
Desarrollo de sistema portátil para la medición de hidratación mediante el sudor

Angeles Elvira Mejía Sindro



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ingeniería



Desarrollo de sistema portátil para la medición de hidratación mediante
el sudor

Trabajo de graduación presentado por Angeles Elvira Mejía Sindro para
optar al grado académico de Licenciada en Ingeniería Biomédica

Guatemala,

2025

Vo.Bo.:



(f)

Dr.-Ing. José Leal



(f)

M.Sc. Carlos Esquit

Desde el inicio de mis estudios en ingeniería biomédica, me ha interesado cómo la tecnología puede contribuir a la prevención y el cuidado de la salud. Me interesa aplicarla como una herramienta de prevención, con el fin de detectar de forma temprana cambios en los procesos fisiológicos, como la hidratación y así para prevenir complicaciones renales. Este proyecto es la unión de ese interés con mi conocimiento sobre los biosensores y sistemas de medición, áreas que considero fundamentales para el futuro de la medicina preventiva y personalizada.

De forma muy especial, agradezco a mis padres por su amor, paciencia y apoyo incondicional a lo largo de estos años de estudio, por acompañarme en cada etapa y por su motivación, mis hermanos y sobrinos, por su presencia constante y por recordarme la importancia de la familia en todo logro alcanzado, y a mis amigas, por brindarme su apoyo emocional y sus palabras de ánimo.

Un agradecimiento al Dr.-Ing. José Leal por su acompañamiento durante el desarrollo del proyecto, por su guía constante, sus aportes y orientarme en el proceso experimental. Expreso mi gratitud a PhD. Vanessa Jungbluth, por su apoyo en la etapa de experimentación y facilitar los materiales necesarios para la realización de las pruebas. Extiendo también mi agradecimiento al Departamento de Ingeniería Electrónica, Mecatrónica y Biomédica, y a su personal por su tiempo, disposición de materiales y espacio para trabajar. Agradezco las herramientas y personal del D-Hive en donde fue posible realizar la fabricación de los electrodos de grafeno y las impresiones 3D. Quiero agradecer a la Universidad del Valle de Guatemala y profesores del Departamento de Ingeniería Electrónica, Mecatrónica y Biomédica por brindarme los conocimientos y herramientas necesarios para mi formación académica.

Prefacio	I
Índice de figuras	V
Índice de cuadros	VI
Resumen	VII
Abstract	VIII
1. Introducción	1
2. Antecedentes	2
3. Justificación	4
4. Objetivos	6
4.1. Objetivo general	6
4.2. Objetivos específicos	6
5. Alcance	7
6. Marco teórico	9
6.1. Agua y sales en el cuerpo humano	9
6.2. Microfluídica	11
6.3. Mediciones colorimétricas	13
6.4. Mediciones de impedancia electroquímica	15
7. Metodología	18
7.1. Electrodo de grafeno	18
7.2. Sistema de intercambio automático de fluidos	19
7.3. Evaluación de impedancia en soluciones electrolíticas	23
7.4. Sistema micro fluidoico	27

8. Resultados	32
8.1. Fabricación de electrodo	32
8.2. Pruebas de EIS en diluciones de PBS con placa EVAL-AD5941	32
8.3. Prueba de deshidratación e hidratación de EIS con PBS	34
8.4. Sistema microfluidico	38
9. Discusión	41
10. Conclusiones	44
11. Recomendaciones	46
12. Referencias	47

Índice de figuras

1.	Proporción de agua, grasa, proteínas y minerales en el cuerpo humano	9
2.	Tipo de glándulas sudoríparas: ecrina, apocrina y apoecrina	11
3.	Diagrama de flujo en canales microfluídicos	12
4.	Representación del ascenso capilar en un microcanal según el criterio de Jurin	13
5.	Diagrama para la detección colorimétrica de pH en un sistema de microfluidos	14
6.	Modelo de Randles simplificado	16
7.	Señal sinusoidal de perturbación de frecuencia variable y representación típica de los resultados de EIS	17
8.	Diseño de electrodos en Autodesk Inventor (mm)	19
9.	Componentes y funcionamiento del sistema automático de intercambio de fluidos	21
10.	Circuito Arduino Uno–módulo ULN2003–motor 28BYJ-48	22
11.	Conexión de la placa EVAL-AD5940ELCZ a electrodo de grafeno	24
12.	Conexión del sistema de medición con EmStat Pico	25
13.	Diseño de molde negativo del sistema microfluídico en Autodesk Inventor (mm)	28
14.	Electrodo para el sistema microfluídico en Autodesk Inventor (mm)	28
15.	Fabricación del sistema microfluídico	29
16.	Esquema de la unión de un sistema microfluídico de PDMS con electrodo de grafeno	30
17.	Sistema microfluídico conectado a la placa EmStat Pico para mediciones EIS	30
18.	Electrodos de grafeno sobre sustrato de Kapton fabricados mediante grabado láser	32
19.	Prueba EIS para evaluar cambios de concentración en soluciones PBS con la placa EVAL-AD5941	33
20.	Prueba EIS durante el proceso de deshidratación con la placa EVAL-AD5941	34

21.	Prueba EIS durante el proceso de deshidratación con la placa EmStat Pico	35
22.	Prueba EIS durante el proceso de hidratación con la placa EVAL-AD5941	36
23.	Prueba EIS durante el proceso de hidratación con la placa EmStat Pico	37
24.	Unión del sistema microfluídico con electrodo de grafeno	38
25.	Prueba EIS durante el proceso de deshidratación con la placa EmStat Pico en el sistema microfluídico.	39
26.	Prueba EIS durante el proceso de hidratación con la placa EmStat Pico en el sistema microfluídico.	40

Índice de cuadros

1.	Electrolitos principales, rangos fisiológicos en sangre y funciones . . .	10
2.	Parámetros utilizados para grabar los electrodos con la cortadora láser	19
3.	Parámetros de impresión 3D Bambu Lab A1 con PLA+	20
4.	Conexión entre el módulo ULN2003 y el Arduino Uno	22
5.	Soluciones con concentraciones de PBS	23
6.	Configuración del sistema de medición de la placa EVAL-AD5940ELCZ	24
7.	Configuración del sistema de medición de la placa EmStat Pico . . .	25
8.	Cambio de concentración de PBS en simulación de hidratación	26
9.	Cambio de concentración de PBS en simulación de deshidratación . .	27

La deshidratación es causada por la pérdida de agua y electrolitos, lo que provoca golpe de calor, fatiga, calambres, taquicardia, hipertensión y disminución del rendimiento cognitivo; a largo plazo, permite el desarrollo de enfermedad renal crónica y complicaciones cardiovasculares. Los métodos más utilizados para evaluar el estado de hidratación, como los análisis de sangre y orina, son invasivos, costosos y poco accesibles para comunidades vulnerables. Sin embargo, los nuevos biosensores utilizan tecnología costosa y no son asequibles aun el uso para una gran parte de la población. Por lo que se plantea la necesidad de dispositivos de monitoreo de la pérdida de electrolitos, por medio de un dispositivo de monitoreo funcional, adaptados para la detección temprana de la deshidratación y la prevención de enfermedades renales.

