2317. <https://doi.org/10.3390/ijerph17072317>
- Comisión Nacional del Agua. (2020).** Estadísticas del agua en México: Edición 2020. Secretaría de Medio Ambiente y Recursos Naturales. [https://sina.conagua.gob.mx/publicaciones/EAM\\_2020.pdf](https://sina.conagua.gob.mx/publicaciones/EAM_2020.pdf)
- Dahal, P., Shrestha, M. L., Panthi, J., & Pradhananga, D. (2020).** Modeling the future impacts of climate change on water availability in the Karnali River Basin of Nepal Himalaya. *Environmental Research*, 185, 109430. <https://doi.org/10.1016/j.envres.2020.109430>



- Domínguez-Montero, L. E., Poggi-Varaldo, H. M., Cañizares-Villanueva, R. O., Padilla Viveros, A. A., Rinderknecht-Seijas, N., Caffarel-Méndez, S., & De la Cruz-Burelo, E. (2024).** Regulaciones para la descarga de aguas residuales de México: Comparación con otros países y su cumplimiento en plantas de tratamiento seleccionadas. *Revista Internacional de Contaminación Ambiental*, 40(2), 289-312. <https://doi.org/10.20937/RICA.54362>
- Edwin, G. A., Poyyamoli, G., Nandhivarman, M., Prasath, R. A., & Boruah, D. (2015).** Constructed wetlands for the treatment of grey water in campus premises. In *Implementing Campus Greening Initiatives: Approaches, Methods and Perspectives* (pp. 337-349). Cham: Springer International Publishing. [https://doi.org/10.1007/978-3-319-11961-8\\_25](https://doi.org/10.1007/978-3-319-11961-8_25)
- Elbana, T. A., Bakr, N., & Elbana, M. (2017).** Reuse of treated wastewater in Egypt: Challenges and opportunities. *Unconventional Water Resources and Agriculture in Egypt*, 429-453. [https://doi.org/10.1007/698\\_2017\\_46](https://doi.org/10.1007/698_2017_46)
- ElZein, Z. A. K. A. A., Abdou, A., & Abd ElGawad, I. (2016).** Constructed wetlands as a sustainable wastewater treatment method in communities. *Procedia Environmental Sciences*, 34, 605-617. <https://doi.org/10.1016/j.proenv.2016.04.053>
- Eriksson, E., Auffarth, K., Henze, M., & Ledin, A. (2002).** Characteristics of grey wastewater. *Urban water*, 4(1), 85-104. [https://doi.org/10.1016/S1462-0758\(01\)00064-4](https://doi.org/10.1016/S1462-0758(01)00064-4)
- Farruggia, D., Licata, M., Urso, G., Salamone, F., Coutinho Calheiros, C. S., et al. (2025).** Long-term investigation of pollutant removal efficiency in two constructed wetlands for wastewater treatment and reuse in urban areas. *Frontiers in Environmental Science*, 13, 1606056. <https://doi.org/10.3389/fenvs.2025.1606056>
- Galván-Farías, A. G., & De la Torre, M. I. (2023).** Segregación residencial socioeconómica en Latinoamérica: Una visión crítica del concepto. *Revista de Arquitectura*, 25(2). <http://dx.doi.org/10.14718/RevArq.2023.25.3176>
- García, J., Rousseau, D. P. L., Morató, J., Lesage, E., Matamoros, V., & Bayona, J. M. (2010).** Procesos de eliminación de contaminantes en humedales artificiales de flujo subsuperficial: Una revisión. *Critical Reviews in Environmental Science and Technology*, 40(7), 561-661. <https://doi.org/10.1080/10643380802471076>
- Ghaitidak, D. M., & Yadav, K. D. (2013).** Characteristics and treatment of greywater—a review. *Environmental Science and Pollution Research*, 20(5), 2795-2809. <https://doi.org/10.1007/s11356-013-1533-0>
- Ghisi, E., & Ferreira, D. F. (2007).** Potential for potable water savings by using rainwater and greywater in a multi-storey residential building in southern Brazil. *Building and Environment*, 42(7), 2512-2522. <https://doi.org/10.1016/j.buildenv.2006.07.019>
- Gross, A., Shmueli, O., Ronen, Z., & Raveh, E. (2007).** Recycled vertical flow constructed wetland (RVFCW)—a novel method of recycling greywater for irrigation in small communities and households. *Chemosphere*, 66(5), 916-923. <https://doi.org/10.1016/j.chemosphere.2006.06.006>
- Güiza-Villa, N., Gay-García, C., & Ospina-Noreña, J. E. (2020).** Effects of climate change on water resources, indices, and related activities in Colombia. In *Resources of water*. IntechOpen. <https://www.intechopen.com/chapters/71359>
- IMCO (Instituto Mexicano para la Competitividad). (2023).** Situación del agua en México. <https://imco.org.mx/situacion-del-agua-en-mexico/>



- INEGI (Instituto Nacional de Estadística y Geografía). (2023).** *Estadísticas a propósito del Día Mundial del Agua* (Comunicado de prensa NÚM. 161/23). [https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/aproposito/2023/EAP\\_Agua23.pdf](https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/aproposito/2023/EAP_Agua23.pdf)
- INEGI (Instituto Nacional de Estadística y Geografía). (2024).** *Estadísticas a propósito del Día Mundial del Agua* (Comunicado de prensa NÚM. 196/24). [https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/aproposito/2024/EAP\\_DiaMundAgua.pdf](https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/aproposito/2024/EAP_DiaMundAgua.pdf)
- Jiang, L., Bao, A., Yuan, Y., Zheng, G., Guo, H., Yu, T., & De Maeyer, P. (2020).** The effects of water stress on croplands in the Aral Sea basin. *Journal of Cleaner Production*, 254, 120114. <https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2020.120114>
- Khatun, A., & Amin, M. R. (2011, December).** Greywater reuse: A sustainable solution for water crisis in Dhaka, Bangladesh. In N. Amin, M. A. Bhuiyan, M. S. Chowdhury, & A. Kakoli (Eds.), *Proceedings of the 4th Annual Paper Meet and 1st Civil Engineering Congress* (pp. 427–434). Dhaka, Bangladesh: Institution of Engineers, Bangladesh. Chrome-extension://efaidnbmnnnibpcajpcglclefindmkaj/https://iebconferences.info/345.pdf
- Karpiscak, M. M., Foster, K. E., & Schmidt, N. (1990).** Residential water conservation: Casa del agua 1. *JAWRA Journal of the American Water Resources Association*, 26(6), 939-948. <https://doi.org/10.1111/j.1752-1688.1990.tb01428.x>
- Li, F., Wichmann, K., & Otterpohl, R. (2009).** Review of the technological approaches for grey water treatment and reuses. *Science of the total environment*, 407(11), 3439-3449. <https://doi.org/10.1016/j.scitotenv.2009.02.004>
- Lu, W., & Leung, A. Y. (2003).** A preliminary study on potential of developing shower/laundry wastewater reclamation and reuse system. *Chemosphere*, 52(9), 1451-1459. [https://doi.org/10.1016/S0045-6535\(03\)00482-X](https://doi.org/10.1016/S0045-6535(03)00482-X)
- Maimon, A., Tal, A., Friedler, E., & Gross, A. (2010).** Safe on-site reuse of greywater for irrigation-a critical review of current guidelines. *Environmental science & technology*, 44(9), 3213-3220. <https://doi.org/10.1021/es902646g>
- Maimon, A., Friedler, E., & Gross, A. (2014).** Parameters affecting greywater quality and its safety for reuse. *Science of the Total Environment*, 487, 20–25. <https://doi.org/10.1016/j.scitotenv.2014.03.133>
- Marín-Muñiz, J. L., Sandoval Herazo, L. C., López-Méndez, M. C., Sandoval-Herazo, M., Meléndez-Armenta, R. Á., González-Moreno, H. R., & Zamora, S. (2023).** Humedales de tratamiento en México para el control de contaminantes de aguas residuales: Una revisión de experiencias durante los últimos veintidós años. *Procesos*, 11(2), 359. <https://doi.org/10.3390/pr11020359>
- Miller, G. W. (2006).** Integrated concepts in water reuse: managing global water needs. *Desalination*, 187(1-3), 65-75. <https://doi.org/10.1016/j.desal.2005.04.068>
- Nakai, J. (2018).** Food and Agriculture Organization of the United Nations and the sustainable development goals. *Sustainable development*, 22, 1-450. [https://www.okayama-u.ac.jp/user/kouhou/ebulletin/pdf/vol22/contribution\\_001.pdf](https://www.okayama-u.ac.jp/user/kouhou/ebulletin/pdf/vol22/contribution_001.pdf)
- Negahban-Azar, M., Sharvelle, S. E., Stromberger, M. E., Olson, C., & Roesner, L. A. (2012).** Fate of graywater constituents after long-term application for landscape irrigation. *Water, Air, & Soil Pollution*, 223(8), 4733-4749. <https://doi.org/10.1007/s11270-012-1229-y>



- Pacheco-Treviño, L. (2024).** Review of water scarcity assessments: Highlights of Mexico's water situation. *WIREs Water*, 11(3), e1721. <https://doi.org/10.1002/wat2.1721>
- Parei, A. N., Naeeni, S. T. O., & Akbari, Z. (2023).** Application of hybrid vertical flow constructed wetland systems to treatment of greywater for their use to irrigation in rural areas. *Journal of Cleaner Production*, 412, 137368. <https://doi.org/10.1016/j.jclepro.2023.137368>
- Retta, B., Coppola, E., Ciniglia, C. Y Grilli, E. (2023).** Humedales artificiales para el tratamiento de aguas residuales: una revisión de estudios de caso italianos. *Applied Sciences*, 13 (10), 6211. <https://doi.org/10.3390/app13106211>
- Ricciardi, P., Cillari, G., Carnevale Miino, M., & Collivignarelli, M. C. (2020).** Valorization of agro-industry residues in the building and environmental sector: A review. *Waste Management & Research*, 38(5), 487-513. <https://doi.org/10.1177/0734242X20904426>
- Rodríguez, C., García, B., Pinto, C., Sánchez, R., Serrano, J., & Leiva, E. (2022).** Contexto hídrico en América Latina y el Caribe: distribución, normativa y perspectivas para la reutilización y recuperación del agua. *Agua*, 14 (21), 3589. <https://doi.org/10.3390/w14213589>
- Romero-Aguilar, M., Colín-Cruz, A., Sánchez-Salinas, E., & Ortiz-Hernández, L. (2009).** Tratamiento de aguas residuales por un sistema piloto de humedales artificiales: evaluación de la remoción de la carga orgánica. *Revista internacional de contaminación ambiental*, 25(3), 157-167. <https://scielo.org.mx/pdf/rica/v25n3/v25n3a4.pdf>
- Rother, E. T. (2007).** Systematic literature review X narrative review. *Acta Paulista de Enfermagem*, 20(2), v-vi. <https://doi.org/10.1590/S0103-21002007000200001>
- Sanabria-Pérez, F. J., Alanís, M., Pech-Canché, J. M., & Solís-Maldonado, C. (2019).** Principales residuos de medicamentos generados en los hogares y su potencial ecotóxico en Tuxpan, Veracruz. *Acta Universitaria*, 29(3), 1-15. <https://doi.org/10.15174/au.2019.2398>
- Santasmassas, C., Rovira, M., Clarens, F., & Valderrama, C. (2013).** Grey water reclamation by decentralized MBR prototype. *Resources, conservation and recycling*, 72, 102-107. <https://doi.org/10.1016/j.resconrec.2013.01.004>
- Secretaría de Medio Ambiente y Recursos Naturales (SEMARNAT). (2022).** *Norma Oficial Mexicana NOM-001-SEMARNAT-2021, Que establece los límites permisibles de contaminantes en las descargas de aguas residuales en cuerpos receptores propiedad de la nación.* Diario Oficial de la Federación, México. Recuperado de [https://www.dof.gob.mx/nota\\_detalle.php?codigo=5645374&fecha=11/03/2022#gsc.tab=0](https://www.dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5645374&fecha=11/03/2022#gsc.tab=0)
- Secretaría de Medio Ambiente, Recursos Naturales y Pesca (SEMARNAP). (1997).** *Norma Oficial Mexicana NOM-003-ECOL-1997, Que establece los límites máximos permisibles de contaminantes para las aguas residuales tratadas que se reúsen en servicios al público.* Diario Oficial de la Federación, México. Recuperado de [https://diariooficial.gob.mx/nota\\_detalle.php?codigo=4893449&fecha=21/09/1998#gsc.tab=0](https://diariooficial.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=4893449&fecha=21/09/1998#gsc.tab=0)
- Secretaría de Salud (SSA). (2021).** *Norma Oficial Mexicana NOM-127-SSA1-2021, Agua para uso y consumo humano. Límites permisibles de la calidad del agua.* Diario Oficial de la Federación, México. Recuperado de [https://www.dof.gob.mx/nota\\_detalle.php?codigo=5650705&fecha=02/05/2022#gsc.tab=0](https://www.dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5650705&fecha=02/05/2022#gsc.tab=0)
- Sijimol, M. R., & Joseph, S. (2021).** Constructed wetland systems for greywater treatment and reuse: A review. *International Journal of Energy and Water Resources*, 5(3), 357-369. <https://doi.org/10.1007/s42108-021-00129-1>



**Vera, I., Jorquera, C., López, D., & Vidal, G. (2017).** Humedales construidos para tratamiento y reúso de aguas servidas en Chile: reflexiones. *Tecnología y Ciencias del Agua*, 7(3), 19-35. <https://www.redalyc.org/journal/3535/353546192002/html/>

**Villarín, M. C., & Merel, S. (2020).** Paradigm shifts and current challenges in wastewater management. *Journal of hazardous materials*, 390, 122139. <https://doi.org/10.1016/j.jhazmat.2020.122139>.

**Vymazal, J. (2013).** The use of hybrid constructed wetlands for wastewater treatment with special attention to nitrogen removal: A review of a recent development. *Water Research*, 47(14), 4795–4811. <https://doi.org/10.1016/j.watres.2013.05.029>

### Información de los autores.



**Elsa Gloria Benítez Manzo**, Ingeniera en Sistemas computacionales egresada del Instituto Tecnológico de Acapulco, Estudiante de posgrado en la Maestría en Desarrollo Regional e Innovación Tecnológica en el TecNM campus Acapulco. Beneficiaria del programa de Becas Nacionales de la SEICHTI. Su línea de investigación es el Desarrollo Regional Sustentable.



