

Wayra: Dispositivo de monitoreo de señales fisiológicas para mal de altura

Xiomara Apaza, Luana Caro, Alessia Cerna, Francisco Hidalgo, Jorge Marcavillaca, Mariel Sánchez, Pamela Vilchez

*Facultad de Ciencias e Ingeniería
Universidad Peruana Cayetano Heredia
Pontificia Universidad Católica del Perú
Lima, Perú*

xiomara.apaza@upch.pe
luana.caro@upch.pe
alessia.cerna@upch.pe
francisco.hidalgo@upch.pe
jorge.marcavillaca@upch.pe
mariel.sanchez@upch.pe
pamela.vilchez@upch.pe

Resumen—El mal agudo de montaña (AMS) es una condición frecuente en personas que ascienden rápidamente a grandes altitudes y está caracterizada por síntomas como cefalea, fatiga, náuseas e incluso edemas pulmonares o cerebrales en casos severos. En zonas de alto tránsito turístico y laboral, como las regiones altoandinas, la falta de monitoreo fisiológico en tiempo real incrementa el riesgo de complicaciones. Este proyecto presenta el diseño e implementación de “Wayra”, un dispositivo portátil basado en arquitectura IoT, orientado a la detección temprana de alteraciones fisiológicas relacionadas al AMS. El sistema integra sensores comerciales para medir frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, saturación de oxígeno (SpO_2) y presión atmosférica, cuyos datos son procesados localmente y enviados a una aplicación móvil y a la nube para su almacenamiento. “Wayra” busca ser una alternativa viable, ergonómica y eficiente para el monitoreo no invasivo de signos vitales, con potencial de aplicación en contextos turísticos, mineros y rurales. El enfoque modular y la conectividad remota permiten su integración en estrategias preventivas de salud en altitud.

I. INTRODUCCIÓN

I-A. Contexto

El mal agudo de montaña (AMS), también conocido como mal de altura o “soroche”, es una afección fisiológica que se presenta cuando una persona asciende a elevaciones mayores a los 2500 m.s.n.m. [1]. Se caracteriza por síntomas como cefalea, cansancio, mareos, náuseas y trastornos digestivos [2]. El origen del AMS está estrechamente relacionado con la disminución de la presión atmosférica y, por tanto, con una reducción en la presión parcial de oxígeno (hipoxia hipobárica), lo que afecta directamente la oxigenación sanguínea y el metabolismo celular [3].

Desde el punto de vista fisiopatológico, el organismo responde a esta hipoxia con una serie de mecanismos compensatorios —como la hiperventilación o el aumento de la frecuencia cardíaca que, si resultan insuficientes, pueden derivar en una alteración del equilibrio homeostático [4]. Esta desregulación puede dar lugar a condiciones clínicas más

graves, como el edema pulmonar de altura (HAPE) o el edema cerebral de altura (HACE) [5], ambas potencialmente mortales si no se detectan a tiempo.

Esta condición tiene especial relevancia en regiones altoandinas como el Perú, donde ciudades como Cusco, Puno y zonas mineras superan fácilmente los 3000 m s. n. m. En estos contextos, el AMS representa un riesgo significativo tanto para turistas como para trabajadores que se desplazan desde altitudes bajas. La exposición súbita a grandes alturas, sin una adecuada aclimatación, incrementa la incidencia del cuadro y sus complicaciones, lo cual compromete significativamente la salud individual de las personas [6].

Actualmente, la evaluación del AMS a menudo depende de la intervención médica directa, el uso de equipos clínicos complejos o infraestructura hospitalaria, lo cual es inviable en muchas zonas remotas de gran altitud. Esto ha llevado a una dependencia de métodos de autoevaluación subjetivos, como la escala de Lake Louise [7]. Si bien son herramientas de tamizaje útiles, no siempre son lo suficientemente sensibles o específicas para detectar deterioros fisiológicos súbitos antes de que se agraven.