En este proyecto, se evaluó la impedancia eléctrica como indicador de los procesos de deshidratación e hidratación, empleando electrodos de grafeno fabricados por grabado láser. Se realizaron mediciones en soluciones de *phosphate buffered saline* (PBS) con diferentes concentraciones, utilizando las placas EVAL-AD5940BIOZ y EmStat Pico para registrar la variación de impedancia. Además, se implementó un sistema automatizado de inyección y extracción de líquidos, impreso en 3D y controlado mediante Arduino, para simular procesos dinámicos. Finalmente, se realizaron pruebas en un sistema microfluídico de PDMS acoplado al electrodo, donde se observó una correlación directa entre la impedancia y la concentración de sales, validando el potencial del sistema para el monitoreo no invasivo del estado de hidratación.

Palabras clave: sensor de bioimpedancia, electrodos de grafeno, sistema microfluídico, deshidratación, hidratación, solución salina fosfatada (PBS).

Dehydration is caused by the loss of water and electrolytes, which leads to heat stroke, fatigue, cramps, tachycardia, hypertension, and decreased cognitive performance. In the long term, it can contribute to the development of chronic kidney disease and cardiovascular complications. The most commonly used methods to assess hydration status, such as blood and urine tests, are invasive, costly, and not easily accessible for vulnerable communities. Furthermore, newer biosensors rely on expensive technology and are still not affordable for a large portion of the population. Therefore, there is a need for devices capable of monitoring electrolyte loss through a functional monitoring system adapted for the early detection of dehydration and the prevention of kidney diseases.

In this project, electrical impedance was evaluated as an indicator of dehydration and hydration processes using graphene electrodes fabricated by laser engraving. Measurements were performed in phosphate buffered saline (PBS) solutions with different concentrations, using the EVAL-AD5940BIOZ and EmStat Pico boards to record impedance variations. In addition, an automated liquid injection and extraction system was implemented, 3D-printed and controlled with Arduino, to simulate dynamic processes. Finally, tests were conducted in a PDMS microfluidic system coupled to the electrode, where a direct correlation between impedance and salt concentration was observed, validating the potential of the system for non-invasive monitoring of hydration status.

Keywords: bioimpedance sensor, graphene electrodes, microfluidic system, dehydration, hydration, phosphate-buffered saline (PBS).

La medición del estado de hidratación a través del sudor se ha convertido en una alternativa para desarrollar métodos no invasivos de monitoreo continuo. Este proyecto explora ese enfoque mediante el uso de impedancia eléctrica y un sistema microfluídico que permite trabajar con volúmenes pequeños, similares a las gotas de sudor.

El trabajo incluyó el diseño y la fabricación de electrodos de grafeno, el desarrollo de un sistema automatizado para modificar la concentración de las soluciones y la realización de mediciones de impedancia con la placa EVAL-AD5941 y EmStat Pico. También, se construyó un canal microfluídico en PDMS para evaluar su comportamiento al interactuar con el electrodo y analizar los cambios eléctricos asociados a variaciones en la concentración iónica.

El capítulo 2 presenta los antecedentes y el capítulo 3 la justificación. En el capítulo 4, se establecen los objetivos y, en el capítulo 5, el alcance del estudio. El capítulo 6 reúne el marco teórico necesario. La metodología, desde la fabricación de los componentes hasta las pruebas experimentales, se describe en el capítulo 7. Los resultados se presentan en el capítulo 8 y su discusión, en el capítulo 9. Finalmente, los capítulos 10 y 11 contienen las conclusiones y recomendaciones para próximos proyectos.

En el ámbito de la salud, los métodos más comunes para evaluar los niveles de minerales en el cuerpo y la función renal incluyen análisis de sangre y orina. La medición de creatinina sérica en sangre, utilizada para estimar la tasa de filtración glomerular y evaluar la progresión de la enfermedad renal crónica [1]. También se analiza la concentración de urea en sangre (BUN), un indicador del metabolismo de proteínas y la función renal. Para evaluar la pérdida de sodio en el cuerpo, se mide la natremia [2]. Además, los análisis de orina permiten evaluar la osmolalidad, la densidad urinaria y la excreción de proteínas, proporcionando información sobre el estado de hidratación y la salud renal [3]. En situaciones críticas, se mide la hormona vasopresina, que regula la retención de agua [4].

El desarrollo de biosensores ha permitido el análisis de pérdida de minerales a través del sudor, de forma no invasiva, facilitando el monitoreo constante para personas que realizan actividades físicas [5]. Entre estas soluciones destacan los sensores que integran circuitos CMOS, los cuales permiten estimar la pérdida de electrolitos midiendo la conductividad de la piel, por su tamaño compacto este tipo de sensores se puede incorporar fácilmente en dispositivos portátiles [6], [7]. Nix Biosensors ha desarrollado un dispositivo que implementa el análisis de bioimpedancia para medir la pérdida de electrolitos en tiempo real [8]. Los relojes Garmin utilizan datos fisiológicos, como la frecuencia cardíaca, temperatura corporal, peso y tiempo de ejercicio, para estimar la pérdida de líquido durante actividades físicas [9].

La bioimpedancia se ha utilizado en dispositivos portátiles para evaluar los niveles de agua en el cuerpo, ya que permite medir la resistencia de los tejidos al paso de una corriente eléctrica. El agua es prácticamente un aislante eléctrico, tiene una conductividad baja y resistencia elevada. Cuando se añaden electrolitos al agua, la concentración iónica aumenta y disminuye la resistencia [10]. La bioimpedancia permite otro tipo de análisis como la evaluación de la composición corporal, proporción de grasa, músculo y agua en el cuerpo [11]. Dispositivos como el Samsung Gear S2

utilizó sensores de bioimpedancia para monitorear la pérdida de minerales en el sudor y la temperatura corporal [12].

Otro enfoque en el desarrollo de biosensores incluye el uso de sensores químicos, para la detección de minerales en el sudor y lactato en tiempo real [13]. Conocidos como Wearable Sweat Sensors se desarrollaron para tener una precisión mayor en la evaluación de deshidratación [14]. Eccrine Systems ha desarrollado sistemas de recolección de micro fluidos para evaluar el sudor, analizando los minerales perdidos durante actividades físicas [13]. Un ejemplo de esta tecnología es el Gatorade Gx Sweat Patch, que utilizó análisis de colorimetría para determinar la concentración de sodio en el sudor [15]. El biosensor Liipoo AbsolutSweat une la técnica de espectrometría y tintes químicos para el análisis cuantitativo del sodio, potasio y cloro que son los minerales que se pierden al deshidratarse [16].

