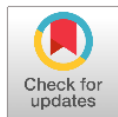




Artículo de investigación



Desarrollo de un sistema de adquisición de datos para la cuantificación de electrolitos en el sudor

Development of a data acquisition system for quantifying electrolytes in sweat

Carolina Michelle Santillán Cruz , Reyna del Carmen Gutiérrez Gutiérrez , Moisés Israel Salazar Gastélum ,
José Ricardo Cárdenas Valdez , Mara Beltrán Gastélum 

Tecnológico Nacional de México, Instituto Tecnológico de Tijuana/Posgrado en Ciencias de la Ingeniería, Tijuana 22430, Baja California, México

Autor de correspondencia: José Ricardo Cárdenas Valdez, Tecnológico Nacional de México, Instituto Tecnológico de Tijuana/Posgrado en Ciencias de la Ingeniería, Tijuana 22430, Baja California, México. Correo electrónico: jose.cardenas@tectijuana.edu.mx. ORCID: 0000-0002-5437-8215.

Recibido: 16 de abril del 2026

Aceptado: 4 de agosto del 2026

Publicado: 28 de agosto del 2026

Resumen. - El monitoreo del estado de hidratación es relevante en contextos clínicos, sobre todo en pacientes vulnerables, tales como adultos mayores y neonatales, en donde los métodos convencionales, como los análisis de sangre resultan invasivos y poco prácticos para una evaluación continua. En este trabajo se desarrolló un sistema no invasivo y portátil para la evaluación del estado de hidratación mediante la detección de iones sodio (Na^+) presentes en el sudor. Se usaron sensores potenciométricos de bajo costo, empleando electrodos con una interfaz sensora a base de carbono. Dichos sensores se integraron a un sistema embebido de adquisición de datos que incluyó etapas de acondicionamiento de señal y amplificación, implementadas a nivel de circuito con un AD620. La adquisición de datos se realizó mediante transmisión por USB desde un Arduino Nano hacia una interfaz desarrollada en Python, la cual permitió el procesamiento, análisis y visualización de datos de mediciones potenciométricas. El sistema se validó comparando las mediciones de potencial para concentraciones de Na^+ de 10 a 200 mM con un dispositivo comercial, obteniéndose un MSE de 129.56, un RMSE de 11.38, un MAE de 7.9 y un R^2 de 0.93. A diferencia de trabajos previos que emplean materiales costosos o comunicación dependiente de infraestructura Wi-Fi, el sistema desarrollado priorizó su carácter no invasivo y la portabilidad, permitiendo el análisis de señales de voltaje asociadas a la concentración de iones en el sudor.

Palabras clave: Acondicionamiento de señal; Hidratación; Iones; No invasivo; Sistema embebido.

Abstract. - Monitoring hydration status is important in clinical settings, particularly in vulnerable patients, such as the elderly and newborns, where conventional methods, such as blood tests, are invasive and impractical for continuous assessment. In this study, a non-invasive, portable system was developed to assess hydration status by detecting sodium (Na^+), ions present in sweat. Low-cost potentiometric sensors were used, employing electrodes with a carbon-based sensing interface. These sensors were integrated into an embedded system for data acquisition that included signal conditioning and amplification stages, implemented at the circuit level using an AD620. The data acquisition was carried out via USB transmission from an Arduino Nano to an interface developed in Python, which enabled the processing, analysis, and visualization of data related to potentiometric measurements. The system was validated by comparing potential measurements for Na^+ concentrations ranging from 10 to 200 mM with those obtained using a commercial device, yielding an MSE of 129.56, an RMSE of 11.38, an MAE of 7.9, and an R^2 of 0.93. Unlike previous studies that use expensive materials or communication dependent on Wi-Fi infrastructure, the developed system prioritized non-invasiveness and portability, enabling the analysis of voltage signals associated with ion concentration in sweat.

Keywords: Embedded system; Hydration; Ions; Non-invasive monitoring; Signal conditioning.



1. Introducción

El monitoreo del estado de hidratación es fundamental para la salud, tanto en entornos clínicos como en situaciones de actividad deportiva y exposición a condiciones demandantes [1]. Mantener un adecuado balance electrolítico es indispensable para la homeostasis del organismo, cuya alteración puede ocasionar consecuencias fisiológicas adversas como complicaciones cardiovasculares, neurológicas y neuromusculares [2], [3], [4]. La deshidratación se define como un déficit de agua corporal derivado de una pérdida excesiva de líquidos [5]. El mantenimiento del estado de hidratación depende del equilibrio entre la ingesta y la pérdida de agua, así como del balance de electrolitos [6]. Cuando este equilibrio se altera, se afectan iones esenciales como sodio (Na^+) [5]. Enfermedades como el cólera y la diarrea generan desequilibrios electrolíticos que comprometen al organismo [7], [8].

Bajo esta premisa, el análisis de electrolitos en fluidos biológicos se propone como indicador del estado de hidratación. El sudor, en particular, constituye una fuente no invasiva de información fisiológica [9]. Se han reportado concentraciones de electrolitos en sudor de individuos no deshidratados de 10 a 120 mM para Na^+ [10], [11], por lo que variaciones en estos valores pueden asociarse con cambios en el estado de hidratación [9]. Además, concentraciones elevadas de sodio en sudor se han relacionado con enfermedades como la fibrosis quística [12]. La determinación precisa del estado de hidratación continúa siendo un reto debido a la ausencia de un estándar universal, lo que ha impulsado el desarrollo de herramientas capaces de operar en condiciones reales y realizar monitoreo continuo [13].