**Mariana Martínez Castrejón**. Doctora en Ciencias Ambientales por la Universidad Autónoma de Guerrero, arquitecta especializada en edificación sustentable y eficiencia energética. Miembro del Sistema Nacional de Investigadoras e Investigadores, nivel I. Docente del TecNM campus Acapulco. Realiza una estancia posdoctoral, de incidencia en concordancia con el ProNaCes Agua adscrita a la SECIHTI-Centro de Ciencias de Desarrollo Regional, UAGro. Su línea de investigación es la gestión sustentable del ciclo hidrosocial urbano con soluciones basadas en la naturaleza.



**Mónica Zárate Juárez** Dra. En Ciencias de la Educación en el Centro Universitario México, Maestra en Estadística aplicada en la Universidad Autónoma de Guerrero, Ingeniera Bioquímica en el Tecnológico Nacional De México campus Acapulco, especialista en el control de calidad del agua y sistemas de tratamiento en agua potable.

# Sistema de monitoreo de patrones respiratorios con análisis de la relación inspiración-espирación usando sensores inerciales y procesamiento de señales.

## Respiratory pattern monitoring system with inspiration–expiration ratio analysis using inertial sensors and signal processing.

José Manuel Aguilar Moguel (1).  
Estudiante Universidad Politécnica de Chiapas.  
[223058@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:223058@ib.upchiapas.edu.mx).

Carlos Gael Martínez Gómez (2). Estudiante Universidad Politécnica de Chiapas, [223023@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:223023@ib.upchiapas.edu.mx).

Fabián Antonio Salazar Barrios (3). Estudiante Universidad Politécnica de Chiapas, [231027@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:231027@ib.upchiapas.edu.mx).

Norberto Urbina Brito\* (4). Universidad Politécnica de Chiapas, [nurbina@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:nurbina@ib.upchiapas.edu.mx).

María de Lourdes Corzo Cuesta (5). Universidad Politécnica de Chiapas, [mcorzo@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:mcorzo@ib.upchiapas.edu.mx).

\*corresponding author.

Artículo recibido en septiembre 09, 2025; aceptado en octubre 19, 2025.

### Resumen.

*El presente trabajo describe el diseño y validación de un sistema portátil para el monitoreo de patrones respiratorios mediante el análisis de la relación inspiración-espирación (I/E). El sistema integra un sensor inercial ADXL335 para la detección de movimientos torácicos y abdominales, junto con un sensor óptico MAX30102, el cual complementa la evaluación cardiorrespiratoria. Se implementó un algoritmo de procesamiento digital en Python que incorpora filtrado predictivo, extracción de la envolvente respiratoria y estimación en tiempo real de la frecuencia respiratoria y la relación I/E. Las pruebas experimentales se realizaron con diez voluntarios sanos en condiciones de respiración controlada y espontánea. Los resultados mostraron una precisión del 92% en la segmentación de ciclos respiratorios y un error cuadrático medio de 0.08 en la estimación de la relación I/E respecto a una referencia manual. Los resultados confirman que el sistema es viable para aplicaciones de telemedicina y educación biomédica, contribuyendo al monitoreo remoto no invasivo de la función respiratoria.*

**Palabras claves:** Dispositivo portátil, monitoreo respiratorio, procesamiento de señales, relación inspiración-espирación, sensores inerciales.

### Abstract.

*This study describes the design and validation of a portable system for monitoring respiratory patterns through the analysis of the inspiration-expiration (I/E) ratio. The system integrates an ADXL335 inertial sensor for detecting thoracic and abdominal movements, along with a MAX30102 optical sensor, which complements the cardiorespiratory assessment. A digital signal processing algorithm was implemented in Python, incorporating predictive filtering, respiratory envelope extraction, and real-time estimation of respiratory rate and the I/E ratio. Experimental tests were conducted with ten healthy volunteers under controlled and spontaneous breathing conditions. The results showed an*



*accuracy of 92% in respiratory cycle segmentation and a mean squared error of 0.08 in estimating the I/E ratio compared to a manual reference. The results confirm that the system is viable for telemedicine and biomedical education, contributing to non-invasive remote monitoring of respiratory function.*

**Keywords:** Inertial sensors, inspiration-expiration ratio, portable device, respiratory monitoring, signal processing.

## 1. Introducción.

La monitorización de la respiración constituye una práctica esencial para evaluar el estado fisiológico de un individuo, ya que permite analizar la mecánica ventilatoria y detectar variaciones en el patrón respiratorio. Entre los parámetros más relevantes se encuentran la frecuencia respiratoria y la relación Inspiración-Espiración (I:E), reconocidos como indicadores sensibles de la eficiencia ventilatoria y del equilibrio cardiorrespiratorio (Hall & Hall, 2021; Dezube, 2023).

Los métodos convencionales utilizados para medir la actividad respiratoria, como la espirometría y la polisomnografía, ofrecen alta confiabilidad diagnóstica; sin embargo, su aplicación cotidiana resulta limitada debido a su carácter invasivo, costo elevado y dependencia de infraestructura clínica especializada (De Fazio, Stabile, De Vittorio, Velázquez, & Visconti, 2021). Estas limitaciones dificultan el monitoreo continuo en entornos domiciliarios y comunitarios, lo cual es cada vez más relevante en modelos de atención remota y telemedicina. Lo anterior ha impulsado la búsqueda de alternativas tecnológicas accesibles, portátiles y no invasivas que permitan una evaluación respiratoria funcional fuera del ambiente hospitalario (Romano, Schena, Formica, & Massaroni, 2022).

En este contexto, los sensores inerciales se han posicionado como una alternativa prometedora para el registro respiratorio. Acelerómetros y giróscopos capturan los movimientos torácicos y abdominales asociados al ciclo ventilatorio, ofreciendo información útil para estimar variables como la frecuencia respiratoria y el tiempo de cada fase del ciclo respiratorio (Jayanti, Triwiyanto, Rahmawati, & Abdussalam, 2022). Estudios recientes demuestran que, mediante estrategias de procesamiento digital adecuadas, es posible obtener mediciones comparables a las generadas por equipos clínicos de referencia (Yoon, Noh, Kwon, Kim, & Yoon, 2014; Ali, Elsayed, Mendez, Savaria, & Sawan, 2021; Di Tocco, y otros, 2021).

El procesamiento digital de señales juega un papel crucial en estos sistemas, ya que permite mitigar el ruido inherente a las señales fisiológicas y mejorar la precisión de los algoritmos de detección de ciclos respiratorios. Métodos como el filtrado de Kalman, el filtrado por ventanas promediadas o las técnicas basadas en descomposición empírica de modos han mostrado resultados favorables en la detección automática de eventos respiratorios (Portugal, 2021; Hayano, Adachi, Sasaki, & Yuda, 2024).

A partir de estas consideraciones, el presente trabajo propone el desarrollo de un sistema portátil de bajo costo para el monitoreo de patrones respiratorios mediante sensores inerciales y procesamiento digital de señales, con capacidad para estimar en tiempo real la relación I:E. Este estudio contribuye a la creación de herramientas accesibles que apoyen aplicaciones de telemedicina, monitoreo preventivo y educación en bioinstrumentación, sin sustituir a los equipos clínicos especializados.

## 2. Métodos.

El sistema fue diseñado como una plataforma portátil para el monitoreo cardiorrespiratorio en tiempo real. Está dividido en dos módulos principales: uno de adquisición de señales fisiológicas y otro de procesamiento digital. Ambos se comunican mediante un microcontrolador ESP32, que permite la transmisión inalámbrica de los datos hacia una aplicación en computadora. La metodología siguió tres etapas: captura de señales, filtrado y predicción, así como la clasificación automática del estado respiratorio.



**Figura 1.** Diseño de la placa de circuito impreso (PCB) con microcontrolador ESP32 y sensores de adquisición.

En la Figura 1 se observa el diseño de la placa de circuito impreso (PCB) que integra el microcontrolador ESP32 y las conexiones hacia los sensores de adquisición. El sistema desarrollado consta de dos subsistemas principales: el módulo de adquisición de señales y el módulo de procesamiento digital.

### 2.1 Procesamiento de las señales cardiorrespiratorias.

La primera fase del sistema consistió en la obtención simultánea de la frecuencia respiratoria (FR) y la señal fotopletimográfica (PPG). En el caso de la FR, esta refleja los ciclos de ventilación y el sensor inercial se colocó en una banda ajustable a la altura del diafragma. Antes de iniciar la adquisición de la FR, fue necesario realizar la calibración de línea base, debido a que el dispositivo no solo capta la señal de la FR, sino también componentes estáticas derivadas de la gravedad y de la inclinación corporal.

Para eliminar estas interferencias, se calculó el promedio de las primeras 100 muestras, definido como  $V_{baseline}$ . Posteriormente, con el objetivo de reducir el ruido de alta frecuencia de la FR sin afectar la latencia, se aplicó un filtro de ventana móvil de siete muestras, donde  $V[n]$  representa la señal original,  $V_s[n]$  la señal suavizada,  $i$  el índice de muestra y el factor  $\frac{1}{7}$  corresponde al promedio móvil descrito en la Ec. (1):

$$V_s[n] = \frac{1}{7} \sum_{i=0}^6 (V[n-i] - V_{baseline}) \quad (1)$$

A continuación, se incorporó un mecanismo de supresión de vibraciones espurias en la FR mediante la definición de un umbral de ruido ( $\theta = 0.015$ ). Asimismo, se introdujo un factor de amplificación ( $\alpha = 3.5$ ), con el fin de resaltar únicamente las vibraciones de interés. Dicho procedimiento se expresa en la Ec. (2):

$$V_o[n] = \begin{cases} 0 & \text{si } |V_s[n]| < \theta \\ \alpha * V_s[n] & \text{si } |V_s[n]| \geq \theta \end{cases} \quad (2)$$

De esta manera, se evitó que movimientos bruscos o microvibraciones externas como tos o ajustes de la banda fueran confundidos con respiración real. Después se procedió a calcular la FR, expresada en respiraciones por minuto (rpm), donde  $\Delta t_{ciclo}$  representa el intervalo temporal entre dos picos respiratorios consecutivos, según la Ec. (3).

$$FR = \frac{60000}{\Delta t_{ciclo}} [rpm] \quad (3)$$



**Figura 2.** Banda torácica impresa en 3D con sensor ADXL335 para registro respiratorio.

En la Figura 2 se muestra la configuración del sistema de adquisición respiratoria, conformada por una banda torácica con carcasa impresa en 3D que integra el sensor ADXL335 para registrar la FR.

La señal PPG aporta información vinculada con la frecuencia cardíaca (FC) y la saturación de oxígeno ( $SpO_2$ ). Esta integración conformó un módulo robusto capaz de describir la dinámica cardiorrespiratoria en tiempo real. El registro PPG proporcionó parámetros hemodinámicos. Para ello, se calcularon las componentes alterna (AC) y continua (DC) de cada canal óptico rojo e infrarrojo, donde  $red[i]$  e  $ir[i]$  representan las intensidades de luz registradas en cada muestra del canal rojo e infrarrojo, de acuerdo con las Ecs. (4) y (5):

$$AC_{red} = \sum_{i=1}^N |red[i] - red[i - 1]|, DC_{red} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N red[i] \quad (4)$$

$$AC_{ir} = \sum_{i=1}^N |ir[i] - ir[i - 1]|, DC_{ir} = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N ir[i] \quad (5)$$

Con estas magnitudes se calculó la relación de intensidades  $R$ , la cual constituye un indicador indirecto de la  $SpO_2$ , como se muestra en la Ec. (6). A partir de  $R$ , se aplicó un modelo empírico validado en estudios previos para estimar la  $SpO_2$ , expresado en la Ec. (7):

$$R = \frac{\frac{AC_{red}}{DC_{red}}}{\frac{AC_{ir}}{DC_{ir}}} \quad (6)$$

$$SpO_2 = 110 - 25R \quad (7)$$

De forma complementaria, la FC se obtuvo los latidos por minuto (BPM) calculando la inversa del intervalo entre picos consecutivos de la señal PPG, tal como se observa en la Ec. (8):

$$BPM = \frac{60}{\Delta t_{latido}} \quad (8)$$

Finalmente, para compensar la variabilidad propia de la señal y disminuir el efecto de artefactos de movimiento o interferencias lumínicas, se implementó un promedio móvil de cuatro latidos consecutivos, expresado en la Ec. (9):

$$BPM_{avg} = \frac{1}{4} \sum_{i=0}^3 BPM[i] \quad (9)$$

Este bloque metodológico asegura que, a partir de un único módulo de adquisición, se puedan obtener tres parámetros fisiológicos de interés: FR,  $SpO_2$ , FC, con estabilidad suficiente para aplicaciones en tiempo real y escenarios fuera del entorno hospitalario.



**Figura 3.** Sensor óptico MAX30102 colocado en el dedo índice para adquisición PPG.

La Figura 3 muestra la disposición práctica del módulo óptico encargado de registrar la PPG. El sensor se fijó en el dedo índice del usuario, una ubicación estratégica por su estabilidad hemodinámica y la facilidad para detectar variaciones pulsátiles en el flujo sanguíneo periférico.

## 2.2 Filtrado digital y predicción con Kalman.

Una vez adquiridos los registros fisiológicos, fue necesario aplicar un esquema de posprocesamiento orientado a mejorar la calidad de los datos y a generar pronósticos a corto plazo. Para este propósito se implementó un algoritmo basado en el filtro de Kalman unidimensional, herramienta estadística que integra mediciones ruidosas con un modelo dinámico para obtener una estimación más estable del estado real del sistema. El procesamiento fue desarrollado en un entorno computacional en Python, lo que permitió la ejecución en tiempo real y la posterior visualización gráfica de los parámetros.

El algoritmo se fundamenta en dos etapas: predicción y corrección. Durante la predicción, el sistema estima el estado futuro considerando la información previa y la varianza asociada al modelo. Posteriormente, en la fase de corrección, dicha estimación se ajusta con base en la observación actual, ponderada por la relación entre la incertidumbre de la predicción y la confiabilidad de la medición. Las expresiones matemáticas que describen este procedimiento se detallan en las Ecs. (10) a (13):

$$P_k = P_{k-1} + q \quad (10)$$

$$K_k = \frac{P_k}{P_k + r} \quad (11)$$

$$x_k = x_{k-1} + K_k(z_k - x_{k-1}) \quad (12)$$

$$P_k = (1 - K_k) P_k \quad (13)$$

donde:

- $z_k$  es la medición actual.
- $x_k$  es la estimación filtrada y  $x_{k-1}$  estimación previa.
- $P_k$  la varianza del error,  $P_k$  varianza del error corregida y  $P_{k-1}$  varianza del error previa.
- $q$  la varianza del proceso (ajustada a 0.01 en pruebas piloto).
- $K_k$  ganancia del Kalman y  $r$  la varianza de la medida (ajustada a 0.1).

