

---

# Diseño e implementación de un prototipo de sistema para polisomnografía en casa con sensores enfocados en la respiración

---

Maricarmen Eugenia González Fernández



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ingeniería



**Diseño e implementación de un prototipo de sistema para  
polisomnografía en casa con sensores enfocados en la  
respiración**

Trabajo de graduación presentado por Maricarmen Eugenia González  
Fernández para optar al grado académico de Licenciada en Ingeniería  
Biomédica

Guatemala,

2024



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ingeniería




**Diseño e implementación de un prototipo de sistema para  
polisomnografía en casa con sensores enfocados en la  
respiración**

Trabajo de graduación presentado por Maricarmen Eugenia González  
Fernández para optar al grado académico de Licenciada en Ingeniería  
Biomédica


Guatemala,


2024


Vo.Bo.:

(f)   
M. Sc. Carlos Esquit

Tribunal Examinador:

(f)   
M.Sc. Carlos Esquit

(f)   
Dr. Luis Alberto Rivera Estrada

(f)   
Ing. Kurt Emmanuel Kellner

Fecha de aprobación: Guatemala, 13 de febrero de 2025.

El presente trabajo de graduación es prueba del esfuerzo, tiempo y dedicación invertidos en mi carrera universitaria durante cinco años. La realización de este trabajo tan importante es solo una muestra de todo lo aprendido. El tema propuesto conlleva interés personal y profesional, inspirado principalmente por el curso de la Salud del Sueño, pero que combina otros cursos como Electrónica Digital I y II.

Agradezco a quienes me guiaron en el camino del desarrollo del proyecto y durante mi último año de la carrera, a Ph.D. Vanessa Jungbluth, Ing. Marvin Najarro e Ing. Andrés Monterroso, sin ustedes este trabajo no hubiera sido posible. A la Universidad del Valle de Guatemala, gracias por hacerme parte de ella a lo largo de mi carrera, por brindarme el sentido de pertenencia e inculcarme los valores de la institución para ser una gran profesional. También, agradezco a los catedráticos que me forjaron como estudiante porque cada uno de ellos contribuyó a mi crecimiento personal y profesional. Agradecimientos especiales a Ph.D. Luis Rivera, MSc. Pablo Mazariegos, MBA Guilmar Escobar, MSc. Dorval Carias, entre otros grandes catedráticos y a los técnicos de laboratorio del Departamento de Ingeniería Biomédica, Electrónica y Mecatrónica. A las amigas que hice en la carrera, a los amigos que conocí en mis tiempos libres y clubes académicos, gracias por ser compañía en estos años y por siempre alentarme a continuar.

Expreso mi gratitud a mis padres, mi hermano y a Marcos Daniel Reyes porque me acompañaron en los momentos más difíciles de la carrera y me apoyaron a seguir adelante, por su amor incondicional. Agradezco a mi abuela por todos los días animarme y hacerme ver lo bueno y bonito de la vida. En especial quiero recordar a mi abuelo y bisabuela, quienes dejaron de estar físicamente en estos años. Gracias a toda la familia por apoyarme en este camino.

Este logro se lo dedico a mi papá, MBA Edson González, porque desde mi primer semestre creyó en mí.

<b>Prefacio</b>	<b>III</b>
<b>Lista de figuras</b>	<b>VII</b>
<b>Lista de cuadros</b>	<b>VIII</b>
<b>Resumen</b>	<b>IX</b>
<b>Abstract</b>	<b>X</b>
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Antecedentes</b>	<b>2</b>
<b>3. Justificación</b>	<b>4</b>
<b>4. Objetivos</b>	<b>6</b>
4.1. Objetivo general . . . . .	6
4.2. Objetivos específicos . . . . .	6
<b>5. Alcance</b>	<b>7</b>
<b>6. Marco teórico</b>	<b>8</b>
6.1. Sueño . . . . .	8
6.1.1. ¿Por qué dormimos? . . . . .	8
6.1.2. Fases del sueño . . . . .	8
6.2. Tipos de apnea y sus consecuencias . . . . .	10
6.2.1. Apnea obstructiva del sueño . . . . .	10
6.2.2. Apnea central del sueño . . . . .	11
6.2.3. Apnea mixta del sueño . . . . .	11
6.2.4. Hipoapnea . . . . .	11
6.3. Polisomnografía, el estudio del sueño . . . . .	11
6.3.1. Sensores utilizados en polisomnografía . . . . .	12
6.3.2. Polisomnografía en casa . . . . .	12

6.3.3. Técnico certificado de polisomnografía . . . . .	13
6.4. Sensores para prototipo de polisomnografía en casa y microcontrolador . . . . .	13
6.4.1. Pulsioxímetro . . . . .	13
6.4.2. Bandas de esfuerzo respiratorio . . . . .	13
6.4.3. Termistores . . . . .	13
6.4.4. Microcontrolador ESP32 . . . . .	14
6.4.5. Protocolo de comunicación TCP/IP . . . . .	15
6.5. BIOPAC MP36 para validación de prototipo . . . . .	15
6.5.1. Sensores . . . . .	15
<b>7. Metodología</b>	<b>17</b>
7.1. Selección de sensores de respiración . . . . .	17
7.2. Construcción de circuitos . . . . .	19
7.3. Procesamiento de señales y programación de microcontrolador . . . . .	23
7.4. Pruebas de validación del prototipo . . . . .	25
<b>8. Resultados</b>	<b>27</b>
8.1. Determinar los parámetros a medir para la PSG en casa . . . . .	27
8.2. Seleccionar e implementar sensores adecuados para cada parámetro a medir de la respiración . . . . .	28
8.3. Integración de los sensores en un dispositivo . . . . .	31
8.4. Pruebas de validación . . . . .	33
<b>9. Discusión</b>	<b>38</b>
<b>10. Conclusiones</b>	<b>40</b>
<b>11. Recomendaciones</b>	<b>41</b>
<b>12. Bibliografía</b>	<b>42</b>
<b>13. Anexos</b>	<b>47</b>
13.1. Programación en IDE Arduino . . . . .	47
13.2. Programación en Python . . . . .	49

---

## Lista de figuras

---

1.	Gráfica de cambio de fase de sueño abrupta ( $W \rightarrow N1 \rightarrow N2$ ). Las épocas 1 y 2 se consideran como despierto ( $W$ ). La época 3 se considera $N1$ por el movimiento lento de los ojos. La época 5 es $N2$ por tener complejos $K$ [20]. . . . .	10
2.	Representación gráfica de la polisomnografía desde el punto de vista del usuario y un ejemplo de las señales obtenidas de los sensores [30]. . . . .	12
3.	Morfología del movimiento toracoabdominal a partir de bandas en la resistencia de la vía aérea superior. La parte superior de la figura muestra la señal normal del termistor, el movimiento toracoabdominal y la presión esofágica. En la parte central e inferior se muestran las mismas señales pero con diferentes niveles de resistencia de las vías respiratorias superiores (mayor en la parte inferior), UAR: resistencia de la vía aérea superior [32]. . . . .	14
4.	Diagrama de pines del microcontrolador ESP32. . . . .	15
5.	Características clásicas de una señal de ECG. En esta se observa la onda PQRST y sus duraciones correspondientes. [42] . . . . .	16
6.	Pines de conexión del sensor DS18B20. . . . .	18
7.	Pines de conexión del módulo MAX30102. . . . .	18
8.	Circuito de conexiones del módulo MAX30102 hacia el microcontrolador ESP32. . . . .	19
9.	Modelo 3D de carcasa para módulo MAX30102 de oxímetro. . . . .	20
10.	Circuito de conexiones de dos sensores DS18B20 hacia el microcontrolador ESP32. . . . .	20
11.	Circuito de divisor de voltaje conectado hacia el microcontrolador ESP32. . . . .	21
12.	Costuras realizadas para la banda de esfuerzo respiratorio. A) Extremo con velcro suave, en tres puntos para ajuste. B) Velostat cosido a la banda con un poco de holgura para que estire. C) Extremo con velcro áspero para unirlo al velcro suave del A), en tres puntos de ajuste. . . . .	21
13.	Todas las conexiones hacia el microcontrolador ESP32 desde el módulo MAX 30102, los sensores DS18B20 y el divisor de voltaje de banda de esfuerzo respiratorio. . . . .	22
14.	Diseño de placa de circuito impresa con los termistores, banda de esfuerzo respiratorio y módulo de oxímetro. . . . .	22

15.	Diagrama de bloques de funcionamiento del proyecto con sensor MAX30102, banda de esfuerzo respiratorio y sensores de temperatura, conectados al microcontrolador ESP32. Además, la conexión del ESP32 vía <i>Wi-Fi</i> hacia la computadora con protocolo de comunicación TCP/IP. . . . .	24
16.	Temperatura sobre el tiempo en segundos que corresponden a la temperatura inhalación y exhalación de boca. . . . .	30
17.	Temperatura sobre el tiempo en segundos que corresponden a la temperatura inhalación y exhalación de nariz. . . . .	30
18.	Datos obtenidos del sensor velostat de la banda de esfuerzo respiratorio del abdomen. Se observan las inhalaciones y exhalaciones sobre el tiempo. . . . .	31
19.	Datos en latidos por minuto del sensor MAX30102. . . . .	31
20.	Prototipo con placa de circuito impreso. A. Módulo MAX30102 implementado con carcasa. B. Sensores DS18B20 colocados hacia la PCB. C. Conexión hacia la corriente con adaptador y cable usb. D. Banda de esfuerzo respiratorio con velostat. . . . .	32
21.	Sujeto de prueba con todos los sensores colocados. A. Termistores para nariz y boca. B. Oxímetro. C. Banda de esfuerzo respiratorio. . . . .	33
22.	Temperatura sobre el tiempo en segundos que corresponden a la temperatura inhalación y exhalación de boca, del sensor del BIOPAC MP36. . . . .	34
23.	Temperatura sobre el tiempo en segundos que corresponden a la temperatura inhalación y exhalación de nariz, del sensor del BIOPAC MP36. . . . .	35
24.	Datos obtenidos del sensor de la banda de esfuerzo respiratorio del abdomen del BIOPAC MP36. . . . .	36
25.	Latidos por minuto del sensor de pulso del BIOPAC MP36. . . . .	37
26.	Primera parte del código para enviar los datos vía <i>Wi-Fi</i> . . . . .	47
27.	Segunda parte del código para enviar los datos vía <i>Wi-Fi</i> . . . . .	48
28.	Tercera parte del código para enviar los datos vía <i>Wi-Fi</i> . . . . .	48
29.	Cuarta parte del código para enviar los datos vía <i>Wi-Fi</i> . . . . .	49
30.	Primera parte del código para recibir en el servidor y guardar los datos. . . . .	49
31.	Segunda parte del código para recibir en el servidor y guardar los datos. . . . .	50
32.	Tercera parte del código para recibir en el servidor y guardar los datos. . . . .	50

---

## Lista de cuadros

---

1. Determinación de los parámetros a medir en el prototipo para PSG en casa. . . 28
2. Características de los sensores utilizados. . . . . 29

Una polisomnografía es un estudio no invasivo que permite monitorear y evaluar lo que sucede mientras se duerme. Utilizando tecnología, se pueden monitorear las fases del sueño y diagnosticar trastornos de sueño que afectan la salud, incluso en casa a distancia de una clínica. La propuesta incluye un prototipo de dispositivo electrónico con el que se puedan obtener las señales fisiológicas durante el sueño para posteriormente ser evaluadas. Para el desarrollo e implementación, se utilizó un microcontrolador ESP32 con sensores de temperatura, módulo de oxímetro y una banda de esfuerzo respiratorio, para obtener datos y poder graficarlos. Se realizaron los circuitos correspondientes, para obtener como resultado una comparación para validar el prototipo con el BIOPAC MP36, para la banda de esfuerzo respiratorio, la temperatura obtenida de la inhalación y exhalación por nariz o boca, y el oxímetro. Los resultados fueron obtenidos de una prueba de validación de 15 minutos en condiciones iguales para el prototipo y el sistema de BIOPAC MP36, con una única sujeto de prueba. Además, se realizó una placa de circuito impreso para unificar el prototipo junto al código de programación. Como conclusión, el prototipo es diferente en cuanto a datos del BIOPAC MP36, pero tiene comportamientos similares.

A polysomnography is a non-invasive study that allows monitoring and evaluating what happens during sleep. Using technology, it is possible to monitor sleep stages and diagnose sleep disorders that affect health, even remotely from a clinic. The proposal includes a prototype of an electronic device capable of capturing physiological signals during sleep for subsequent evaluation. For development and implementation, an ESP32 microcontroller was used along with temperature sensors, an oximeter module, and a respiratory effort band to collect data and visualize it through graphs. The necessary circuits were designed to enable a comparison between the prototype and the BIOPAC MP36 system, focusing on the respiratory effort band, the temperature obtained from inhalation and exhalation through the nose or mouth, and the oximeter. Results were obtained from a 15-minute validation test under identical conditions for both the prototype and the BIOPAC MP36 system, with a single test subject. Additionally, a printed circuit board (PCB) was developed to integrate the prototype along with the programming code. In conclusion, the prototype differs in data compared to the BIOPAC MP36 but exhibits similar behaviors.

En Guatemala, se estima que 25 % de la población adulta (entre 30 y 69 años) padece de apnea obstructiva del sueño. Esta condición indica que existe un cese respiratorio durante la noche por al menos 10 segundos y únicamente puede ser diagnosticada con una polisomnografía que demuestre, principalmente, tiempos del cese respiratorio, oxigenación en sangre y pulso cardíaco. El estudio de polisomnografía en casa permite que sea una opción de menor costo, más asequible para los pacientes.

El objetivo del proyecto fue diseñar e implementar un sistema de sensores para polisomnografía en casa. En este se determinaron parámetros a medir como el movimiento del abdomen en la respiración, la temperatura de inhalación y exhalación y los latidos por minuto. Para lograr esto, fue necesario construir circuitos utilizando un microcontrolador ESP32 para la lectura de señales fisiológicas y programación para la graficación de los datos. Finalmente, se validó la información obtenida para comprobar que el sistema sea efectivo con sus mediciones, esto con el dispositivo BIOPAC.

En el primer capítulo introduce al proyecto, luego en el segundo se describen los antecedentes del área, en el tercero la justificación de la misma, como cuarto capítulo los objetivos generales y específicos, se delimita el alcance en el quinto capítulo y los temas que envuelve en el sexto capítulo con el marco teórico. Después, se describen las tareas realizadas para desarrollar el proyecto en el séptimo capítulo, se presentan los resultados en el octavo y se discuten en el noveno. Por último, se concluye lo realizado y se presentan recomendaciones en las cuales se anima a la mejora del proyecto para futuros profesionales, en los capítulos décimo y undécimo.

Una polisomnografía (PSG) es un estudio no invasivo que permite al personal de salud monitorear y evaluar lo que sucede con el paciente mientras duerme, esto incluye las fases del sueño y trastornos que pueden presentarse [1]. La medición de la variedad de parámetros permite que técnicos certificados en la tecnología de PSG, puedan interpretar los resultados junto a un médico. Todos los datos obtenidos durante la noche, son analizados para poder extender un diagnóstico de trastorno del sueño. Existen varios estudios que recolectan información sobre lo que sucede mientras se duerme. Cada estudio está indicado para diferentes sintomatologías que pueden estar relacionadas a diferentes trastornos de sueño [2].

La PSG *gold standard* es el patrón de referencia para poder diagnosticar trastornos respiratorios relacionados con el sueño tales como apnea obstructiva del sueño, apnea central del sueño, hipoapnea o apnea mixta. Puede ser realizada en un laboratorio especializado y monitoreado por profesionales, o también existe en modalidad en casa. La PSG realizada en laboratorio, se refiere a un proceso sistemático en el que se recolectan parámetros fisiológicos durante el sueño [3]. En esta se tienen sensores para evaluar distintos parámetros como electroencefalograma (EEG), electromiograma (EMG), electrocardiograma (ECG), pulso oximetría, flujo respiratorio y esfuerzo respiratorio [4].

A partir de la PSG realizada en laboratorios o clínicas profesionales y certificadas, nace el estudio en casa ya que es un estudio menos riguroso y con un enfoque diferente. Puesto que de una PSG *gold standard* se pueden diagnosticar diferentes patologías relacionadas con el sueño, pero con un estudio realizado en casa no, debido a su disminución de posibilidades por un enfoque en parámetros respiratorios. Para la PSG en casa, se tiene el patrón de referencia con diferentes sensores, pero con una cantidad menor a una de *gold standard* realizada en laboratorio [5], [4]. En esta modalidad se enfoca en monitorear la respiración del paciente para poder diagnosticar únicamente trastornos de índole respiratoria. Se incluyen sensores tales como rango respiratorio, flujo respiratorio, niveles de oxígeno en sangre y ritmo cardíaco, estos pueden variar según la marca o el enfoque que se le da al estudio según la sintomatología que el paciente presente [6]. Por lo tanto, al comparar una PSG *gold standard* con una realizada en casa, se debe tomar en cuenta la disminución de sensores y

que en casa no se tiene monitoreo de profesionales durante el estudio. Un profesional de la salud es quien define si la PSG puede ser en casa y darle el enfoque respiratorio para evaluar si hay presencia de apnea del sueño.