Los métodos diagnósticos actuales combinan historia clínica, exploración física y biomarcadores de laboratorio, pero presentan limitaciones de precisión, costo y tiempo de respuesta [13]. Los signos físicos, como la turgencia de la piel o la sequedad de mucosas, dependen de la experiencia del evaluador, mientras que marcadores bioquímicos como la osmolalidad plasmática o la relación nitrógeno ureico/creatinina requieren procedimientos invasivos [13], [14]. Además, el análisis de muestras de sudor en laboratorio presenta restricciones operativas. Aunque las concentraciones de Na^+ permanecen estables hasta por 28 días bajo condiciones específicas de almacenamiento, periodos mayores pueden producir estimaciones inexactas [15]. Esto evidencia que los métodos de laboratorio no son adecuados cuando se requiere monitoreo continuo o en tiempo real. En este contexto, los sensores potenciométricos no invasivos representan una alternativa prometedora para la medición en tiempo real de especies iónicas [16], ya que permiten mediciones continuas y reducen la dependencia de infraestructura clínica [17].

Sin embargo, a pesar de los avances reportados, persisten limitaciones tecnológicas importantes. Diversos sistemas dependen de conectividad Wi-Fi para la transmisión de datos, lo que restringe su uso en zonas rurales, escenarios clínicos móviles o actividades al aire libre [17]. Además, muchos sensores potenciométricos emplean materiales de alto costo, limitando su accesibilidad y escalabilidad [18]. Ante este desafío, la detección de iones en sudor mediante materiales de bajo costo representa una alternativa viable [19]. Con base en esta problemática, el presente trabajo desarrolló un sistema de adquisición no invasivo para el análisis de concentraciones de Na^+ en sudor, orientado al monitoreo continuo, en tiempo real y de bajo costo. El alcance de este trabajo se limitó al desarrollo y evaluación del sistema

electrónico de adquisición y procesamiento de datos, mientras que los electrodos sensores fueron proporcionados externamente. El sistema fue diseñado para operar con sensores potenciométricos basados en materiales de carbono, con el objetivo de reducir costos y mantener un desempeño electroquímico adecuado [20]. El resto del artículo se organiza de la siguiente manera: en la Sección 2 se describen los

antecedentes; en la Sección 3 se presenta la metodología y el diseño del sistema; en la Sección 4 se muestran los resultados y su discusión; finalmente, en la Sección 5 se exponen las conclusiones y el trabajo futuro.

2. Antecedentes

Diversos estudios han investigado la detección de electrolitos en el sudor como un método para monitorear el estado de hidratación [21]-[24]. Los sensores electroquímicos han demostrado ser herramientas eficaces para la cuantificación de Na^+ , K^+ y Cl^- [17]. La Figura 1(a) muestra un sistema basado en electrodos de plata que integra un sensor potenciométrico, su encapsulado con PCB y batería [17], mientras que la Figura 1(b) presenta un brazalete flexible con sensores electroquímicos multiplexados para la medición en tiempo real de electrolitos y metabolitos [11].

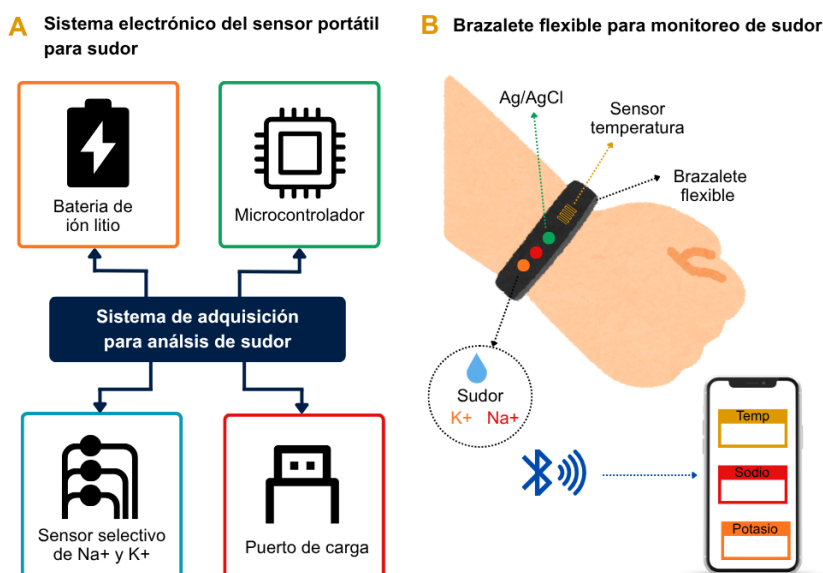


Figura 1. A) Sistema con electrodos de plata. B) Dispositivo flexible e inalámbrico con sensores de sudor. Adaptado de [17] y [11].