Aproximadamente el 60 por ciento del peso corporal está formado por agua, por lo que se considera fundamental para el funcionamiento del cuerpo humano, la regulación de la temperatura, el transporte de nutrientes y la eliminación de toxinas [17]. El agua dentro del cuerpo está compuesta por electrolitos, tales como sodio, potasio, cloro y magnesio. Estos minerales con carga eléctrica participan en procesos de contracción muscular, transmisión nerviosa y equilibrio de los fluidos corporales. Además, el agua y los electrolitos desempeñan un papel esencial en el mantenimiento de la homeostasis del organismo [18].

La deshidratación ocurre cuando la pérdida de minerales supera la ingesta, lo que puede generar una reducción del volumen sanguíneo y una disminución en la capacidad del cuerpo para eliminar toxinas [18]. En casos de ingesta excesiva de sodio combinada con deshidratación, se observa un deterioro en la salud renal, lo que incrementa el riesgo de desarrollar enfermedad renal crónica. Este deterioro se encuentra relacionado con mecanismos de hiperfiltración glomerular y daño estructural del tejido renal [19]. La deshidratación también contribuye a la reducción del volumen sanguíneo, lo que puede provocar hipertensión y taquicardia, aumentando el riesgo de eventos cardiovasculares mortales [19]. Asimismo, la pérdida de sodio en el organismo puede afectar el rendimiento mental y la salud emocional, ocasionando efectos como fatiga, dificultades para concentrarse y cambios emocionales [20].

Las enfermedades renales causan el deterioro progresivo del cuerpo, ya que se ve afectada negativamente la capacidad de los riñones para filtrar y eliminar desechos del organismo, lo que genera la acumulación de toxinas, desequilibrio de minerales e inflamación crónica. La insuficiencia renal crónica se ha relacionado con enfermedades cardiovasculares, lo que incrementa el riesgo y altera el metabolismo del cuerpo, elevando así el riesgo de desarrollar diabetes [1]. La exposición a factores de riesgo, como la deshidratación y la ingesta excesiva de sodio, puede inducir fibrosis renal y afectar los procesos de filtración de toxinas [21].

En Guatemala, el sector agrícola es uno de los más afectados por estos factores, especialmente en la Costa Sur del país, donde se reportan condiciones laborales físicamente exigentes en temperaturas elevadas, favoreciendo el incremento de casos de deshidratación y enfermedades renales. Entre 2008 y 2017, el número de pacientes renales se multiplicó por quince. En 2018, se reportó que la mayor concentración de pacientes renales en el país se encontraba en la Costa Sur. Además, entre 2008 y 2018, el número de fallecidos por enfermedad renal crónica aumentó en un 56 por ciento. Las estadísticas destacan que el clima es un factor determinante que afecta a la población, siendo los trabajadores de sectores como la agricultura, la construcción y la manufactura los más perjudicados [22].

Los métodos más utilizados para evaluar los niveles de minerales en el cuerpo y la función renal son los análisis de sangre y orina. En los hospitales, se mide la creatinina, urea y natremia (concentración de sodio) en sangre, procedimientos invasivos que requieren extracción sanguínea y el uso de equipo especializado de laboratorio para obtener valores exactos [1], [2]. Los análisis de orina evalúan la osmolalidad, densidad urinaria y excreción de proteínas, pero su tiempo de evaluación promedio de 24 horas no permite una detección temprana de la deshidratación [3]. Alternativamente, se han desarrollado biosensores que analizan la pérdida de minerales a través del sudor de manera no invasiva, mayormente utilizados en deportistas de alto rendimiento. Sin embargo, dispositivos como el Gatorade Gx Sweat Patch o biosensores basados en bioimpedancia siguen siendo costosos y de difícil acceso, limitando su implementación en poblaciones vulnerables [15].

El monitoreo de los niveles de hidratación y electrolitos resulta crucial para prevenir la deshidratación y reducir los riesgos de daño en el tejido renal. La implementación de un sistema de monitoreo permitiría detectar a tiempo los desequilibrios de minerales, facilitando la adopción de medidas preventivas para evitar complicaciones renales y mejorar la calidad de vida de los trabajadores expuestos a estas condiciones extremas. El uso de electrodos de grafeno para la medición de bioimpedancia se considera una alternativa menos invasiva y más eficiente para evaluar la hidratación y los niveles de electrolitos en el cuerpo. Esta tecnología permite obtener una respuesta rápida al detectar variaciones en la conductividad de la piel causadas por la sudoración, permitiendo evaluar la bioimpedancia y la pérdida de minerales. La implementación de un sistema de colorimetría con rojo de fenol permitiría un análisis inmediato y de bajo costo, facilitando la detección temprana de la deshidratación en trabajadores mediante un sistema de lectura sencilla basado en los cambios de color de la reacción química.

4.1. Objetivo general

Desarrollar y evaluar dos métodos de monitoreo de deshidratación no invasiva, uno mediante un sensor con reacción química visual y otro utilizando bioimpedancia, ambos basados en un sistema micro fluidos de recolección de sudor.

4.2. Objetivos específicos

- Evaluar la capacidad del rojo de fenol para detectar variaciones de pH en soluciones que simulan el sudor producido durante actividades físicas.
- Diseñar y fabricar un sensor de bioimpedancia utilizando la placa AD5941, para detectar variaciones de bioimpedancia en la piel relacionados con la pérdida de sudor durante actividades físicas.
- Evaluar el desempeño del sensor colorimétrico, basado en cambios de pH, y del sensor de bioimpedancia ante diferentes concentraciones de sodio, utilizando modelos de piel artificial que simulan distintos grados de deshidratación.

El presente trabajo se centró en el desarrollo de un sistema microfluídico para la evaluación no invasiva del estado de hidratación mediante mediciones de impedancia eléctrica. El proyecto se enfocó en el diseño, fabricación y validación de un sensor de bioimpedancia basado en electrodos de grafeno grabados con grabado láser sobre una lámina de Kapton, así como en la integración de este con un sistema microfluídico de PDMS.

El alcance del estudio incluyó la caracterización eléctrica de soluciones de *Phosphate Buffered Saline* (PBS) a diferentes concentraciones, utilizando las placas de medición EVAL-AD5940BIOZ y PalmSens EmStat Pico. Se diseñó e imprimió en 3D un sistema automatizado de intercambio de fluidos controlado mediante Arduino Uno, para la simular los procesos de hidratación y deshidratación, las mediciones experimentales se realizaron únicamente con el electrodo de grafeno en contacto directo con las soluciones. Posteriormente, el sistema microfluídico fue evaluado de manera independiente, verificando el contacto con el electrodo, la estabilidad y la sensibilidad de las mediciones de impedancia dentro del canal. Estas pruebas permitieron confirmar la funcionalidad del sistema y su potencial integración con el sensor de bioimpedancia.