En Guatemala, existen algunas clínicas especializadas en el sueño. Su trabajo y enfoque principal, es diagnosticar a sus pacientes para poder darles el tratamiento correcto según el caso. En la Clínica REST, se trabaja con el equipo Philips Alice 6 LDx, que cuenta con 19 entradas de EEG para monitoreo de la actividad cerebral. Este equipo tiene un precio de más de 17,000 US \$. Esta clínica ofrece distintos servicios para el diagnóstico de trastornos del sueño tales como: PSG *gold standard* y PSG en casa.

En Guatemala, se estima que 25 % de la población adulta (entre 30 y 69 años) prevalece de apnea obstructiva del sueño (AOS) [7]. Esto es alarmante, ya que, la AOS es una condición severa que atenta contra la vida. Entre los principales riesgos de vivir con AOS no tratada se encuentran: infarto, derrame cerebral, arritmia, presión arterial alta, enfermedades cardíacas y disminución de la libido. Los pacientes con esta condición presentan síntomas tales como: ronquidos, tejido excesivo en la garganta, amígdalas grandes o lengua grande [8]. Además, presentan cansancio excesivo, boca seca, un sueño no reparador, múltiples ceses respiratorios durante el descanso, interrupciones en el descanso, entre otros. Lo cual puede alertar al paciente a notar que existe una predisposición a la AOS y de esta manera abocarse con un profesional de la salud para buscar un diagnóstico certero y un tratamiento adecuado.

Para poder diagnosticar la AOS es necesario realizar una PSG. En esta, se miden distintos parámetros relacionados con la respiración, como: temperatura del aire de inhalación y exhalación, nivel de oxígeno en sangre (SpO<sub>2</sub>), movimiento en bandas de esfuerzo respiratorio (ubicadas en abdomen y tórax) [9], [10]. En estos parámetros se observan cambios de temperatura en la respiración y se puede saber si el paciente respira por la nariz o por la boca. Esto es importante porque puede indicar si el paciente tiene problemas de obstrucción en la nariz. Además, indica si el paciente cesa la respiración por completo o si el esfuerzo continúa a nivel de abdomen, para poder diagnosticar un tipo de apnea del sueño.

La información recaudada de la PSG es de suma importancia, porque permite saber la naturaleza de la apnea y poder proceder a un tratamiento. Es por eso que el dispositivo de adquisición y procesamiento de datos debe contener los sensores mínimos para poder diagnosticar correctamente el tipo de apnea del sueño. Los pacientes que son diagnosticados con apnea obstructiva del sueño deben llevar un tratamiento llamado CPAP (*Continuous Positive Airway Pressure*, por sus siglas en inglés) o presión positiva continua en la vía respiratoria, este es el tratamiento considerado *gold standard* [11], [12]. Por lo tanto, la PSG es importante para diagnosticar este tipo

La oportunidad de realizar una propuesta de solución a esta problemática, es necesaria para poder atender a todos los pacientes a tiempo y prevenir que otras enfermedades se

desarrollen en los diferentes sistemas del cuerpo. Sin embargo, muchas personas se privan de realizarse el estudio del sueño por una serie de distintas razones, entre ellas se encuentran razones económicas o desconocimiento de los estudios relacionados al sueño y sus beneficios . Para el paciente, es importante que cuando se realice el estudio del sueño esté lo más tranquilo posible para poder obtener los datos más parecidos a cómo dormiría en una noche común en su hogar. Es por esto que se propone la realización del estudio en casa.

La PSG en casa se ha convertido en una necesidad debido a que la cantidad de personas que tienen apnea obstructiva del sueño ha incrementado, no se trata solo de la comodidad del paciente sino de atender a la mayor cantidad posible de pacientes. También, una PSG en casa da a la oportunidad de hacer un estudio más barato que uno realizado en laboratorio o clínica especializada. Recientemente, la AASM (*American Academy of Sleep Medicine*, por sus siglas en inglés) recomienda realizar el estudio en casa para aquellos pacientes con un nivel moderado a severo de índice de apnea-hipoapnea [13], [14]. Este índice puede obtenerse de la prueba llamada AHI (Apnea-Hypopnea Index, por sus siglas en inglés) que contiene una serie de preguntas que ayuda a saber en qué condición puede estar un paciente [15].

En general, la detección temprana de esta condición, puede mejorar considerablemente la calidad de vida del paciente. Esto porque disminuye los riesgos a enfermedades derivadas de la AOS y sus síntomas como cansancio excesivo diurno, presión alta, entre otros [16]. Al tratar la razón de la condición, se logra que los síntomas disminuyan en cuestión de semanas. La detección temprana de la apnea del sueño es necesaria para ofrecer una mejor calidad de vida al paciente y prolongar su esperanza de vida.

### 4.1. Objetivo general

Diseñar e implementar un prototipo de sistema para polisomnografía (PSG) en casa con sensores enfocados en la respiración.

### 4.2. Objetivos específicos

- Determinar los parámetros a medir para la PSG en casa.
- Seleccionar e implementar sensores adecuados para cada parámetro a medir de la respiración.
- Integrar los diferentes sensores en un mismo dispositivo.
- Validar el prototipo comparando mediciones con estudio de PSG *gold standard*.

El presente trabajo tiene como objetivo seleccionar parámetros a medir e implementar un sistema de sensores para establecerse como un prototipo de estudio de sueño en casa. Este prototipo es únicamente para obtención de datos, el procesamiento de estos únicamente involucra conexión Wi-Fi del ESP32 con comunicación TCP/IP para almacenar los datos y post procesamiento para graficarlos en Matlab.

Este trabajo no es para diagnóstico clínico, puesto que no cumple con certificaciones ni registros correspondientes. Es un prototipo que propone un sistema de sensores para evaluar las señales fisiológicas de dos parámetros respiratorios y uno cardíaco. Es únicamente para fines académicos, aunque se espera en un futuro pueda desarrollarse para fines clínicos. Asimismo, se debe mencionar que este prototipo no fue probado en grupos de sujetos de prueba para mayor estadística, por lo que se insta a hacerlo en versiones posteriores. En este trabajo solo se tuvo una única sujeto de prueba.

## 6.1. Sueño

### 6.1.1. ¿Por qué dormimos?

El sueño es un comportamiento neurológicamente dinámico. Históricamente, se ha considerado como un estado intermedio entre la vigilia y la muerte, por ser un estado en el que hay ausencia de función. Las fases o estadios del sueño varían entre especies, dependiendo de los comportamientos de vida de cada una. Existen varias funciones biológicas asociadas al sueño como el restablecimiento del cuerpo, cerebro y la neurocognición [17]. La privación de sueño reduce la capacidad del aprendizaje, disminuye el rendimiento en pruebas cognitivas, prolonga el tiempo de reacción y es una causa común de convulsiones [18].

El sueño en mamíferos de hecho, está organizado por dos principales estados llamados sueño MOR (movimientos oculares rápidos) y sueño no-MOR. Asimismo, se dividen en fases de sueño ligero y profundo. Esto se va regulando según el ciclo circadiano, que regula el sueño y mantiene el cuerpo en homeostasis, puesto que logra sincronizar el cerebro en 24 horas y estar despierto durante la luz del día y listo para dormir por las noches. La regulación del sueño se logra también, por la secreción de la hormona melatonina [17].

### 6.1.2. Fases del sueño

La clasificación de las fases del sueño es importante para diagnosticar las diferentes enfermedades derivadas. La PSG segmenta en intervalos de 30 segundos, cada fase y cada intervalo se clasifica manualmente en uno de los cinco estadios del sueño: despierto o vigilia (W), tres estados de movimiento no-MOR (N1, N2, N3) y movimiento ocular rápido (MOR) [19].

### *Despierto (W)*

Esta fase puede interpretarse por ondas beta en el electrocardiograma (mayor frecuencia) y una amplitud de onda baja (ondas alfa). Durante la vigilia con los ojos abiertos, predominan las ondas beta. Las ondas alfa se convierten en el patrón predominante a medida que los individuos se adormecen y cierran los ojos.

### *N1*

Esta fase es la más ligera del sueño, el tono muscular aún está presente y la respiración se da con regularidad.

### *N2*

Esta fase representa un sueño más profundo, se observa un decremento en la temperatura corporal y frecuencia cardíaca. Caracterizada por presencia de husos de sueño y complejos K (explosiones breves y disparos neuronales, observados en electroencefalograma). También, es en esta fase en la que se produce el bruxismo.

### *N3*

Esta es la fase conocida como sueño profundo. Se presentan ondas lentas, frecuencias bajas y amplitudes altas (ondas delta). En ella es difícil despertar y si se consigue, se pasa por una fase transitoria de confusión mental que se conoce como inercia del sueño.

### *MOR*

Esta fase se asocia a los sueños, no se considera de un sueño reparador. Las ondas cerebrales se muestran similares a la fase W, los músculos están sin movimiento a excepción de los ojos y músculos diafragmáticos que permanecen activos [19].

En la Figura 1 se puede observar la transición abrupta y de corto plazo que ocurre durante el descanso. Debido a estas transiciones es necesario clasificar cada estadio o época de sueño [20]. Además, se observan las características de N1 y N2, como el movimiento en EOG y los complejos k, respectivamente.

Las vías respiratorias superiores pueden obstruirse en cualquier época de sueño, aunque existe mayor probabilidad de colapso durante el sueño MOR. Esta obstrucción se debe a la disminución del tono muscular. Cuando las vías colapsan por más de 10 segundos, a eso se le denomina como apnea del sueño [20].

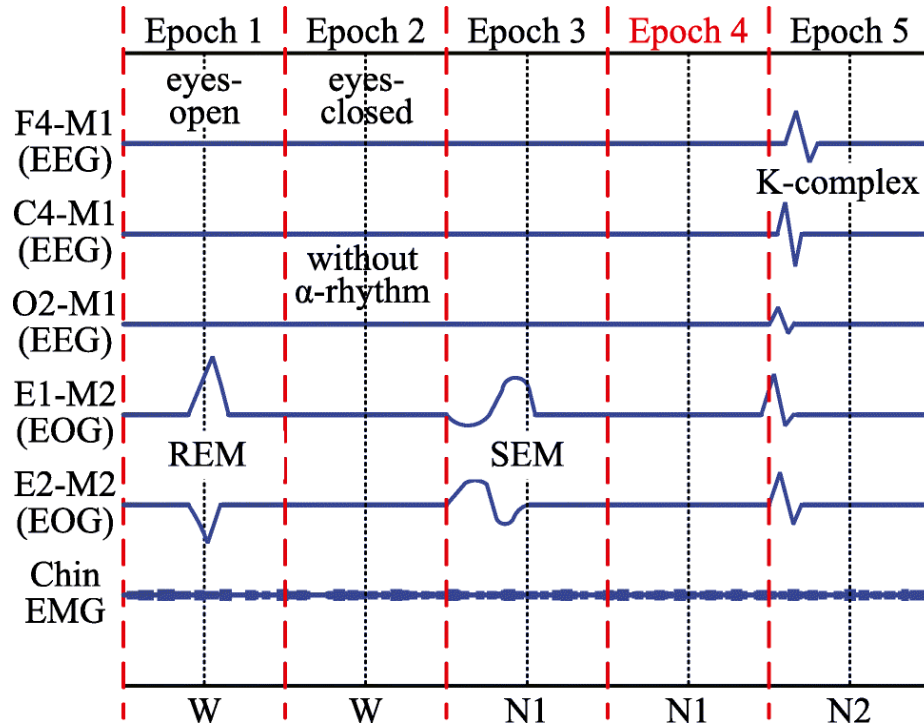


Figura 1: Gráfica de cambio de fase de sueño abrupta (W→N1→N2). Las épocas 1 y 2 se consideran como despierto (W). La época 3 se considera N1 por el movimiento lento de los ojos. La época 5 es N2 por tener complejos K [20].

## 6.2. Tipos de apnea y sus consecuencias

### 6.2.1. Apnea obstructiva del sueño

La apnea obstructiva del sueño (AOS) es una condición crónica en la que las vías respiratorias superiores colapsan durante el descanso nocturno, provocando que la respiración cese por al menos 10 segundos. Se caracteriza por tener esfuerzo respiratorio en el abdomen, pero el aire no pasa por obstrucción superior. Entre las principales consecuencias se encuentran impacto negativo en la calidad de sueño, fatiga diurna y somnolencia. Cabe mencionar que esta condición está basada en tres síntomas principales: ronquidos fuertes por más de 3 noches por semana, ceses respiratorios o respiración sibilante, somnolencia excesiva diurna de 16 a 30 veces por mes a pesar de haber dormido por más de 7 horas. El diagnóstico de esta condición se ve retardado, puesto que quienes la padecen no se percatan de los efectos hasta años después o incluso décadas. Suele ser alguien más quién les hace mención de síntomas, especialmente si observan a la persona dormir y tener ceses respiratorios. Además, es una condición que puede aumentar el riesgo de accidentes en automóvil [21], [22].

### **6.2.2. Apnea central del sueño**

La apnea central del sueño (ACS) es una condición en la que se tiene un cese respiratorio sin tener una obstrucción por colapso de las vías respiratorias y sin esfuerzo respiratorio [23]. Entre los síntomas pueden encontrarse insomnio, fatiga y somnolencia diurna (no en todos los casos); incluso la pareja del paciente puede darse cuenta de apneas o patrones de respiración que son inusuales (como el de Cheyne-Stokes). En los pacientes con insuficiencia cardíaca, la ACS puede verse con esta forma de Cheyne-Stokes, una forma de respiración periódica con ciclos recurrentes de ventilación que luego presenta una apnea o hipopnea prolongada [24].

### **6.2.3. Apnea mixta del sueño**

La apnea mixta del sueño se presenta inicialmente como ACS, pero tener una respiración con patrones inusuales predominantes luego de optar por tratamientos como . En esta se observan comportamientos de ACS y AOS durante el descanso. Es una forma de trastorno respiratorio del sueño en el que las apneas centrales persisten o emergen cuando los eventos obstructivos han desaparecido con la terapia PAP o de presión positiva en vías respiratorias superiores [25].

### **6.2.4. Hipoapnea**

La hipoapnea del sueño es una condición que cumple uno de los siguientes criterios: reducción en el flujo en vías respiratorias superiores al 50 %, disminución moderada ( $<50\%$ ) del flujo con desaturación de oxígeno superior al 3 % o reducción moderada en el flujo aéreo con evidencia electroencefalográfica asociada al despertar. Es el trastorno respiratorio más frecuente en el ser humano y se caracteriza por la ausencia total (apnea) o parcial (hipopnea) del flujo respiratorio durante el sueño [26].

## **6.3. Polisomnografía, el estudio del sueño**

El gold standard para el diagnóstico de AOS es la polisomnografía, en esta se monitorean parámetros fisiológicos para poder confirmar los ceses respiratorios y evaluar la severidad del caso. Asimismo, se utilizan otras pruebas más sencillas como la Escala de Somnolencia de Epworth (ESS por sus siglas en inglés). Esta prueba consta de una serie de preguntas a las cuales se le asigna un puntaje para luego obtener un resultado mediante la escala que propone [27]. También, se puede utilizar el test múltiple de latencias del sueño (MSLT en inglés) para evaluar la somnolencia diurna del paciente. Este test mide el promedio de tiempo que le toma al paciente quedarse dormido en 4 a 6 siestas tomadas en 2 horas, realizado en una habitación cómoda y oscura, en la cual se le anima a dormir [28].

### 6.3.1. Sensores utilizados en polisomnografía

Para realizar este estudio en formato gold standard (de laboratorio) es necesario incluir sensores casi en todo el cuerpo. Se inicia por la cabeza en donde se colocan electrodos para monitorear la actividad cerebral mediante electroencefalograma; se utiliza electrooculograma, para monitorear los movimientos oculares (especialmente en la fase REM); se coloca electromiograma para la mandíbula, en la que se puede observar si hay bruxismo durante la noche; se coloca un sensor de ronquidos; se colocan dos termistores para monitorear cambios de temperatura en la respiración nariz/boca. Luego en el tronco, para monitorear el corazón se realiza electrocardiograma; para monitorear el movimiento que provoca la respiración en el diafragma se colocan dos bandas, una en el tórax y otra en el abdomen. Después, en las extremidades superiores se coloca el pulsioxímetro en el índice de la mano derecha y en las inferiores se colocan electrodos para electromiograma y monitorear el movimiento de las mismas [29]. Los sensores se pueden observar en la Figura 2, junto a las gráficas de los datos que cada sensor tiene.