El método de lavado corporal total (WAW) es preciso para determinar la concentración de sodio en sudor mediante cromatografía iónica [25]. Sin embargo, su dependencia de laboratorios especializados y equipos costosos limita su aplicación en monitoreo continuo o en campo [25]. En [26] se propuso un sistema basado en nanocables de plata embebidos en polidimetilsiloxano (PDMS) para evaluar la hidratación mediante la impedancia de la piel. Por otra parte, en [18] se desarrolló un sensor con electrodos serigraviados para la detección de Na^+ y K^+ en sudor, con alta sensibilidad, selectividad y estabilidad, validado en voluntarios. Otros estudios [27], [28] han explorado materiales conductores impresos, membranas selectivas y plataformas portátiles para el monitoreo fisiológico. No obstante, estos sistemas presentan limitaciones como el uso de materiales costosos [29], la complejidad electrónica, la dependencia de comunicación mediante Wi-Fi [17] y la escasa orientación hacia aplicaciones accesibles en campo [30–32].



3. Metodología

La metodología se estructuró en etapas secuenciales que comprenden el diseño del sistema, la implementación del sistema embebido, la adquisición de datos y la validación experimental del sistema utilizando soluciones de sudor sintético.

3.1 Arquitectura general del sistema.

El funcionamiento del dispositivo se fundamenta en un proceso electroquímico donde el analito constituye el elemento inicial de la medición. El elemento de reconocimiento corresponde a una membrana selectiva de Na^+ , seguida por un electrodo con membrana sensora de carbono como transductor, el acondicionamiento de la señal, la adquisición mediante un sistema embebido y el procesamiento digital de los datos. El flujo general del sistema se muestra en la Figura 2.

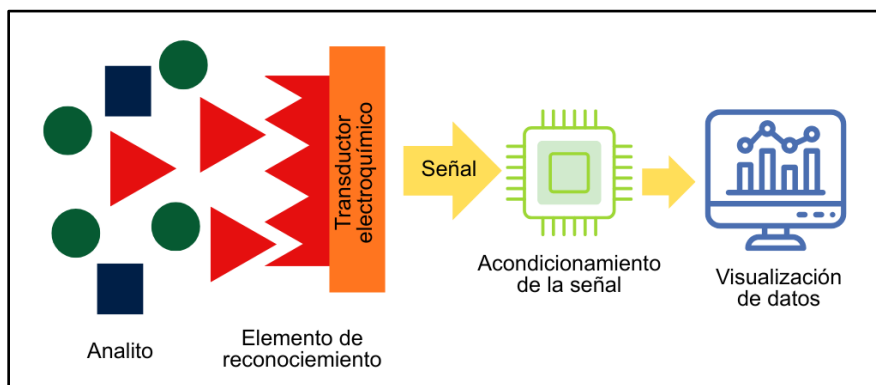


Figura 2. Diagrama general del sistema de detección de electrolitos en sudor.

El sistema de acondicionamiento de señal fue diseñado para detectar las señales de baja amplitud generadas por los sensores potenciométricos, considerando el rango de operación del convertidor analógico-digital (ADC) del microcontrolador y la alta impedancia de salida de los electrodos. La Figura 3 muestra el circuito implementado, donde el electrodo de trabajo se conecta a la entrada del amplificador AD620 (pin 3), mientras que el electrodo de referencia se conecta a tierra.

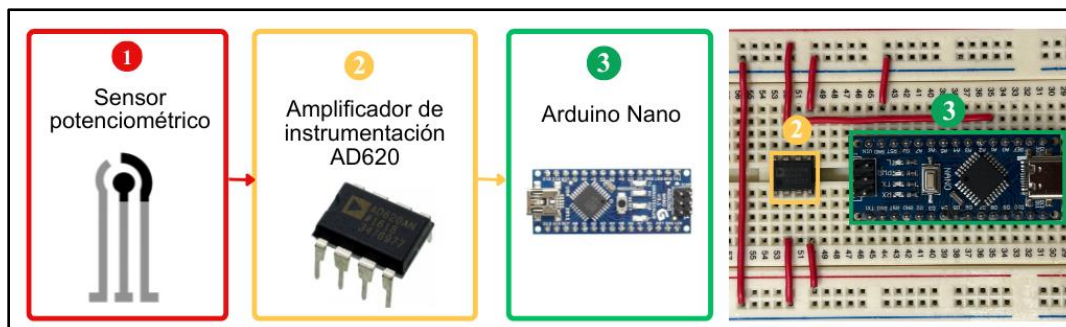


Figura 3. Diagrama del circuito de adquisición de la señal.



3.2 Adquisición, procesamiento y almacenamiento de datos

En el Algoritmo 1 se describe de manera general el código de Arduino utilizado para la adquisición de datos. En este, se establece el cálculo del voltaje de salida a partir de la lectura del convertidor analógico-digital (ADC), considerando una resolución de 10 bits y un voltaje de referencia de 5 V. Para ello, el valor digital obtenido, el cual varía entre 0 y 1023 niveles, se escala para obtener su equivalente en voltaje.

Algoritmo 1: Adquisición y transmisión de datos.

Input: Analog signal V_{out}

Output: Serial data (t, V_{out}) in CSV format

```
1: procedure DATA_ACQUISITION_ARDUINO()
2: initialize  $t_0 \leftarrow \text{millis}()$ 
3: begin serial communication
4: send header "tiempo_ms,Vout"
5: while true do
6: read ADC from pin
7:  $V_{out} \leftarrow \text{ADC} * (5.0 / 1023.0)$ 
8:  $t \leftarrow \text{millis}() - t_0$ 
9: send ( $t, V_{out}$ ) via serial (CSV)
10: wait sampling interval
11: end while
12: end procedure
```

De manera complementaria, el entorno de procesamiento en Python permitió la recepción de los datos en tiempo real, su almacenamiento en archivos CSV y su visualización mediante una interfaz gráfica. En el algoritmo 2 se describe de manera general el código de Python utilizado para el almacenamiento de datos.