El resultado inmediato de este procedimiento es una señal suavizada que conserva la morfología del registro original, pero sin los artefactos típicos de la adquisición directa. Adicionalmente, se incorporó un módulo de predicción de ciclos respiratorios, cuyo objetivo fue anticipar la evolución de la dinámica ventilatoria. Una vez identificado un ciclo



completo en la señal depurada, se interpoló su morfología y se replicó hacia adelante en una ventana de 100 muestras, donde  $\hat{y}[n]$  representa la señal respiratoria predicha o estimada como se establece en la Ec. (14):

$$\hat{y}[n] = \text{ciclo} \left( \frac{n}{N} \right), n = 1, 2, 3, \dots, 100 \quad (14)$$

Este procedimiento proyectó la trayectoria esperada de la respiración a corto plazo. Gracias a esta extrapolación fue posible reconocer de manera temprana interrupciones o irregularidades.

### 2.3 Clasificación automática de patrones respiratorios.

Una vez obtenidos los registros depurados y proyectados, se implementó un esquema de clasificación en tiempo real con el objetivo de identificar el estado ventilatorio del usuario. Este módulo se diseñó para operar de manera automática, utilizando los valores derivados de la FR y los intervalos entre ciclos, previamente calculados en la sección de procesamiento.

La estrategia consistió en establecer umbrales fisiológicos que delimitan las principales categorías de comportamiento ventilatorio. Estas categorías se basaron en referencias clínicas ampliamente aceptadas, lo que correlacionó los datos registrados con condiciones respiratorias de interés.

Los rangos utilizados fueron los siguientes:

$$\begin{aligned} \text{Eupnea: } & 12 \leq FR \leq 20 \\ \text{Taquiapnea: } & FR > 20 \\ \text{Bradipnea: } & FR < 12 \\ \text{Apnea: } & FR \approx 0 \text{ durante un intervalo prolongado} \end{aligned}$$

En caso de detectarse taquipnea, bradipnea o apnea, el sistema emite una alerta sonora continua mediante un generador de pitidos programado en Python, acompañado de un cambio de color en la interfaz gráfica. Este mecanismo facilita una respuesta inmediata por parte del personal de salud o el propio usuario. La integración de adquisición, filtrado, predicción y clasificación en un único flujo metodológico constituye una propuesta robusta para el monitoreo cardiorrespiratorio portátil, con aplicaciones tanto en el ámbito clínico como en la atención domiciliaria.

En situaciones clasificadas como eupnea, la interfaz mantiene un color neutro y un estado estable, indicando condiciones normales. En cambio, cuando se detecta taquipnea o bradipnea, se activa un cambio cromático en el panel de visualización acompañado de un tono intermitente que alerta sobre la alteración. Finalmente, en episodios de apnea, se dispara una señal acústica sostenida y un resaltado visual marcado en la pantalla.

## 3. Desarrollo.

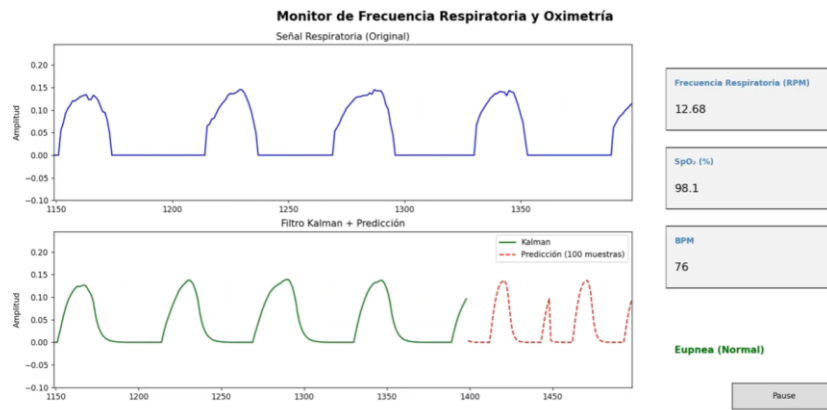
El sistema fue evaluado en un entorno controlado con voluntarios de diferentes perfiles fisiológicos, seleccionados para representar condiciones comunes de variación cardiorrespiratoria.

Los perfiles incluyeron:

- un adulto joven,
- un adulto con sobrepeso,
- un individuo con cuadro leve de gripa (congestión nasal y respiración superficial),
- un adulto físicamente activo (deportista),
- y un adulto mayor sin patologías crónicas diagnosticadas.

Esta diversidad validó el desempeño del sistema bajo distintos patrones respiratorios y amplitudes de señal. Durante las sesiones de prueba se realizaron tres mediciones consecutivas por cada voluntario, con una duración promedio de cinco minutos por sesión, en posición sentada y bajo condiciones ambientales controladas (temperatura

de 25 °C). Durante cada registro se adquirió información continua de la FR, BPM y  $SpO_2$ , integrados en una sola interfaz de monitoreo desarrollada en Python.



**Figura 4.** Interfaz en Python mostrando filtrado predictivo y parámetros fisiológicos en tiempo real.

En la parte superior de la Figura 4 se observa el registro inicial, afectado por artefactos propios del movimiento corporal y variaciones eléctricas. En contraste, la gráfica inferior corresponde a la misma serie tras ser sometida al proceso de atenuación y predicción, donde se distinguen con mayor claridad los picos que delimitan cada ciclo ventilatorio. La proyección de 100 muestras hacia adelante, representada con línea discontinua, anticipó visualmente la evolución de la respiración. Este esquema aportó una ventaja metodológica: al mantener la estructura temporal y disminuir la variabilidad indeseada, se consiguió una estimación más estable de la FR. Dicho resultado valida la pertinencia de implementar un modelo predictivo en lugar de depender únicamente de técnicas clásicas, que suelen introducir retardos y distorsiones en los registros. Por otra parte, el módulo óptico mantuvo estabilidad en la mayoría de las pruebas, registrando valores de la FC entre 60 y 90 latidos por minuto (lpm), junto con  $SpO_2$  en torno al 95–98 %, lo cual coincide con lo esperado en individuos sanos.

El análisis de la Tabla 1 refleja cómo el dispositivo se adapta a perfiles diversos. En el caso del adulto sano, los registros se mantuvieron dentro de los rangos fisiológicos de referencia. El deportista presentó una FC reducida, fenómeno asociado a la bradicardia fisiológica por entrenamiento. En contraste, la persona con gripe mostró un incremento ventilatorio y leve descenso en la  $SpO_2$ , lo que concuerda con el esfuerzo adicional requerido en infecciones de vías respiratorias. El usuario con sobrepeso exhibió parámetros elevados tanto en FR como en el pulso, mientras que en el adulto mayor se observó estabilidad en la oxigenación con un aumento significativo en la FC.

**Tabla 1.** Parámetros registrados en distintos perfiles de usuarios.

Perfil del usuario	FR (rpm)	$SpO_2$ (%)	BPM (lpm)	Observaciones
Adulto joven en reposo	15	98	72	Valores dentro del rango fisiológico normal.
Deportista recién entrenado	12	99	55	Bradicardia fisiológica esperada por condición física.
Persona con gripe	20	94	85	Aumento de la FR y ligera reducción de oxigenación.
Usuario con sobrepeso	22	92	95	Mayor esfuerzo ventilatorio y frecuencia cardíaca elevada.
Adulto mayor (70 años)	18	95	102	Saturación conservada con incremento en el pulso.

La Tabla 2 resume los principales indicadores de desempeño del sistema, obtenidos durante las pruebas experimentales. Los resultados evidencian una alta precisión en la segmentación de ciclos respiratorios, un bajo error cuadrático medio en la estimación de la relación I:E y una desviación mínima en la frecuencia respiratoria.

**Tabla 2.** Indicadores de desempeño del sistema de monitoreo cardiorrespiratorio.

Métrica	Valor obtenido	Unidad	Error promedio
Precisión de segmentación respiratoria	92	%	—
Error cuadrático medio en relación I:E	0.08	—	—
Error en frecuencia respiratoria	0.9	rpm	±4.7 %



**Figura 5.** Prototipo final del dispositivo portátil ensamblado.

En la Figura 5 se muestra el prototipo final del sistema portátil, construido con carcasa impresa en 3D y módulo electrónico interno basado en ESP32. Se integra la etapa de adquisición PPG mediante sensor óptico MAX30102 y el acelerómetro ADXL335, además de un interruptor de encendido y un puerto de carga. Este diseño modular permite mediciones continuas, fiables y ergonómicas en el usuario.

## Conclusiones.

El desarrollo del prototipo demostró la viabilidad de integrar en un solo sistema la adquisición y el análisis de variables fisiológicas relevantes para la evaluación respiratoria y cardiovascular. Los resultados obtenidos en pruebas controladas con voluntarios de diferentes perfiles fisiológicos evidenciaron que el sistema estima de manera estable y en tiempo real la frecuencia respiratoria, la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno, presentándolos de forma integrada en una única interfaz gráfica de usuario.

La incorporación de técnicas de filtrado predictivo mejoró la calidad de las señales adquiridas al reducir la influencia de artefactos asociados al movimiento corporal y al ruido ambiental. Este enfoque representó una ventaja metodológica frente a técnicas tradicionales de procesamiento, que suelen introducir demoras o distorsiones en la señal. Asimismo, la implementación de un algoritmo de clasificación ventilatoria identificó de forma automática alteraciones en el patrón respiratorio, como taquipnea, bradipnea y apnea, lo que refuerza el potencial del sistema como herramienta para monitoreo temprano y preventivo.

Aunque el dispositivo se encuentra en una etapa inicial de desarrollo, los resultados demuestran la posibilidad de diseñar soluciones tecnológicas accesibles, de bajo costo y no invasivas que complementan el uso de equipos clínicos convencionales. Esto amplía su aplicación potencial en telemedicina, monitoreo domiciliario y educación biomédica, especialmente en escenarios con acceso limitado a infraestructura médica especializada.



No obstante, se reconoce la necesidad de continuar las pruebas experimentales en condiciones más exigentes, como durante actividad física moderada e intensa, en pacientes con patologías respiratorias y en poblaciones con mayor variabilidad fisiológica. Estas etapas serán esenciales para optimizar el desempeño del sistema, validar su precisión frente a equipos de referencia clínica y fortalecer su implementación futura en el campo de la salud digital.

### Referencias bibliográficas.

- Ali, M., Elsayed, A., Mendez, A., Savaria, Y., & Sawan, M. (2021). Contact and Remote Breathing Rate. *IEEE sensors*, 21(1), 1-18.
- De Fazio, R., Stabile, M., De Vittorio, M., Velázquez, R., & Visconti, P. (2021). An Overview of Wearable Piezoresistive and Inertial Sensors for Respiration Rate Monitoring. *Electronics*, 1(1), 1-35. <https://doi.org/10.3390/electronics10172178>
- Dezube, R. (2023). Control de la respiración. *MANUAL MSD*, 1(1), 1-3.
- Di Tocco, J., Raiano, L., Sabbadini, R., Massaroni, C., Formica, D., & Schena, E. (2021). A Wearable System with Embedded Conductive Textiles and an IMU for Unobtrusive Cardio-Respiratory Monitoring. *Sensors MDPI*, 21(1), 1-20. <https://doi.org/10.3390/s21093018>
- Hall, J. E., & Hall, M. E. (2021). *Guyton y Hall Tratado de fisiología médica*. Barcelona, España: Elsevier España.
- Hayano, J., Adachi, M., Sasaki, F., & Yuda, E. (2024). Quantitative detection of sleep apnea in adults using inertial measurement unit embedded in wristwatch wearable devices. *Scientific Reports*, 1(1), 1-9.
- Jayanti, F., Triwiyanto, Rahmawati, T., & Abdussalam, A. A. (2022). Implementation of Gyro Accelerometer Sensor for Measuring Respiration Rate Based on Inhale and Exhale Using Kalman Filter. *Teknokes*, 1(1), 1-6. <https://doi.org/10.35882/teknokes.v4i4.479>
- Portugal, J. B. (2021). Implementación de filtros adaptativos sobre series temporales. *UNIVERSIDAD DE CANTABRIA*, 1(1), 1-52.
- Romano, C., Schena, E., Formica, D., & Massaroni, C. (2022). Comparison between Chest-Worn Accelerometer and. *Biosensors*, 12(1), 1-15. <https://doi.org/10.3390/bios12100834>
- Yoon, J.-W., Noh, Y.-S., Kwon, Y.-S., Kim, W.-K., & Yoon, H.-R. (2014). Improvement of Dynamic Respiration Monitoring Through Sensor Fusion of Accelerometer and Gyro-sensor. *J Electr Eng Technol*, 9(1), 1-10. <http://dx.doi.org/10.5370/JEET.2014.9.1.334>

### Información de los autores.





**José Manuel Aguilar Moguel**, Estudiante de Ing. Biomédica de 9no. Cuatrimestre de la Universidad Politécnica de Chiapas.



**Carlos Gael Martínez Gómez**, Estudiante de Ing. Biomédica de 9no. Cuatrimestre de la Universidad Politécnica de Chiapas.



**Fabián Antonio Salazar Barrios**, Estudiante de Ing. Biomédica de 9no. Cuatrimestre de la Universidad Politécnica de Chiapas.



**Norberto Urbina Brito**, Doctor en Ciencias de la Ingeniería por el Tecnológico Nacional de México, campus Tuxtla Gutiérrez. Profesor de Tiempo Completo en la Universidad Politécnica de Chiapas, orienta su labor a la investigación en control automático, sistemas embebidos, procesamiento de señales e imágenes biomédicas y tecnología espacial educativa. Ha participado en proyectos como Chiapas al Espacio y Xakpún Mission One, impulsando la formación científica y el desarrollo de misiones estratosféricas y CubeSat. Es mentor del Space Generation Advisory Council (SGAC) y promueve la integración de la ingeniería biomédica y aeroespacial para el diseño de soluciones tecnológicas orientadas a la salud y la exploración en entornos extremos.



**María de Lourdes Corzo Cuesta**, Ingeniera Biomédica por la Universidad Politécnica de Chiapas, cuenta con Maestría en Ciencias en Ingeniería Eléctrica con especialidad en Bioelectrónica por el Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional y Doctorado en Ingeniería Aplicada por el Colegio TENAM. Tiene la distinción de Candidato a Investigador Nacional ante el Sistema Nacional de Investigadoras e Investigadores y es miembro de los grupos de investigación en formación “Biomecánica Aplicada” y “Dispositivos Biomédicos Inteligentes” de la Universidad Politécnica de Chiapas.