El sensor colorimétrico propuesto inicialmente, basado en el uso de rojo de fenol para la detección visual de variaciones de pH, no fue implementado en esta etapa del proyecto, dado que los materiales requeridos se incorporaron en una fase posterior del cronograma experimental. De igual forma, las pruebas en modelos de piel artificial fueron sustituidas por la verificación de impedancia dentro del sistema microfluídico de PDMS, el cual permitió simular de manera controlada los procesos de hidratación y deshidratación mediante el cambio de concentración de PBS.

En esta etapa, se logró cumplir con el desarrollo completo del sensor de bioimpedancia, su calibración en diferentes concentraciones de PBS y su integración con el sistema microfluídico de PDMS. Los resultados obtenidos son la base para la futura implementación de un dispositivo de monitoreo de deshidratación basado en aná-

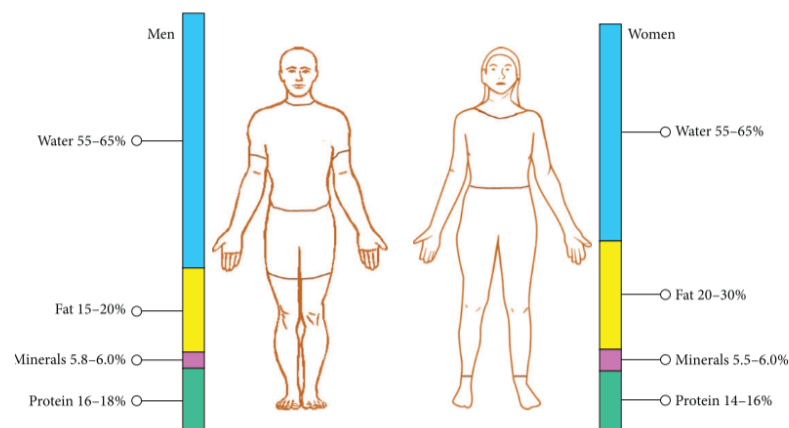
lisis bioeléctrico y colorimétrico, con potencial para aplicaciones no invasivas en la evaluación del estado de hidratación a través del sudor.

6.1. Agua y sales en el cuerpo humano

6.1.1. Composición corporal y homeostasis

El cuerpo humano está constituido por agua, grasa, minerales y proteínas. El agua representa aproximadamente entre el 55 % y 65 % del peso corporal total, y se distribuye entre los compartimentos intracelular y extracelular (Figura 1). El fluido intracelular equivale cerca del 44 % del peso corporal total y se encuentra dentro de la membrana plasmática, mientras que el fluido extracelular, que representa alrededor del 29 %, permite el transporte de nutrientes y desechos mediante la sangre y el líquido intersticial [23].

Figura 1. Proporción de agua, grasa, proteínas y minerales en el cuerpo humano



Nota. Adaptada de [23]

La homeostasis hídrica es la capacidad de los organismos para mantener constante el volumen y la composición de sus fluidos corporales frente a las variaciones metabólicas y a las pérdidas de agua [18]. La estabilidad de los fluidos en el cuerpo depende del mecanismo de regulación fina, en el caso del aumento de 1 % en la osmolalidad plasmática se activa la liberación de hormonas antidiuréticas llamada vasopresina, que ayudan a la reabsorción de agua en los túbulos colectores y el sistema renina angiotensina aldosterona retiene sodio, y la concentración de sales fuera de los túbulos provoca que el agua lo sigue por ósmosis para equilibrar las concentraciones [24].

6.1.2. Funciones de los electrolitos

Los electrolitos presentes en los fluidos corporales participan en procesos esenciales como el equilibrio osmótico, la regulación del pH y la transmisión de impulsos eléctricos en tejidos nerviosos y musculares [18], [25]. Estos minerales con carga eléctrica incluyen sodio, potasio, cloro, calcio, magnesio, fosfato y bicarbonato, y cada uno cumple funciones específicas dentro de los sistemas muscular, nervioso y metabólico (Cuadro 1).

Cuadro 1. Electrolitos principales, rangos fisiológicos en sangre y funciones

Electrolito (Ion)	Rango fisiológico	Funciones fisiológicas
Sodio (Na^+)	135–145 mmol/L	Regulación del volumen extracelular, equilibrio osmótico, propagación del potencial de acción.
Potasio (K^+)	3.5–5.3 mmol/L	Potencial de membrana, contracción muscular y excitabilidad celular.
Cloro (Cl^-)	98–108 mmol/L	Equilibrio osmótico, regulación ácido-base, transporte de iones.
Bicarbonato (HCO_3^-)	22–29 mmol/L	Principal sistema buffer del organismo y regulación del pH.
Calcio ionizado (Ca^{2+})	4.65–5.28 mg/dL	Contracción muscular, coagulación y señalización celular.
Magnesio (Mg^{2+})	0.6–1.1 mEq/L	Cofactor enzimático y estabilización de ATP.
Fosfato ($\text{HPO}_4^{2-}/\text{H}_2\text{PO}_4^-$)	2.5–4.5 mg/dL	Buffer intracelular y síntesis de ATP y fosfolípidos.
Hidrogenión (H^+)	30–50 nmol/L	Regulación del pH y equilibrio ácido-base.

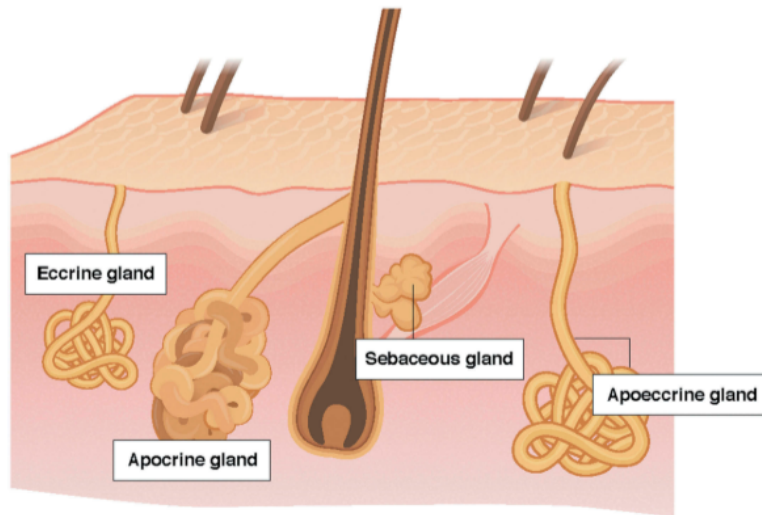
Nota. Adaptada de [26]

6.1.3. Producción y función del sudor en el cuerpo

Las glándulas sudoríparas se dividen en ecrinas, apocrinas y apoecrinas (Figura 2). Las ecrinas están en la superficie cutánea y excretan un ultra filamento hipotónico; las apocrinas se localizan en axilas y regiones anogenitales, y secretan sudor rico en

lípidos; las apoecrinas se desarrollan después de la pubertad y son la combinación de las dos anteriores [27]. En el proceso de termorregulación, el sudor es producido por las glándulas ecquinas y se desplaza desde la dermis hasta la superficie de la piel a través del conducto sudorífero; en el caso de elevación de sudoración, el proceso de reabsorción se satura por lo que incrementa la concentración iónica del sudor [27], [28]. El sudor cumple funciones importantes como disipar el calor, hidratar de la capa cornea más externa de la piel, transportar péptidos antimicrobianos y eliminar de la urea y lactato [27].