Algoritmo 2: Adquisición y almacenamiento de datos en Python.

Input: Serial port PORT, baud rate BAUDRATE

Output: Time series t, V_{out} , CSV file

```
1: procedure DATA_ACQUISITION(PORT, BAUDRATE)
2: initialize  $t[], V_{out}[]$ 
3: procedure START()
4: open serial(PORT, BAUDRATE)
5: while running do
6:   read, validate and parse ( $t_{ms}, v_{out}$ )
7:   append ( $t_{ms}/1000, v_{out}$ )
8: end while
9: procedure STOP()
10: close serial
11: save ( $t, V_{out}$ ) to CSV
12: end procedure
```

3.3 Montaje y validación experimental

Para validar el circuito de acondicionamiento, se inyectó una señal tipo rampa con una amplitud pico a pico de 4400 mV y se comparó su respuesta con la señal de entrada. El amplificador de instrumentación AD620 se alimentó con una fuente dual de ± 5 V [33]. La Figura 4 muestra el montaje experimental: a) sensor, b) *protoboard* con el AD620 y el microcontrolador, c) fuente de alimentación, d) dispositivo móvil receptor, e) potenciómetro comercial [34] y f) multímetro. El potenciómetro comercial se utilizó como equipo de referencia para validar el voltaje medido por el sistema desarrollado, mientras que el multímetro permitió corroborar las mediciones.

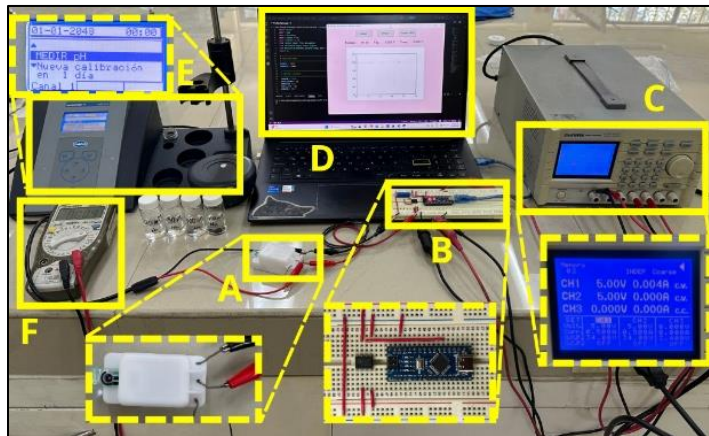


Figura 4. Montaje experimental completo del sistema.

3.4 Métricas de desempeño

Para cuantificar el error entre la señal de referencia y la señal medida, se empleó el error cuadrático medio (MSE), el cual permitió evaluar de manera objetiva la precisión del circuito en la reproducción de las señales. Un valor bajo de MSE indica una alta similitud entre ambas señales [35]. La ecuación 1 indica la fórmula del error:

$$MSE = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - x_i)^2 \quad (1)$$

donde y_i representa los valores medidos (salida del circuito); x_i los valores de la señal original (generador de ondas); y n el número de muestras. Para el cálculo del RMSE se utiliza la raíz de la sumatoria de la ecuación 1. El MAE es un promedio de la diferencia de los valores medidos. La ecuación de Nernst (ecuación 2), establece la relación entre el potencial eléctrico medido y la actividad del ion en solución, representada por la siguiente ecuación [36]:

$$E = E^o - \left(\frac{RT}{nF} \right) \ln Q \quad (2)$$

donde E representa el potencial medido, E^o el potencial estándar del electrodo, R la constante universal de los gases, T la temperatura absoluta, n la valencia del ion, F la constante de Faraday y a la actividad



iónica; a partir de este modelo teórico se espera un comportamiento lineal entre el potencial eléctrico y el logaritmo de la concentración de los iones analizados. Además, esta ecuación funciona para estimar los valores de potencial de las concentraciones mínimas y máximas del sudor y diseñar el circuito de medición con base en esos parámetros medidos. El correcto funcionamiento del sistema de adquisición y acondicionamiento de señal se evaluó mediante el análisis de la linealidad de la respuesta y del coeficiente de determinación R^2 . Un comportamiento lineal indica una adecuada preservación de la información electroquímica del sensor, mientras que desviaciones pueden asociarse a factores como la temperatura o variaciones en la respuesta de los electrodos [36].

4. Resultados y discusiones

El sistema permitió obtener señales estables dentro del rango de operación del convertidor analógico-digital. Los resultados al aplicar la rampa para validar el circuito, se muestran en la Figura 5a, donde la señal obtenida a la salida del sistema fue comparada con la señal original del generador, observándose una alta correspondencia entre ambas. Esta transmisión se realizó de manera estable, permitiendo la visualización en tiempo real y el almacenamiento estructurado de los datos en archivos tipo CSV. La Figura 5 muestra la interfaz desarrollada en Python, en la cual se observa la gráfica en tiempo real de la señal adquirida, evidenciando el correcto funcionamiento del sistema de comunicación.