# **Sistema predictivo basado en lógica difusa para la prevención del sobrecalentamiento en motores de combustión interna.**

## **Predictive system using fuzzy logic for overheating prevention in internal combustion engines.**

Juan Ríos Hernández (1).

Estudiante Colegio de Formación Educativa TENAM. de Tuxtla Gutiérrez.  
[juan-rios@utem.edu.mx](mailto:juan-rios@utem.edu.mx).

Christian Roberto Ibáñez Nangüelú\* (2). Universidad Politécnica de Chiapas,  
[cribn@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:cribn@ib.upchiapas.edu.mx).

Joaquín Eduardo Domínguez Zenteno (3). Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez, [joaquin.dz@tuxtla.tecnm.mx](mailto:joaquin.dz@tuxtla.tecnm.mx).

Vicente Leon Orozco (4). Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez,  
[vicente.lo@tuxtla.tecnm.mx](mailto:vicente.lo@tuxtla.tecnm.mx).

Manuel Ramos Ponce (5), Universidad Tecnológica de Manzanillo UTeM, [manuel-ramos@utem.edu.mx](mailto:manuel-ramos@utem.edu.mx).

Fredy Martínez Cortez (6), Universidad Tecnológica de Manzanillo UTeM, [fredy-cortez@utem.edu.mx](mailto:fredy-cortez@utem.edu.mx).

Rigoberto Jiménez Jonapá (7), Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez,  
[rigoberto.jj@tuxtla.tecnm.mx](mailto:rigoberto.jj@tuxtla.tecnm.mx).

Roberto Ibáñez Córdova (8), Tecnológico Nacional de México/Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez,  
[roberto.ic@tuxtla.tecnm.mx](mailto:roberto.ic@tuxtla.tecnm.mx).

Dorian Alberto Ibáñez Nangüelú (9). Estudiante de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica en el Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez, [M25270414@tuxtla.tecnm.mx](mailto:M25270414@tuxtla.tecnm.mx).

Georgina Hernández Santiz (10). Egresada de la Universidad Politécnica de Chiapas, [203340@ib.upchiapas.edu.mx](mailto:203340@ib.upchiapas.edu.mx).

\*corresponding author.

**Artículo recibido en septiembre 06, 2025; aceptado en octubre 16, 2025.**

### **Resumen.**

*El presente proyecto se centra en el desarrollo de un sistema inteligente para la prevención del sobrecalentamiento en motores de combustión interna. Utilizando sensores de temperatura y flujo de aire, junto con un sistema basado en lógica difusa, se busca predecir condiciones de riesgo antes de que ocurran fallos críticos. Los sistemas de monitoreo actuales suelen ser reactivos, alertando al conductor cuando el sobrecalentamiento ya es un hecho, lo que limita la capacidad de prevenir daños mayores. Este sistema enviará alertas predictivas a un dispositivo móvil, optimizando así los costos de mantenimiento y mejorando la seguridad del operador.*



**Palabras claves:** Lógica difusa, mantenimiento predictivo, sensores, sistema embebido, sobrecalentamiento del motor.

### **Abstract.**

*This project focuses on the development of an intelligent system for preventing overheating in internal combustion engines. Using temperature and air flow sensors, along with a system based on fuzzy logic, the goal is to predict risk conditions before critical failures occur. Current monitoring systems are often reactive, alerting the driver only after overheating has already occurred, which limits the ability to prevent significant damage. This system will send predictive alerts to a mobile device, thereby optimizing maintenance costs and improving operator safety.*

**Keywords:** Embedded system, engine overheating, fuzzy logic, predictive maintenance, sensors.

## **1. Introducción.**

El sistema de enfriamiento es un componente vital en los motores de combustión interna, encargado de mantener una temperatura de operación óptima y prevenir el sobrecalentamiento, una de las principales causas de fallas catastróficas (Ghafouri et al., 2021). La falla en este sistema no solo puede resultar en reparaciones costosas, sino que también compromete la seguridad del vehículo y sus ocupantes. Los sistemas de monitoreo tradicionales suelen ser reactivos, es decir, alertan al conductor únicamente cuando la temperatura ya ha superado el umbral crítico, dejando un margen de maniobra muy limitado (Sánchez et al., 2018). Esta deficiencia ha impulsado el desarrollo de sistemas inteligentes enfocados en el monitoreo y control de variables críticas del motor en tiempo real (Ay-ad & Abd-El-Tawwab, 2020; Jaiganesh et al., 2023).

En este contexto, la lógica difusa emerge como una herramienta de la inteligencia artificial ideal para manejar la incertidumbre y la imprecisión inherentes a las mediciones de sensores en un entorno tan dinámico como el de un automóvil (Saleh et al., 2022). A diferencia de los modelos matemáticos tradicionales, un sistema de inferencia difuso puede tomar decisiones basadas en reglas lingüísticas (ej. “si la temperatura es alta y el flujo de aire es bajo, entonces el riesgo es alto”), emulando el razonamiento humano.

Este proyecto aborda el diseño y la implementación de un prototipo de bajo costo para el monitoreo predictivo del sobrecalentamiento en un motor de combustión interna, utilizando sensores de temperatura y flujo de aire. El núcleo del sistema es un modelo de inferencia Takagi-Sugeno implementado en un microcontrolador NodeMCU, el cual procesa los datos y transmite alertas a una aplicación móvil desarrollada en App Inventor. Se busca demostrar que es factible crear un sistema proactivo que no solo informe sobre una falla inminente, sino que anticipe el riesgo, mejorando la seguridad y optimizando los costos de mantenimiento asociados a fallas por sobrecalentamiento.

## **2. Métodos.**

### **Plataforma Experimental.**

El estudio se realizó utilizando un vehículo Chevrolet Corsa modelo 2004, equipado con un motor de combustión interna de 1.8 litros. Este modelo fue seleccionado por su prevalencia en el mercado y por poseer un sistema de enfriamiento convencional, lo que lo convierte en un sujeto de prueba ideal para evaluar la eficacia del sistema propuesto.

### **Instrumentación y Adquisición de Datos.**

Para monitorear las variables físicas clave, se seleccionó e implementó el siguiente hardware (ver Figura 1):

- Sensor de Temperatura: Se utilizó un sensor digital DS18B20, encapsulado en acero inoxidable y resistente al agua. Este sensor se eligió por su alta precisión ( $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$ ) y su amplio rango de operación ( $-55^{\circ}\text{C}$  a  $+125^{\circ}\text{C}$ ).
- Sensor de Flujo de Aire: Se empleó un anemómetro de tipo copa, modelo HWFS-1, para medir la velocidad del aire que incide sobre el radiador. Este sensor genera una salida de voltaje analógica (0-5 V) proporcional a la velocidad del viento (0-30 m/s).
- Unidad Central de Procesamiento: Un microcontrolador NodeMCU ESP8266 sirvió como el cerebro del sistema. Fue seleccionado por su bajo costo, capacidad de procesamiento y, fundamentalmente, por su módulo Wi-Fi integrado. Esta elección se alinea con el enfoque de Internet de las Cosas (IoT), que ha demostrado ser efectivo para el monitoreo remoto de la temperatura de motores en tiempo real (Patil & Yawalkar, 2020).



Figura 1. Hardware utilizado.

### Diseño y Simulación del Sistema de Lógica Difusa.

Se implementó un modelo de inferencia de tipo Takagi-Sugeno de orden cero. Se eligió este modelo por su eficiencia computacional, ya que la consecuencia (la parte "THEN") de cada regla es un valor numérico nítido (constante), en lugar de un conjunto difuso. Esto simplifica el proceso de defusificación y lo hace ideal para su implementación en microcontroladores, especialmente en aplicaciones de control (Kumar & Hazarika, 2014).

La salida final del sistema se calcula como el promedio ponderado de las salidas de todas las reglas activadas, según la Ecuación 1:

$$Riesgo = \frac{\sum_{i=1}^n w_i z_i}{\sum_{i=1}^n w_i} \quad \dots\dots\dots \text{Ecuación 1}$$

Donde:

- $n$  es el número de reglas.
- $w_i$  es el peso o "fuerza de disparo" de la regla  $i$ , calculado con el operador min entre los grados de pertenencia de las entradas.
- $z_i$  es la salida constante de la regla  $i$ .

Basado en el código de simulación, se definieron dos variables de entrada y sus correspondientes funciones de membresía (ver Figura 2):

Temperatura ( $^{\circ}\text{C}$ ):

- Fría (trapezoidal): [70, 80, 85, 90]
- Media (triangular): [88, 93, 98]
- Caliente (trapezoidal): [95, 98, 100, 105]



Flujo de Aire (Unidades relativas):

- Bajo (trapezoidal): [0, 2, 4, 6]
- Regular (triangular): [5, 10, 15]
- Óptimo (trapezoidal): [14, 18, 22, 27]

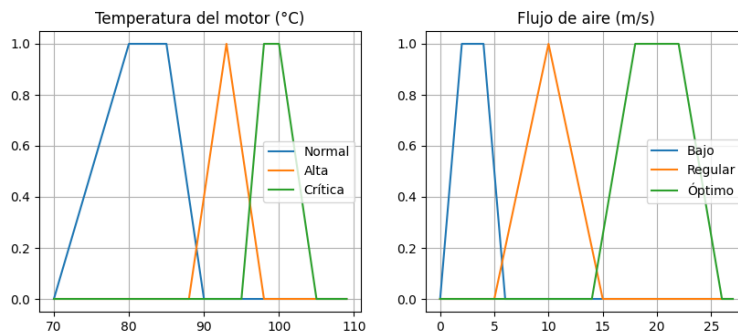


Figura 2. Funciones de membresía para la temperatura del motor y flujo de aire.

Se estableció una base de 9 reglas que conectan las condiciones de entrada con una salida de riesgo constante (0 para bajo, 0.5 para medio, 1 para alto):

- IF (Temperatura is Fría) AND (Flujo is Bajo) THEN (Riesgo is 0.5)
- IF (Temperatura is Fría) AND (Flujo is Regular) THEN (Riesgo is 0.5)
- IF (Temperatura is Fría) AND (Flujo is Óptimo) THEN (Riesgo is 0)
- IF (Temperatura is Media) AND (Flujo is Bajo) THEN (Riesgo is 1)
- IF (Temperatura is Media) AND (Flujo is Regular) THEN (Riesgo is 0.5)
- IF (Temperatura is Media) AND (Flujo is Óptimo) THEN (Riesgo is 0)
- IF (Temperatura is Caliente) AND (Flujo is Bajo) THEN (Riesgo is 1)
- IF (Temperatura is Caliente) AND (Flujo is Regular) THEN (Riesgo is 1)
- IF (Temperatura is Caliente) AND (Flujo is Óptimo) THEN (Riesgo is 0.5)

Para validar el modelo de manera interactiva, se desarrolló una interfaz gráfica de usuario (GUI) en Python con la librería Tkinter. Esta herramienta permitió simular escenarios en tiempo real, ajustando los valores de temperatura y flujo de aire mediante controles deslizantes y observando la respuesta del sistema (ver Figura 3).

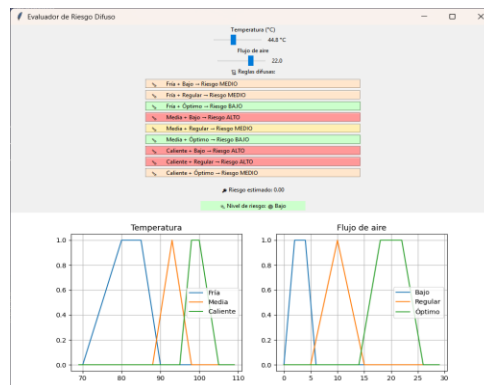


Figura 3. Interfaz gráfica en python.



El Algoritmo 1 muestra la función central de esta simulación. Este fragmento de código implementa la lógica de inferencia Takagi-Sugeno de orden cero, detallando cómo se combinan los grados de pertenencia de las entradas y las reglas difusas para calcular el valor final de riesgo. Esta función fue la base que se tradujo posteriormente al firmware del microcontrolador.

---

**Algoritmo 1.** Simulación del Sistema de Control Difuso en Python.

---

```
def calcular_riesgo_difuso(temperatura_in, flujo_in):
    # 1. Fuzzificación: Obtener grados de pertenencia para las entradas
    grados_temp = {
        'fria': temperatura_fria(temperatura_in),
        'media': temperatura_media(temperatura_in),
        'caliente': temperatura_caliente(temperatura_in)
    }
    grados_flujo = {
        'bajo': flujo_bajo(flujo_in),
        'regular': flujo_regular(flujo_in),
        'optimo': flujo_optimo(flujo_in)
    }

    # 2. Base de Reglas: Salidas constantes (0=bajo, 0.5=medio, 1=alto)
    reglas = [
        (grados_temp['fria'], grados_flujo['bajo'], 0.5),
        (grados_temp['fria'], grados_flujo['regular'], 0.5),
        (grados_temp['fria'], grados_flujo['optimo'], 0),
        (grados_temp['media'], grados_flujo['bajo'], 1),
        (grados_temp['media'], grados_flujo['regular'], 0.5),
        (grados_temp['media'], grados_flujo['optimo'], 0),
        (grados_temp['caliente'], grados_flujo['bajo'], 1),
        (grados_temp['caliente'], grados_flujo['regular'], 1),
        (grados_temp['caliente'], grados_flujo['optimo'], 0.5),
    ]

    # 3. Inferencia: Calcular el promedio ponderado según la Ecuación 1
    numerador = 0
    denominador = 0
    for grado_t, grado_f, salida_z in reglas:
        fuerza = min(grado_t, grado_f) # Operador AND para la fuerza de la regla
        numerador += fuerza * salida_z
        denominador += fuerza

    # Evitar división por cero si ninguna regla se activa
    if denominador == 0:
        return 0

    return numerador / denominador
```

---

### 3. Desarrollo.

#### Caracterización de Datos y Comportamiento del Sistema.

En esta sección se presentan los datos obtenidos en las pruebas experimentales y simulaciones del motor de combustión interna. Se caracterizaron dos variables principales: la temperatura del refrigerante y la velocidad del flujo de aire incidente en el radiador.