I-B. Problemática

La exposición a la hipoxia de altitud introduce riesgos significativos que requieren una vigilancia continua y objetiva. Sin embargo, los métodos de monitoreo actuales presentan limitaciones importantes en entornos no clínicos. La falta de métodos accesibles para la detección temprana del mal de altura dificulta la identificación oportuna de alteraciones fisiológicas en personas que viajan temporalmente a regiones de altitudes mayores a 2500 m.s.n.m., lo cual incrementa el riesgo de desarrollar complicaciones graves como el HAPE (edema pulmonar de altura). Esta carencia de instrumentos portátiles, autónomos y de bajo costo para evaluar parámetros fisiológicos

en tiempo real deja a los individuos sin herramientas objetivas para un monitoreo personal.

La inexistencia de sistemas de alerta temprana agrava esta situación, dificultando la toma de decisiones informadas tanto por parte del afectado como del personal de asistencia, especialmente en contextos donde el acceso a ayuda especializada puede tardar horas. Como resultado, los síntomas iniciales pueden ser minimizados o pasar desapercibidos, elevando el riesgo de que la condición progrese hacia cuadros clínicos severos y potencialmente mortales.

II. ESTADO DEL ARTE

El diseño del sistema “Wayra” se ha informado mediante el análisis de la literatura académica, productos comerciales e innovaciones tecnológicas. Los trabajos más influyentes se resumen a continuación:

1. El trabajo de Shi et al. sobre el control autónomo para la gestión de la salud en altitud introduce un marco de “lazo cerrado” que utiliza sensores portátiles y plataformas en la nube para la pre-aclimatación. Este enfoque sistémico destaca la importancia de integrar la captura de datos con un análisis inteligente y proactivo, validando la relevancia de una arquitectura conectada a la nube para la gestión de la salud en entornos remotos [8].
2. El sistema de monitoreo fisiológico para deportes de altitud propuesto por Ridolfi et al. demuestra una implementación técnica viable para un dispositivo portátil. Su arquitectura, que emplea un microcontrolador para procesar señales de SpO₂, HR y RR y las transmite vía Bluetooth, representa una base técnica sólida y aceptada en el campo para el desarrollo de wearables dedicados a la monitorización fisiológica [9].
3. En el ámbito comercial, el Halo Vital Signs Monitor es un claro ejemplo de un dispositivo médico de alta precisión diseñado para la monitorización continua. Su paradigma de operación, si bien es exhaustivo para entornos clínicos, evidencia el compromiso entre la recolección constante de datos y las consideraciones prácticas de autonomía y comodidad para un usuario no clínico, lo que abre una oportunidad para protocolos de medición periódicos y más eficientes energéticamente [10].
4. La patente de un reloj medidor de frecuencia cardíaca y presión arterial ilustra la tendencia hacia la integración de tecnologías de sensado en factores de forma ergonómicos y de uso cotidiano. Dicha innovación subraya el valor del diseño centrado en el usuario y la medición no invasiva, principios fundamentales que guían el desarrollo de dispositivos fisiológicos portátiles modernos [11].

III. PROPUESTA DE SOLUCIÓN

En respuesta a la problemática expuesta, se presenta “Wayra”, un dispositivo de monitoreo fisiológico portátil y no invasivo para la detección temprana del Mal Agudo de Montaña

(AMS). El sistema opera mediante un protocolo de monitoreo periódico y activado por el usuario; a través de una aplicación móvil, se notifica al usuario a intervalos programados para que realice una medición. Para ello, el usuario acopla un módulo de sensado tipo dedal (finger-clip) al dispositivo principal, iniciando la captura de la saturación de oxígeno en sangre (SpO₂), frecuencia cardíaca (FC), frecuencia respiratoria (FR) y presión atmosférica.

IV. DISEÑO Y METODOLOGÍA DEL SISTEMA

IV-A. Arquitectura del Sistema

La arquitectura del sistema se centra en un microcontrolador ESP32 que procesa los datos y los transmite vía Bluetooth a la aplicación. Dicha interfaz no solo permite la visualización de los parámetros en tiempo real y el registro histórico, sino que también integra un sistema de alertas que se activa si los valores medidos exceden los umbrales de seguridad. Adicionalmente, se contempla la sincronización de datos con una plataforma en la nube para posibilitar un monitoreo remoto. De esta manera, “Wayra” proporciona una herramienta objetiva y accesible que empodera al usuario en la toma de decisiones para mitigar el riesgo de complicaciones graves asociadas a la altitud.

