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

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

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

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

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

Norberto Urbina Brito* (4). Universidad Politécnica de Chiapas, nurbina@ib.upchiapas.edu.mx.

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

*corresponding author.

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

Resumen.

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

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

Abstract.

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

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

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

1. Introducción.

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

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

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

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

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

2. Métodos.

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

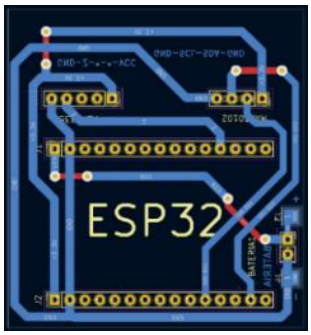

Figura 1. Diseño de la placa de circuito impreso (PCB) con microcontrolador ESP32 y sensores de adquisición.

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

2.1 Procesamiento de las señales cardiorrespiratorias.

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

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

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

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

$$V_o[n] = \{0 \qquad si \mid V_s[n] \mid < \theta \; \alpha * V_s[n] \; si \; |V_s[n]| \geq \theta \quad (2)$$

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

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

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

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

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

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

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

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

$$R = \frac{\frac{AC_{red}}{DC_{red}}}{\frac{AC_{ir}}{DC_{ir}}} \tag{6}$$

$$SpO_2 = 110 - 25R \tag{7}$$

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

$$BPM = \frac{60}{\Delta t_{latido}} \tag{8}$$

Finalmente, para compensar la variabilidad propia de la señal y disminuir el efecto de artefactos de movimiento o interferencias lumínicas, se implementó un promedio móvil de cuatro latidos consecutivos, expresado en la Ec. (9):

$$BPM_{avg} = \frac{1}{4}\sum_{i=0}^{3} \quad BPM[i] \tag{9}$$

Este bloque metodológico asegura que, a partir de un único módulo de adquisición, se puedan obtener tres parámetros fisiológicos de interés: FR, SpO_2, FC, con estabilidad suficiente para aplicaciones en tiempo real y escenarios fuera del entorno hospitalario.

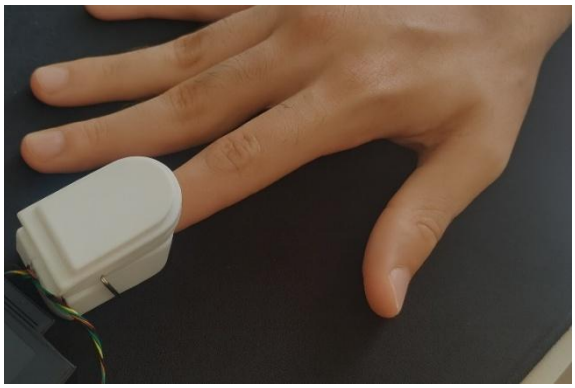

Figura 3. Sensor óptico MAX30102 colocado en el dedo índice para adquisición PPG.

La Figura 3 muestra la disposición práctica del módulo óptico encargado de registrar la PPG. El sensor se fijó en el dedo índice del usuario, una ubicación estratégica por su estabilidad hemodinámica y la facilidad para detectar variaciones pulsátiles en el flujo sanguíneo periférico.

2.2 Filtrado digital y predicción con Kalman.

Una vez adquiridos los registros fisiológicos, fue necesario aplicar un esquema de posprocesamiento orientado a mejorar la calidad de los datos y a generar pronósticos a corto plazo. Para este propósito se implementó un algoritmo basado en el filtro de Kalman unidimensional, herramienta estadística que integra mediciones ruidosas con un modelo dinámico para obtener una estimación más estable del estado real del sistema. El procesamiento fue desarrollado en un entorno computacional en Python, lo que permitió la ejecución en tiempo real y la posterior visualización gráfica de los parámetros.

El algoritmo se fundamenta en dos etapas: predicción y corrección. Durante la predicción, el sistema estima el estado futuro considerando la información previa y la varianza asociada al modelo. Posteriormente, en la fase de corrección, dicha estimación se ajusta con base en la observación actual, ponderada por la relación entre la incertidumbre de la predicción y la confiabilidad de la medición. Las expresiones matemáticas que describen este procedimiento se detallan en las Ecs. (10) a (13):

$$P_{\underline{k}} = P_{k-1} + q \tag{10}$$

$$K_k = \frac{P_{\underline{k}}}{P_{\underline{k}}+r} \tag{11}$$

$$x_k = x_{k-1} + K_k(z_k - x_{k-1}) \tag{12}$$

$$P_k = (1 - K_k)\, P_{\underline{k}} \tag{13}$$

donde:

- z_k es la medición actual.
- x_k es la estimación filtrada y x_{k-1} estimación previa.
- $P_{\underline{k}}$ la varianza del error, P_k varianza del error corregida y P_{k-1} varianza del error previa.
- q la varianza del proceso (ajustada a 0.01 en pruebas piloto).
- K_k ganancia del Kalman y r la varianza de la medida (ajustada a 0.1).