Figura 2. Tipo de glándulas sudoríferas: ecrina, apocrina y apoecrina



Nota. Adaptada de [27]

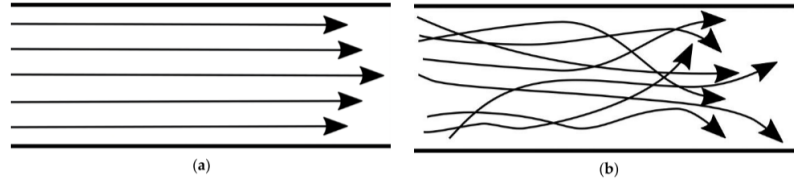
6.2. Microfluídica

6.2.1. Fundamentos

La microfluídica estudia cómo se transportan volúmenes pequeños de fluidos de 10^{-9} a 10^{-18} litros, mediante canales con dimensiones de decenas o cientos de micrómetros [29]. Para referencia, 10^{-9} L equivale a $10^6 \mu\text{m}^3$ y 10^{-18} L corresponde a 10^6nm^3 , lo que evidencia la escala reducida en la que operan estos sistemas.

En este contexto, el número de Reynolds (Re) es un parámetro sin dimensión que describe el comportamiento del fluido al comparar las fuerzas inerciales y viscosas. Se determina por la densidad, la velocidad del flujo, la longitud característica del canal y la viscosidad dinámica ($Re = \rho vl/\mu$) [30]. En sistemas de microfluidos, el número de Reynolds es menor a dos mil, indicando un flujo laminar dominado por fuerzas viscosas con movimiento ordenado. Este tipo de flujo es esencial en la microfluídica porque permite controlar el movimiento de los fluidos (Figura 3).

Figura 3. Diagrama de flujo en canales microfluídicos



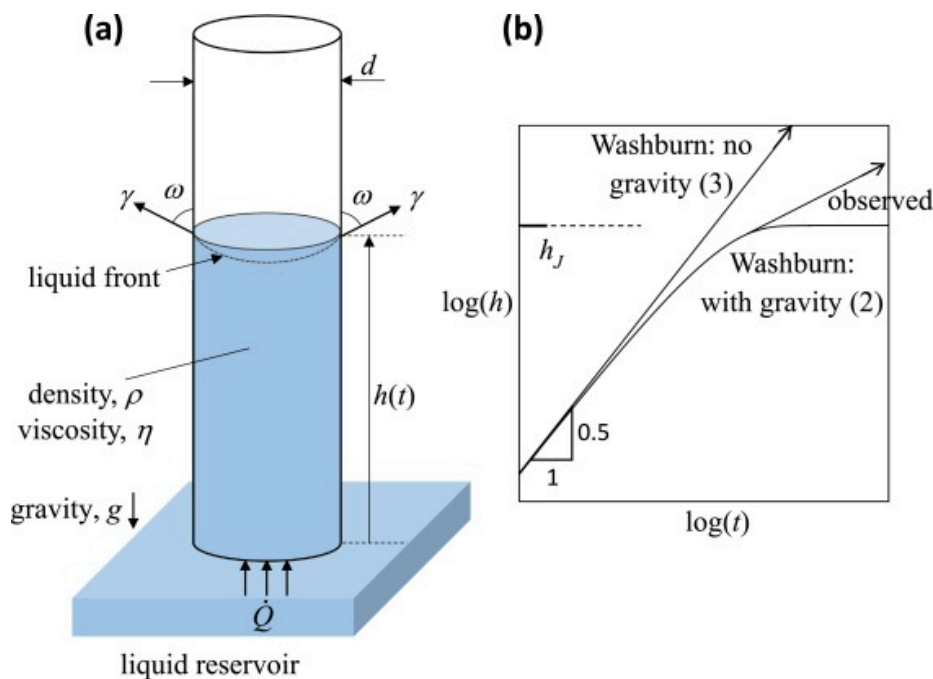
Nota. A) Flujo laminar; B) Flujo turbulento. Adaptada de [30]

6.2.2. Fuerzas capilares e interacciones superficial

Las fuerzas capilares son las responsables de que un líquido ascienda o descienda a través de microcanales sin una fuerza externa. Este fenómeno se produce porque las moléculas de un fluido interactúan con las superficies sólidas de los canales y la tensión superficial mantiene la cohesión. Los materiales de los microcanales se agrupan según su afinidad con el agua. Los hidrofílicos muestran ángulos de contacto menores a 90° , atraen las moléculas de agua y se humectan con facilidad; los hidrofóbicos superan ese ángulo, repelen la fase acuosa y dificultan su adhesión [31].

El ascenso capilar puede analizarse mediante el criterio de Jurin, que establece la relación entre la altura alcanzada por el fluido y el diámetro del canal. En este modelo, la tensión superficial impulsa el fluido hacia arriba y la gravedad actúa en sentido contrario. El equilibrio entre ambas fuerzas determina la altura máxima del ascenso, la cual puede aproximarse mediante $h = \frac{2\gamma \cos \theta}{\rho g r}$. En esta expresión, γ y θ favorecen el ascenso, mientras que la densidad del fluido ρ y el radio del canal r lo limitan [32]. Por ello, en microcanales con diámetros reducidos, la fuerza capilar domina sobre la gravedad y el movimiento del fluido puede mantenerse sin bombeo externo (Figura 4).

Figura 4. Representación del ascenso capilar en un microcanal según el criterio de Jurin



Nota. Adaptada de [33]

6.2.3. Materiales y métodos de fabricación

La elección del sustrato para la fabricación de canales microfluídicos depende de la biocompatibilidad, la dinámica de llenado y la integración electrónica. El polidimetilsiloxano (PDMS) se utiliza por sus características, como transparencia al visible, permeabilidad al gas y módulo elástico bajo, lo que facilitan la visualización óptica y el acoplamiento sobre piel [29]. Termoplásticos como polimetilmetacrilato (PMMA) y Copolímero de Olefina Cíclica (COC) se moldean por inyección a bajo coste y admiten sellado térmico rápido; combinados con técnicas de impresión de tinta de máscaras hidrofóbicas, permiten producción rápida [34]. Entre las técnicas que se utilizan para fabricar dispositivos microfluídicos son la litografía con PDMS, el micro mecanizado CNC aplicado a polímeros como PMMA, el corte láser sobre láminas de termoplásticos y la impresión 3D con resinas acrílicas [29], [34].