IV-B. Diseño de Hardware

El hardware del dispositivo está diseñado para realizar un monitoreo continuo y no invasivo en un formato portátil. Sus dimensiones son: 47 milímetros de ancho y 107 milímetros de largo. El microcontrolador ESP32 fue seleccionado por su capacidad de procesamiento dual-core, bajo consumo energético y la conectividad integrada Wi-Fi y Bluetooth Low Energy (BLE). Estas características permiten el cómputo en el borde (edge computing), es decir, permiten analizar los datos y generar alertas críticas de forma instantánea y autónoma; así como la posibilidad de establecer comunicación remota para enviar los resultados ya procesados a la aplicación móvil y a la nube. El sistema principal se complementa con un barómetro de alta precisión BMP180, que mide la presión atmosférica con la finalidad de estimar la altitud actual del usuario y con ello correlacionar las variaciones fisiológicas con los cambios de altitud, un factor causal del AMS [12]. En ese sentido, para la adquisición de signos vitales, se emplea el sensor MAX30102. Este sensor es un módulo integrado de fotoplethysmografía (PPG) y oximetría de pulso que ha sido validado para la medición precisa de saturación de oxígeno (SpO₂), frecuencia cardíaca (FC) y frecuencia respiratoria (FR) en condiciones de hipoxia hipobárica simulada [13].

El hardware del dispositivo se ha diseñado con una arquitectura modular, distribuyendo los componentes en tres placas de circuito impreso (PCB) interconectadas.

1. Módulo de Cómputo y Control: Es el módulo principal del sistema en el que reside la placa principal que integra el microcontrolador ESP32 y un barómetro BMP180. Se encarga del procesamiento de datos y la gestión de la conectividad.

2. Módulo de Sensado Fisiológico: Una segunda placa que alberga el sensor MAX30102, y es responsable de la adquisición de las señales PPG para el cálculo de los signos vitales.
3. Módulo de Interfaz de Usuario: La tercera placa contiene un sistema de LED RGB, que proporciona retroalimentación visual instantánea al usuario sobre su estado.

La alimentación del sistema completo proviene de una batería recargable de polímero de litio (Li-Po) de 3.7 V y 1000 mAh. Todos los módulos se ensamblan en un encapsulado ergonómico fabricado con filamento PLA, un material biocompatible que cumple con la norma ISO 10993-10 para garantizar un uso seguro y prolongado en contacto con la piel [9, sección “Ergonomía”].

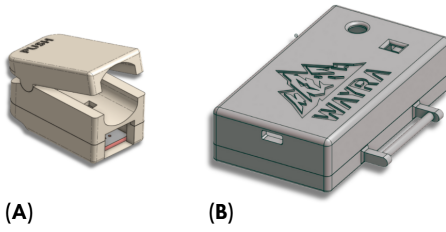


Figura 1: Modelado 3D del dispositivo “Wayra” mostrando: (A) Microcontrolador ESP32, (A) Sensor MAX30102

IV-C. Diseño de Software y Algoritmos

El firmware del dispositivo fue desarrollado sobre el framework de Arduino para ESP32, con el objetivo de poder implementar un procesamiento de señales para la extracción de parámetros fisiológicos en tiempo real. La arquitectura del software es modular y se basa en el principio de fotoplethysmografía (PPG), que permite garantizar una detección temprana y fiable de los signos asociados al AMS. En ese sentido, la lógica del sistema se divide en etapas secuenciales de adquisición, pre-procesado, extracción de características y gestión del sistema.