El resultado inmediato de este procedimiento es una señal suavizada que conserva la morfología del registro original, pero sin los artefactos típicos de la adquisición directa. Adicionalmente, se incorporó un módulo de predicción de ciclos respiratorios, cuyo objetivo fue anticipar la evolución de la dinámica ventilatoria. Una vez identificado un ciclo

completo en la señal depurada, se interpoló su morfología y se replicó hacia adelante en una ventana de 100 muestras, donde $\hat{y}[n]$ representa la señal respiratoria predicha o estimada como se establece en la Ec. (14):

$$\hat{y}[n] = ciclo\left(\frac{n}{N}\right), n = 1,2,3 \ldots\ldots,100 \quad (14)$$

Este procedimiento proyectó la trayectoria esperada de la respiración a corto plazo. Gracias a esta extrapolación fue posible reconocer de manera temprana interrupciones o irregularidades.

2.3 Clasificación automática de patrones respiratorios.

Una vez obtenidos los registros depurados y proyectados, se implementó un esquema de clasificación en tiempo real con el objetivo de identificar el estado ventilatorio del usuario. Este módulo se diseñó para operar de manera automática, utilizando los valores derivados de la FR y los intervalos entre ciclos, previamente calculados en la sección de procesamiento.

La estrategia consistió en establecer umbrales fisiológicos que delimitan las principales categorías de comportamiento ventilatorio. Estas categorías se basaron en referencias clínicas ampliamente aceptadas, lo que correlacionó los datos registrados con condiciones respiratorias de interés.

Los rangos utilizados fueron los siguientes:

$$Eupnea: 12 \leq FR \leq 20$$
$$Taquiapnea: FR > 20$$
$$Bradipnea: FR < 12$$
$$Apnea: FR \approx 0 \; durante\; un\; intervalo\; prolongado$$

En caso de detectarse taquipnea, bradipnea o apnea, el sistema emite una alerta sonora continua mediante un generador de pitidos programado en Python, acompañado de un cambio de color en la interfaz gráfica. Este mecanismo facilita una respuesta inmediata por parte del personal de salud o el propio usuario. La integración de adquisición, filtrado, predicción y clasificación en un único flujo metodológico constituye una propuesta robusta para el monitoreo cardiorrespiratorio portátil, con aplicaciones tanto en el ámbito clínico como en la atención domiciliaria.

En situaciones clasificadas como eupnea, la interfaz mantiene un color neutro y un estado estable, indicando condiciones normales. En cambio, cuando se detecta taquipnea o bradipnea, se activa un cambio cromático en el panel de visualización acompañado de un tono intermitente que alerta sobre la alteración. Finalmente, en episodios de apnea, se dispara una señal acústica sostenida y un resaltado visual marcado en la pantalla.

3. Desarrollo.

El sistema fue evaluado en un entorno controlado con voluntarios de diferentes perfiles fisiológicos, seleccionados para representar condiciones comunes de variación cardiorrespiratoria.

Los perfiles incluyeron:

- un adulto joven,
- un adulto con sobrepeso,
- un individuo con cuadro leve de gripa (congestión nasal y respiración superficial),
- un adulto físicamente activo (deportista),
- y un adulto mayor sin patologías crónicas diagnosticadas.

Esta diversidad validó el desempeño del sistema bajo distintos patrones respiratorios y amplitudes de señal.
Durante las sesiones de prueba se realizaron tres mediciones consecutivas por cada voluntario, con una duración promedio de cinco minutos por sesión, en posición sentada y bajo condiciones ambientales controladas (temperatura

de 25 °C). Durante cada registro se adquirió información continua de la FR, BPM y SpO_2, integrados en una sola interfaz de monitoreo desarrollada en Python.