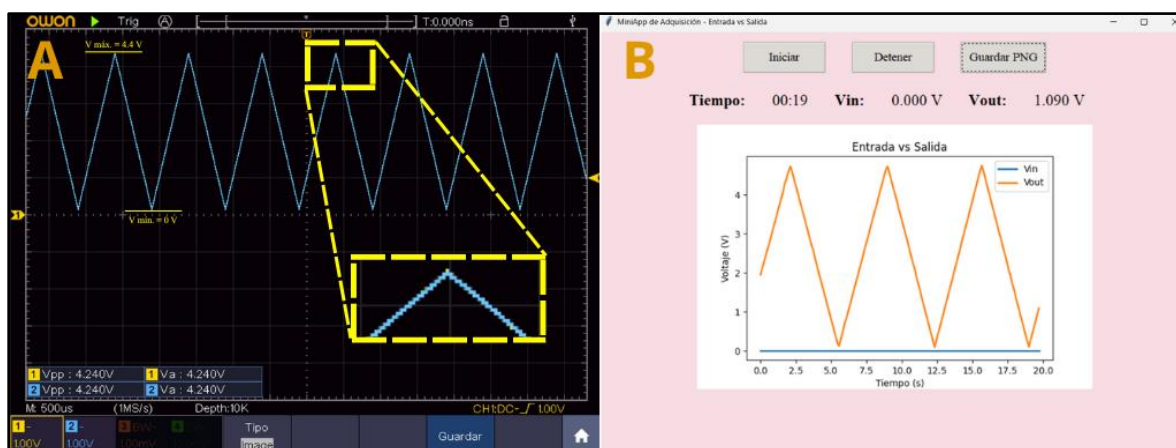


Figura 5. Comparación entre señal de entrada y señal de salida del sistema.

Los valores de voltaje medidos se presentan en la Tabla 1, evidenciando que el rango de potencial registrado (0 - 4400 mV) se encuentra dentro del rango de operación del circuito diseñado. En la tabla, C_i representa la concentración de Na^+ , E_R el potencial medido con el equipo de referencia y E_M el potencial obtenido con el dispositivo desarrollado. Para cada concentración, el dispositivo desarrollado adquirió aproximadamente 600 mediciones de voltaje durante un minuto, cuyo valor promedio se utilizó para la comparación con el equipo de referencia.



Tabla 1. Medición de voltaje a diferentes concentraciones.

C_i (mM)	Log [Na ⁺]	E_R (mV)	E_M (mV)
10	-2	108.4	92
20	-1.69	122.9	108
30	-1.52	130.6	119
60	-1.22	144.2	139
100	-1	156.9	153
150	-0.82	165.7	165
200	-0.69	181.6	179

De acuerdo a la ecuación de Nernst, la relación entre el potencial y el logaritmo de la concentración de Na⁺ se expresa como:

$$E - E^0 = (59.2) \log Na^+ + Ej \quad (3)$$

donde la variable dependiente corresponde a la diferencia de potencial medida y la variable independiente al logaritmo de la concentración de Na⁺.

La Figura 6 muestra la relación entre el potencial medido y el logaritmo de la concentración iónica. El ajuste lineal obtenido con el dispositivo comercial presentó un coeficiente de determinación de $R^2 = 0.98$, mientras que el dispositivo desarrollado alcanzó un $R^2 = 0.99$, lo que evidencia una alta linealidad entre la concentración de Na⁺ y el potencial medido. De igual manera, el dispositivo desarrollado presentó una pendiente de 65 mV/dec, mientras que el equipo comercial obtuvo 52 mV/dec. Ambos valores muestran una tendencia cercana a la respuesta Nernstiana esperada para electrodos selectivos a Na⁺ (≈ 59 mV/dec a 25 °C), ampliamente reportada en la literatura [11,20]. Las diferencias observadas pueden atribuirse a las características propias del electrodo y las condiciones experimentales.

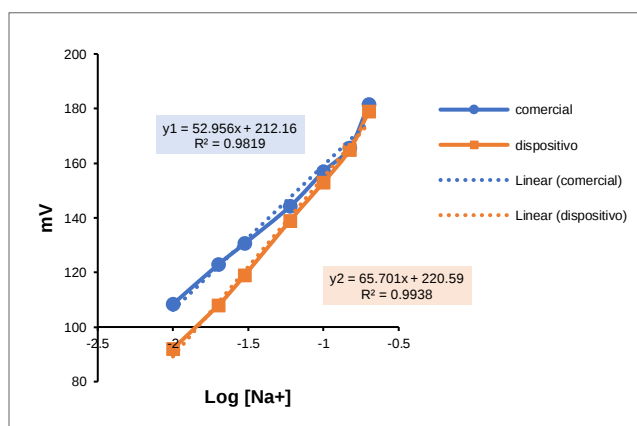


Figura 6. Comparación de potencial vs concentración de dispositivo desarrollado y dispositivo comercial.

Los parámetros utilizados para el cálculo de las métricas de error se presentan en la Tabla 2. Para cada concentración de Na⁺ se determinó la diferencia entre el potencial medido por el



equipo de referencia (E_R) y el dispositivo desarrollado (E_M), así como el cuadrado de dicha diferencia, valores empleados para el cálculo del error cuadrático medio (MSE), la raíz del error cuadrático medio (RMSE) y el error absoluto medio (MAE).