La etapa de adquisición se inicia configurando el sensor MAX30102 para operar en modo SpO_2 a una frecuencia de muestreo de 50 Hz. Dicha frecuencia trabaja en un balance óptimo entre resolución temporal y consumo energético. Se utiliza una potencia de LED elevada para asegurar una buena penetración de la luz en el tejido y mejorar la relación señal-ruido, el cual es un factor crítico en la oximetría de pulso por reflectancia [14]. La señal PPG sin procesar, compuesta por componentes de luz roja e infrarroja, es almacenada en buffers circulares para su posterior análisis.

En la etapa de pre-procesado, se aplican técnicas de filtrado para mitigar las interferencias por movimiento, una de las principales fuentes de error en mediciones PPG, especialmente en entornos no controlados [15]. Para la estimación de la frecuencia respiratoria, se utiliza un filtro de media móvil sobre la señal infrarroja. Este filtro suaviza la señal y estabiliza

su línea base, antes de extraer la modulación de baja frecuencia inducida por la respiración.

Una vez que se obtiene la señal pre-procesada, se procede a la extracción de parámetros fisiológicos. Para la saturación de oxígeno (SpO_2), se implementa el método basado en la Ley de Beer-Lambert [17], que relaciona la absorción de luz con la concentración de una sustancia. La señal PPG tiene una componente DC (continua), que representa la absorción de luz por el tejido estático, y una componente AC (alterna), que representa la absorción por la sangre pulsátil arterial. La SpO_2 se deriva de la Relación de Relaciones (R), que aprovecha la diferencia en los coeficientes de absorción de la oxihemoglobina y la desoxihemoglobina para la luz roja e infrarroja [18]. Sobre un buffer que almacena 100 muestras, se calcula esta relación R como:

$$\frac{R_{\lambda_1}}{R_{\lambda_2}} = \frac{I_{AC}^{\lambda_1}/I_{DC}^{\lambda_1}}{I_{AC}^{\lambda_2}/I_{DC}^{\lambda_2}} = \frac{\epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} c_{HbO_2} + \epsilon_{Hb}^{\lambda_1} c_{Hb}}{\epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} c_{HbO_2} + \epsilon_{Hb}^{\lambda_2} c_{Hb}} \quad (1)$$

Donde AC es la amplitud pico a pico de la señal pulsátil y DC es el valor promedio de la señal. El objetivo es determinar la SpO_2 , que por definición es la proporción de hemoglobina oxigenada respecto a la hemoglobina total:

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

Combinando la relación medida en (1) con la definición en (2), es posible despejar algebraicamente la SpO_2 en función de la relación R medida y de los coeficientes de extinción (ϵ) de la hemoglobina para cada longitud de onda (1) y (2). La solución teórica completa, como se presenta en [18] es:

$$SpO_2 = \frac{\epsilon_{Hb}^{\lambda_2} \left(\frac{R_{\lambda_1}}{R_{\lambda_2}} \right) - \epsilon_{Hb}^{\lambda_1}}{\left(\epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} - \epsilon_{Hb}^{\lambda_1} \right) + \left(\epsilon_{Hb}^{\lambda_2} - \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_2} \right) \left(\frac{R_{\lambda_1}}{R_{\lambda_2}} \right)} \quad (3)$$

Sin embargo, esta fórmula es compleja y sensible a las variaciones en los coeficientes de extinción. Por ello, en la práctica, se demuestra que esta relación puede ser aproximada con gran precisión por un modelo lineal más simple. Reordenando los términos de la Ecuación (3), se puede expresar en la forma $y = A - Bx$, como se deriva en [18]:

$$SpO_2 = \frac{\epsilon_{Hb}^{\lambda_1}}{\left(\epsilon_{Hb}^{\lambda_1} - \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} \right)} - \frac{\epsilon_{Hb}^{\lambda_2}}{\left(\epsilon_{Hb}^{\lambda_1} - \epsilon_{HbO_2}^{\lambda_1} \right)} \cdot \frac{R_{\lambda_1}}{R_{\lambda_2}} \quad (4)$$

Esta forma lineal, $SpO_2 = A - B \cdot R$, es la que finalmente se implementa en el firmware, donde A y B son constantes empíricas (110 y 25 en nuestra implementación) derivadas de la curva de calibración del sensor.