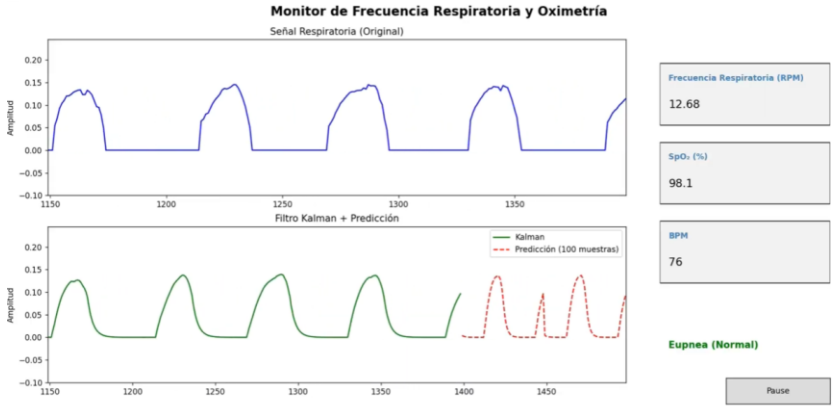

Figura 4. Interfaz en Python mostrando filtrado predictivo y parámetros fisiológicos en tiempo real.

En la parte superior de la Figura 4 se observa el registro inicial, afectado por artefactos propios del movimiento corporal y variaciones eléctricas. En contraste, la gráfica inferior corresponde a la misma serie tras ser sometida al proceso de atenuación y predicción, donde se distinguen con mayor claridad los picos que delimitan cada ciclo ventilatorio. La proyección de 100 muestras hacia adelante, representada con línea discontinua, anticipó visualmente la evolución de la respiración. Este esquema aportó una ventaja metodológica: al mantener la estructura temporal y disminuir la variabilidad indeseada, se consiguió una estimación más estable de la FR. Dicho resultado valida la pertinencia de implementar un modelo predictivo en lugar de depender únicamente de técnicas clásicas, que suelen introducir retardos y distorsiones en los registros. Por otra parte, el módulo óptico mantuvo estabilidad en la mayoría de las pruebas, registrando valores de la FC entre 60 y 90 latidos por minuto (lpm), junto con SpO_2 en torno al 95–98 %, lo cual coincide con lo esperado en individuos sanos.

El análisis de la Tabla 1 refleja cómo el dispositivo se adapta a perfiles diversos. En el caso del adulto sano, los registros se mantuvieron dentro de los rangos fisiológicos de referencia. El deportista presentó una FC reducida, fenómeno asociado a la bradicardia fisiológica por entrenamiento. En contraste, la persona con gripe mostró un incremento ventilatorio y leve descenso en la SpO_2, lo que concuerda con el esfuerzo adicional requerido en infecciones de vías respiratorias. El usuario con sobrepeso exhibió parámetros elevados tanto en FR como en el pulso, mientras que en el adulto mayor se observó estabilidad en la oxigenación con un aumento significativo en la FC.

Tabla 1. Parámetros registrados en distintos perfiles de usuarios.

Perfil del usuario	FR (rpm)	SpO_2 (%)	BPM (lpm)	Observaciones
Adulto joven en reposo	15	98	72	Valores dentro del rango fisiológico normal.
Deportista recién entrenado	12	99	55	Bradicardia fisiológica esperada por condición física.
Persona con gripe	20	94	85	Aumento de la FR y ligera reducción de oxigenación.
Usuario con sobrepeso	22	92	95	Mayor esfuerzo ventilatorio y frecuencia cardíaca elevada.
Adulto mayor (70 años)	18	95	102	Saturación conservada con incremento en el pulso.

La Tabla 2 resume los principales indicadores de desempeño del sistema, obtenidos durante las pruebas experimentales. Los resultados evidencian una alta precisión en la segmentación de ciclos respiratorios, un bajo error cuadrático medio en la estimación de la relación I:E y una desviación mínima en la frecuencia respiratoria.

Tabla 2. Indicadores de desempeño del sistema de monitoreo cardiorrespiratorio.

Métrica	Valor obtenido	Unidad	Error promedio
Precisión de segmentación respiratoria	92	%	—
Error cuadrático medio en relación I:E	0.08	—	—
Error en frecuencia respiratoria	0.9	rpm	±4.7 %

Figura 5. Prototipo final del dispositivo portátil ensamblado.

En la Figura 5 se muestra el prototipo final del sistema portátil, construido con carcasa impresa en 3D y módulo electrónico interno basado en ESP32. Se integra la etapa de adquisición PPG mediante sensor óptico MAX30102 y el acelerómetro ADXL335, además de un interruptor de encendido y un puerto de carga. Este diseño modular permite mediciones continuas, fiables y ergonómicas en el usuario.

Conclusiones.

El desarrollo del prototipo demostró la viabilidad de integrar en un solo sistema la adquisición y el análisis de variables fisiológicas relevantes para la evaluación respiratoria y cardiovascular. Los resultados obtenidos en pruebas controladas con voluntarios de diferentes perfiles fisiológicos evidenciaron que el sistema estima de manera estable y en tiempo real la frecuencia respiratoria, la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno, presentándolos de forma integrada en una única interfaz gráfica de usuario.