Tabla 2. Parámetros para el cálculo de MSE, RMSE y MAE.

C_i (mM)	E_R (mV)	E_M (mV)	$E_R - E_M$ (mV)	$(\Delta E)^2$ (mV)
10	108.4	92	16.4	268.9
20	122.9	108	14.9	244.3
30	130.6	119	11.6	190.2
60	144.2	139	5.2	85.2
100	156.9	153	3.9	63.9
150	165.7	165	0.7	11.4
200	181.6	179	2.6	42.6

Los resultados obtenidos se muestran en la Tabla 3, donde se obtuvo un MSE de 129.56 mV², un RMSE de 11.38 mV y un MAE de 7.9 mV. Estos valores indican que las mediciones realizadas por el sistema desarrollado presentan una baja desviación respecto al equipo comercial de referencia, evidenciando una adecuada precisión del sistema de adquisición dentro del rango de concentraciones evaluado.

Tabla 3. Métricas de desempeño: MSE, RMSE y MAE.

MSE (mV ²)	RMSE (mV)	MAE (mV)
129.56	11.38	7.9

Dado que ambas mediciones se realizaron utilizando el mismo electrodo y las mismas soluciones de sudor sintético (PBS), las diferencias cuantificadas mediante MSE, RMSE y MAE reflejan principalmente el desempeño del sistema de adquisición desarrollado y no la respuesta electroquímica del sensor. Desde el punto de vista del desempeño global, la estabilidad en la adquisición y transmisión de datos respalda la viabilidad del sistema para aplicaciones portátiles y de monitoreo continuo.

5. Conclusiones

El sistema desarrollado demostró ser capaz de adquirir, acondicionar y procesar señales potenciométricas de manera confiable dentro del rango de operación definido para la medición de sodio en sudor. La estabilidad en la adquisición de datos, así como la alta fidelidad en la reproducción de las señales, evidencian la adecuada integración entre las etapas de acondicionamiento electrónico y procesamiento digital. Estos resultados confirman la viabilidad del sistema propuesto como una herramienta para el monitoreo de señales electroquímicas en aplicaciones relacionadas con el análisis de iones en fluidos biológicos.



Como contribución principal, este trabajo integra un sistema embebido de bajo costo con capacidad de adquisición de datos en tiempo real y una etapa de procesamiento digital en un entorno computacional, constituyendo una plataforma portable con potencial para futuras aplicaciones de monitoreo del estado de hidratación. El sistema presenta limitaciones que deben considerarse en la interpretación de los resultados. La caracterización electroquímica de los electrodos no formó parte del alcance de este trabajo, ya que estos fueron desarrollados y evaluados de manera independiente, mientras que el objetivo principal fue el diseño y la validación del sistema de adquisición electrónica. De igual manera, la validación se realizó únicamente con soluciones de sudor sintético (PBS) y concentraciones controladas de Na^+ . En aplicaciones reales, la respuesta potenciométrica puede verse afectada por factores como la presencia de otros iones (K^+ y Cl^-), las variaciones de temperatura y la estabilidad temporal de los electrodos, aspectos que deberán considerarse en etapas posteriores de validación.

Como trabajo futuro se plantea la implementación del circuito en una placa de circuito impreso (PCB), la incorporación de comunicación inalámbrica vía Bluetooth y una batería de litio para mejorar la portabilidad del sistema. Además, se propone realizar pruebas en sudor humano real, incorporar compensación de temperatura y evaluar el desempeño del sistema bajo condiciones reales de operación. Finalmente, se contempla la integración de modelos predictivos para estimar el estado de hidratación a partir de las concentraciones iónicas medidas, ampliando el alcance del sistema hacia aplicaciones clínicas y deportivas en tiempo real.

6. Agradecimientos

Los autores agradecen al Tecnológico Nacional de México (TECNM), por el apoyo otorgado en la Convocatoria de Proyectos de Investigación Científica, Humanística, de Desarrollo Tecnológico e Innovación 17836.23-P y 25244.26-P. Se agradece al Instituto Tecnológico de Tijuana por el apoyo brindado a través del uso de sus instalaciones y laboratorios, los cuales fueron fundamentales para la realización de este proyecto.

7. Agradecimientos de autoría

Carolina Michelle Santillán Cruz: Metodología, Análisis Formal, Análisis de datos, Investigación, Borrador original, Escritura. Reyna del Carmen Gutiérrez Gutiérrez: Ideas, Metodología, Investigación. Moisés Israel Salazar Gastélum: Conceptualización, Revisión y edición, Recursos. José Ricardo Cárdenas Valdez: Recursos, Análisis Formal, Revisión y edición. Mara Beltrán Gastélum: Conceptualización, Recursos, Administración de proyecto.

Referencias

- [1] J. Orysiak, M. Młynarczyk, J. Bugajska, and E. Łastowiecka-Moras, "Hydration of Workers in Thermal Environments—Practical Recommendation," *Nutrients*, vol. 18, no. 1, p. 64, 2025, doi: 10.3390/nu18010064.
- [2] J. Moini y K. Ferdowsi, "Handbook of Nutritional Disorders," CRC Press, 2024.
- [3] A. O. Polo, M. S. C. García, y L. H. Ponce, "Importancia de los electrolitos y la hidratación en la actividad física," *Educación y Salud Boletín Científico Instituto de Ciencias de La Salud Univ. Autónoma Estado Hidalgo*, vol. 8, no. 15, pp. 241-246, 2019, doi: <https://doi.org/10.29057/icsa.v8i15.4822>.