Por otro lado, para la frecuencia respiratoria (FR), se analiza la modulación de la amplitud de la señal PPG infrarroja, un fenómeno conocido como *Respiratory-Induced Intensity Variation*. Se implementó un algoritmo en el dominio del tiempo que normaliza la señal utilizando una línea base adaptativa, y con ello se detectan los picos correspondientes a los ciclos respiratorios mediante un detector de cruce por cero, y con ello se calculan las respiraciones por minuto (RPM).

Finalmente, para la frecuencia cardíaca (FC), se emplea un algoritmo optimizado de una librería especializada que procesa simultáneamente los buffers de datos infrarrojos y rojos. Este enfoque, similar a los métodos de análisis espectral, permite una estimación robusta de la FC incluso en presencia de ruido [17], complementando el resto de mediciones

La etapa final corresponde a la lógica de decisión y gestión del sistema. Allí se ha implementado un mecanismo de detección de contacto que valida la calidad de la señal basándose en el rango dinámico de la lectura infrarroja y descartando mediciones si el sensor no está correctamente posicionado, lo que resulta en una notificación para el usuario. De la misma manera, se integra un sistema de alertas locales que compara los parámetros fisiológicos con umbrales clínicos predefinidos: Por otro lado, para la gestión de energía, se implementó un modo de bajo consumo (*deep sleep*) que se activa automáticamente tras un periodo de inactividad, siendo esta una característica esencial para garantizar la autonomía prolongada del dispositivo [9, sección “Energía”].

IV-D. Aplicación móvil y Comunicación

V. RESULTADOS

La validación funcional del dispositivo “Wayra” se realizó en un entorno controlado, utilizando un pulsioxímetro comercial como referencia. A continuación, se detallan los principales hallazgos:

- **Frecuencia cardíaca (FC):** El sensor MAX30102 mostró lecturas estables y coherentes con el dispositivo comercial en condiciones de reposo simulado. Se observó que el sensor requiere aproximadamente cinco ciclos de medición consecutivos para estabilizar la señal y entregar un valor confiable.
- **Saturación de oxígeno (SpO₂):** Las mediciones presentaron una variación menor a ± 2 puntos porcentuales respecto al pulsioxímetro de referencia, bajo condiciones de iluminación y temperatura estables. Este margen es aceptable para dispositivos de monitoreo no clínico.
- **Frecuencia respiratoria (FR):** El algoritmo implementado, basado en la modulación de la señal PPG infrarroja, permitió detectar ciclos rítmicos regulares, validando el correcto funcionamiento del pipeline de adquisición y procesamiento.
- **Presión atmosférica:** El sensor BMP180 respondió adecuadamente ante cambios de altitud relativa (como el ascenso por escaleras), evidenciando sensibilidad suficiente para estimaciones de altitud, lo cual permite contextualizar mejor los valores de SpO₂ y FC.
- **Comunicación Bluetooth:** La transmisión de datos desde el microcontrolador a la aplicación móvil fue exitosa en distancias cortas (hasta 4–5 metros), sin registrarse pérdida de datos durante las pruebas realizadas.

VI. DISCUSIONES

El desarrollo del sistema “Wayra” no solo propone una solución tecnológica al monitoreo del mal agudo de montaña

(AMS), sino que incorpora elementos diferenciales con respecto a otros dispositivos comerciales. Uno de los principales aportes identificados es la integración de un barómetro que permite contextualizar las mediciones fisiológicas según la altitud.

En regiones como Cusco o Puno, donde la presión atmosférica y la concentración de oxígeno son significativamente menores que en ciudades a nivel del mar como Lima, los valores de saturación de oxígeno (SpO₂) deben interpretarse de forma distinta. Dispositivos convencionales suelen emitir alertas ante valores que serían considerados normales en zonas altoandinas, lo que puede generar confusión o alarmas innecesarias. En este contexto, el uso de un barómetro permite que “Wayra” no solo mida signos vitales, sino que los relacione directamente con las condiciones ambientales locales, ofreciendo una interpretación más precisa y útil para el usuario.