La incorporación de técnicas de filtrado predictivo mejoró la calidad de las señales adquiridas al reducir la influencia de artefactos asociados al movimiento corporal y al ruido ambiental. Este enfoque representó una ventaja metodológica frente a técnicas tradicionales de procesamiento, que suelen introducir demoras o distorsiones en la señal. Asimismo, la implementación de un algoritmo de clasificación ventilatoria identificó de forma automática alteraciones en el patrón respiratorio, como taquipnea, bradipnea y apnea, lo que refuerza el potencial del sistema como herramienta para monitoreo temprano y preventivo.

Aunque el dispositivo se encuentra en una etapa inicial de desarrollo, los resultados demuestran la posibilidad de diseñar soluciones tecnológicas accesibles, de bajo costo y no invasivas que complementan el uso de equipos clínicos convencionales. Esto amplía su aplicación potencial en telemedicina, monitoreo domiciliario y educación biomédica, especialmente en escenarios con acceso limitado a infraestructura médica especializada.

No obstante, se reconoce la necesidad de continuar las pruebas experimentales en condiciones más exigentes, como durante actividad física moderada e intensa, en pacientes con patologías respiratorias y en poblaciones con mayor variabilidad fisiológica. Estas etapas serán esenciales para optimizar el desempeño del sistema, validar su precisión frente a equipos de referencia clínica y fortalecer su implementación futura en el campo de la salud digital.

Referencias bibliográficas.

Ali, M., Elsayed, A., Mendez, A., Savaria, Y., & Sawan, M. (2021). Contact and Remote Breathing Rate. *IEEE sensors, 21*(1), 1-18.

De Fazio, R., Stabile, M., De Vittorio, M., Velázquez, R., & Visconti, P. (2021). An Overview of Wearable Piezoresistive and Inertial Sensors for Respiration Rate Monitoring. *Electronics, 1*(1), 1-35. https://doi.org/10.3390/electronics10172178

Dezube, R. (2023). Control de la respiración. *MANUAL MSD, 1*(1), 1-3.

Di Tocco, J., Raiano, L., Sabbadini, R., Massaroni, C., Formica, D., & Schena, E. (2021). AWearable System with Embedded Conductive Textiles and an IMU for Unobtrusive Cardio-Respiratory Monitoring. *Sensors MDPI, 21*(1), 1-20. https://doi.org/10.3390/s21093018

Hall, J. E., & Hall, M. E. (2021). *Guyton y Hall Tratado de fisiología médica.* Barcelona, España: Elsevier España.

Hayano, J., Adachi, M., Sasaki, F., & Yuda, E. (2024). Quantitative detection of sleep apnea in adults using inertial measurement unit embedded in wristwatch wearable devices. *Scientific Reports, 1*(1), 1-9.

Jayanti, F., Triwiyanto, Rahmawati, T., & Abdussalam, A. A. (2022). Implementation of Gyro Accelerometer Sensor for Measuring Respiration Rate Based on Inhale and Exhale Using Kalman Filter. *Teknokes, 1*(1), 1-6. https://doi.org/10.35882/teknokes.v4i4.479

Portugal, J. B. (2021). Implementación de filtros adaptativos sobre series temporales. *UNIVERSIDAD DE CANTABRIA, 1*(1), 1-52.

Romano, C., Schena, E., Formica, D., & Massaroni, C. (2022). Comparison between Chest-Worn Accelerometer and. *Biosensors, 12*(1), 1-15. https://doi.org/10.3390/bios12100834

Yoon, J.-W., Noh, Y.-S., Kwon, Y.-S., Kim, W.-K., & Yoon, H.-R. (2014). Improvement of Dynamic Respiration Monitoring Through Sensor Fusion of Accelerometer and Gyro-sensor. *J Electr Eng Technol, 9*(1), 1-10. http://dx.doi.org/10.5370/JEET.2014.9.1.334

Información de los autores.

José Manuel Aguilar Moguel, Estudiante de Ing. Biomédica de 9no. Cuatrimestre de la Universidad Politécnica de Chiapas.

Carlos Gael Martínez Gómez, Estudiante de Ing. Biomédica de 9no. Cuatrimestre de la Universidad Politécnica de Chiapas.

Fabián Antonio Salazar Barrios, Estudiante de Ing. Biomédica de 9no. Cuatrimestre de la Universidad Politécnica de Chiapas.

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

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