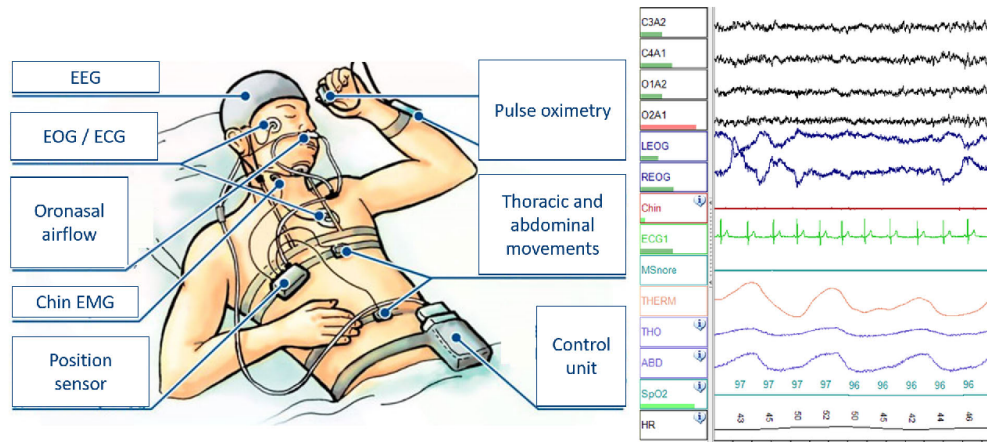


Figura 2: Representación gráfica de la polisomnografía desde el punto de vista del usuario y un ejemplo de las señales obtenidas de los sensores [30].

### 6.3.2. Polisomnografía en casa

La PSG en casa nace de la necesidad de realizar un estudio con más comodidad para el paciente y con un menor costo al no ser completa como la que se realiza en un laboratorio o clínica. Los dispositivos enfocados para estudio en casa tienen un enfoque distinto como el de parámetros respiratorios para evaluar distintos tipos de apnea. También existen otros enfoques, que incluyen menos electrodos en electroencefalograma u omitiendo sensores que utiliza la gold standard. A pesar de su precisión en diagnósticos, la PSG plantea retos debido a la necesidad de una evaluación nocturna en un laboratorio o clínica del sueño, instrumentos especializados y personal calificado en el mismo. Estos factores contribuyen al gasto relativo, la intensidad del trabajo y la complejidad técnica de la PSG, limitando su accesibilidad a una amplia población de pacientes ante la elevada demanda [26].

### **6.3.3. Técnico certificado de polisomnografía**

El examen de técnico certificado en polisomnografía (CPSGT) evalúa la competencia profesional de los profesionales que realizan polisomnografías de rutina en adultos y titulaciones básicas de CPAP (presión positiva continua en la vía aérea) para la apnea del sueño. El examen CPSGT está dirigido a personas que se inician en este campo y se considera el gold standard en la acreditación de técnicos del sueño [4].

## **6.4. Sensores para prototipo de polisomnografía en casa y microcontrolador**

### **6.4.1. Pulsioxímetro**

La pulsioximetría se conoce a veces como el quinto signo vital; es una técnica de monitorización rápida y no invasiva que mide la saturación de oxígeno en la sangre. En esta se hace brillar luz a longitudes de onda específicas a través de un tejido, normalmente el lecho de la uña. La hemoglobina desoxigenada y oxigenada absorben la luz a diferentes longitudes de onda, 660 nm y 940 nm, respectivamente. La luz absorbida es procesada por un algoritmo propio del pulsioxímetro para mostrar un valor de saturación (SpO<sub>2</sub>). En la mayoría de los países desarrollados, el uso de la pulsioximetría para controlar la saturación de oxígeno de los pacientes anestesiados es la norma asistencial habitual [31].

### **6.4.2. Bandas de esfuerzo respiratorio**

Los movimientos toracoabdominales producen una medición indirecta del flujo a partir de la cual se puede detectar la reducción de la amplitud y la alteración de la curva de flujo inspiratorio, esto se puede observar en la Figura 3. Las bandas pueden utilizarse para identificar el esfuerzo respiratorio en eventos no detectados por el termistor. Debido a que las bandas se utilizan en la mayoría de PSG se pueden emplear para evaluar el esfuerzo respiratorio del paciente y de esta manera acompañar la medición con las señales del termistor para evaluar la presencia de apneas, hipoapneas [32].

### **6.4.3. Termistores**

El termistor es el elemento sensor de temperatura más comúnmente utilizado en aplicaciones médicas [33]. Mediante estos sensores es posible establecer temperatura de ciertos signos vitales, por ejemplo, el aire exhalado en pacientes normales suele estar a una temperatura promedio de 34.45°C y 35.75°C para pacientes asmáticos [34]. Asimismo, al tomar en cuenta la utilización de dos termistores, se puede obtener la temperatura inhalada y exhalada, más la indicación de por dónde entra y sale este aire. Es decir, podemos saber la temperatura y de dónde proviene la misma (dígase la boca o la nariz, para efectos de PSG).

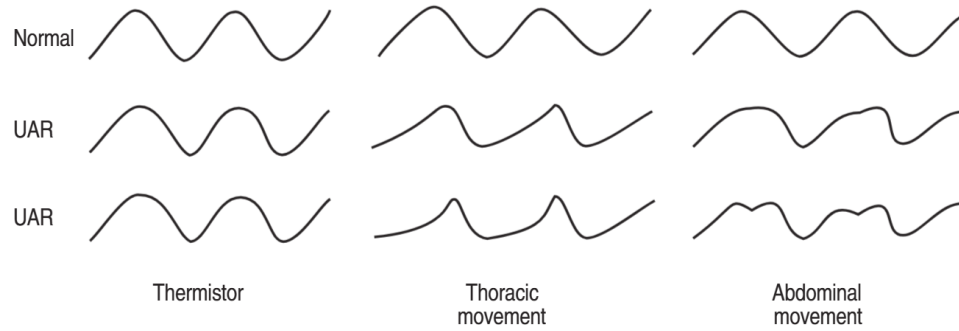


Figura 3: Morfología del movimiento toracoabdominal a partir de bandas en la resistencia de la vía aérea superior. La parte superior de la figura muestra la señal normal del termistor, el movimiento toracoabdominal y la presión esofágica. En la parte central e inferior se muestran las mismas señales pero con diferentes niveles de resistencia de las vías respiratorias superiores (mayor en la parte inferior), UAR: resistencia de la vía aérea superior [32].

### Sensor de temperatura DS18B20

El sensor DS18B20 es un termómetro digital de bajo costo utilizado en proyectos de aplicaciones electrónicas. Es capaz de medir desde  $-55\text{ }^{\circ}\text{C}$  hasta  $+125\text{ }^{\circ}\text{C}$ , con una resolución de 9 y 12 bits que permite una sensibilidad de  $0.0625\text{ }^{\circ}\text{C}$  por lectura. En cuanto a precisión, tiene una incertidumbre de  $\pm 0.5\text{ }^{\circ}\text{C}$  en el rango de  $-10\text{ }^{\circ}\text{C}$  a  $+85\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Utiliza el protocolo OneWire y está diseñado para operar en condiciones de 3.0 V a 5.5 V. Su encapsulado protege el sensor, pero las condiciones externas, como la calidad del aislamiento térmico, pueden influir en su tiempo de respuesta [35].

#### 6.4.4. Microcontrolador ESP32

El ESP-32 es considerado un sistema en un chip SoC que ofrece bajo consumo de energía [31]. Es un microcontrolador que incorpora Wi-Fi y Bluetooth de modo dual. El rango de voltaje de funcionamiento de este es de 2.2 a 3.6V en condiciones normales de funcionamiento y un voltaje óptimo de alimentación es de 3.3V [36]. Cuenta con 30 pines que se pueden ver en la Figura 4.

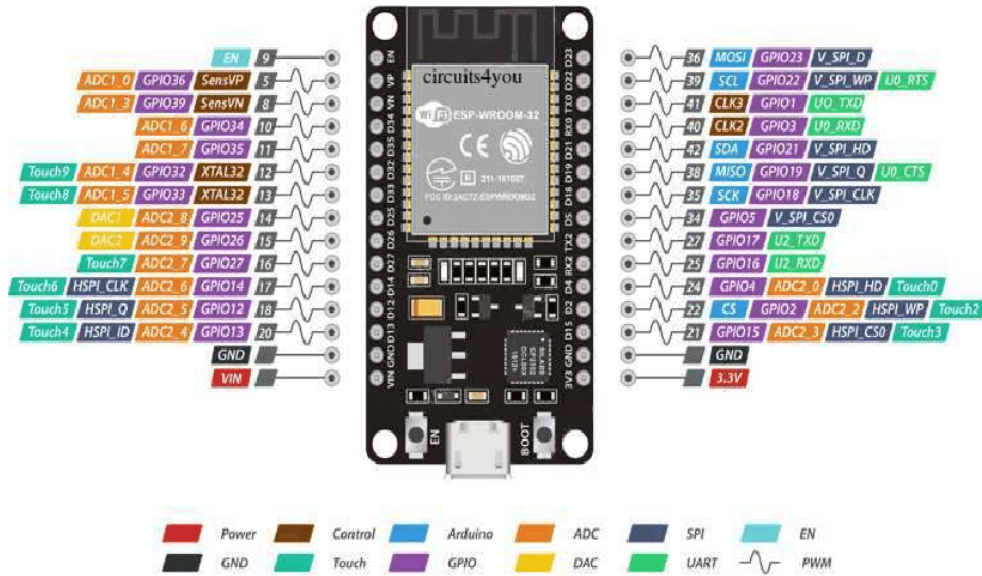


Figura 4: Diagrama de pines del microcontrolador ESP32.

#### 6.4.5. Protocolo de comunicación TCP/IP

El protocolo TCP/IP es el marco que da a lugar la comunicación de redes informáticas como la internet. Este soporta redes interconectadas mediante varios protocolos de comunicación, tiene cuatro capas: enlace, red, transporte y aplicación. Además, se caracteriza por dividir datos en paquetes, enviarlos por distintas redes y garantiza que se reensamblen en el destino [37].

TCP es un servicio para la conexión, este asegura que los datos se entreguen de manera confiable con un sistema de numeración en secuencia. Por otro lado, IP hace el direccionamiento y enrutamiento para realizar la comunicación entre dispositivos y redes. Al utilizar estos protocolos en conjunto, se pueden tener aplicaciones como la navegación web, correo electrónico y transferencia de archivos [38].

### 6.5. BIOPAC MP36 para validación de prototipo

#### 6.5.1. Sensores

Este dispositivo educativo cuenta con una amplia variedad de sensores para poder realizar distintas lecciones pre establecidas por su *software*. Entre los principales sensores se encuentran:

Electrocardiograma (ECG)

Un electrocardiograma (abreviado como EKG o ECG) es un registro de la actividad eléctrica del corazón. El electrocardiograma es una parte integral de la evaluación inicial de un paciente con sospecha de tener un problema relacionado con el corazón. Esta actividad

analiza la anatomía básica y el sistema de conducción eléctrica del corazón, ilustra las indicaciones del ECG y describe la preparación, la técnica y la importancia clínica [39]. Dentro de este registro se pueden leer las ondas PQSRT del corazón y cuánto dura cada una de ellas, como 0.12 a 0.22s para el segmento PR,  $< 0.12$ s para el complejo QRS; para el intervalo QT  $\leq 0.45$ s para hombres y  $\leq 0.47$ s para mujeres (Figura 5).

### Electroencefalograma (EEG)

El electroencefalograma es una técnica estándar de vigilancia de la salud que se emplea para medir las actividades cerebrales con el fin de determinar el rendimiento del cerebro. Esta técnica es preferible porque es barata, no invasiva, portátil, de fácil acceso, corto periodo de adquisición y alta resolución temporal [40].

### Electrooculograma (EOG)

EOG es una técnica para medir los movimientos oculares y es útil para aquellos pacientes cuyos ojos trabajan activamente. La señal EOG se registra colocando un conjunto de electrodos por encima y por debajo del ojo para medir los movimientos oculares horizontales y verticales. La EOG se basa en la medición de los cambios en la esquina diferencia de potencial retiniano desde los polos positivos de la córnea y los polos negativos de la retina con un rango son 0,4-1,0 mV. La EOG se basa en el hecho de que el ojo actúa como un dipolo eléctrico entre el potencial positivo de la córnea y el potencial negativo de la retina, mantenido mediante el transporte activo de iones dentro de su capa pigmentada [41].

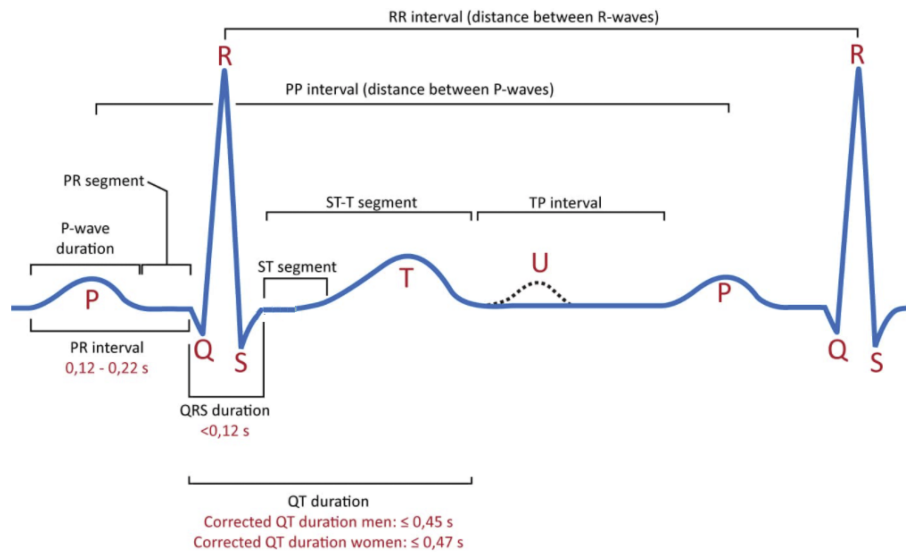


Figura 5: Características clásicas de una señal de ECG. En esta se observa la onda PQRSRT y sus duraciones correspondientes. [42]

## 7.1. Selección de sensores de respiración

Se seleccionó un termistor DS18B20 (DS18B20 Temperature Sensor, Maxim Integrated, San José, California, Estados Unidos) en la versión sonda a prueba de agua, destacando la punta de acero inoxidable y el refuerzo que permite resistir humedad o contacto con agua. También, se tomó en cuenta el precio para seleccionar este sensor, ya que es categorizado como de bajo costo. Esta elección es importante porque es necesario que soporte humedad de las vías respiratorias, a pesar de que su colocación debe ser externa, fuera de la nariz. Además, la longitud del cable de la sonda es de aproximadamente 1m, lo que permite comodidad significativa para su uso y manejo. Este sensor digital consta de 3 cables en los que se tiene la conexión al voltaje, tierra y el cable de datos, como se puede observar en la Figura 6. También, se seleccionó el módulo MAX30102 (MAX30102 Pulse Oximeter and Heart-Rate Sensor, Maxim Integrated, San José, California, Estados Unidos) para la medición del pulso cardíaco y la oxigenación en sangre ya que es un tamaño pequeño lo que ayuda en el equipo que es portátil y pensando en la comodidad al utilizarlo. El sensor es de cuatro pines necesitan de conexión al voltaje y tierra, y dos pines que permiten la conexión I2C al microcontrolador, estos pines se pueden observar en la Figura 7.

Luego, como parte importante de una PSG, se seleccionaron las bandas de esfuerzo respiratorio para monitorear el movimiento del abdomen y de esta manera agregarlo como parámetro a medir. El sensor para medir el movimiento es un pedazo de hoja conductiva velostat (Velostat/Linqstat, Adafruit Industries, Nueva York, Nueva York, Estados Unidos) que funciona como una resistencia variable.