Además, el sistema busca reemplazar o complementar las herramientas de autoevaluación subjetiva como la escala de Lake Louise mediante una plataforma objetiva, no invasiva y portátil. Esta capacidad de monitoreo contextualizado y autónomo permite que el propio usuario tome un rol activo en su vigilancia fisiológica, lo cual es particularmente útil para turistas, trabajadores mineros y personas no familiarizadas con los síntomas iniciales del AMS.

En cuanto a la experiencia de usuario, “Wayra” fue diseñado con una interfaz simple y un sistema de retroalimentación visual clara, que facilita su uso incluso para personas sin formación médica. La activación del monitoreo mediante notificaciones periódicas, la captura mediante clip digital, y la visualización de resultados a través de una aplicación móvil, constituyen un flujo de uso amigable. Asimismo, se incluye un sistema de alertas que indica al usuario si sus parámetros exceden umbrales clínicos compatibles con riesgos de desarrollar HAPE (edema pulmonar de altura) o HACE (edema cerebral de altura), promoviendo una respuesta oportuna.

Es por ello que el valor del dispositivo radica en su capacidad de adaptar los parámetros máximos de riesgo de altitud. Estos aspectos convierten a “Wayra” en una propuesta sólida con potencial de implementación real, especialmente en contextos rurales, turísticos o de alta montaña donde el acceso a servicios médicos puede ser limitados.

VII. CONCLUSIONES

El presente proyecto logró diseñar e implementar un dispositivo funcional de monitoreo fisiológico portátil, denominado “Wayra”, orientado a la detección temprana de alteraciones asociadas al mal agudo de montaña (AMS). A través de la integración de sensores ópticos y barométricos en una arquitectura basada en IoT, se demostró la factibilidad técnica de capturar y procesar en tiempo real parámetros clave como la saturación de oxígeno (SpO₂), la frecuencia cardíaca (FC), la frecuencia respiratoria (FR) y la presión atmosférica.

Uno de los principales aportes del sistema es la contextualización de los signos vitales en función de la altitud,

gracias al uso del sensor barométrico. Esto permite interpretar adecuadamente los valores fisiológicos según la presión ambiental, lo cual representa una ventaja sustancial respecto a dispositivos convencionales que no consideran este factor crítico en regiones altoandinas.

Asimismo, “Wayra” responde a la necesidad de contar con herramientas objetivas, accesibles y de fácil uso que complementen o reemplacen métodos de evaluación subjetiva como la escala de Lake Louise. El dispositivo presenta un diseño ergonómico, interfaz amigable y mecanismos de alerta local, lo que permite empoderar a los usuarios en el monitoreo de su salud en condiciones de altitud.

Si bien la validación se realizó en un entorno controlado y sin pruebas clínicas debido a restricciones éticas, los resultados obtenidos indican una consistencia aceptable con respecto a un pulsioxímetro comercial, con márgenes de error de ± 2 unidades. Esto sugiere que el dispositivo tiene potencial para ser empleado como una herramienta preventiva y educativa en contextos turísticos, mineros y rurales.

Finalmente, el proyecto sienta las bases para futuras líneas de desarrollo, que podrían incluir algoritmos inteligentes, geolocalización, almacenamiento en la nube y validaciones clínicas en poblaciones expuestas, con miras a consolidar “Wayra” como una solución integral para el monitoreo de salud en altura.