- [4] N. I. Dmitrieva, M. Boehm, P. H. Yancey, y S. Enhörning, “Long-term health outcomes associated with hydration status,” *Nature Reviews Nephrology*, vol. 20, no. 5, pp. 275-294, may. 2024, doi: <https://doi.org/10.1038/s41581-024-00817-1>.
- [5] S. A. Kavouras, “Hydration, dehydration, underhydration, optimal hydration: are we barking up the wrong tree?,” *European Journal of Nutrition*, vol. 58, pp. 471–473, mar. 2019, doi: <https://doi.org/10.1007/s00394-018-01889-z>.
- [6] J. Moini and K. Ferdowsi, “Electrolyte and Acid-Base Imbalance,” in *Handbook of Nutritional Disorders*, CRC Press, 2024, pp. 355–368, doi: 10.1201/9781003453376-32.
- [7] World Health Organization (WHO), “Enfermedades diarreicas.” Accessed: Aug. 05, 2026. [Online]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/diarrhoeal-disease>.
- [8] World Health Organization (WHO), “Cholera,” Accessed: Aug. 05, 2026. [Online]. Available: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cholera>.
- [9] K. K. Yeung, T. Huang, Y. Hua, K. Zhang, M. M. F. Yuen and Z. Gao, "Recent Advances in Electrochemical Sensors for Wearable Sweat Monitoring: A Review," in *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, no. 13, pp. 14522-14539, 1 July1, 2021, doi: 10.1109/JSEN.2021.3074311.
- [10] L. B. Baker *et al.*, “Explaining variation in sweat sodium concentration: effect of individual characteristics and exercise, environmental, and dietary factors,” *Journal of Applied Physiology*, vol. 133, no. 6, pp. 1250–1259, Dec. 2022, doi: 10.1152/jappphysiol.00391.2022.
- [11] W. Gao *et al.*, “Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis,” *Nature*, vol. 529, no. 7587, pp. 509–514, Jan. 2016, doi: 10.1038/nature16521.
- [12] D. Declercq, E. Van Braeckel, S. Marchand, S. Van daele, and S. Van Biervliet, “Sodium Status and Replacement in Children and Adults Living with Cystic Fibrosis: A Narrative Review,” *Journal of the Academy of Nutrition and Dietetics*, vol. 120, no. 9, pp. 1517–1529, Sep. 2020, doi: 10.1016/j.jand.2020.05.011.
- [13] L. E. Armstrong, S. A. Kavouras, N. P. Walsh, and W. O. Roberts, “Diagnosing dehydration? Blend evidence with clinical observations,” *Current Opinion in Clinical Nutrition & Metabolic Care*, vol. 19, no. 6, pp. 434–438, Nov. 2016, doi: 10.1097/MCO.0000000000000320.
- [14] Secretaría de Salud, Dirección General de Epidemiología, «Informe semanal de vigilancia epidemiológica: Temperaturas naturales extremas (Temporada de calor 2023). Semana epidemiológica 23», Secretaría de Salud, México, jun. 2023. [Online]. Available: https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/832567/TNE__2023__SE23.pdf
- [15] L. Klous, M. Folkerts, H. Daanen, and N. Gerrett, “The effect of sweat sample storage condition on sweat content,” *Temperature*, vol. 8, no. 3, pp. 254–261, 2021, doi: 10.1080/23328940.2020.1867294.
- [16] D. Hernández Ramírez, M. C. Vázquez Briones, M. Mata García, L. E. Rebolledo Perales, M. Franco Guzmán, y G. A. Álvarez Romero, “Sensores no enzimáticos construidos con grafito y nanopartículas de óxidos metálicos,” *Divulgación de la Ciencia - UAEH*. [Online]. Available: <https://www.uaeh.edu.mx/divulgacion-ciencia/sensores-no-enzimaticos>
- [17] N. R. Jalal *et al.*, “Wireless wearable potentiometric sensor for simultaneous determination of pH, sodium and potassium in human sweat,” *Scientific Reports*, vol. 14, no. 1, pp. 11526, Dec. 2024, doi: 10.1038/s41598-024-62236-3.
- [18] M. Yang *et al.*, “Screen-Printed Wearable Sweat Sensor for Cost-Effective Assessment of Human Hydration Status through Potassium and Sodium Ion Detection,” *Micromachines*, vol. 14, no. 8, pp.1497, Aug. 2023, doi: 10.3390/mi14081497.