6.3. Mediciones colorimétricas

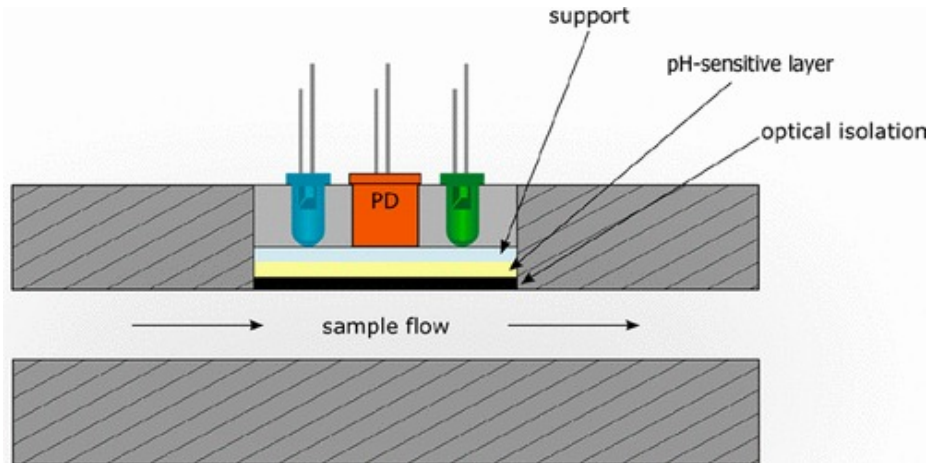
6.3.1. Principios y reacciones

La colorimetría permite identificar la concentración de un analito al medir cómo la luz que atraviesa una solución coloreada se atenúa a una longitud de onda específica. Este fenómeno se describe mediante la ley de Beer-Lambert, que establece que la

absorbancia es proporcional a la concentración del analito según la relación $A = -\log_{10}\left(\frac{I_t}{I_0}\right) = klc$, donde I_0 es la intensidad inicial de la luz antes de atravesar la muestra, I_t es la intensidad transmitida, k es el coeficiente de atenuación, l es la longitud óptica recorrida y c es la concentración del analito [35], [36].

En microcanales se emplean tintes con alta absortividad que se fijan a las paredes del sistema microfluídico, de modo que pequeñas variaciones en pH o concentración producen cambios detectables en el color. El registro puede realizarse mediante cámaras o por medio de un módulo optoelectrónico (Figura 5). En este diseño, una capa sensible al pH cambia de color al interactuar con el fluido, un conjunto de diodos emisores (LED) ilumina el canal y un fotodiodo (PD) central registra la intensidad transmitida conforme a la ley de Beer–Lambert [37].

Figura 5. Diagrama para la detección colorimétrica de pH en un sistema de microfluidos



Nota. Adaptada de [37]

6.3.2. Rojo de fenol

El rojo de fenol ($C_{19}H_{14}O_5S$) es un indicador ácido–base empleado en mediciones espectrofotométricas para estimar variaciones de pH en soluciones acuosas. Su respuesta óptica se rige por un equilibrio entre la forma protonada (HIn) y la forma desprotonada (In^{2-}), equilibrio que modifica la estructura electrónica del compuesto y, con ello, la región del espectro donde ocurre la absorción [38]. En medios ácidos predomina HIn , cuya absorción se desplaza hacia longitudes de onda asociadas a tonalidades amarillas, al aumentar el pH, la desprotonación genera In^{2-} , que presenta un sistema conjugado más extendido y produce una coloración roja.

El intervalo de transición del rojo de fenol abarca aproximadamente de pH 6.0 a 7.8, rango en el que pequeñas variaciones producen cambios detectables en la absorbancia. Soluciones con pH inferior a 6.8 presentan una tonalidad amarilla, mientras que valores superiores a 8.2 generan tonos rojos. Esta sensibilidad en torno a la neutralidad resulta adecuada para el monitoreo químico en sistemas microfluídicos con

trayectorias ópticas cortas. Además, el compuesto presenta un coeficiente de extinción molar elevado en la región visible, lo que permite obtener señales medibles incluso con capas delgadas de fluido. Su solubilidad en agua y su respuesta rápida frente a variaciones químicas posibilitan su uso tanto como reactivo disuelto como en forma de capa sensible integrada en el microcanal, dependiendo del diseño del sensor colorimétrico [38].

6.4. Mediciones de impedancia electroquímica

6.4.1. Bioimpedancia

La bioimpedancia se define como la oposición eléctrica que presentan los tejidos al paso de una corriente alterna de baja intensidad y se utiliza para estimar la composición corporal. En un análisis de bioimpedancia, se aplica una señal sinusoidal entre pares de electrodos de superficie y se mide el voltaje resultante para calcular la impedancia compleja del cuerpo o de un segmento. Esta impedancia depende principalmente del contenido de agua y electrolitos, ya que el líquido extracelular es un buen conductor, mientras que las membranas celulares se comportan como elementos capacitivos [10].

A frecuencias bajas, la reactancia capacitiva de las membranas es elevada y la corriente circula sobre todo por el espacio extracelular. Cuando la frecuencia aumenta, la impedancia capacitiva de la membrana disminuye y una fracción mayor de la corriente atraviesa el interior de las células. Esta dependencia de la trayectoria de la corriente con la frecuencia permite diferenciar los compartimentos intra y extracelular y relacionar los cambios de resistencia y reactancia con la distribución de agua corporal y el estado de hidratación [10].

6.4.2. Interfaz electrodo–piel

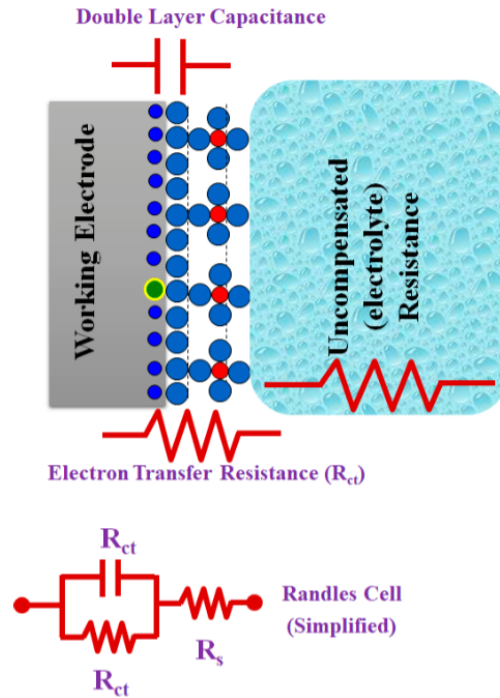
El electrodo es el elemento encargado de establecer la conexión eléctrica entre un circuito y un medio no metálico, como un tejido biológico o un electrolito. En biosensores cutáneos se emplean materiales biocompatibles, incluidos metales nobles, polímeros conductores o grafeno, debido a su estabilidad electroquímica y a su capacidad para formar interfaces controladas [39].