REFERENCIAS

- [1] Facultad de Ciencias e Ingeniería, “¿Qué causa el mal de montaña agudo? – Entrevista al Dr. Francisco Villafuerte,” 2023. [En línea]. Disponible en: <https://ciencias.cayetano.edu.pe/noticias/que-causa-el-mal-de-montana-agudo-entrevista-al-dr-francisco-villafuerte/>. [Accedido: 26-abr-2025].
- [2] T. S. Prince, J. Thurman, y K. Huebner, “Mal agudo de montaña,” en **StatPearls**. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing, 2025.
- [3] F. J. Carod-Artal, “High-altitude headache and acute mountain sickness,” **Neurología**, vol. 29, no. 9, pp. 533–540, 2014. [En línea]. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.1016/j.nrl.2012.04.015>
- [4] A. M. Luks, “Enfermedad de la altura,” **Manual MSD versión para profesionales**, 2022. [En línea]. Disponible en: <https://www.msmanuals.com/es/professional/lesiones-y-envenenamientos/enfermedad-de-la-altura/enfermedad-de-la-altura>.
- [5] K. Pham, K. Parikh, y E. C. Heinrich, “Hypoxia and inflammation: Insights from high-altitude physiology,” **Front. Physiol.**, vol. 12, art. 676782, 2021. [En línea]. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.3389/fphys.2021.676782>
- [6] INEI, “Instituto Nacional de Estadística e Informática,” **Gob.pe**. [En línea]. Disponible en: <https://m.inei.gob.pe/estadisticas/indice-tematico/turismo-11176/>.
- [7] P. Hackett, E. R. Swenson, R. Roach, et al., “The 2018 Lake Louise Acute Mountain Sickness Score,” **High Altitude Medicine Biology**, vol. 19, no. 1, pp. 4–6, 2018. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6191821/>
- [8] D. Shi, J. Chen, M. Li, L. Zhu, and X. Ji, “Closing the loop: Autonomous intelligent control for hypoxia pre-acclimatization and high-altitude health management,” **National Science Review**, 2025. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1093/nsr/nwaf071>
- [9] A. Ridolfi, R. Vetter, J. Solà, and C. Sartori, “Physiological monitoring system for high altitude sports,” **Procedia Engineering**, vol. 2, no. 2, pp. 2889–2894, 2010. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2010.04.083>
- [10] Sempulse, “Sempulse – Transforming vital signs monitoring to assist in decision making,” [Online]. Available: <https://sempulse.com/> [Accessed: 14-May-2025].
- [11] R. J. Frank, “Digital watch for measuring blood pressure and heart rate,” U.S. Patent US4331154A, Jun. 1982.
- [12] Texas Instruments. (2022). BMP180 Barometric Pressure Sensor Datasheet. Bosch Sensortec.
- [13] MAX30102 Pulse Oximeter and Heart Rate Sensor Datasheet. Maxim Integrated. (2021).
- [14] Elgendy, M. (2012). On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. **Current Cardiology Reviews**, 8(1), 14–25.
- [15] Tamura, T., Maeda, Y., Sekine, M., & Yoshida, M. (2014). Wearable photoplethysmographic sensors—past and present. **Electronics**, 3(2), 282–302.
- [16] Chan, E. D., Chan, M. M., & Chan, M. M. (2013). Pulse oximetry: Understanding its basic principles facilitates appreciation of its limitations. **Respiratory Medicine**, 107(6), 789–799.
- [17] Mendelson, Y. (1992). Pulse oximetry: theory and applications for noninvasive monitoring. **Clinical Chemistry**, 38(9), 1601–1607.
- [18] D. Yang, J. Zhu, y P. Zhu, “SpO2 and Heart Rate Measurement with Wearable Watch Based on PPG”, Tongji University & Marvell Technology Group, Shanghai, China.
- [19] Y. Kong y K. Chon, “Heart Rate Estimation using PPG signal during Treadmill Exercise”, en 2019 IEEE, pp. 3253-3256.
- [20] Luks AM. Enfermedad de la altura [Internet]. Manual MSD versión para profesionales. Manuales MSD; 2022 [citado el 26 de abril de 2025]. Disponible en: <https://www.msmanuals.com/es/professional/lesiones-y-envenenamientos/enfermedad-de-la-altura/enfermedad-de-la-altura>
- [21] Hamzaoui I, Bouzir A, Benammou S. Towards a new approach for developing patient flow in emergency department: Sahloul and hached hospitals case study. En: 2020 IEEE 13th International Colloquium of Logistics and Supply Chain Management (LOGISTQUA). IEEE; 2020. p. 1–6.