- [19] D. Solovei, J. Žák, P. Majzlíková, J. Sedláček, and J. Hubálek, “Chemical sensor platform for non-invasive monitoring of activity and dehydration,” *Sensors*, vol. 15, no. 1, pp. 1479–1495, Jan. 2015, doi: 10.3390/s150101479.
- [20] A. J. Bandodkar *et al.*, “Epidermal tattoo potentiometric sodium sensors with wireless signal transduction for continuous non-invasive sweat monitoring,” *Biosensors and bioelectronics*, vol. 54, pp. 603–609, Apr. 2014, doi: 10.1016/j.bios.2013.11.039.
- [21] J. J. Q. Ng *et al.*, “Non-Invasive Hydration Monitoring with a Graphene Dual Sweat Sensor,” *Applied Sciences*, vol. 15, no. 9, pp. 4970, Apr. 2025, doi: 10.3390/app15094970.
- [22] P. Pirovano *et al.*, “A wearable sensor for the detection of sodium and potassium in human sweat during exercise,” *Talanta*, vol. 219, pp. 121145, Nov. 2020, doi: 10.1016/j.talanta.2020.121145.
- [23] M. Parrilla, J. Ferré, T. Guinovart, and F. J. Andrade, “Wearable Potentiometric Sensors Based on Commercial Carbon Fibres for Monitoring Sodium in Sweat,” *Electroanalysis*, vol. 28, no. 6, pp. 1267–1275, Jun. 2016, doi: 10.1002/elan.201600070.
- [24] A. Alizadeh *et al.*, “A wearable patch for continuous monitoring of sweat electrolytes during exertion,” *Lab on a Chip*, vol. 18, no. 17, pp. 2632–2641, 2018, doi: 10.1039/C8LC00510A.
- [25] M. L. O. Plazas, Á. P. R. Peñaloza y J. A. A. Moreno, *Hidratación en el deporte y la actividad física: principios y métodos aplicados*. Bogotá, Colombia: Facultad de Medicina, Universidad Nacional de Colombia, 2022.
- [26] S. Yao *et al.*, “A Wearable Hydration Sensor with Conformal Nanowire Electrodes,” *Advanced healthcare materials*, vol. 6, no. 6, pp. 1601159, Mar. 2017, doi: 10.1002/adhm.201601159.
- [27] Y. Luo *et al.*, “Technology Roadmap for Flexible Sensors,” *ACS nano*, vol. 17, no. 6, pp. 5211–5295, Mar. 2023, doi: 10.1021/acsnano.2c12606.
- [28] A. J. Bandodkar and J. Wang, “Non-invasive wearable electrochemical sensors: a review,” *Trends in biotechnology*, vol. 32, no. 7, pp. 363–371, Jul. 2014, doi: 10.1016/j.tibtech.2014.04.005.
- [29] S. Wang *et al.*, “Wearable Sweatband Sensor Platform Based on Gold Nanodendrite Array as Efficient Solid Contact of Ion-Selective Electrode,” *Analytical Chemistry*, vol. 89, no. 19, pp. 10224–10231, Oct. 2017, doi: 10.1021/acs.analchem.7b01560.
- [30] O. R. Barley, D. W. Chapman, and C. R. Abbiss, “Reviewing the current methods of assessing hydration in athletes,” *Journal of the International Society of Sports Nutrition*, vol. 17, no. 1, pp. 52, Jan. 2020, doi: 10.1186/s12970-020-00381-6.
- [31] A. E. Merrill and A. B. Chambliss, “Water and electrolyte balance,” in *Contemporary Practice in Clinical Chemistry*, Elsevier, 2020, pp. 651–663. doi: 10.1016/B978-0-12-815499-1.00037-5.
- [32] N. Davis, J. Heikenfeld, C. Milla, and A. Javey, “The challenges and promise of sweat sensing,” *Natural Biotechnology*, vol. 42, no. 6, pp. 860–871, Jun. 2024, doi: 10.1038/s41587-023-02059-1.
- [33] Analog Devices, “AD620 Low Cost, Low Power Instrumentation Amplifier,” Accessed: Aug. 05, 2026. [Online]. Available: <https://www.analog.com/en/products/ad620.html>
- [34] Hach Company, sensION+™ MM374 GLP Benchtop Multi-Parameter Meter User Manual, doc. DOC022.97.90253, 1.^a ed., Loveland, CO, EE. UU., jul. 2010. [En línea]. Disponible en: <https://cdn.hach.com/7FYZVWYB/at/hc9zch3jv39ch27x5b49bxq/DOC0229790253.pdf>.
- [35] S. T. Alexander, “The Mean Square Error (MSE) Performance Criteria,” in *Adaptive Signal Processing*, New York, NY: Springer New York, 1986, pp. 8–33. doi: 10.1007/978-1-4612-4978-8_2.



[36] C. Flavio, C. Breno, and S. Elki, “Nernst equation applied to electrochemical systems and centenary of his Nobel Prize in chemistry,” *International Journal for Innovation Education and Research*, vol. 8, no. 11, pp. 670–683, Nov. 2020, doi: <https://doi.org/10.31686/ijer.vol8.iss11.2803>.

Derechos de Autor (c) 2026 Carolina Michelle Santillán Cruz, Reyna del Carmen Gutiérrez Gutiérrez, Moisés Israel Salazar Gastélum, José Ricardo Cárdenas Valdez, Mara Beltrán Gastélum



Este texto está protegido por una licencia [Creative Commons 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Usted es libre para compartir —copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato— y adaptar el documento —remezclar, transformar y crear a partir del material— para cualquier propósito, incluso para fines comerciales, siempre que cumpla la condición de:

Atribución: Usted debe dar crédito a la obra original de manera adecuada, proporcionar un enlace a la licencia, e indicar si se han realizado cambios. Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que tiene el apoyo del licenciante o lo recibe por el uso que hace de la obra.

[Resumen de licencia](#) - [Texto completo de la licencia](#)