Cuando el sudor entra en contacto con la superficie del electrodo, los iones del fluido se redistribuyen formando una doble capa eléctrica. Esta estructura está compuesta por una capa compacta adherida al electrodo y una zona difusa donde los iones se organizan de acuerdo con la fuerza eléctrica y su movilidad. En conjunto, ambas capas actúan como un capacitor cuya capacitancia depende de la concentración iónica, el pH y la composición del sudor. Un aumento en la concentración de iones densifica esta capa y acorta la distancia efectiva entre cargas, elevando el valor

de C_{dl} [39].

Además, de la componente capacitiva, la interfaz presenta un proceso de transferencia de carga asociado al intercambio de electrones entre el electrodo y las especies redox del medio. Este proceso se representa mediante la resistencia de transferencia de carga (R_{ct}), la cual disminuye cuando la concentración iónica y la disponibilidad de especies cargadas aumentan. La respuesta conjunta de R_s , R_{ct} y C_{dl} describe el comportamiento electroquímico de la interfaz y se modela comúnmente mediante el circuito equivalente de Randles (Figura 6).

Figura 6. Modelo de Randles simplificado



Nota. Circuito equivalente formado por la resistencia del electrolito, resistencia de transferencia de carga y la capacitancia de la doble capa, en la interfaz electrodo-electrolito. Adaptada de [40]

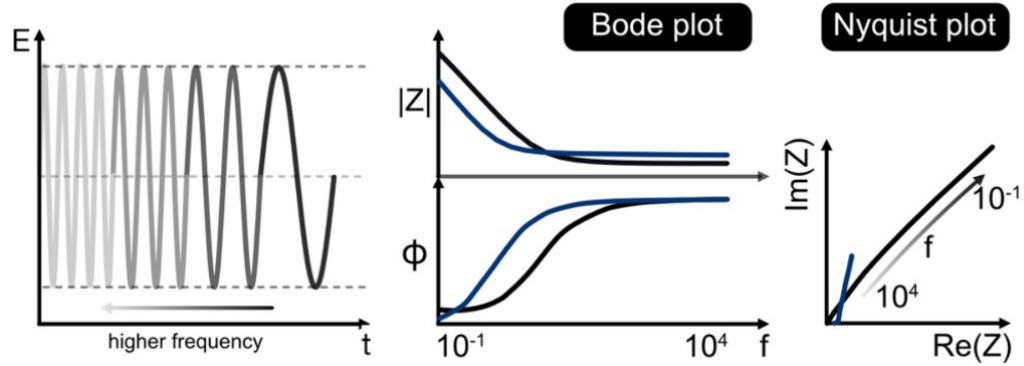
6.4.3. Espectroscopía de impedancia electroquímica (EIS)

La espectroscopía de impedancia electroquímica (EIS) consiste en aplicar al sistema una señal alterna de baja amplitud y registrar la respuesta del voltaje en un barrido de frecuencias. A partir de estas mediciones se obtiene la impedancia compleja $Z(\omega)$, que combina una parte real (resistiva) y una parte imaginaria (reactiva). La variación de Z con la frecuencia permite cuantificar los elementos de la interfaz electrodo-electrolito descritos anteriormente (R_s , R_{ct} y C_{dl}) y seguir cómo cambian con la composición del sudor o el estado de hidratación [39], [40].

Los resultados se representan en diagramas de Bode y de Nyquist. En los diagramas de Bode se muestra la magnitud de la impedancia $|Z|$ y la fase φ en función

de la frecuencia, lo que facilita identificar regiones dominadas por la resistencia de la solución o por la capacitancia de la doble capa. El diagrama de Nyquist, por otro lado, presenta la parte real de la impedancia en el eje x y la parte imaginaria en el eje y , de modo que las contribuciones resistivas y capacitivas se visualizan como trazos característicos, normalmente una semicircunferencia asociada al proceso de transferencia de carga [39](Figura 7).

Figura 7. Señal sinusoidal de perturbación de frecuencia variable y representación típica de los resultados de EIS



Nota. Magnitud de impedancia $|Z|$ y fase ϕ en el diagrama de Bode, e impedancia real $Re(Z)$ vs. imaginaria $Im(Z)$ en el diagrama de Nyquist. Adaptada de [41]

7.1. Electrodo de grafeno

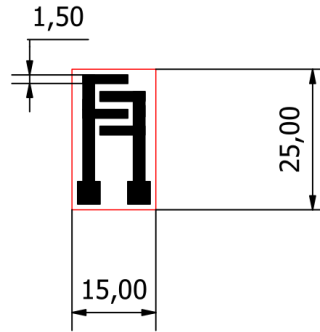
7.1.1. Diseño Autodesk Inventor

El diseño de los electrodos se realizó utilizando el software Autodesk Inventor (Autodesk Inc., San Francisco, USA). Se modelaron dos electrodos en diferentes escalas, procurando que fueran lo más pequeños posible (Figura 8). Para el diseño, se estableció que las trayectorias de corte en color rojo con un grosor de línea de 0.05 mm y las áreas de grabado en color negro con el grosor dependiendo de cada escala del diseño del electrodo.

El diseño A presentó una dimensión total de 15×25 mm (Figura 8). Los electrodos fueron probados para determinar cuál era una mejor interacción entre el electrodo y el fluido durante las mediciones en soluciones electrolíticas dentro de un beaker de 10 mL (Eisco Labs, India).

Las dimensiones mínimas estuvieron limitadas por el diámetro de grabado mínimo de la cortadora láser, de 0.5 mm, según las especificaciones del equipo VLS2.30DT (Versa Laser 2.30, ULS Inc., AZ, USA). Además, se consideró que la zona de conexión con el sistema de medición quedara fuera del área de contacto con el fluido, con el fin de evitar interferencias por humedad durante las mediciones.

Figura 8. Diseño de electrodos en Autodesk Inventor (mm)



Nota. Elaboración propia

7.1.2. Grabado láser del grafeno para la fabricación de electrodos

Para la fabricación de los electrodos se utilizó una hoja de Kapton de 75 μm de grosor (DuPont, DE, USA). La lámina se fijó sobre una plancha de acrílico con pegamento en barra, con el objetivo de evitar desplazamientos durante el grabado. El proceso se llevó a cabo con la cortadora láser VLS2.30DT configurando los parámetros de potencia y velocidad (Cuadro 2).

Cuadro 2. Parámetros utilizados para grabar los electrodos con la cortadora láser

Color	Potencia (%)	Velocidad (%)
Negro	17	7.5
Rojo	100	60

Nota. Elaboración propia

Los electrodos grabados fueron limpiados con agua desionizada y secados para posteriormente ser utilizados durante las pruebas de impedancia.