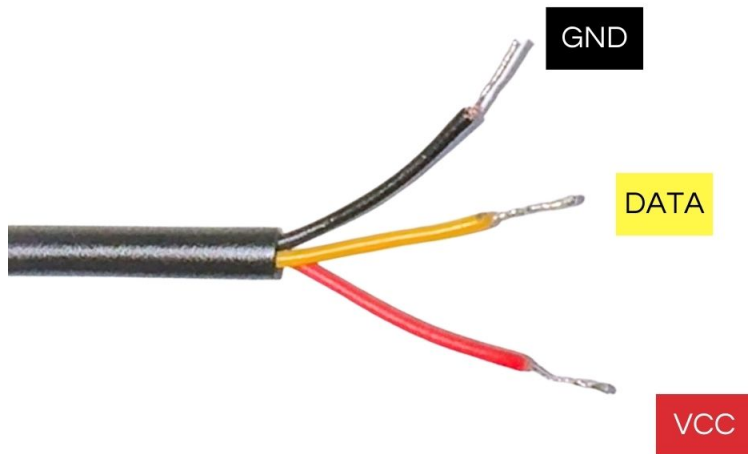


Figura 6: Pines de conexión del sensor DS18B20.

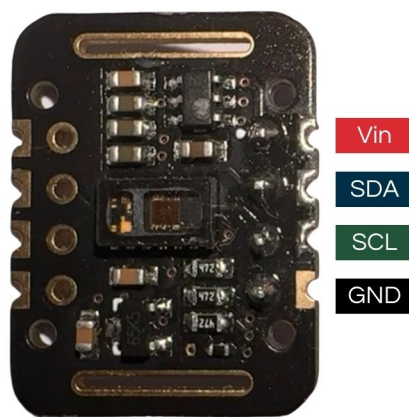


Figura 7: Pines de conexión del módulo MAX30102.

## 7.2. Construcción de circuitos

Para el desarrollo del circuito de pulsioxímetro, se obtuvo la lectura de datos de oximetría con módulo MAX30102, lo cual fue esencial para medir el pulso cardíaco y el oxígeno en sangre. Se programó la lectura de datos en la IDE de Arduino (Arduino Integrated Development Environment, por sus siglas en inglés) con un microcontrolador ESP32 (ESP32 Microcontroller, Espressif Systems, Shanghái, China), las conexiones se pueden ver en la Figura 8. Dentro de este programa se incluyó un código para obtener la lectura de datos y de esta manera mostrar en la consola los resultados de latidos por minuto (lpm) y la oxigenación en sangre (SpO2). También, fue necesario incluir una carcasa para el módulo y de esta manera no interferir con la luz externa del ambiente y que las mediciones sean correctas. La carcasa fue obtenida de Thingiverse (Finger pulse oximeter MAX30102, Thingiverse) e impresa en 3D en la impresora Multimaker 3 (Impresora 3D Ultimaker 3, Ultimaker, Utrecht, Países Bajos) con ácido poliláctico (PLA) (PLA+, eSUN, Shenzhen, China) (Figura 9).

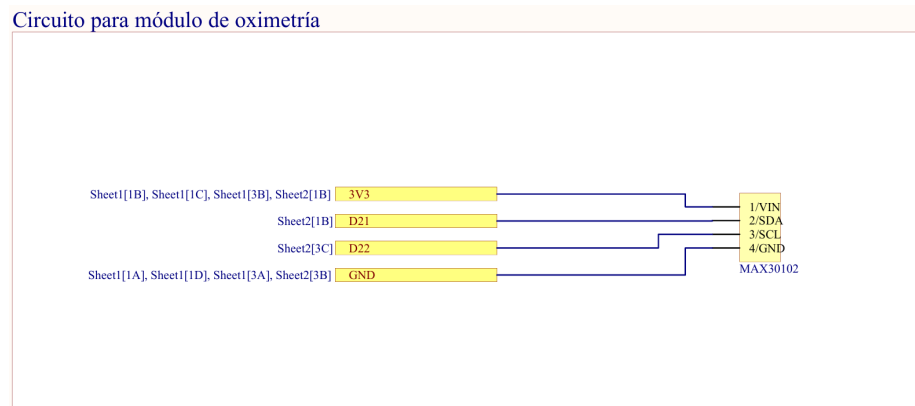


Figura 8: Circuito de conexiones del módulo MAX30102 hacia el microcontrolador ESP32.

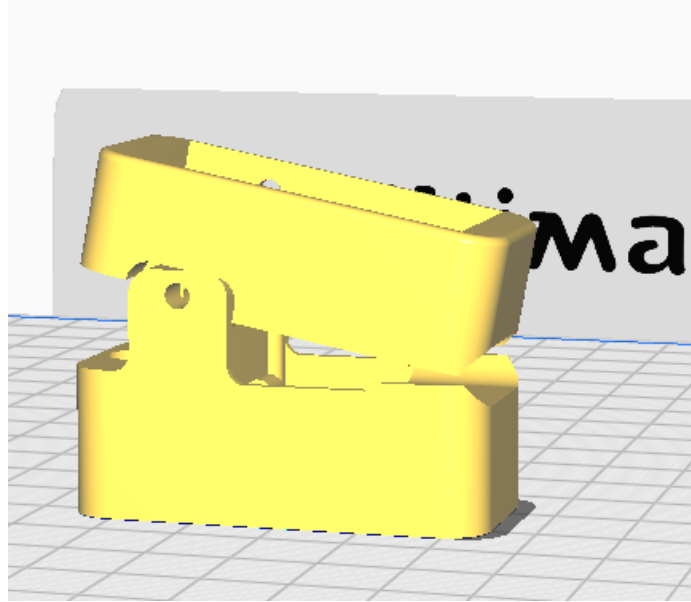


Figura 9: Modelo 3D de carcasa para módulo MAX30102 de oxímetro.

Posteriormente, para el circuito de los termistores, se conectaron al microcontrolador ESP32 dos sensores DS18B20, permitiendo la obtención de cambios de temperatura. Se llevaron a cabo pruebas para asegurar que las mediciones pudieran diferenciarse del área donde se colocan los termistores, que corresponde a la nariz o la boca. Cabe destacar que es la misma conexión realizada dos veces hacia los mismos pines, como se puede observar en la Figura 10.

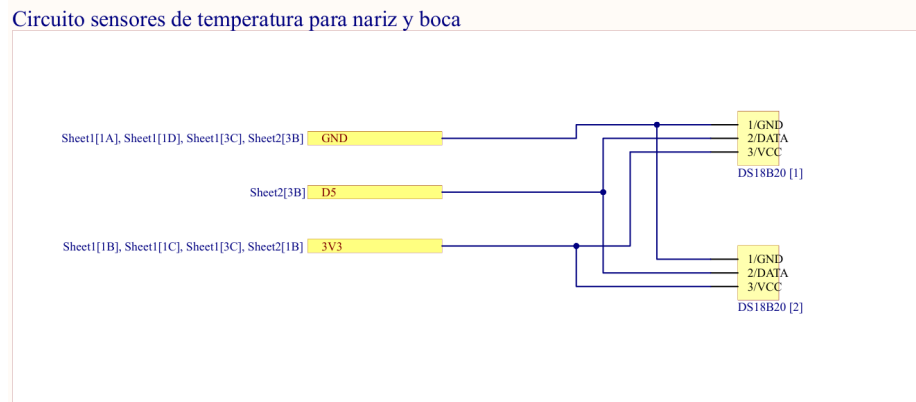


Figura 10: Circuito de conexiones de dos sensores DS18B20 hacia el microcontrolador ESP32.

Se realizó un circuito de divisor de voltaje en el que la resistencia variable proviene del velostat, esto se muestra en la Figura 11. Para poder obtener la señal del movimiento, se cosió a la banda una pieza de velostat. La pieza mide 6 x 4 cm y para coserla se utilizó la máquina Siruba L720 (Sibera DL7200, Sibera Corp, Beijing, China), el velostat se puede observar en la Figura 12b. La banda de esfuerzo respiratorio fue realizada con elástico de 4 cm de grosor y 100 cm de largo. Además, se colocó velcro para la sujeción de la banda y de

esta manera sostenerse con presión en el abdomen, este material fue colocado en tres puntos de cada extremo para poder ajustarlo mejor, esto se puede observar en la Figura 12a y 12c.

#### Circuito banda de esfuerzo respiratorio

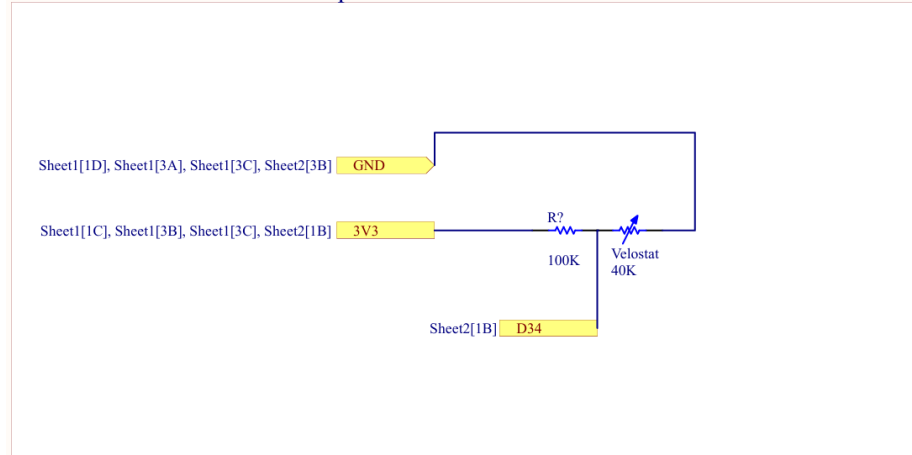


Figura 11: Circuito de divisor de voltaje conectado hacia el microcontrolador ESP32.



Figura 12: Costuras realizadas para la banda de esfuerzo respiratorio. A) Extremo con velcro suave, en tres puntos para ajuste. B) Velostat cosido a la banda con un poco de holgura para que estire. C) Extremo con velcro áspero para unirlo al velcro suave del A), en tres puntos de ajuste.

Se realizó una placa de circuito impresa (PCB, por sus siglas en inglés) con la máquina LPKF S103 (LPKF Laser & Electronics AG, Garbsen, Baja Sajonia, Alemania). Esta fue diseñada en el software Altium, por lo que todos los circuitos que se unieron en esa placa fueron simulados y luego procesados para diseñar la placa. El diseño se puede observar en la Figura 14, en este se observan las pistas que conectan los componentes principalmente hacia el microcontrolador ESP32. También, se muestran todas las conexiones de circuitos hacia el ESP32 (Figura 13).

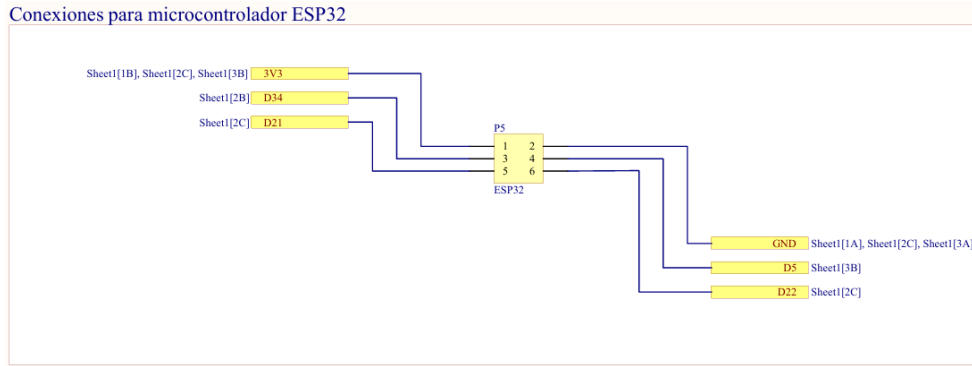


Figura 13: Todas las conexiones hacia el microcontrolador ESP32 desde el módulo MAX 30102, los sensores DS18B20 y el divisor de voltaje de banda de esfuerzo respiratorio.

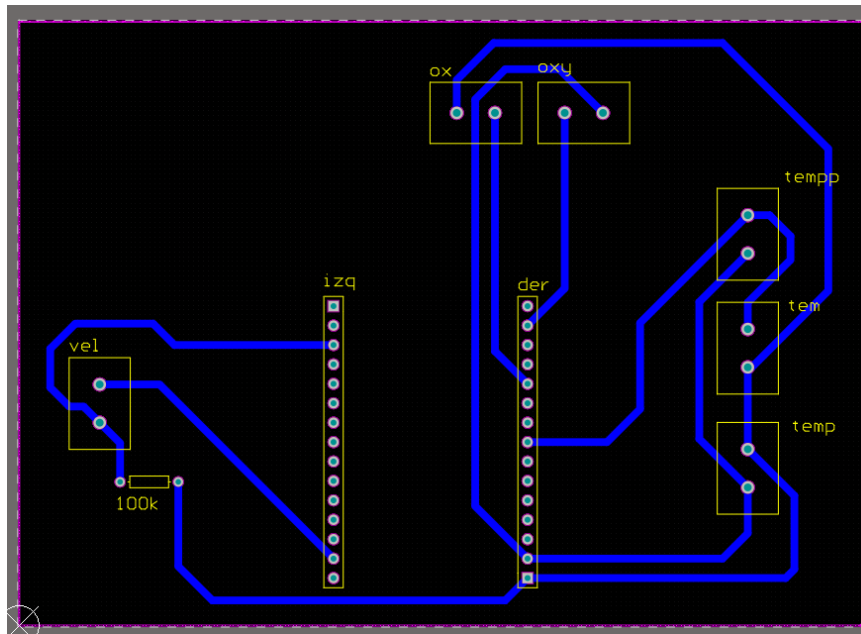


Figura 14: Diseño de placa de circuito impresa con los termistores, banda de esfuerzo respiratorio y módulo de oxímetro.

Por último, se consideró un adaptador de corriente para la alimentación del microcontrolador que alimenta los demás circuitos, esto sirve para que el usuario pueda conectar el dispositivo en casa de manera regular o similar a otros dispositivos domésticos. El adaptador utilizado fue de la marca Huawei (Huawei HW-050100U1, Huawei Technologies Co., Ltd., Shenzhen, China) este cuenta con un *input* de 100 a 240 V y un *output* de 5 V y 1 A. Esta adaptación es para que el dispositivo pueda ser independiente. El voltaje de salida es soportado por el ESP32, ya que tiene reguladores de voltaje integrados para funcionar a 3.3 V.

### 7.3. Procesamiento de señales y programación de microcontrolador

El procesamiento de la señal del pulsioxímetro se realizó con el objetivo de presentar los datos de manera adecuada con parámetros normales de oxígeno en sangre y pulso cardíaco. Se inicia el código estableciendo la amplitud de los pulsos de luz roja e infrarroja y se establece un filtro para el ruido de la señal para estabilizar la luz. Luego se promedian los picos de las señales obtenidas y así se obtienen los latidos por minuto. Los resultados incluyen la frecuencia y el promedio de lpm.

En paralelo, se programó el circuito de termistores para donde se establecieron los parámetros de cambio de temperatura que se producen por la respiración por la nariz o boca. Se implementa un código para medición de temperatura utilizando 2 termistores en el que es necesario establecer una comunicación serial con un bus OneWire. Luego, se definen los dos sensores como individuales con `getAddress()`. Al detectar los sensores con éxito, se obtiene la temperatura que está recibiendo. Ambos sensores se ajustan para 12 bits y en el primer loop se considera que tomen e impriman la temperatura en grados Celsius, esto sucede cada medio segundo.

Para la banda de esfuerzo respiratorio, se programó el divisor de voltaje. Dentro de este se toma en cuenta la ecuación del circuito, en la cual se despeja para poder mostrar los datos variables del velostat, esto se puede observar en las ecuaciones 1 y 2.

$$V_{\text{out}} = V_{\text{in}} \cdot \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (1)$$

$$R_2 = \frac{(V_{\text{out}})(R_1)}{V_{\text{in}} - V_{\text{out}}} \quad (2)$$

Los datos fueron programados para ser almacenados en formato .csv directamente a la computadora. Esto fue posible porque se conectó el microcontrolador ESP32 a una red Wi-Fi y de esta manera, con protocolo de comunicación TCP/IP fueron enviados en formato .json y recibidos en un servidor para almacenarlos en .csv. Para realizar esto, se utilizó el lenguaje de comunicación Python para crear el servidor en una computadora, mientras que el programa para envío de datos se carga al microcontrolador con la dirección IP a donde se debe enviar los datos, esto se puede observar en la Figura 15.