La variable temperatura se midió con el sensor digital DS18B20, colocado en la entrada del refrigerante al monoblock. Los registros muestran un comportamiento cíclico típico:

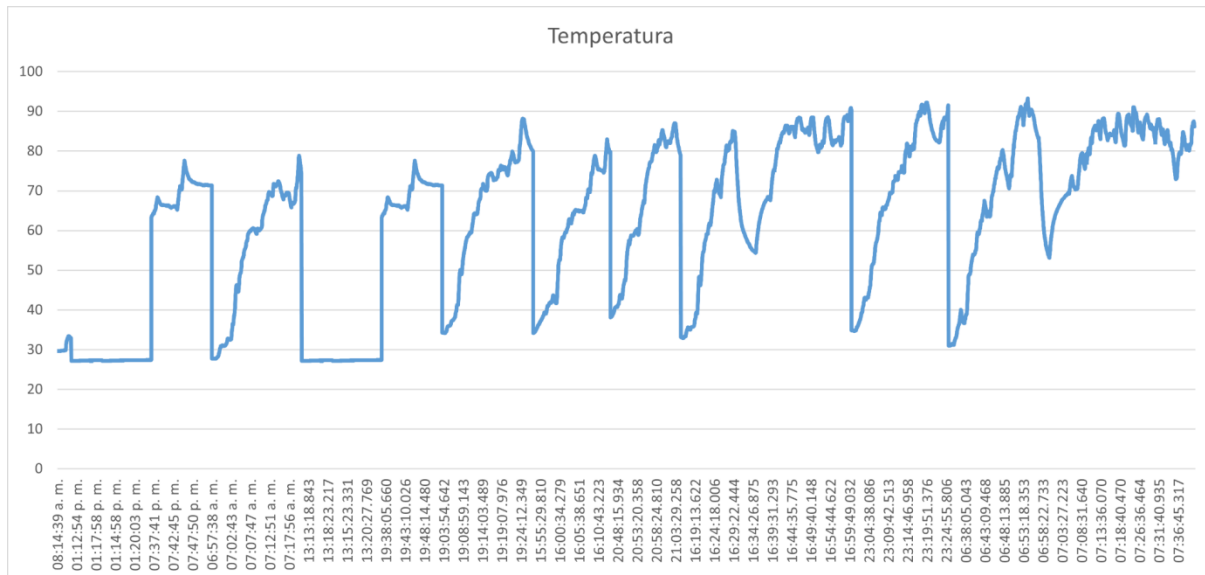


- La temperatura inicial corresponde al arranque en frío, con valores cercanos a la temperatura ambiente (~25–30 °C).
- Conforme avanza el tiempo, la temperatura aumenta progresivamente hasta alcanzar valores de operación normales (~90–95 °C).
- Posteriormente, al apagarse el vehículo, la temperatura desciende de forma gradual hasta estabilizarse nuevamente en ambiente.

En las mediciones realizadas se obtuvieron los siguientes parámetros estadísticos:

- Temperatura mínima: 27.19 °C
- Temperatura máxima: 93.25 °C
- Temperatura promedio: 62.1 °C
- Desviación estándar: 20.9 °C

La Figura 4 muestra la evolución de la temperatura del motor en distintos ciclos de operación. Se observa un incremento progresivo hasta los valores recomendados por el fabricante (~90 °C), seguido de una disminución abrupta al apagarse el motor.



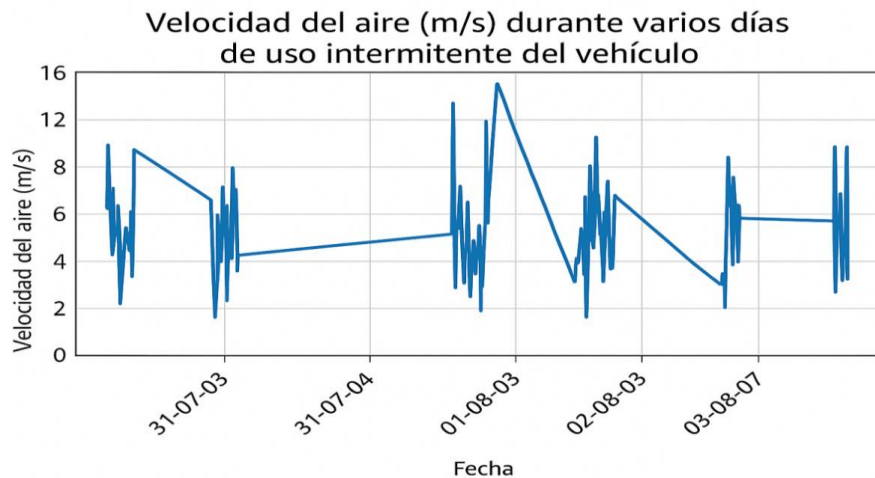
**Figura 4.** Gráfica de temperatura durante varios ciclos de operación.

### Flujo de aire.

La variable flujo de aire se midió con un anemómetro HWFS-1 calibrado, y complementariamente mediante simulación CFD en el software *SimScale* debido a limitaciones iniciales en la instrumentación.

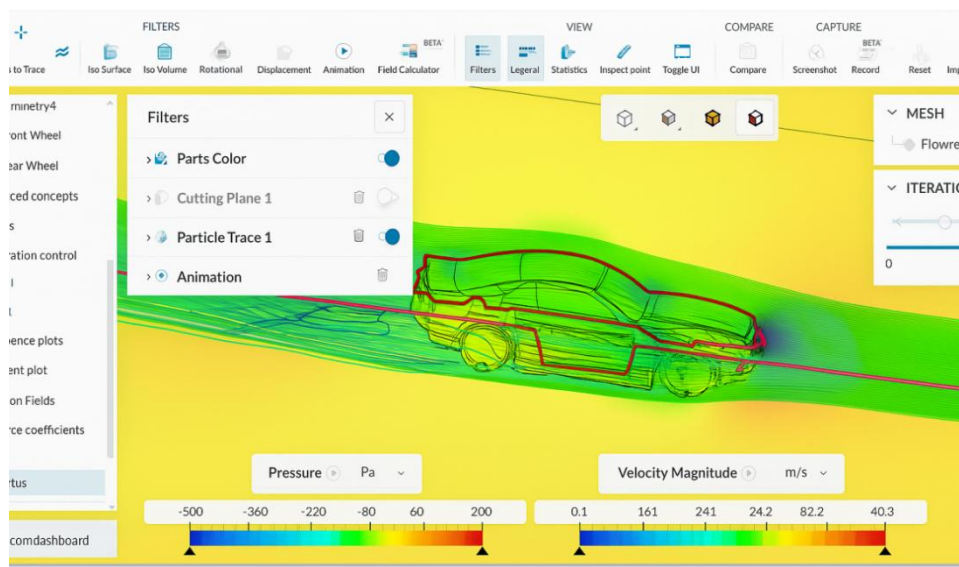
Los resultados indican:

- Velocidad mínima registrada: 0–3 m/s
- Velocidad máxima: 30 m/s
- Velocidad promedio: entre 12–15 m/s



**Figura 5.** Comportamiento del flujo de aire en diferentes días de operación.

La Figura 5. Presenta el comportamiento real del flujo de aire en diferentes días de operación, mientras que la Figura 6 muestra la distribución simulada en la carrocería a 20 m/s. Se aprecia que en zonas frontales predomina mayor presión y velocidad, mientras que en la zona de estela la velocidad disminuye considerablemente.

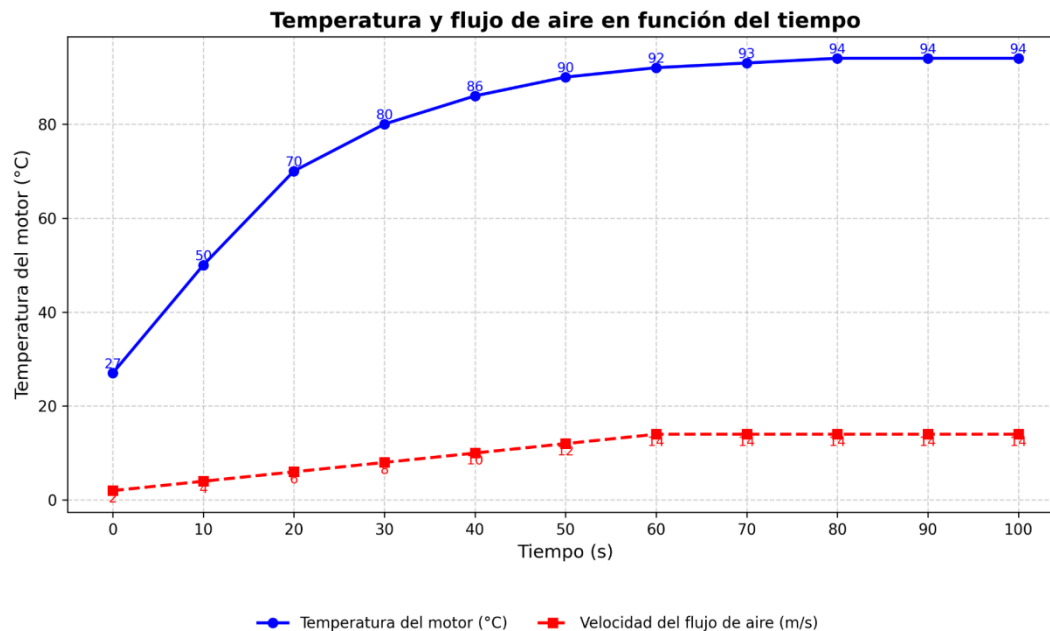


**Figura 6.** Simulación en Software SimScale con una velocidad constante de 20 m/s.

### Análisis conjunto de temperatura y flujo de aire.

La Figura 7 ilustra de manera combinada la evolución de la temperatura del motor y la velocidad del flujo de aire. Esta gráfica permite identificar la interacción dinámica de ambas variables:

- Temperatura alta + flujo bajo → Riesgo de sobrecalentamiento.
- Temperatura media + flujo regular → Operación estable.
- Temperatura normal + flujo óptimo → Riesgo bajo.



**Figura 7.** Gráfica de temperatura y flujo de aire del vehículo en operación.

Los datos muestran que el sistema térmico del motor no se mantiene constante, sino que responde a variaciones en la operación y en las condiciones ambientales.

El análisis de los datos evidencia que las condiciones de operación presentan **alta variabilidad y comportamientos críticos en ciertos escenarios**, especialmente cuando coinciden temperaturas elevadas con bajo flujo de aire.

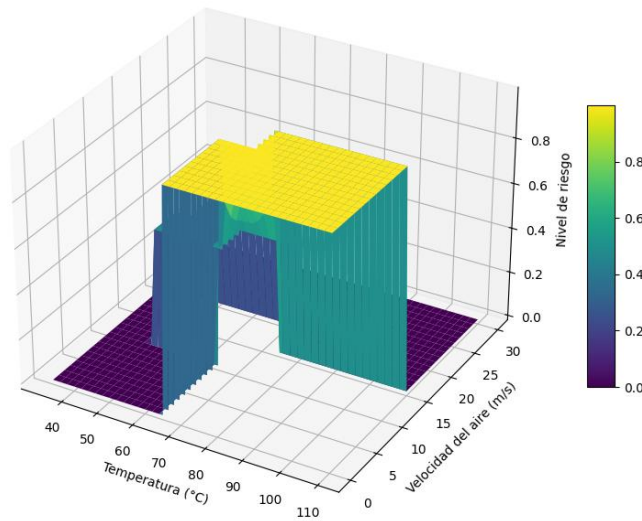
Este comportamiento dinámico valida la necesidad de un **sistema inteligente basado en lógica difusa**, capaz de interpretar estas condiciones cambiantes y anticipar el riesgo de sobrecalentamiento.

#### Visualización y Comportamiento del Modelo de Inferencia Difusa.

Para estimar el nivel de riesgo térmico en motores de combustión interna, se implementó un sistema de inferencia difusa tipo Takagi-Sugeno, considerando dos variables de entrada:

- Temperatura del motor (°C): en el rango de 34°C a 110°C
- Flujo de aire (m/s): en el rango de 0 a 30 m/s

Utilizando la ecuación 1 y utilizando 9 reglas que conectan las condiciones de entrada con una salida de riesgo constante (0 para bajo, 0.5 para medio, 1 para alto). Esta fórmula refleja que el riesgo aumenta proporcionalmente con la temperatura y disminuye inversamente con el flujo de aire. El resultado está normalizado en un rango de 0 (riesgo mínimo) a 1 (riesgo máximo). La figura 8 contiene el nivel de riesgo para cada combinación de temperatura y flujo de aire, calculado con el modelo TS.



**Figura 8.** Gráfica 3D del TS de superficie de nivel de riesgo.

#### **Análisis de Sensibilidad del Modelo Difuso.**

Los resultados obtenidos mostraron que los parámetros asociados a la función “caliente” presentaron los valores de sensibilidad más elevados ( $S_{abs} \approx 4.6$  para  $T_{caliente\_1}$  y 4.5 para  $T_{caliente\_0}$ ), lo que indica que pequeñas variaciones en los límites de temperatura comprendidos entre 95 °C y 105 °C generan los mayores cambios en la salida del modelo. En contraste, las funciones correspondientes al flujo de aire y a las zonas térmicas “fría” y “media” registraron sensibilidades considerablemente menores ( $S_{abs} < 0.2$ ). Este comportamiento confirma que la temperatura del motor constituye la variable dominante dentro del proceso de inferencia difusa. Por otra parte, el análisis localizado realizado en condiciones críticas ( $T = 95$  °C,  $F = 8$  m/s) evidenció variaciones nulas en la salida ( $\Delta Y \approx 0$ ), lo cual demuestra la estabilidad y suavidad del modelo en esa región operativa. En conjunto, estos resultados validan la robustez del sistema y justifican la necesidad de enfocar futuras mejoras en la calibración precisa de los puntos críticos de la función de membresía “caliente”.

#### **Validación Funcional del Prototipo.**

En esta etapa se demuestra que el prototipo, compuesto por sensores físicos, microcontrolador NodeMCU, modelo de inferencia difusa tipo Takagi-Sugeno y aplicación móvil desarrollada en App Inventor, opera de manera integrada y responde correctamente ante condiciones reales y simuladas.

En este punto se confirma que el sistema completo es capaz de:

- Adquirir datos en tiempo real desde sensores de temperatura y flujo de aire.
- Procesar dichos datos mediante lógica difusa.
- Determinar el nivel de riesgo térmico.
- Transmitir alertas visuales al conductor a través de una aplicación móvil.