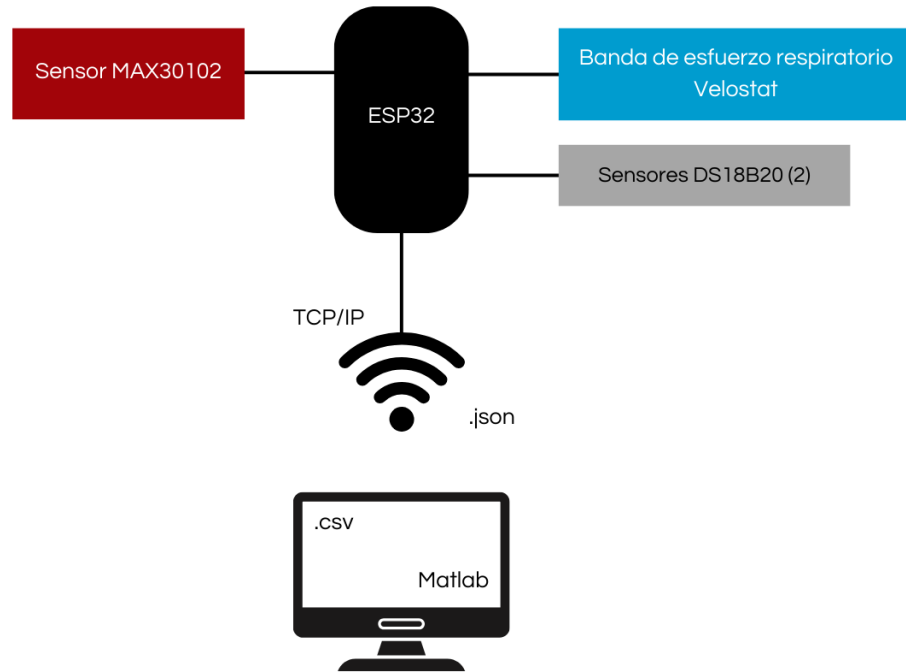


Figura 15: Diagrama de bloques de funcionamiento del proyecto con sensor MAX30102, banda de esfuerzo respiratorio y sensores de temperatura, conectados al microcontrolador ESP32. Además, la conexión del ESP32 vía *Wi-Fi* hacia la computadora con protocolo de comunicación TCP/IP.

Para crear el servidor, se crea un socket con el protocolo TCP/IP utilizando:

```
socket.AF_INET;  
  
socket.SOCK_STREAM;  
  
socket.SO_REUSEADDR;
```

el socket se vincula a la dirección 0.0.0.0 y al puerto 8082, permitiendo aceptar conexiones desde cualquier dispositivo en la red Wi-Fi local. Luego, el servidor comienza a escuchar solicitudes entrantes utilizando `server_socket.listen(1)`, donde 1 indica la cola máxima de conexiones en espera. El programa entra en un bucle continuo (`while True`) para esperar conexiones del ESP32. Cuando el ESP32 está buscando la dirección IP, se acepta la conexión con `server_socket.accept()`, obteniendo un nuevo socket para la comunicación y la dirección IP del cliente.

Una vez establecida la conexión, se inicia otro bucle que recibe datos enviados por el ESP32 en paquetes de hasta 1024 bytes (`client_socket.recv(1024)`). Los datos se decodifican y se imprimen en el monitor serial. Si el ESP32 se desconecta, el programa captura la excepción `ConnectionResetError`, indicando que el cliente cerró la conexión inesperadamente. Por último, se cierra el socket asociado al cliente y el servidor vuelve a esperar nuevas conexiones.

El código crea un archivo .csv al inicio del servidor si no existe, utilizando el módulo csv. Este archivo se utiliza para guardar los datos que recibe del ESP32. El encabezado del archivo .csv incluye columnas para timestamp, temp1, temp2, beatsPerMinute, voltaje, y resistenciaVelostat. Después de recibir los datos del ESP32, se extraen los valores del JSON y se escriben en el archivo CSV con un timestamp de la hora actual. El servidor espera recibir datos en formato .json. Los datos se reciben como cadenas de texto y se convierten a un objeto Python usando `json.loads()`. Los valores extraídos del .json se guardan en el archivo .csv. Cada conjunto de datos es escrito en una nueva fila del archivo .csv, con la hora en que se recibieron los datos como un `timestamp`.

## 7.4. Pruebas de validación del prototipo

Las pruebas de validación del prototipo se llevaron a cabo en el laboratorio utilizando el dispositivo BIOPAC (MP36 Data Acquisition System, BIOPAC Systems Inc., Goleta, California, Estados Unidos). Durante estas pruebas, se utilizaron los sensores SS5LB, SS4LA, SS7L, que corresponden a un transductor de bandas de esfuerzo respiratorio, sensor de pletismografía (para obtener latidos por minuto) y un termistor, respectivamente. Estas pruebas fueron esenciales para obtener datos preliminares que establecieron los parámetros para los datos obtenidos del prototipo. Los datos recolectados de los sensores del BIOPAC MP36 fueron procesados en Matlab (MATLAB, MathWorks, Natick, Massachusetts, Estados Unidos), donde se graficaron para poder observar los cambios en cada sensor. Esto asegura que las mediciones sean más precisas, sentando así las bases para una mejor aplicación del prototipo.

Estas pruebas fueron realizadas en conjunto con el prototipo. Por lo que se conectaron los

sensores del BIOPAC MP36, siendo estos la banda de esfuerzo respiratorio en el abdomen, el sensor de pletismografía y dos termistores (uno en la nariz y otro en la boca), en conjunto con los sensores del prototipo. Esto con el fin de tener la misma fuente de datos y de esta manera obtener una comparación directa de la misma situación. La prueba de validación de datos fue realizada en un período de tiempo de 15 minutos, lo que corresponde a 900 segundos para las gráficas, cabe mencionar que el ambiente en el que se realizó la prueba estaba a una temperatura de aproximadamente 16 °C. Luego, se aplica un proceso de suavizado sobre las señales de cada sensor utilizando una media móvil con una ventana de tamaño igual a la frecuencia de muestreo, lo que ayuda a reducir el ruido presente en las señales. Esto se realiza para todos los sensores, lo que permite obtener datos más estables y representativos de las mediciones. Debido a la diferencia de origen de datos, para los datos del sensor de pulso del BIOPAC se realiza una detección de picos locales para identificar los latidos del corazón, lo cual es fundamental para calcular la frecuencia cardíaca. La distancia entre los picos se convierte en intervalos de tiempo, y estos intervalos se usan para calcular la frecuencia cardíaca en latidos por minuto (BPM).

El proceso en Matlab comienza con la carga de un archivo .mat que contiene los datos de la prueba realizada en el BIOPAC MP36 y en .csv para los datos del prototipo. Estos datos se asignan a diferentes variables que corresponden a cada uno de los sensores, con la primera columna representando la temperatura de la nariz, la segunda la temperatura de la boca, la tercera el pulso y la cuarta la banda de abdomen. A continuación, se genera un vector de tiempo que cubre la duración total de la captura, que es de 15 minutos, y se calcula la frecuencia de muestreo en función del tiempo total.

Por último, el programa genera las gráficas correspondientes para cada sensor. Esto se hace en conjunto para un total de 4 gráficas en grupo y de manera individual para cada parámetro. Esto para dar a lugar el análisis de manera más detallada y evaluar las mediciones a lo largo del tiempo.

### **8.1. Determinar los parámetros a medir para la PSG en casa**

Los parámetros por medir que se eligieron para el prototipo son tres. Primero, monitorear la respiración mediante dos tipos de sensores, uno para medir temperatura en la inhalación y exhalación, y otro para monitorear el movimiento del abdomen provocado por el diafragma. Estos sensores permiten analizar si hay un cese respiratorio, lo que podría indicar apnea obstructiva o central del sueño. Dentro de estos parámetros no se pueden considerar otros trastornos que no estén relacionados a la respiración.

Los signos y parámetros correspondientes se pueden observar en el Cuadro 1. Estos son con un enfoque respiratorio y el complemento es el del signo de pulso cardíaco. Este último, es importante porque respalda las señales de los otros signos, al ser el corazón y pulmones, dos órganos que trabajan en conjunto de manera directa. Es por esto, que se escogen esos tres parámetros.

Cuadro 1: Determinación de los parámetros a medir en el prototipo para PSG en casa.

#	Signo	Parámetro	Descripción
1	Respiración	Monitoreo de respiración por la nariz o la boca	Observar el cambio de temperatura para monitorear la respiración por la nariz o la boca. Además, se puede analizar si hay cese respiratorio.
		Cese respiratorio a nivel del abdomen	Monitoreo del movimiento del abdomen para observar si existe el cese respiratorio por AOS (apnea obstructiva del sueño).
2	Pulso cardíaco	Infrarrojo y latidos por minuto	Monitoreo de la actividad del corazón por medio de oxímetro con infrarrojo para monitorear que el dedo se mantenga en el dispositivo durante la prueba.

## 8.2. Seleccionar e implementar sensores adecuados para cada parámetro a medir de la respiración

Para los parámetros definidos anteriormente, se escogen los sensores del Cuadro 2, por las siguientes razones: tamaño y accesibilidad. Dentro del contexto de PSG, es importante mantener la comodidad para el paciente y para crear este prototipo fue necesario utilizar materiales disponibles con la mayor inmediatez posible debido al tiempo disponible.

Cuadro 2: Características de los sensores utilizados.

#	Parámetro	Sensor	Descripción	Tamaño	Accesibilidad
1	Monitoreo de respiración por la nariz o la boca	DS18B20	El sensor digital es contra el agua, en su formato de sonda. Esto es importante tomando en cuenta la posible humedad de las vías respiratorias.	El sensor es de un tamaño mediano, lo cual permite que sea colocado debajo de la nariz y cerca de la boca. Además, es de 1m de largo, lo que permite mayor comodidad para la prueba.	Es fácil de conseguir dentro de Guatemala.
2	Cese respiratorio a nivel del abdomen	Banda de esfuerzo respiratorio con velostat	Las bandas elásticas se pueden comprar al largo que se necesitan. El velostat es un material que se puede cortar a la medida necesaria.	Al poder obtener los materiales en tamaños grandes, se puede personalizar el tamaño adecuado para diferentes pacientes.	Las bandas son fáciles de conseguir en Guatemala. El velostat es un material importado que tarda unas semanas en ser entregado.
3	Infrarrojo y latidos por minuto	Módulo MAX30102	El módulo es compacto, a este se le pueden soldar pines o cables, según la necesidad.	El tamaño es pequeño e ideal para el dedo. Es necesario agregar cables para la comodidad de la prueba.	El módulo está disponible para entrega inmediata dentro de Guatemala.

En el primer módulo se trabajaron los sensores de temperatura para la adquisición de datos desde la boca y la nariz. Esto dio como resultado los cambios de temperatura debidos a la respiración. En la gráfica de temperatura sobre el tiempo, se observan los cambios de temperatura y de dónde provienen, como la boca o la nariz.

En la Figura 16, se observa que la temperatura del termistor correspondiente al cambio de temperatura de la boca. Como resultado de la implementación del sensor DS18B20, se obtuvo las gráficas de las figuras 16 y 17. Dentro de esta se puede observar el cambio de temperatura a lo largo del tiempo. Por otro lado, en la Figura 17 se observa la gráfica de cambio de

temperatura de la respiración por la nariz. Se puede observar cómo las temperaturas tienen artefactos, debidos a la naturaleza de la prueba, que se realizó simulando dormir. Estas figuras muestran el tiempo completo de la prueba de alrededor de 900 segundos y los cambios de temperatura están alrededor de 26.5 y 29 °C. En cinco ocasiones, se observan datos a 0, lo que indica que hubo una desconexión momentánea del sensor.

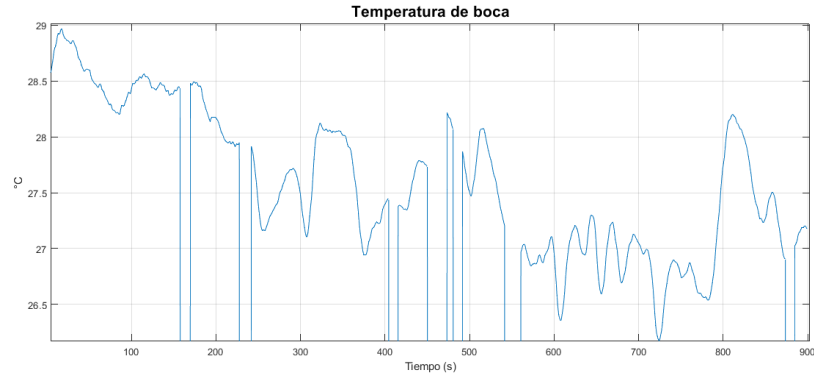


Figura 16: Temperatura sobre el tiempo en segundos que corresponden a la temperatura inhalación y exhalación de boca.

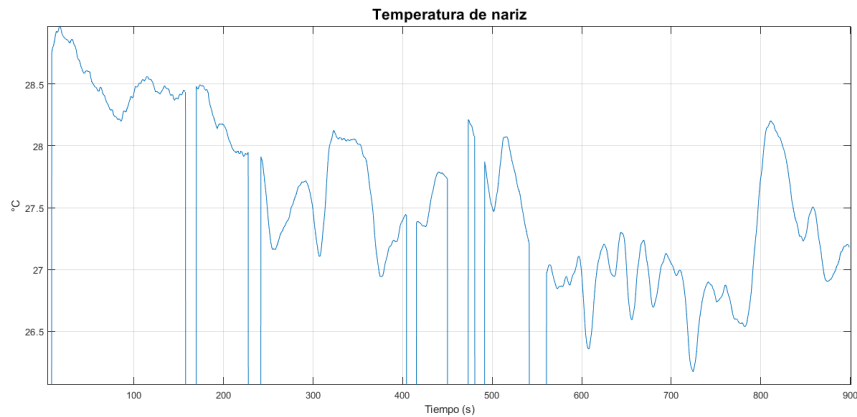


Figura 17: Temperatura sobre el tiempo en segundos que corresponden a la temperatura inhalación y exhalación de nariz.

Luego, para la banda de esfuerzo respiratorio se obtuvo como resultado una banda elástica con un sensor hecho de velostat como resistencia variable de un divisor de voltaje. Del programa para la lectura del cambio de la  $R_2$  se obtuvo una gráfica de resistencia sobre el tiempo. En esta gráfica se puede ver el cambio de resistencia provocado por el movimiento del abdomen, la resistencia aumenta al inhalar y expandir el abdomen. Luego, se observa que la resistencia disminuye al exhalar y que el abdomen regresa a su forma normal. Los cambios se pueden observar en cada respiración, en la Figura 18.

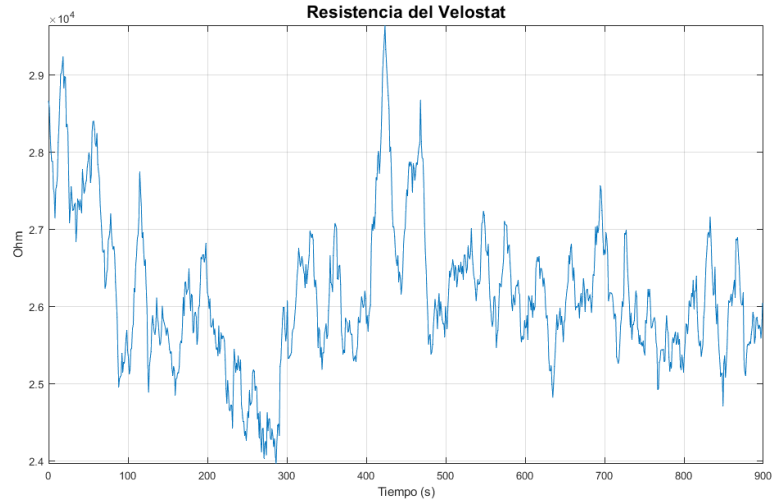


Figura 18: Datos obtenidos del sensor velostat de la banda de esfuerzo respiratorio del abdomen. Se observan las inhalaciones y exhalaciones sobre el tiempo.

Al implementar el módulo MAX30102, se obtuvo como resultado los valores para latidos por minuto por medio del valor de infrarrojo indicando la presencia o ausencia del dedo sobre el sensor. Principalmente, se observa los latidos por minuto en un rango de 70 a 76 bpm. Estos valores se ven graficados en la Figura 19 a lo largo del tiempo total de la prueba.

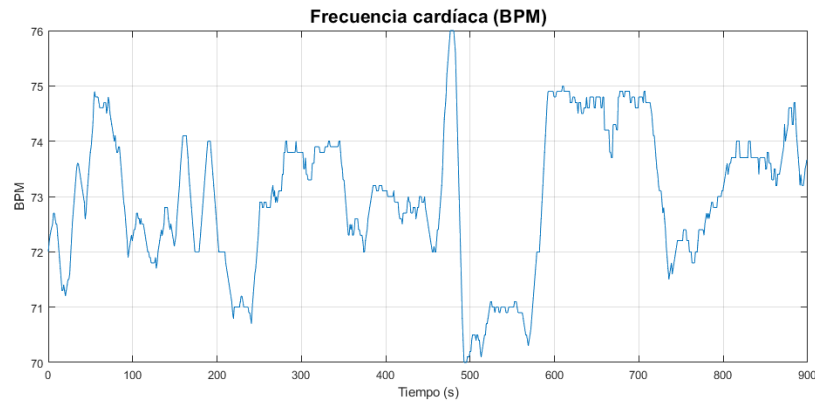


Figura 19: Datos en latidos por minuto del sensor MAX30102.