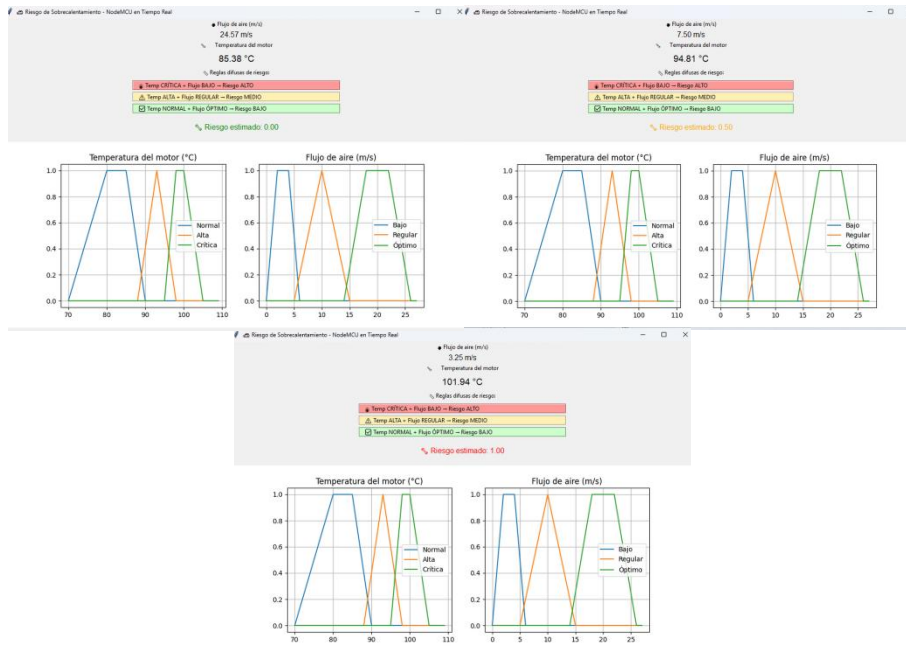
Se diseñaron escenarios controlados para evaluar el comportamiento del sistema ante distintas condiciones térmicas y de ventilación (ver Tabla 1).



**Tabla 1.** Resultados de pruebas controladas.

Escenario	Temperatura (°C)	Flujo de aire (m/s)	Nivel de riesgo	Alerta generada
Conducción en Carretera (alta velocidad)	85	25	0.0	Verde
Tráfico Lento	95	8	0.5	Naranja
Falla de Ventilador (Simulada)	102	3	1.00	Roja
Arranque en Frío	30	0	0.5	Naranja

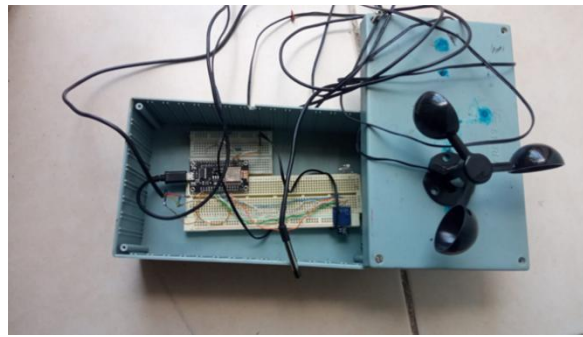
La aplicación móvil, desarrollada en App Inventor, recibe los datos procesados por el NodeMCU vía WiFi y presenta el estado de riesgo al conductor de manera visual e intuitiva. La **Figura 9** muestra capturas de pantalla de la interfaz final, ilustrando las tres alertas principales generadas por el sistema: riesgo bajo, medio y alto.



**Figura 9.** Interfaz de la aplicación móvil mostrando las alertas de riesgo: Bajo, Medio y Alto.

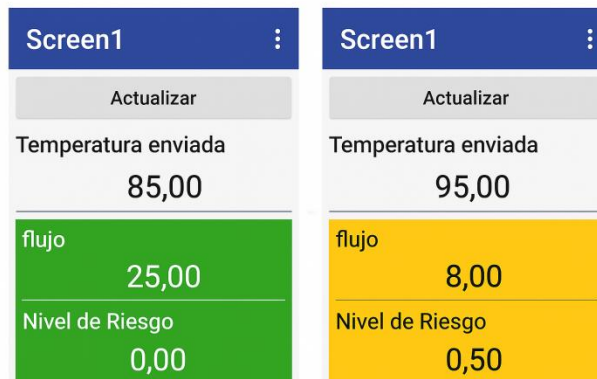
Estas capturas evidencian que el sistema no solo realiza cálculos internos, sino que comunica de forma clara y útil el estado del motor al usuario final.

La Figura 10 muestra la integración física final del prototipo, donde los sensores se conectan al microcontrolador NodeMCU. Para validar el conjunto, se realizaron pruebas en condiciones reales de operación del vehículo, incluyendo arranque en frío y tráfico urbano. Los resultados demostraron un alto rendimiento: el sistema responde en menos de un segundo ante cambios térmicos, las alertas se actualizan en tiempo real en la aplicación móvil y, gracias a la lógica difusa, la transición entre los niveles de riesgo es suave, evitando eficazmente las falsas alarmas.



**Figura 10.** Integración del sensor de temperatura DS18B20 y el Anemómetro HWFS-1.

La validación final del sistema se realizó a través de la aplicación móvil. La **Figura 11** muestra las capturas de pantalla de la interfaz en App Inventor operando en tiempo real, donde se aprecian las distintas alertas generadas según las condiciones del motor.



**Figura 11** Interfaz de la aplicación móvil mostrando las alertas de riesgo.

## Conclusiones.

Se cumplió el objetivo principal de esta investigación al desarrollar e implementar con éxito un sistema inteligente, cuyo modelo de lógica difusa demostró traducir eficazmente las lecturas de los sensores en un índice de riesgo preciso. Este enfoque ofrece una solución proactiva, económica y más eficiente que los sistemas de alarma reactivos, permitiendo anticipar y prevenir fallas catastróficas. Para futuras investigaciones, se recomienda realizar pruebas del sistema en una mayor diversidad de vehículos y bajo distintas condiciones ambientales (altitud, temperatura y humedad), con el fin de evaluar la robustez y capacidad de generalización del modelo difuso en escenarios reales más amplios. No obstante, el prototipo presenta limitaciones importantes, como haber sido probado únicamente en un vehículo específico (Chevrolet Corsa 1.8 L), lo que restringe su aplicabilidad general. Además, no se consideraron variables relevantes como presión de aceite o temperatura ambiente. A partir de estas limitaciones, se propone ampliar el sistema con sensores adicionales, realizar pruebas en distintos tipos de vehículos y explorar algoritmos híbridos que combinen lógica difusa con redes neuronales para mejorar la precisión del diagnóstico térmico. También se propone integrar sensores como presión de aceite, temperatura ambiente y revoluciones por minuto (RPM), previamente no considerados, para complementar las variables actuales y aumentar la precisión del diagnóstico térmico y del modelo predictivo. Con el objetivo de fortalecer la replicabilidad y la transparencia científica, se ha publicado el código fuente del modelo de inferencia Takagi-Sugeno y los esquemáticos del hardware en un repositorio abierto (Ibáñez Nangüelú, 2025), con el propósito de facilitar su reproducción, validación y mejora por parte de la comunidad científica.



## Agradecimientos.

Deseo expresar mi más sincero agradecimiento al *Dr. Christian Roberto Ibáñez Nangüelú* y al *Dr. Roberto Ibáñez Córdova* por su invaluable guía, sus acertadas observaciones y su constante apoyo técnico y motivacional a lo largo del desarrollo de este proyecto. Asimismo, extiendo mi gratitud al *Colegio de Formación Educativa TENAM* por la oportunidad y las facilidades brindadas para la culminación de esta investigación, en el marco de la Maestría en Ingeniería Inteligente.

## Créditos.

Los autores agradecen al Tecnológico Nacional de México por el financiamiento del proyecto a través de la convocatoria de fortalecimiento de cuerpos académicos PRODEP 2023.

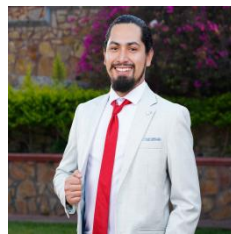
## Referencias bibliográficas.

- Ay-ad, M. N., & Abd-El-Tawwab, A. M. (2020).** Design and implementation of a smart monitoring and controlling system for engine temperature and oil level. *International Journal of Computer Applications*, 176(12), 40-45.
- Ghafouri, K., Taghavifar, H., & Montazeri-Gh, M. (2021).** Dynamic modeling and intelligent diagnosis of engine cooling system faults using signal processing and artificial neural network. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering*, 235(12), 3209–3222. <https://doi.org/10.1177/09544070211005515>
- Ibáñez Nangüelú, C. R. (2025).** Sistema predictivo basado en lógica difusa [Repositorio GitHub]. GitHub. <https://github.com/cribnez/sistema-predictivo-logica-difusa>
- Jaiganesh, S., El-Sayed, A. H., El-Ghamry, A., & El-Kenawy, E. S. M. (2023).** Predictive maintenance for early fault detection of engine failures in commercial trucks using machine learning. *IEEE Access*, 11, 95082–95094. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2023.3311139>
- Kumar, P., & Hazarika, N. (2014).** *Temperature control using fuzzy logic*. arXiv preprint arXiv:1402.3654. <https://arxiv.org/abs/1402.3654>
- Patil, S. B., & Yawalkar, P. P. (2020).** Engine temperature monitoring system using IoT. *International Research Journal of Engineering and Technology*, 7(5), 7058-7061.
- Saleh, A. O., Younis, M. A., & Ali, A. F. (2022).** Design of an intelligent fault diagnosis system for an internal combustion engine using fuzzy logic. *Journal of Engineering*, 28(7), 1–13. <https://doi.org/10.31026/j.eng.2022.07.01>
- Sánchez, F. L., Mariño, P., & Santana, J. M. (2018).** A survey of intelligent vehicle thermal management systems. *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*, 20(4), 1251–1265. <https://doi.org/10.1109/TITS.2018.2849925>

### Información de los autores.



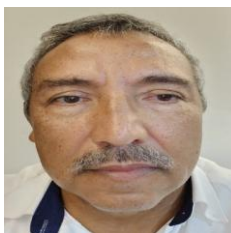
**Juan Rios Hernández**, Ingeniero Mecánico Electricista egresado de la Universidad de Colima y estudiante de la Maestría Ingeniería en Inteligente en Universidad TENAM. Sus áreas de interés incluyen la automatización de sistemas, el desarrollo de soluciones tecnológicas y la integración de herramientas inteligentes para optimizar procesos.



**Christian Roberto Ibáñez Nangüelú** es Doctor en Ingeniería Aplicada por el Colegio de Formación Educativa TENAM. Se desempeña como Profesor-Investigador en la Universidad Politécnica de Chiapas y es miembro del Sistema Nacional de Investigadores (SNI) Nivel Candidato. Dentro de la institución, ejerce un doble liderazgo: es Líder del grupo de investigación "Dispositivos Biomédicos Inteligentes" y Líder de la Academia de Proyectos del programa de Ingeniería Biomédica. Cuenta con certificaciones en Estándares de Competencia (CONOCER) en áreas como el diseño e impartición de cursos y el desarrollo de formación en línea. Sus líneas de investigación se centran en el desarrollo de dispositivos biomédicos, los sistemas embebidos y la inteligencia artificial aplicada a la salud.



El **Dr. Joaquín Eduardo Domínguez Zenteno** estudió la carrera de Ingeniería Electrónica en Instrumentación en el Instituto Tecnológico de Nuevo León, obtuvo el grado de Maestro en Ciencias en el Instituto Tecnológico de Toluca y realizó estudios de doctorado en el Colegio de Formación Educativa TENAM. Su trabajo académico se ha enfocado en el desarrollo de soluciones tecnológicas en el ámbito de la electromovilidad, con especial interés en el dimensionamiento de baterías de ion-litio, el diseño de convertidores electrónicos para motores BLDC, y el desarrollo de estrategias de control aplicadas a robots móviles y vehículos autónomos. Algunos de sus trabajos abordan el control cooperativo en sistemas multiagente, la estabilización de plataformas dinámicas como el péndulo invertido, metodologías prácticas para el diseño energético de vehículos eléctricos y sistemas de diagnóstico para vehículos aéreos no tripulados. Su vocación está firmemente orientada a la investigación aplicada, al desarrollo tecnológico sostenible y a la formación de estudiantes comprometidos con el avance científico y el bienestar de nuestro entorno.





El **Ing. Vicente León Orozco**, egresado del Instituto Tecnológico de Ciudad Madero, Tamaulipas, se desempeña actualmente como docente y jefe de proyectos de vinculación en el Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica del Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez. Cuenta con certificaciones en los estándares de competencia EC0586.01 y EC1181, que respaldan su experiencia en formación y evaluación de capital humano. Es miembro activo del Colegio de Ingenieros Mecánicos y Electricistas (CIME), donde ha participado en diversos consejos directivos y ha contribuido al diseño e implementación de diplomados especializados en ahorro y uso eficiente de la energía, desarrollados en colaboración con CIME, ITTG y CFE. Asimismo, ha participado en la puesta en marcha del Premio Estatal de Ahorro y Uso Eficiente de la Energía, promoviendo la innovación y la sostenibilidad energética en el estado.



**Manuel Ramos Ponce**, recibió el grado de Ingeniero Mecánico Electricista en 2005 y el grado de Maestría en Ingeniería en 2013, ambos por la Universidad de Colima. En 2025 concluyó el Doctorado en Ingeniería Aplicada, con una investigación enfocada en medir el impacto del robo de combustible en tractocamiones en el puerto de Manzanillo. Desde 2017 se desempeña como Profesor de Tiempo Completo en la Universidad Tecnológica de Manzanillo, donde también funge como encargado de la Dirección de Carrera. Sus áreas de interés incluyen el diseño mecánico, la automatización y control, así como el desarrollo e implementación de proyectos de investigación aplicada en sistemas de monitoreo, mantenimiento industrial y formación temprana de talento en ingeniería.



**Fredy Cortez Martínez**, Ingeniero en Comunicaciones y Electrónica, egresado de la Universidad de Colima. Actualmente se desempeña como docente impartiendo asignaturas de Matemáticas y Electrónica.



**Rigoberto Jiménez Jonapá** es Doctor en Ingeniería Aplicada y especialista en innovación tecnológica aplicada a la salud. Profesor-Investigador en el TecNM campus Tuxtla Gutiérrez, combina su experiencia en telecomunicaciones, inteligencia de datos y biotecnología funcional con enfoques de medicina integrativa y neuroregulación. Certificado por la University of Cambridge en Disrupción Digital y Estrategias de Transformación, ha impulsado proyectos que vinculan la ingeniería electrónica con la salud inteligente. Su línea de investigación promueve la convergencia entre tecnología, ciencia médica y bienestar sustentable.



**Roberto Ibáñez Córdova**, Ingeniero Industrial en Eléctrica por el I.T. Tuxtla Gutiérrez, Maestro en Ciencias en Ingeniería Electrónica por el Instituto Tecnológico de Toluca, Doctor en Ingeniería Aplicada por el Colegio de Formación Educativa TENAM en Tuxtla Gutiérrez. Áreas de interés son: Automatización de procesos mediante el desarrollo de Sistemas embebidos inteligentes (Hardware-Software), Sistemas de Control remoto vía WEB.



El **Ing. Dorian Alberto Ibáñez Nangüelú** cursa la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecatrónica en el Instituto Tecnológico de Tuxtla Gutiérrez. Su formación como Ingeniero en Desarrollo de Software por la Universidad Politécnica de Chiapas le permite integrar programación avanzada con sistemas mecatrónicos en proyectos de investigación aplicada.



La **Ing. Georgina Hernández Santiz** es egresada de la Universidad Politécnica de Chiapas, donde cursó la carrera de Ingeniería Biomédica. Sus intereses profesionales se enfocan en el desarrollo de tecnologías aplicadas a la salud, dispositivos médicos e innovación biomédica.



# Tecnología IoT en vehículos para el análisis de ecosistemas urbanos.

## IoT technology in vehicles for urban ecosystem analysis.

Gladys Falconi Alejandro\* (1).  
Universidad Politécnica del Golfo de México.  
[gladys.falconi@updelgolfo.mx](mailto:gladys.falconi@updelgolfo.mx).

\*corresponding author.

Artículo recibido en septiembre 15, 2025; aceptado en octubre 25, 2025.

### Resumen.

*Este trabajo presenta la implementación de un sistema de adquisición de datos automotrices basado en IoT, que permite registrar variables como RPM, posición del acelerador, aceleración triaxial, datos giroscópicos y consumo de combustible obtenidas desde la Unidad de Control del Motor (ECU) mediante un escáner ELM327 conectado a la interfaz OBD-II. El sistema emplea un dispositivo móvil Android con la aplicación Torque Pro y servicios en la nube para el almacenamiento y análisis de datos en tiempo real, facilitando la identificación de patrones de conducción y el rendimiento vehicular. Este proyecto se desarrolló en Tabasco México y propone una solución accesible, portátil y eficiente para el monitoreo inteligente del entorno automotriz.*

**Palabras claves:** Adquisición de datos, ECU, ELM327, IoT, monitoreo vehicular, OBD-II, Tabasco, torque pro.

### Abstract.

*This work presents the implementation of an automotive data acquisition system based on the Internet of Things (IoT), designed to record variables such as revolutions per minute (RPM), accelerator pedal position, triaxial acceleration, gyroscopic data, and fuel consumption, obtained from the Engine Control Unit (ECU) via an ELM327 scanner connected to the vehicle's OBD-II interface. The system employs an Android mobile device running the Torque Pro application and cloud services for real-time data storage and analysis, enabling the identification of driving patterns and vehicle performance. Developed in Tabasco, Mexico, this project provides an accessible, portable, and efficient solution for intelligent vehicle monitoring.*

**Keywords:** Data acquisition, ECU, ELM327, IoT, OBD-II, Tabasco, torque pro, vehicle monitoring.

### 1. Introducción.

En los últimos años, el desarrollo de tecnologías basadas en el Internet de las Cosas (IoT) ha transformado profundamente los sistemas automotrices, al permitir una conectividad más amplia y una supervisión precisa de sus componentes y funciones (Khayyam et al., 2020). Esta evolución tecnológica ha dado origen a los denominados ecosistemas automotrices inteligentes, en los cuales la medición continua y precisa de datos constituye un elemento esencial para garantizar la eficiencia, la seguridad y la sostenibilidad de los vehículos modernos (Ekanem et al., 2024). En este contexto, la convergencia entre el IoT y los dispositivos móviles ha desempeñado un papel determinante, al integrar la capacidad de procesamiento y análisis de información directamente en los entornos vehiculares. El avance tecnológico alcanzado por los teléfonos inteligentes ha permitido que estos dispongan de una potencia de cálculo



comparable a la de los sistemas informáticos de alto desempeño, lo que los convierte en herramientas idóneas para la supervisión vehicular en tiempo real (Algaydi et al., 2024).

Asimismo, la disponibilidad del estándar On-Board Diagnostics II (OBD-II) ha favorecido la integración entre los dispositivos móviles y los sistemas automotrices. Mediante un adaptador Bluetooth OBD-II, es posible establecer una comunicación bidireccional entre el vehículo y el smartphone, permitiendo la adquisición, visualización y análisis de parámetros de funcionamiento, tales como el consumo de combustible, la velocidad, las emisiones y el rendimiento del motor, dentro de un entorno conectado y escalable (Hussain et al., 2017).

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (World Health Organization, 2023), los accidentes de tráfico causan aproximadamente 1.19 millones de muertes al año en todo el mundo, y entre 20 y 50 millones de personas resultan heridas. Entre las principales causas destacan el exceso de velocidad, la conducción bajo los efectos del alcohol o sustancias psicoactivas, el uso del teléfono móvil durante la conducción, así como fallas mecánicas o falta de mantenimiento preventivo.

En este contexto, la integración entre dispositivos móviles y sistemas de diagnóstico vehicular representa una herramienta prometedora para la prevención de accidentes, al permitir el monitoreo en tiempo real del estado del vehículo y de los hábitos de conducción. Las aplicaciones como Torque demuestran el potencial de esta tecnología, facilitando la supervisión remota, el análisis predictivo de fallas y la gestión inteligente del mantenimiento automotriz, contribuyendo al fortalecimiento de un ecosistema tecnológico automotriz orientada a la seguridad vial, la eficiencia y la sostenibilidad.

## 2. Métodos.

### 2.1 Tecnología de los Dispositivos IoT.

La posibilidad de interconectar dispositivos y sistemas embebidos en plataformas en la nube ha impulsado significativamente el desarrollo de vehículos inteligentes capaces de reportar su estado en tiempo real (Zeiada et al., 2024). Esta capacidad resulta esencial para aplicaciones como el mantenimiento predictivo, la gestión de flotas y el análisis del comportamiento del conductor. La tabla 1 muestra los principales dispositivos y componentes tecnológicos utilizados en un sistema de monitoreo vehicular basado en IoT (Internet de las Cosas), junto con su función específica y el tipo de conectividad que emplean para la transmisión de datos.

**Tabla 1.** Dispositivos y sus funciones principales y tipos de conectividad

Dispositivo	Función Principal	Tipo de Conectividad
ELM327	Lectura de datos del vehículo (OBD-II)	Bluetooth / Wifi/ USB
ESP32 / Arduino con Wi Fi	Recolección y transmisión de datos	Wi Fi / 4G/ LoRa/ NB-IoT
Raspberry Pi	Procesamiento local, Gateway de red	WiFi /Ethernet / USB
Módulo GPS	Geolocalización en tiempo real	UART /USB
Módem 4G /Router IoT	Conexión del sistema a Internet	Celular (SIM)
Smartphone	Dispositivo intermediario o Gateway móvil	Bluetooth/ WiFi / 4G
Plataforma IoT	Almacenamiento, visualización y procesamiento remoto	Internet (Cloud)

Entre las interfaces más empleadas para la adquisición de datos vehiculares se encuentra el puerto OBD-II. Mediante módulos como el ELM327, es posible extraer información del sistema automotriz y transmitirla a través de diversos dispositivos conectados.

El presente artículo emplea esta tecnología para el desarrollo de un sistema IoT que permite la integración, análisis y visualización de datos automotrices en un entorno digital, con aplicaciones tanto académicas como comerciales.

El Puerto OBD-II (On-Board Diagnostics II), estandarizado desde finales de los años noventa, permite la lectura de parámetros y códigos de diagnóstico asociados al motor y otros subsistemas del vehículo. El ELM327 es un microcontrolador diseñado para interpretar la información proveniente del OBD-II. Este dispositivo traduce los protocolos automotrices a un lenguaje comprensible por otros sistemas, permitiendo la transmisión de datos vía Bluetooth, Wi-Fi o USB. Su bajo costo y facilidad de uso lo han convertido en una herramienta ampliamente utilizada en entornos educativos y de investigación.

La arquitectura del sistema propuesta para la adquisición de datos automotrices se basa en una arquitectura IoT estructurada en capas, como se ilustra en la Figura 1.

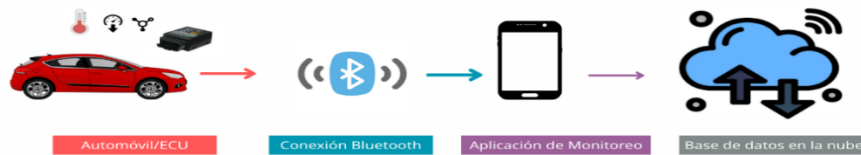


Figura 1. Sistema de adquisición propuesto.

### 2.1.1 Arquitectura del Sistema IoT Propuesto.

El sistema IoT vehicular propuesto se basa en el uso del dispositivo ELM327 y la interfaz OBD-II como punto de enlace entre el ecosistema automotriz y la nube. Esta arquitectura permite la adquisición, transmisión y análisis de datos, integrándose con plataformas digitales para optimizar la eficiencia, el mantenimiento predictivo y la experiencia del usuario.

La estructura general del sistema se organiza en los siguientes módulos:

1. **Dispositivo de Adquisición de Datos (ELM327):**

Este módulo se conecta al puerto OBD-II del vehículo, desde donde obtiene información relevante como velocidad, revoluciones por minuto (RPM), consumo de combustible, temperatura del motor y otros parámetros. Los datos adquiridos conforman una línea de tiempo de eventos que permite el monitoreo detallado del desempeño vehicular.

2. **Módulo de Procesamiento y Comunicación:**

Un smartphone cumple la función de procesador principal. Se conecta al ELM327 mediante tecnología Bluetooth, estableciendo un canal de comunicación inalámbrico. A través de esta conexión, el teléfono recibe y gestiona los datos recopilados. Se emplea la aplicación Torque Pro, la cual funciona como herramienta de diagnóstico y monitoreo en tiempo real, diseñada para sistemas Android. Esta aplicación interpreta los datos obtenidos del adaptador OBD-II y los presenta de forma visual y gráfica. Además, puede integrar datos GPS para geolocalizar eventos de conducción o fallas detectadas.

3. **Módulo de Conectividad con la Red:**

El smartphone transmite los datos procesados hacia una plataforma en la nube mediante conectividad Wi-Fi, 4G o 5G. Esta etapa permite el almacenamiento, sincronización y análisis de los registros, posibilitando la integración con otros sistemas y la generación de modelos inteligentes de comportamiento vehicular.



#### 4. **Plataforma IoT en la Nube:**

Esta plataforma centraliza, analiza y visualiza los datos recolectados del vehículo. Proporciona herramientas para la representación gráfica, generación de alertas, creación de reportes históricos y toma de decisiones basada en información en tiempo real.

La muestra seleccionada para el monitoreo estuvo conformada por tres automóviles de tipo liviano que utilizan gasolina como fuente de energía. Los vehículos corresponden a distintas marcas, modelos y años de fabricación, lo que permitió obtener datos representativos de diferentes niveles de potencia y rendimiento.

El primer vehículo es un Chevrolet Spark del año 2017, con una cilindrada de 1.0 litros, caracterizado por su bajo consumo de combustible y diseño compacto, ideal para entornos urbanos. El segundo automóvil corresponde a un Audi A3, modelo 2022, con 1.5 litros de cilindrada, que representa una unidad moderna con tecnología de inyección eficiente y un desempeño equilibrado entre potencia y economía. Finalmente, el tercer vehículo es un Toyota RAV4 del año 2018, con 2.5 litros de cilindrada, un modelo de mayor tamaño y potencia, adecuado para recorridos prolongados y condiciones de conducción más exigentes.

En conjunto, esta muestra permitió analizar el comportamiento de distintos tipos de motores a gasolina dentro del segmento de vehículos livianos, facilitando la comparación de parámetros de rendimiento, consumo y eficiencia energética bajo condiciones reales de operación.

### 3. Desarrollo.

El sistema de adquisición de datos integra información proveniente de tres fuentes principales: el módulo OBD-II, el smartphone y la aplicación Torque Pro, las cuales en conjunto permiten obtener un panorama completo del desempeño vehicular y de las condiciones de conducción.

El módulo OBD-II proporciona variables directamente medidas o calculadas por la Unidad de Control Electrónico (ECU), como el consumo instantáneo y promedio de combustible (en millas por galón o litros por cada 100 km), el flujo de combustible por hora o por minuto, la concentración de monóxido de carbono (CO), la posición relativa del acelerador, la eficiencia volumétrica del motor y el cociente de equivalencia ( $\lambda$ ). Estas mediciones permiten analizar el rendimiento energético, la eficiencia del motor y el comportamiento de la combustión.

Por su parte, el smartphone aporta datos derivados de sus propios sensores, principalmente del GPS y el acelerómetro, lo que permite calcular la velocidad promedio del viaje, comparar la velocidad GPS con la reportada por OBD, y determinar los porcentajes de conducción en ciudad y en carretera. Estos parámetros complementan la información del vehículo con datos de contexto relacionados con el entorno de conducción.

La aplicación Torque Pro, instalada en el teléfono, actúa como una interfaz de registro y visualización que combina la información del OBD-II y del smartphone. A través de esta aplicación se obtienen variables como la distancia recorrida, el tiempo total de viaje, el tiempo en movimiento o detenido, el tiempo de funcionamiento del motor, la cantidad de combustible consumido y el nivel de combustible restante.

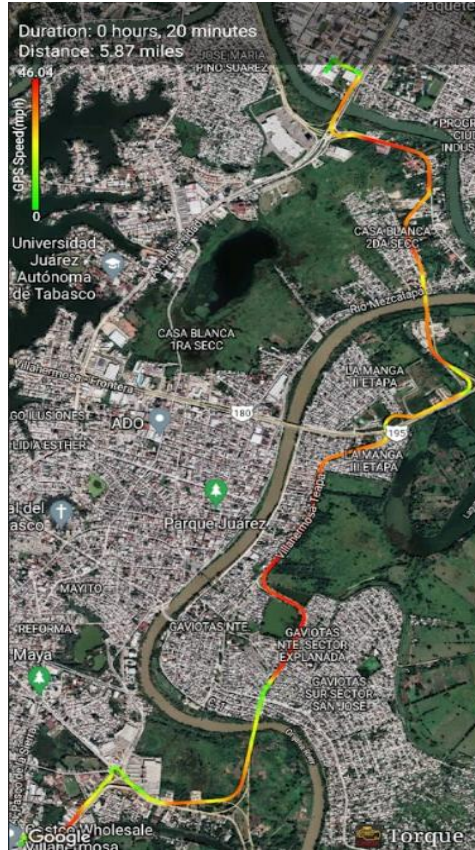
La integración de estas tres fuentes permite una adquisición de datos vehiculares más precisa y completa, favoreciendo el análisis del rendimiento energético, la detección de fallas y la optimización de los hábitos de conducción en entornos urbanos.