### 8.3. Integración de los sensores en un dispositivo

El funcionamiento de los sensores fue diseñado de manera independiente. Es decir, cada módulo primero funcionó con un único fin como el de temperatura, latidos por minuto o para observar el esfuerzo respiratorio. Para integrar los sensores en un mismo dispositivo, fue necesario unir la programación y guardar los datos en conjunto. Este proceso se puede ilustrar en la Figura 15.

Luego de realizar el diseño de la placa de circuito impreso, se continuó con la fabricación de esta. Como resultado, se obtuvo la Figura 20, en la que se soldaron *headers* hembra y borneras para conectar el microcontrolador y los sensores, respectivamente. Los cables de los sensores fueron colocados en las borneras y asegurados con los tornillos que estas incluyen. El microcontrolador fue colocado en los *headers* hembra y esto da como resultado un proyecto capaz de cambiar el microcontrolador en caso de falla interna.

Por último, el dispositivo al tener como objetivo un uso doméstico, se colocó un adaptador de corriente que permite la conexión del ESP32 hacia el tomacorriente en casa, se puede observar en la Figura 20c. Esto permite que el prototipo no deba ser conectado con cables a una computadora, sino simplemente a la corriente con un cable lo suficientemente largo para que llegue a la cama donde se hará la prueba.

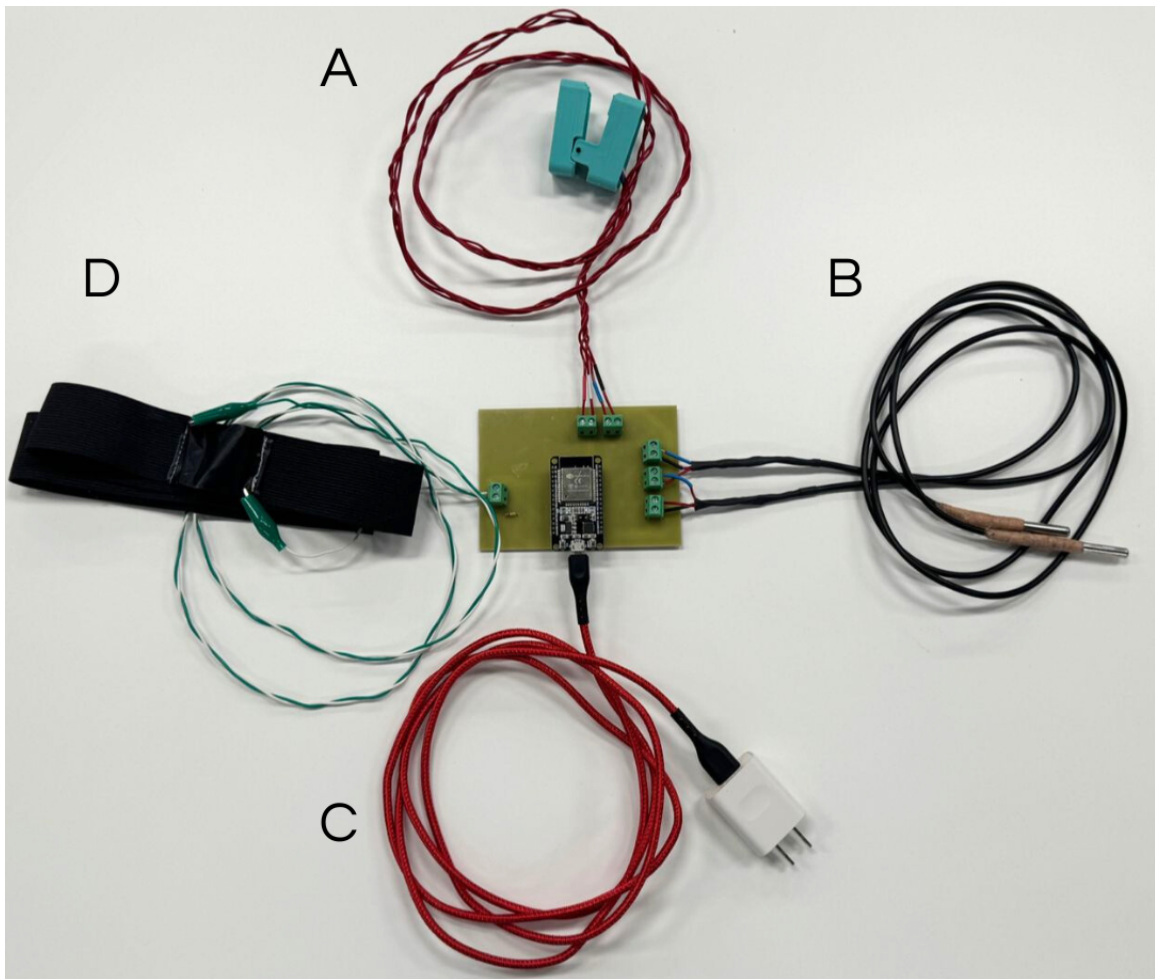


Figura 20: Prototipo con placa de circuito impreso. A. Módulo MAX30102 implementado con carcasa. B. Sensores DS18B20 colocados hacia la PCB. C. Conexión hacia la corriente con adaptador y cable usb. D. Banda de esfuerzo respiratorio con velostat.

Además, así es como se ve el prototipo colocado en la única sujeto de prueba de este proyecto (ver Figura 21. En esta figura se observa todo el prototipo implementado, con los sensores de temperatura (Figura 21a), el módulo MAX30102 (Figura 21b y la banda de

esfuerzo respiratorio del abdomen (Figura 21c.

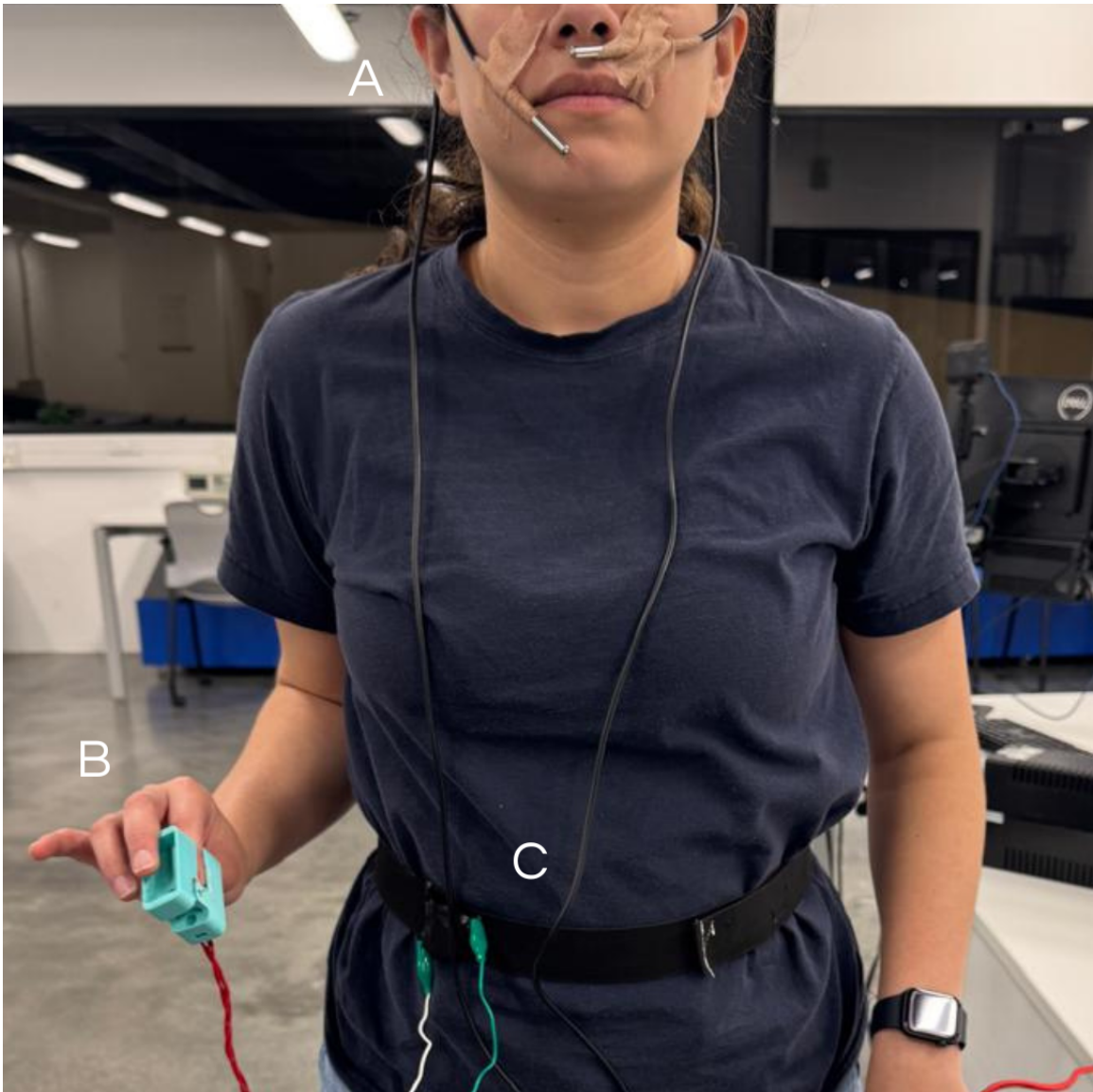


Figura 21: Sujeto de prueba con todos los sensores colocados. A. Termistores para nariz y boca. B. Oxímetro. C. Banda de esfuerzo respiratorio.

## 8.4. Pruebas de validación

Para comparar los datos, se realizó la prueba en conjunto con el BIOPAC MP36, utilizando los equivalentes de los sensores del prototipo. Esto se puede observar en las figuras 22, 23, 24 y 25 en las que se grafican todos los sensores, de manera individual a lo largo del tiempo total.

Primero, se utilizaron los termistores como sensores de temperatura para el BIOPAC MP36 (figuras 22, 23). Estos obtuvieron como resultado, gráficas diferentes de temperatura

con un mayor rango de cambio, ya que se muestran datos entre 23 y 31 °C para la temperatura de la nariz y entre 25 y 29.5 para la de la boca. En esta gráfica se observa que el cambio de temperatura es casi inmediato antes las inhalaciones y exhalaciones y que es menos variable para la boca, puesto que la respiración fue principalmente por la nariz dentro de la prueba.

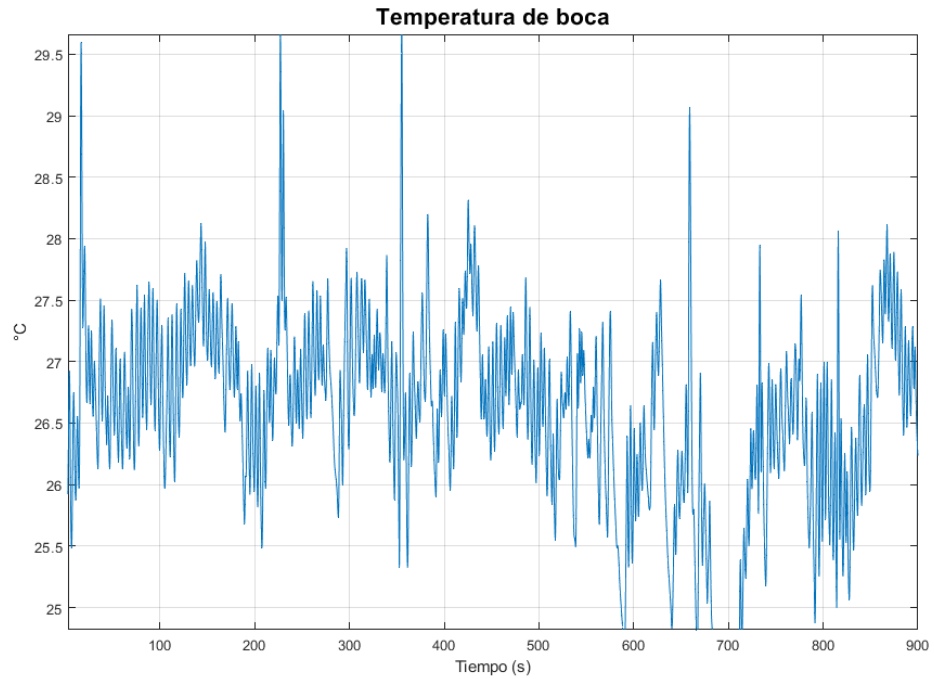


Figura 22: Temperatura sobre el tiempo en segundos que corresponden a la temperatura inhalación y exhalación de boca, del sensor del BIOPAC MP36.

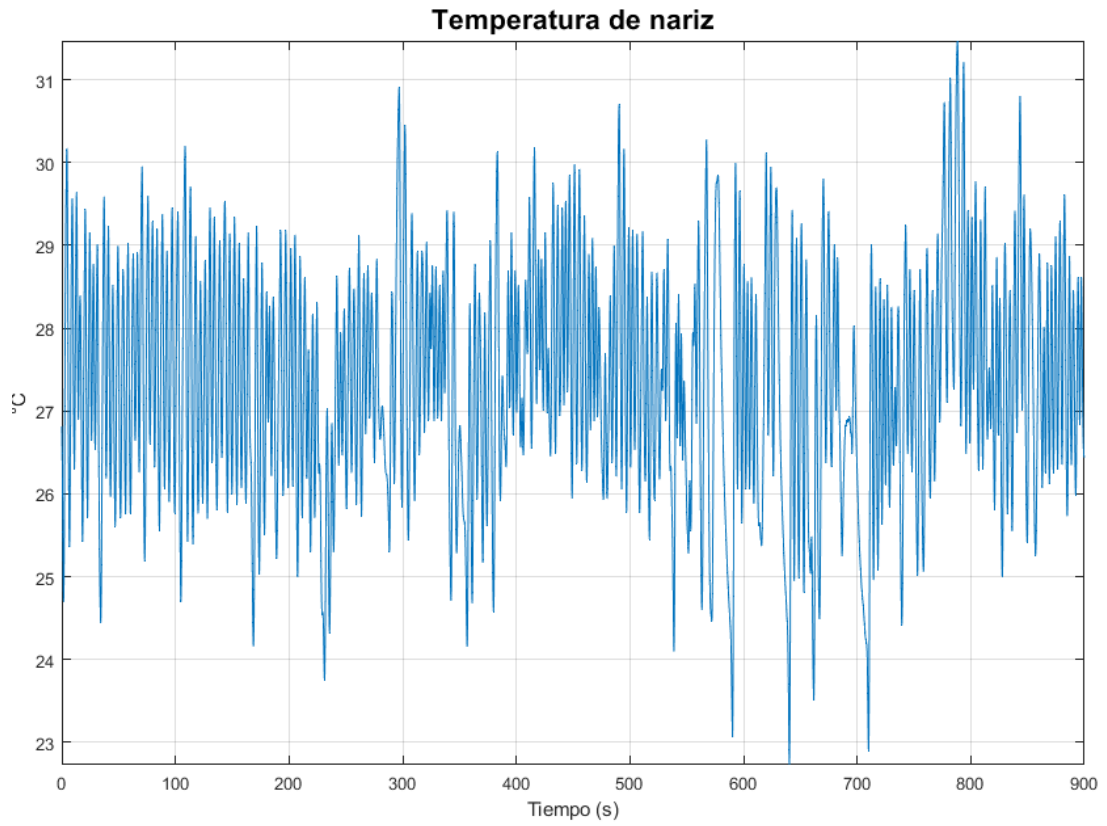


Figura 23: Temperatura sobre el tiempo en segundos que corresponden a la temperatura inhalación y exhalación de nariz, del sensor del BIOPAC MP36.

Para el esfuerzo respiratorio, como resultado de utilizar la banda en el abdomen se obtuvo un rango de amplitud de -6 a 4 V de amplitud, en el que únicamente se puede interpretar el movimiento y extensión/compresión del abdomen por el movimiento del diafragma durante la prueba. En los segundos 500 a 800, se puede observar cuatro simulaciones de apnea, en los que se observa más horizontal la gráfica (Figura 24).