Durante todo el proceso de recolección de información, el sistema mostró un desempeño sólido y confiable. La conexión Bluetooth entre el dispositivo ELM327 y el teléfono móvil se mantuvo estable, y la aplicación Torque Pro registró los datos de forma continua a la frecuencia configurada. En total, se obtuvieron más de 5,000 registros individuales provenientes de distintos vehículos y recorridos, lo que evidencia la capacidad del sistema para realizar una recopilación masiva y eficiente de datos.

El sistema desarrollado logró obtener con éxito datos de alta resolución correspondientes a todos los parámetros establecidos como objetivo.

A continuación, se muestra una selección de los resultados obtenidos en las cinco rutas evaluadas.

El escenario siguiente corresponde a una trayectoria recorrida del centro de Villahermosa, Tabasco a la ranchería Casa Blanca realizando un monitoreo de los sensores automóvil AUDI.



**Figura 2.** Ruta de medición localidad Casa Blanca Villahermosa, tiempo de recorrido 20.3362 minutos.

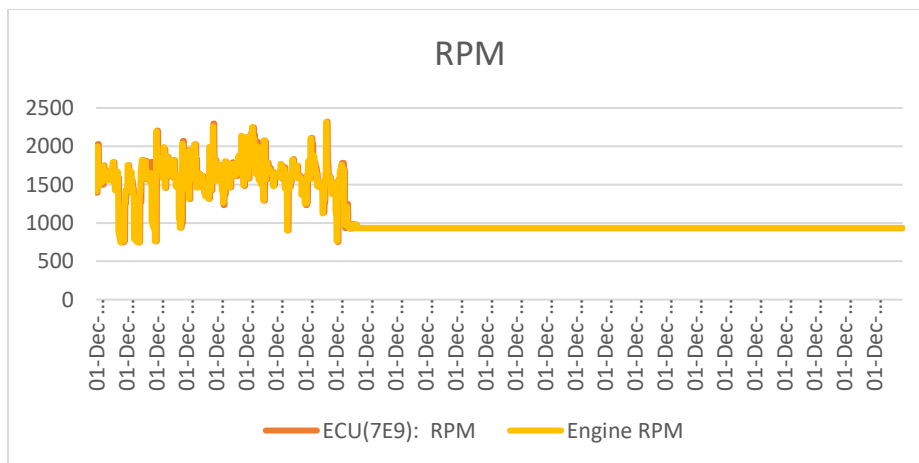
En la tabla 2 se presenta una parte proporcional de las mediciones obtenidas de la ruta de medición de la localidad de Casa Blanca en Villahermosa, Tabasco.



**Tabla 2.** Representación numérica de las mediciones (parte proporcional).

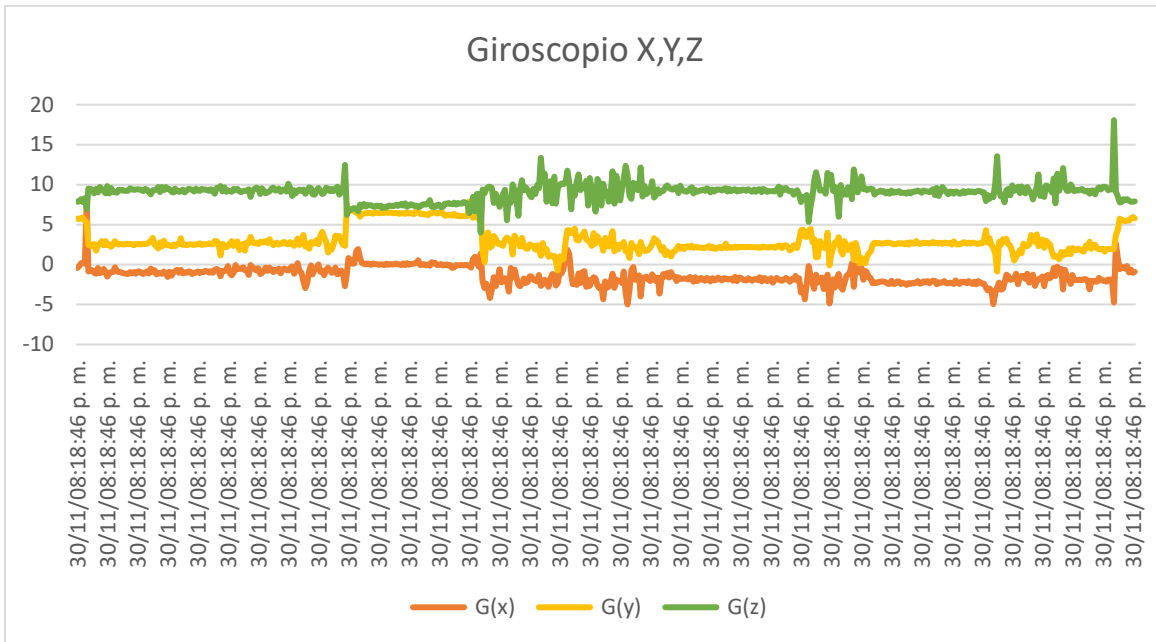
Device Time	G(x)	G(y)	G(z)	A (X)	A(Y)	A(Z)	Pedal D (%)	Pedal E (%)	ECU(7E9): Pedal D (%)	ECU(7E9): RPM	ERPM	Litros por 100K m
01-Dec-2022 08:34:09.484	-0.16280	2.43969	9.7806	-0.001	0.23999	0.8899	33.3333	14.5098	14.9019	1510	1410.5	11.1425
01-Dec-2022 08:34:10.483	0.29209	3.88339	8.9881	0.004	0.36000	0.81	33.3333	32.9411	33.33333	1395	1410.5	11.1425
01-Dec-2022 08:34:11.483	-4.15872	1.14682	8.7223	-0.419	0.11	0.7799	33.3333	32.9411	33.33333	1395	1995.5	11.1440
01-Dec-2022 08:34:12.481	-0.85473	8.38000	9.1389	0.949	-1.5099	2.0099	33.3333	32.9411	33.33333	1395	1995.5	11.1440
01-Dec-2022 08:34:13.487	-0.87148	2.09971	9.9769	0	0.17	0.9200	33.3333	32.9411	33.33333	1395	1995.5	11.1440
01-Dec-2022 08:34:14.484	-0.81402	1.46046	9.2491	-0.009	0.01	0.9700	33.3333	32.9411	33.33333	1395	1995.5	11.1440

En la figura 3 se puede apreciar los valores de las RPM y Ecu (7E9) RPM, registrados por la aplicación Torque Pro a través del dispositivo OBD II.



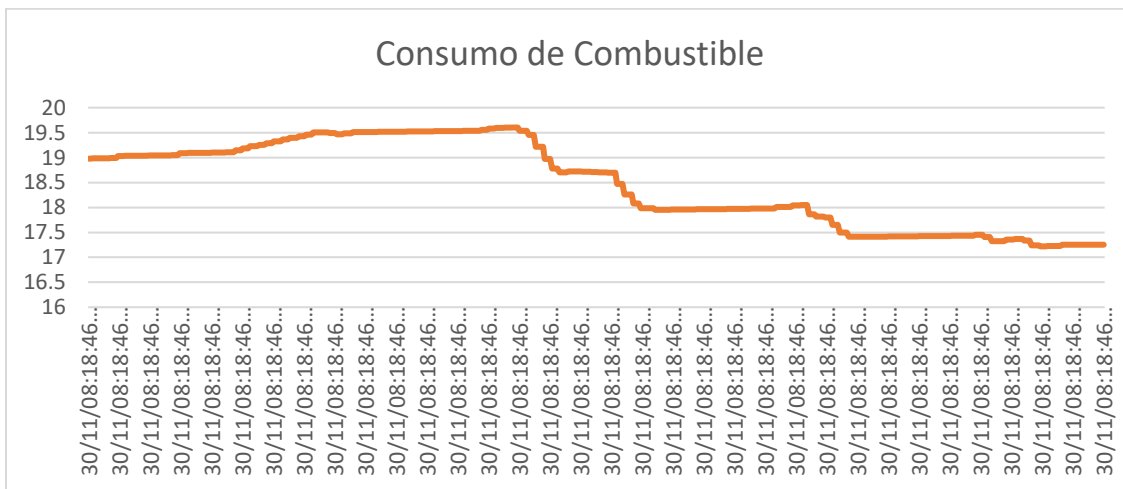
**Figura 3.** Gráfica RPM.





**Figura 6.** Gráfica de giroscopio X, Y, Z.

En la figura 7 se puede apreciar los valores del consumo de combustible en litros por 100 km, obtenidos por la aplicación Torque Pro a través del dispositivo OBD II.



**Figura 7.** Gráfica de consumo de combustible.

### Conclusiones.

Se efectuó la instrumentación de tres vehículos de prueba, estableciendo un sistema de monitoreo mediante una conexión Bluetooth que permitió la adquisición continua de datos automotrices en tiempo real. Este proceso permitió registrar de manera precisa, segundo a segundo, el desempeño y las variaciones del motor bajo diferentes condiciones de funcionamiento y en diversos entornos urbanos.

Los recorridos se efectuaron en zonas con alta densidad vehicular y en diferentes horarios dentro de los municipios de Comalcalco, Paraíso y Villahermosa, con el propósito de obtener un panorama representativo del tráfico y las condiciones de conducción en el estado de Tabasco.

Como resultado del seguimiento aplicado a la muestra de vehículos durante dichos trayectos, se generó una base de datos automotriz completa. Los parámetros registrados —revoluciones por minuto (RPM), posición del pedal del acelerador, aceleración en los ejes X, Y y Z, lecturas del giroscopio y consumo de combustible— fueron representados gráficamente y analizados con el propósito de evaluar el ecosistema automotriz objeto de estudio.

### Referencias bibliográficas.

**Al-Fuqaha, A., Guizani, M., Mohammadi, M., Aledhari, M., & Ayyash, M. (2015).** Internet of Things: A survey on enabling technologies, protocols, and applications. *IEEE Communications Surveys & Tutorials*, 17(4), 2347–2376. <https://doi.org/10.1109/COMST.2015.2444095>

**Alqaydi, S., Zeiada, W., El Wakil, A., Alnaqbi, A. J., & Azam, A. (2024).** *A comprehensive review of smartphone and other device-based techniques for road surface monitoring.* Eng, 5(4), 3397-3426. <https://doi.org/10.3390/eng5040177>.

**Ekanem, I., Essienubong Ikpe, A., & Uviefowwe Ohwoekevw, J. (2024).** *A study on IoT-enabled smart vehicles for road navigation and ride comfortability in contemporary vehicle applications.* Soft Computing: Fusion with Applications, 1(1), Article 1. Recuperado el 2 de enero de 2025, de <http://www.scfa.reapress.com>

**Hussain, R., Son, J., Eun, H., Kim, S., & Oh, H. (2017).** *Practical security and privacy threats to OBD-II: Challenges and solutions.* IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems, 18(10), 2798–2807. <https://doi.org/10.1109/TITS.2017.2659644>

**Jothishwaran, R., & Purushothaman, N. (2025).** *Intelligent fleet management system using AI, IoT sensor and predictive maintenance for vehicular safety and operational optimization.* International Journal of Scientific Research and Engineering Development. <https://doi.org/10.13140/rg.2.2.16264.94725>.

**Khayyam, H., Javadi, B., Jalil i, M., Jazar, R. N.(2020).** *Artificial Intelligence and Internet of things for autonomous vehciles.* Nonlinear Approaches in Engineering Applications 39-68. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-18963-1\\_2](https://doi.org/10.1007/978-3-030-18963-1_2).

**World Health Organization. (2023).** *Global status report on road safety 2023.* Geneva: WHO. Retrieved from <https://www.who.int/publications/i/item/9789240087731>

**Zeiada, W., Alqaydi, S., El Wakil, A., Alnaqbi, A. J., & Azam, A. A. (2024).** *A comprehensive review of smartphone and other device-based techniques for road surface monitoring.* Eng, 5(4), 3397–3426. <https://doi.org/10.3390/eng5040177>.

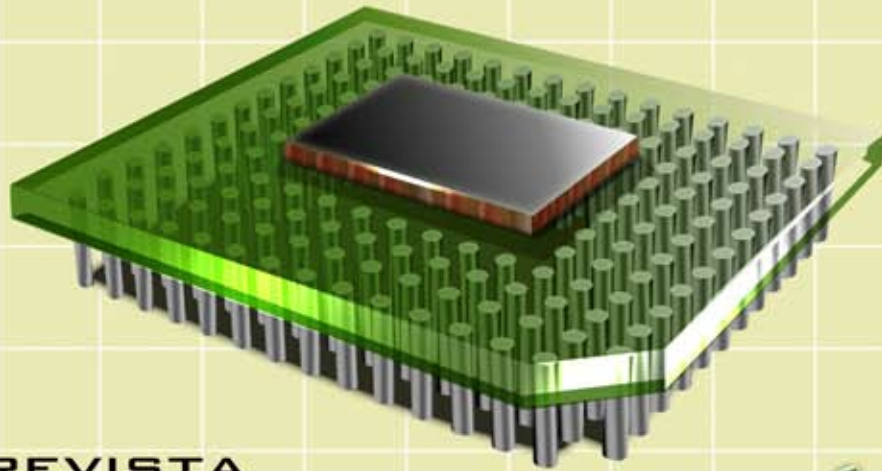
### Información de los autores.





**Gladys Falconi Alejandro** es Ingeniera en Electrónica egresada del Instituto Superior de Comalcalco en el estado de Tabasco, cuenta con Maestría en Administración de Negocios con Especialidad en Calidad y Productividad por la Universidad Tecmilenio. Es Profesora de Tiempo Completo en la Universidad Politécnica del Golfo de México desde el 2011, en el programa educativo de Ingeniería en Automatización y Control Industrial.





REVISTA  
**TECNOLOGÍA**  
DIGITAL

[www.revistatecnologiadigital.com](http://www.revistatecnologiadigital.com)