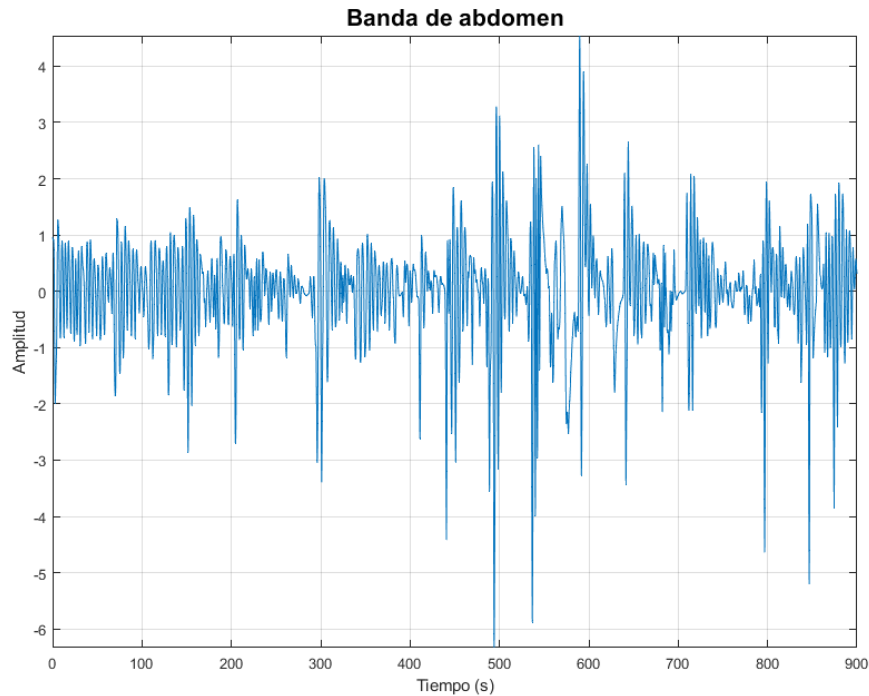


Figura 24: Datos obtenidos del sensor de la banda de esfuerzo respiratorio del abdomen del BIOPAC MP36.

Al utilizar el sensor de pletismografía de pulso, se obtuvo como resultado un rango de 30 a 120 lpm para la prueba. Esto fue para el tiempo completo y se puede observar en la Figura 25, el aumento y disminución del pulso a lo largo de la prueba. Esta gráfica es resultado del post procesamiento en el que se filtró la señal para adecuarla a lpm, ya que del BIOPAC MP36 se obtiene en voltaje.

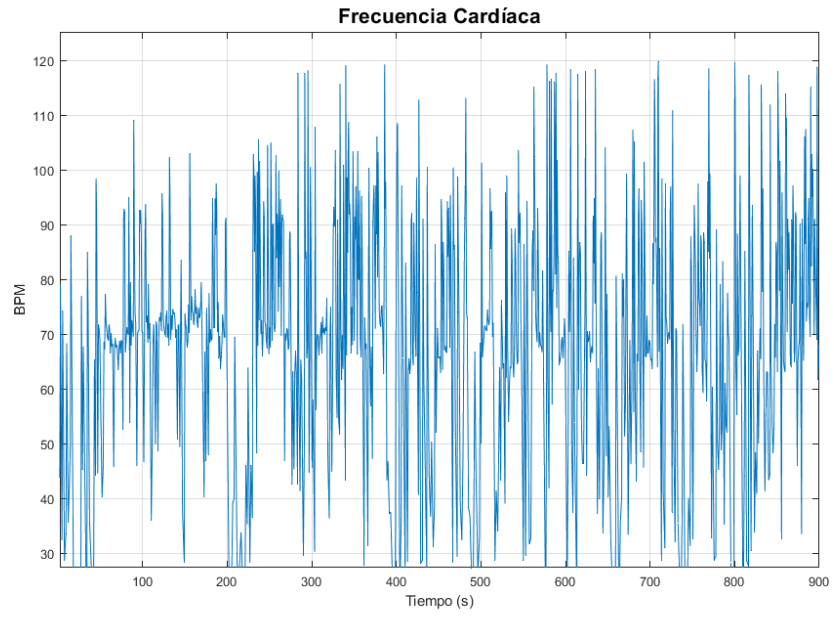


Figura 25: Latidos por minuto del sensor de pulso del BIOPAC MP36.

A partir de los resultados obtenidos por el prototipo, se puede decir que la determinación de parámetros es significativa puesto que se enfoca en la respiración y tiene como complemento las señales del corazón que son obtenidas por el oxímetro. Esto permite no solo observar la presencia de apneas, sino también incluir hasta cuántos lpm puede disminuir la frecuencia cardíaca durante este trastorno. La selección de los sensores fue exitosa, ya que todos los sensores son adecuados para realizar una PSG *gold standard* [43], por lo que son aptos para un formato en casa con enfoque respiratorio. Esto tomando en cuenta la comodidad del paciente y que el prototipo fue realizado con materiales de fácil a medio nivel de obtención dentro del contexto de Guatemala.

Asimismo, se implementaron en una integración de todos los sensores en una placa de circuito impreso. En este se incluye el microcontrolador y el sistema conectado a este mediante las pistas de la placa. La programación también fue adaptada para que los sensores funcionaran de manera simultánea y enviaran los datos de la prueba a la computadora para el post procesamiento en Matlab.

En las figuras 16 y 17, se puede observar el cambio de temperatura sobre el tiempo, para monitorear la respiración por la boca o nariz. Esto demuestra que el funcionamiento del sensor es de velocidad media y que existe cierta sincronización en los sensores debido a la proximidad. Esto puede ser debido al encapsulamiento del sensor, ya que este tiene una barrera térmica y no permite que la respuesta al cambio de temperatura de la respiración sea inmediato y fácil de interpretar dentro de las gráficas [35]. Dicha sincronización es debida al área en la que se colocan los sensores, específicamente la nariz y la boca que están tan cerca.

Para la banda de esfuerzo respiratorio, se puede observar un comportamiento normal del movimiento del abdomen, aunque los cambios no son precisamente sensibles a cada una de las respiraciones. Esto puede deberse a que el divisor de voltaje está únicamente

conectado al canal ADC del microcontrolador sin amplificación o estabilización de señales de manera analógica, ya que únicamente se filtran las señales en post procesamiento y un preacondicionamiento pudo ser necesario [44]. A lo largo del tiempo, se observa una extensión y contracción del abdomen, esto se observa en la gráfica como un aumento y disminución de resistencia debido al divisor de voltaje realizado en la programación (ver Figura 18). También, al comparar el prototipo con el BIOPAC MP36, se puede observar que el prototipo no es tan sensible, principalmente porque el transductor de la banda de esfuerzo respiratorio incluye un sensor piezoeléctrico que son de alta sensibilidad y presión por sus propiedades mecánicas [45].

El módulo de oximetría mostró datos variados en un rango de 70 a 76 lpm en un tiempo total de 900 segundos (Figura 19). Este rango, frente al del BIOPAC MP36, es distinto porque presenta un rango entre 30 y 120 lpm, puede ser porque el post procesamiento no fue adecuado para el BIOPAC MP36, ya que es una estimación porque en la hoja de datos del sensor no se tiene una conversión de voltaje a lpm [46].

Se determinaron los parámetros a medir con el prototipo para PSG en casa. Los parámetros fueron tres, entre ellos: el monitoreo de respiración por la nariz o la boca; el cese respiratorio a nivel del abdomen; el valor infrarrojo y latidos por minuto. Estos incluyeron dos de tipo respiratorio y uno cardíaco como complemento, para tener más datos que faciliten así los patrones de la respiración durante el sueño.

Se logró una selección de sensores adecuada para la aplicación de PSG en casa porque cumplieron con los parámetros a medir anteriormente establecidos. Ya que dieron lugar a cumplir requisitos técnicos y clínicos, que asimismo se planificaron para comodidad del paciente. Los datos obtenidos de los sensores fueron graficados y procesados para una mejor comprensión y análisis de los datos. Además, que se transmitieron en un formato adecuado para luego procesarlos y que asegure la accesibilidad a la lectura para que sea más fácil hacia el interpretador.

Se integraron los sensores en conjunto para poder utilizarlos todos al mismo tiempo y de esta manera obtener datos que puedan ser interpretados por un tercero. Esa integración permitió que los sensores funcionen en simultáneo. Además, que estos fueron adaptados a una placa de circuito impreso, que mejora considerablemente las conexiones para que sea estable y tenga una mejor presentación. También, sentó las bases para futuras iteraciones y posibles producciones en mayor escala.

El prototipo se validó con un equipo certificado en el ámbito educativo que es el BIOPAC MP36. Se realizaron pruebas para verificar los datos, en los que se hallaron diferencias y puntos de mejora para todos los sensores implementados en el prototipo. Estas observaciones proporcionan una base para mejorar el diseño y optimizar el sistema para futuras iteraciones del proyecto.

Se recomienda utilizar sensores de temperatura más pequeños que permitan ser más precisos. En especial, para poder eliminar la sincronización entre medición de la nariz y la boca. Esto para lograr que los datos sean menos similares entre sí y más parecidos a los del equipo de validación, para poder lograr una comparación más real.

Sería enriquecedor y beneficioso al proyecto, agregar un cuarto sensor como el de ECG, para monitorear de mejor manera el corazón durante las apneas y como quinto sensor uno para ronquidos. Esto porque el ECG es aún más preciso que el pulsioxímetro y tiene menos posibilidades de caerse durante la prueba del sueño, así también es una medición más directa. También, el sensor de detección de ronquidos podría dar respaldo a las apneas, ya que suele aparecer un ronquido luego de un cese respiratorio. De esta manera, se podría correlacionar las apneas con las vibraciones provocadas por los ronquidos.

Se sugiere incluir una mejor versión para el usuario final. En este caso, el usuario final es el evaluador de la prueba del sueño. Para esto, sería útil que con *machine learning* se puedan predecir apneas y que la calificación de la prueba sea más fácil y rápida. Estos algoritmos podrían procesar los datos y proporcionar alertas automatizadas con precisión.

Por último, se insta a validar el prototipo con un equipo certificado como *gold standard* para poder comparar la polisomnografía de laboratorio con la de formato en casa. Esto para tener una validación continua del proyecto y que se de la identificación de mejoras y discrepancias, para dar a lugar a una mayor confiabilidad en las pruebas en casa como una prueba confiable y eficaz. Asimismo, validar el prototipo con varios sujetos de prueba, durante un tiempo más prolongado mientras duermen.

- 
- [1] N.A, *Sleep Studies*, Running Time: 425, oct. de 2020. dirección: <https://www.sleepfoundation.org/sleep-studies> (visitado 01-06-2024).
- [2] V. Tsara, A. Amfilochiou, M. J. Papagrigrakis, D. Georgopoulos y E. Liolios, “Definition and classification of sleep related breathing disorders in adults,” *Hippokratia*, vol. 13, n.º 3, págs. 187-191, 2009, ISSN: 1108-4189. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2765300/> (visitado 17-07-2024).
- [3] S. N. Garland, W. Britton, N. Agagianian, R. E. Goldman, L. E. Carlson y J. C. Ong, “Chapter 16 - Mindfulness, Affect, and Sleep: Current Perspectives and Future Directions,” en *Sleep and Affect*, K. A. Babson y M. T. Feldner, eds., San Diego: Academic Press, ene. de 2015, págs. 339-373, ISBN: 978-0-12-417188-6. DOI: 10.1016/B978-0-12-417188-6.00016-5. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780124171886000165> (visitado 01-06-2024).
- [4] J. V. Rundo y R. Downey, “Chapter 25 - Polysomnography,” en *Handbook of Clinical Neurology*, ép. Clinical Neurophysiology: Basis and Technical Aspects, K. H. Levin y P. Chauvel, eds., vol. 160, Elsevier, ene. de 2019, págs. 381-392. DOI: 10.1016/B978-0-444-64032-1.00025-4. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780444640321000254>.
- [5] N.A, *At-Home Sleep Apnea Tests*, Running Time: 337, nov. de 2021. dirección: <https://www.sleepfoundation.org/sleep-studies/at-home-sleep-apnea-test> (visitado 06-04-2024).
- [6] N. J. Douglas, S. Thomas y M. A. Jan, “Clinical value of polysomnography,” *The Lancet*, Originally published as Volume 1, Issue 8789, vol. 339, n.º 8789, págs. 347-350, feb. de 1992, ISSN: 0140-6736. DOI: 10.1016/0140-6736(92)91660-Z. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/014067369291660Z>.
- [7] A. V. Benjafield, N. T. Ayas, P. R. Eastwood et al., “Estimation of the global prevalence and burden of obstructive sleep apnoea: a literature-based analysis,” *The Lancet. Respiratory medicine*, vol. 7, n.º 8, págs. 687-698, ago. de 2019, ISSN: 2213-2600. DOI: 10.1016/S2213-2600(19)30198-5. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7007763/>.

- [8] N.A, *Obstructive Sleep Apnea (OSA) | AAOMS*. dirección: <https://myoms.org/what-we-do/obstructive-sleep-apnea-osa/> (visitado 05-04-2024).
- [9] N.A, *At-Home Sleep Study: How to Get Sleep Tested From Your Bed*. dirección: <https://www.sleepfoundation.org/sleep-studies/at-home-sleep-study> (visitado 01-06-2024).
- [10] X. Long, J. Foussier, P. Fonseca, R. Haakma y R. M. Aarts, “Analyzing respiratory effort amplitude for automated sleep stage classification,” *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 14, págs. 197-205, nov. de 2014, ISSN: 1746-8094. DOI: 10.1016/j.bspc.2014.08.001. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809414001220>.
- [11] P. Pavwoski y A. V. Shelgikar, “Treatment options for obstructive sleep apnea,” *Neurology: Clinical Practice*, vol. 7, n.º 1, págs. 77-85, feb. de 2017, ISSN: 2163-0402. DOI: 10.1212/CPJ.0000000000000320. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5964869/>.
- [12] N.A, *CPAP - CPAP | NHLBI, NIH*, mar. de 2022. dirección: <https://www.nhlbi.nih.gov/es/salud/cpap> (visitado 06-04-2024).
- [13] V. K. Kapur, D. H. Auckley, S. Chowdhuri et al., “Clinical Practice Guideline for Diagnostic Testing for Adult Obstructive Sleep Apnea: An American Academy of Sleep Medicine Clinical Practice Guideline,” *Journal of clinical sleep medicine: JCSM: official publication of the American Academy of Sleep Medicine*, vol. 13, n.º 3, págs. 479-504, mar. de 2017, ISSN: 1550-9397. DOI: 10.5664/jcsm.6506.
- [14] M. Bruyneel, “Telemedicine in the diagnosis and treatment of sleep apnoea,” *European Respiratory Review: An Official Journal of the European Respiratory Society*, vol. 28, n.º 151, pág. 180 093, mar. de 2019, ISSN: 1600-0617. DOI: 10.1183/16000617.0093-2018.
- [15] N.A, *Understanding the Apnea-Hypopnea Index (AHI)*, oct. de 2021. dirección: <https://www.sleepfoundation.org/sleep-apnea/ahi> (visitado 06-04-2024).
- [16] P. Haentjens, A. Van Meerhaeghe, A. Moscariello et al., “The impact of continuous positive airway pressure on blood pressure in patients with obstructive sleep apnea syndrome: evidence from a meta-analysis of placebo-controlled randomized trials,” *Archives of Internal Medicine*, vol. 167, n.º 8, págs. 757-764, abr. de 2007, ISSN: 0003-9926. DOI: 10.1001/archinte.167.8.757.
- [17] S. Z. Assefa, M. Diaz-Abad, E. M. Wickwire et al., “The Functions of Sleep,” *AIMS Neuroscience*, vol. 2, n.º 3, págs. 155-171, 2015, Cc\_license\_type: cc\_by Number: 201503155 Primary\_atype: AIMS Neuroscience Subject\_term: Review Subject\_term\_id: Review, ISSN: 2373-7972. DOI: 10.3934/Neuroscience.2015.3.155. dirección: <http://www.aimspress.com/article/doi/10.3934/Neuroscience.2015.3.155> (visitado 27-07-2024).
- [18] L. Xie, H. Kang, Q. Xu et al., “Sleep Drives Metabolite Clearance from the Adult Brain,” *Science (New York, N. Y.)*, vol. 342, n.º 6156, 10.1126/science.1241224, oct. de 2013, ISSN: 0036-8075. DOI: 10.1126/science.1241224. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3880190/> (visitado 28-07-2024).
- [19] A. K. Patel, V. Reddy, K. R. Shumway y J. F. Araujo, “Physiology, Sleep Stages,” en *StatPearls*, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2024. dirección: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK526132/> (visitado 03-08-2024).

- [20] Z. Jin y K. Jia, "A temporal multi-scale hybrid attention network for sleep stage classification," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 61, n.º 9, págs. 2291-2303, sep. de 2023, ISSN: 1741-0444. DOI: 10.1007/s11517-023-02808-z.
- [21] A. S. Nair, V. Vaze y N. Vaid, "Comparative Study of Subjective and Objective Analysis in Diagnosis of Obstructive Sleep Apnea," *Indian Journal of Otolaryngology and Head & Neck Surgery*, vol. 75, n.º Suppl 1, págs. 715-722, abr. de 2023, ISSN: 2231-3796. DOI: 10.1007/s12070-022-03264-1. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10188680/> (visitado 27-07-2024).
- [22] Q. Zhang, Q. Zhang, X. Li et al., "Association of obstructive sleep apnea symptoms with all-cause mortality and cause-specific mortality in adults with or without diabetes: A cohort study based on the NHANES," *Journal of Diabetes*, vol. 16, n.º 4, e13538, abr. de 2024, ISSN: 1753-0407. DOI: 10.1111/1753-0407.13538.
- [23] A. Kaplan y S. O. Ulualp, "Assessment of Central Sleep Apnea Events in Children with Sleep-Disordered Breathing," *Sleep Disorders*, vol. 2022, pág. 2590337, 2022, ISSN: 2090-3545. DOI: 10.1155/2022/2590337.
- [24] M. R. Costanzo, R. Khayat, P. Ponikowski et al., "Mechanisms and Clinical Consequences of Untreated Central Sleep Apnea in Heart Failure," *Journal of the American College of Cardiology*, vol. 65, n.º 1, págs. 72-84, ene. de 2015, ISSN: 0735-1097. DOI: 10.1016/j.jacc.2014.10.025. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4391015/> (visitado 27-07-2024).
- [25] M. T. Khan y R. A. Franco, "Complex Sleep Apnea Syndrome," *Sleep Disorders*, vol. 2014, pág. 798487, 2014, ISSN: 2090-3545. DOI: 10.1155/2014/798487. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3945285/> (visitado 03-08-2024).
- [26] O. Bedoya, S. Rodríguez, J. P. Muñoz y J. Agudelo, "Application of Machine Learning Techniques for the Diagnosis of Obstructive Sleep Apnea/Hypopnea Syndrome," *Life (Basel, Switzerland)*, vol. 14, n.º 5, pág. 587, mayo de 2024, ISSN: 2075-1729. DOI: 10.3390/life14050587.
- [27] M. W. Johns, "A new method for measuring daytime sleepiness: the Epworth sleepiness scale," *Sleep*, vol. 14, n.º 6, págs. 540-545, dic. de 1991, ISSN: 0161-8105. DOI: 10.1093/sleep/14.6.540.
- [28] M. W. Johns, "Daytime sleepiness, snoring, and obstructive sleep apnea. The Epworth Sleepiness Scale," *Chest*, vol. 103, n.º 1, págs. 30-36, ene. de 1993, ISSN: 0012-3692. DOI: 10.1378/chest.103.1.30.
- [29] C. A. Kushida, M. R. Littner, T. Morgenthaler et al., "Practice Parameters for the Indications for Polysomnography and Related Procedures: An Update for 2005," *Sleep*, vol. 28, n.º 4, págs. 499-523, abr. de 2005, \_eprint: <https://academic.oup.com/sleep/article-pdf/28/4/499/13662731/sleep-28-4-499.pdf>, ISSN: 0161-8105. DOI: 10.1093/sleep/28.4.499. dirección: <https://doi.org/10.1093/sleep/28.4.499>.
- [30] A. Crivello, P. Barsocchi, M. Girolami y F. Palumbo, "The Meaning of Sleep Quality: A Survey of Available Technologies," *IEEE Access*, vol. 7, págs. 167374-167390, 2019, Conference Name: IEEE Access, ISSN: 2169-3536. DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2953835. dirección: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8902108> (visitado 16-10-2024).

- [31] M. K. Ryan y K. Y. Rozier, *A Survey and Analysis of Recent IoT Device Vulnerabilities*, ISSN: 2693-5015, mar. de 2024. DOI: 10.21203/rs.3.rs-3982790/v1. dirección: <https://www.researchsquare.com/article/rs-3982790/v1> (visitado 16-10-2024).
- [32] J. F. Masa, J. Corral, M. J. Martín et al., “Assessment of thoracoabdominal bands to detect respiratory effort-related arousal,” *European Respiratory Journal*, vol. 22, n.º 4, págs. 661-667, oct. de 2003, Publisher: European Respiratory Society Section: Original Articles: Sleep Disordered Breathing, ISSN: 0903-1936, 1399-3003. DOI: 10.1183/09031936.03.00010903. dirección: <https://erj.ersjournals.com/content/22/4/661> (visitado 03-08-2024).
- [33] B. T. Hjertaker, T. Frøystein y B. C. Schem, “A thermometry system for quality assurance and documentation of whole body hyperthermia procedures,” *International Journal of Hyperthermia: The Official Journal of European Society for Hyperthermic Oncology, North American Hyperthermia Group*, vol. 21, n.º 1, págs. 45-55, feb. de 2005, ISSN: 0265-6736. DOI: 10.1080/02656730410001711673.
- [34] E. Mansour, R. Vishinkin, S. Rihet et al., “Measurement of temperature and relative humidity in exhaled breath,” *Sensors and Actuators B: Chemical*, vol. 304, pág. 127 371, feb. de 2020, ISSN: 0925-4005. DOI: 10.1016/j.snb.2019.127371. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0925400519315709> (visitado 03-08-2024).
- [35] N.A, *DS18B20 Datasheet and Product Info | Analog Devices*. dirección: <https://www.analog.com/en/products/ds18b20.html#part-details> (visitado 14-11-2024).
- [36] P. Rao y R. P. Ch, “AUTOMATED GRAIN REPOSITORY USING IOT,” *JOURNAL OF MECHANICS OF CONTINUA AND MATHEMATICAL SCIENCES*, vol. 5, págs. 304-312, jun. de 2020. DOI: 10.26782/jmcms.2020.06.00023.
- [37] E. G. Britton, J. Tavs y R. Bournas, “TCP/IP: The next generation,” *IBM Systems Journal*, vol. 34, n.º 3, págs. 452-471, 1995, Conference Name: IBM Systems Journal, ISSN: 0018-8670. DOI: 10.1147/sj.343.0452. dirección: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/5387285> (visitado 25-11-2024).
- [38] Z. Kanmai, “TCP/IP Protocol Security Problems and Defenses,” en *2020 International Conference on Intelligent Computing and Human-Computer Interaction (ICHCI)*, dic. de 2020, págs. 117-120. DOI: 10.1109/ICHCI51889.2020.00033. dirección: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9424783> (visitado 25-11-2024).
- [39] Y. Sattar y L. Chhabra, “Electrocardiogram,” en *StatPearls*, Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2024. dirección: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK549803/> (visitado 03-08-2024).
- [40] S. Syakiyalla Sayed Daud y R. Sudirman, “Effect of auditory noise circumstance on visual images encoding based electroencephalography analysis,” *International Journal of Healthcare Management*, vol. 17, abr. de 2023. DOI: 10.1080/20479700.2023.2198902.
- [41] A. Kaur, “Wheelchair control for disabled patients using EMG/EOG based human machine interface: a review,” *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 45, n.º 1, págs. 61-74, ene. de 2021, ISSN: 1464-522X. DOI: 10.1080/03091902.2020.1853838.

- [42] A. Sheta, H. Turabieh, T. Thaher et al., “Diagnosis of Obstructive Sleep Apnea from ECG Signals Using Machine Learning and Deep Learning Classifiers,” *Applied Sciences*, vol. 11, n.º 14, pág. 6622, ene. de 2021, Number: 14 Publisher: Multidisciplinary Digital Publishing Institute, ISSN: 2076-3417. DOI: 10.3390/app11146622. dirección: <https://www.mdpi.com/2076-3417/11/14/6622> (visitado 03-08-2024).
- [43] A. A. of Sleep Technology, *AAST Polysomnography Guidelines*, 2020. dirección: <https://www.aastweb.org/Portals/0/Docs/Resources/Guidelines/AAST%20PSG%20Guideline%20Final.pdf> (visitado 21-10-2024).
- [44] R. Wan, Y. Li, C. Tian et al., “Design and Implementation of Sigma-Delta ADC Filter,” *Electronics*, vol. 11, n.º 24, 2022, ISSN: 2079-9292. DOI: 10.3390/electronics11244229. dirección: <https://www.mdpi.com/2079-9292/11/24/4229>.
- [45] L. Fitzgerald, L. Lopez Ruiz, J. Zhu, J. Lach y D. Quinn, “Towards breath sensors that are self-powered by design,” *Royal Society Open Science*, vol. 9, n.º 9, pág. 220895, 2022, ISSN: 2054-5703. DOI: 10.1098/rsos.220895. dirección: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC9490333/> (visitado 22-08-2024).
- [46] I. BIOPAC Systems, *Pulse Photoplethysmogram Transducers Product Sheet*, 2024. dirección: <https://www.biopac.com/wp-content/uploads/Pulse-Transducer.pdf>.

## 13.1. Programación en IDE Arduino

```
2  #include <OneWire.h>
3  #include <DallasTemperature.h>
4  #include <Wire.h>
5  #include "MAX30105.h"
6  #include <WiFi.h>
7  #include <ArduinoJson.h>
8
9
10 const char* ssid = "Mari";
11 const char* password = "marie123";
12 const char* server_ip = "172.20.10.7";
13 const int server_port = 8082;
14
15 WiFiClient client;
16
17 // Configuraciones para el MAX30102
18 MAX30105 particleSensor;
19 const byte RATE_SIZE = 8;
20 byte rates[RATE_SIZE];
21 byte rateSpot = 0;
22 long lastBeat = 0;
23 float beatsPerMinute;
24 int beatAvg;
25 int threshold = 2000;
26 const int thresholdAdjustment = 50;
27 const int stabilityFilterSize = 4;
28
29 // Configuraciones de sensores de temperatura
30 #define ONE_WIRE_BUS 5
31 OneWire onewire(ONE_WIRE_BUS);
32 DallasTemperature sensors(&onewire);
33 DeviceAddress sensor1, sensor2;
34
```

Figura 26: Primera parte del código para enviar los datos vía *Wi-Fi*.

```

36 const int pinSensor = 34; // Pin D34 del ESP32
37 const float resistenciaFija = 100000.0;
38
39 void setup() {
40   Serial.begin(115200);
41   WiFi.begin(ssid, password);
42
43   // Inicialización del MAX30102
44   if (!particleSensor.begin(Wire, I2C_SPEED_FAST)) {
45     Serial.println("Sensor MAX30102 no encontrado. Revisa conexiones.");
46     while (1);
47   }
48   particleSensor.setup();
49   particleSensor.setPulseAmplitudeRed(0x3F);
50   particleSensor.setPulseAmplitudeIR(0x3F);
51
52   // Inicialización de los sensores de temperatura
53   sensors.begin();
54   sensors.getAddress(sensor1, 0);
55   sensors.getAddress(sensor2, 1);
56   sensors.setResolution(sensor1, 12);
57   sensors.setResolution(sensor2, 12);
58   Serial.print("Conectando a WiFi");
59   while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
60     delay(1000);
61     Serial.print(".");
62   }
63   Serial.println("\nConectado a WiFi!");
64
65   if (client.connect(server_ip, server_port)) {
66     Serial.println("Conectado al servidor TCP");
67   } else {
68     Serial.println("No se pudo conectar al servidor");

```

Figura 27: Segunda parte del código para enviar los datos vía *Wi-Fi*.

```

72 void loop() {
73   // Lectura de temperatura
74   sensors.requestTemperatures();
75   float temp1 = sensors.getTempC(sensor1);
76   float temp2 = sensors.getTempC(sensor2);
77
78   // Lectura del MAX30102 (frecuencia cardíaca)
79   long irValue = particleSensor.getIR();
80   if (irValue > 50000) {
81     static long lastSampleTime = 0;
82     static long previousIrValue = 0;
83     static int irHistory[stabilityFilterSize] = {0};
84     static byte irHistoryIndex = 0;
85
86     irHistory[irHistoryIndex++] = irValue;
87     irHistoryIndex %= stabilityFilterSize;
88     long filteredIrValue = 0;
89     for (byte i = 0; i < stabilityFilterSize; i++) {
90       filteredIrValue += irHistory[i];
91     }
92     filteredIrValue /= stabilityFilterSize;
93
94     if ((filteredIrValue - previousIrValue) > threshold && millis() - lastSampleTime > 300) {
95       long delta = millis() - lastBeat;
96       lastBeat = millis();
97       beatsPerMinute = 60 / (delta / 1000.0);
98
99       if (beatsPerMinute < 180 && beatsPerMinute > 40) {
100         rates[ratesSpot++] = (byte)beatsPerMinute;
101         ratesSpot %= RATE_SIZE;
102         beatAvg = 0;
103         for (byte x = 0; x < RATE_SIZE; x++) {
104           beatAvg += rates[x];

```

Figura 28: Tercera parte del código para enviar los datos vía *Wi-Fi*.

```

136     if (client.connected()) {
137         StaticJsonDocument<200> jsonDoc;
138         jsonDoc["temp1"] = temp1;
139         jsonDoc["temp2"] = temp2;
140         jsonDoc["beatsPerMinute"] = beatsPerMinute;
141         jsonDoc["beatAvg"] = beatAvg;
142         jsonDoc["voltaje"] = voltaje;
143         jsonDoc["resistenciaVelostat"] = resistenciaVelostat;
144
145         // Convierte el JSON a una cadena
146         String jsonStr;
147         serializeJson(jsonDoc, jsonStr);
148
149         // Envía la cadena JSON por TCP
150         client.print(jsonStr);
151         client.print("\n"); // Para marcar el final del mensaje
152         Serial.println("Datos en formato JSON enviados al servidor");
153     }
154     //delay(500);
155     delay(500);
156 }

```

Figura 29: Cuarta parte del código para enviar los datos vía *Wi-Fi*.

## 13.2. Programación en Python

```

1 import socket
2 import csv
3 import json
4 from datetime import datetime
5
6 # Configuración del servidor
7 HOST = '0.0.0.0' # Escuchar en todas las interfaces
8 PORT = 8082 # Puerto de escucha
9 archivo_csv = "datos_esp32_15min.csv"
10
11 # Crear el archivo CSV y escribir el encabezado
12 with open(archivo_csv, mode='w', newline='') as file:
13     writer = csv.writer(file)
14     writer.writerow(["timestamp", "temp1", "temp2", "beatsPerMinute", "beatAvg", "voltaje", "resistenciaVelostat"])
15
16 # Iniciar el servidor TCP
17 server_socket = socket.socket(socket.AF_INET, socket.SOCK_STREAM)
18 server_socket.bind((HOST, PORT))
19 server_socket.listen(1)
20
21 print(f"Servidor escuchando en {HOST}:{PORT}")
22
23 # Aceptar conexión
24 client_socket, client_address = server_socket.accept()
25 print(f"Conexión establecida con {client_address}")

```

Figura 30: Primera parte del código para recibir en el servidor y guardar los datos.

```

27 # Duración máxima de captura en segundos (15 minutos)
28 duracion_captura = 15 * 60
29 inicio_captura = datetime.now()
30
31 try:
32     while (datetime.now() - inicio_captura).total_seconds() < duracion_captura:
33         # Recibir datos del cliente
34         data = client_socket.recv(1024).decode('utf-8').strip()
35
36         if not data:
37             continue
38
39         try:
40             # Parsear datos JSON
41             json_data = json.loads(data)
42
43             # Obtener los valores del JSON
44             timestamp = datetime.now().strftime("%Y-%m-%d %H:%M:%S")
45             temp1 = json_data.get("temp1", 0)
46             temp2 = json_data.get("temp2", 0)
47             beatsPerMinute = json_data.get("beatsPerMinute", 0)
48             beatAvg = json_data.get("beatAvg", 0)
49             voltaje = json_data.get("voltaje", 0)
50             resistenciaVelostat = json_data.get("resistenciaVelostat", 0)
51
52             # Guardar los datos en el archivo CSV
53             with open(archivo_csv, mode='a', newline='') as file:
54                 writer = csv.writer(file)
55                 writer.writerow([timestamp, temp1, temp2, beatsPerMinute, beatAvg, voltaje, resistenciaVelostat])
56
57             # Imprimir en consola los datos guardados
58             print(f"Datos escritos: {json_data}")
59
60         except json.JSONDecodeError:
61             print("Error: No se pudo decodificar el JSON.")
62             continue

```

Figura 31: Segunda parte del código para recibir en el servidor y guardar los datos.

```

64 except KeyboardInterrupt:
65     print("\nServidor detenido manualmente.")
66
67 finally:
68     client_socket.close()
69     server_socket.close()
70     print("Servidor cerrado.")

```

Figura 32: Tercera parte del código para recibir en el servidor y guardar los datos.