7.2. Sistema de intercambio automático de fluidos

7.2.1. Sistema de bombeo de jeringa 3D

El módulo de bombeo utilizado se basó en el modelo Syringe Pump, diseñado por Linus Meienberg y publicado en la plataforma Thingiverse bajo licencia Creative Commons Attribution (CC BY 4.0) [42]. Este modelo permite accionar el émbolo de una jeringa mediante un sistema de engranajes y una guía lineal tipo cremallera, lo que facilita su integración en sistemas de extracción e inyección controlada (Figura 9).

Las piezas fueron fabricadas mediante impresión 3D utilizando una impresora Bambu Lab A1 (Bambu Lab, China) y un filamento eSun PLA+ $\text{\O} 1.75$ mm (Shenzhen eSUN Industrial Co., Ltd., China). Se empleó una boquilla de $\text{\O} 0.4$ mm, con una

altura de capa de 0.16 mm y un relleno interno del 7% (Cuadro 3).

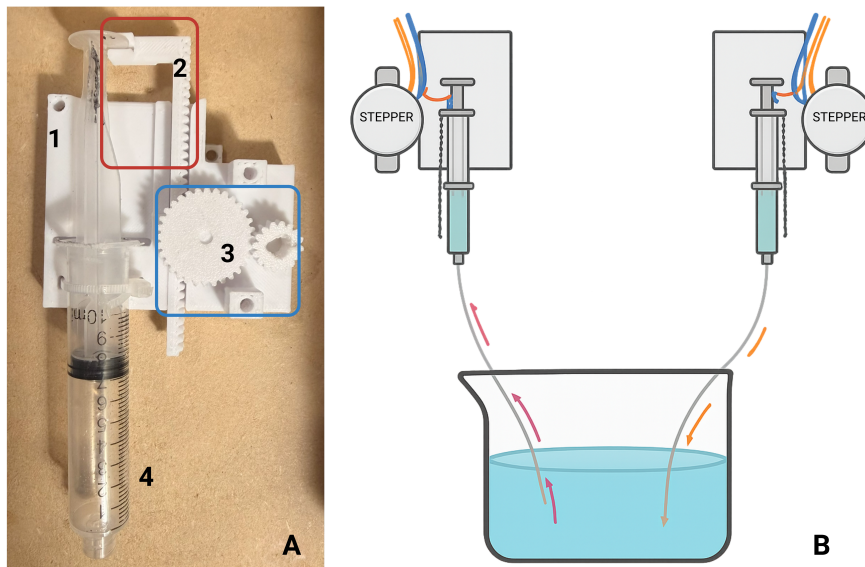
El soporte principal impreso en 3D tiene dimensiones de 6 cm de alto por 6 cm de ancho, con un espesor de 6 mm. La cremallera posee una longitud de 9 cm y es la encargada del desplazamiento lineal del émbolo. El sistema de transmisión está conformado por dos engranajes, uno principal de 3 cm y un engranaje secundario de 1 cm de diámetro (Figura 9A). Para el funcionamiento mecánico se empleó un motor stepper 28BYJ-48 (Kiatronics, Emiratos Árabes Unidos), acoplado directamente al tren de engranajes y el controlador del motor stepper. El sistema de intercambio automático de fluidos se integró utilizando dos módulos de bombeo, y se añadió una cánula nasal pediátrica de PVC (Inverfarma, Honduras) en cada salida de la jeringa, lo que facilitó el flujo hacia el beaker donde se realizó el cambio de concentración (Figura 9B).

Cuadro 3. Parámetros de impresión 3D Bambu Lab A1 con PLA+

Parámetro	Valor
Material	PLA+
Altura de capa	0.16 mm
Relleno	7%
Velocidad de capa inicial	50 mm/s
Velocidad de relleno inicial	105 mm/s
Velocidad de pared interior	200 mm/s
Relleno poco denso	300 mm/s
Relleno sólido interno	330 mm/s
Velocidad vertical de la cáscara	80%
Superficie superior	200 mm/s

Nota. Elaboración propia

Figura 9. Componentes y funcionamiento del sistema automático de intercambio de fluidos



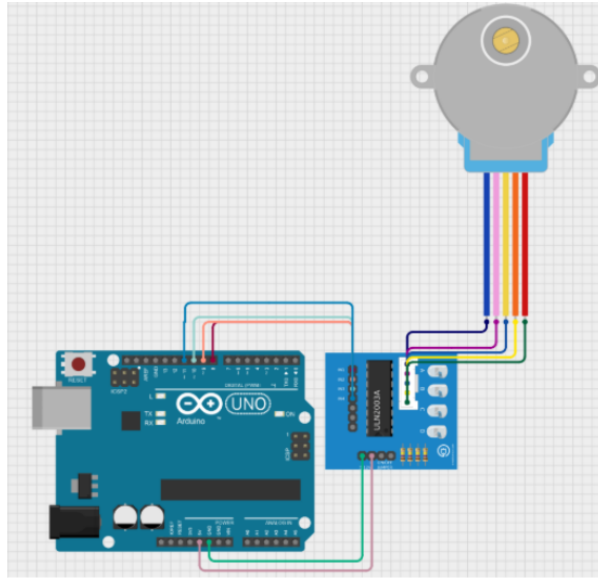
Nota. A) Ensamble físico del módulo impreso en 3D: 1) base estructural, 2) cremallera de desplazamiento (9 cm), 3) engranajes de transmisión (3 cm y 1 cm) y 4) jeringa de 10 mL. B) Esquema del proceso de extracción e inyección controlado por motor Stepper. Elaboración propia

7.2.2. Programación del sistema de intercambio de fluidos automático

Para el control del sistema de intercambio de fluidos se utilizaron dos microcontroladores Arduino Uno (Arduino, Italia), dos módulos ULN2003 (Texas Instruments, USA) y dos motores paso a paso 28BYJ-48. Cada motor accionó una jeringa distinta: uno se encargó de la extracción del fluido y el otro de la inyección correspondiente (Figura 9B).

La conexión eléctrica del sistema se configuró utilizando el Arduino Uno como unidad de control y el módulo ULN2003 como etapa de potencia, encargado de activar las fases del motor 28BYJ-48 según la secuencia programada. El módulo se conectó al Arduino a través de las entradas IN1–IN4, sus salidas OUT1–OUT4 se vincularon directamente con el conector integrado de cinco cables del motor, el cual distribuye cada cable hacia las bobinas internas (Cuadro 4). Esta disposición permite que el controlador gestione la conmutación de las bobinas sin necesidad de cablearlas individualmente (Figura 10). La alimentación del sistema se realizó con los 5 V del Arduino Uno y una referencia común a tierra.

Figura 10. Circuito Arduino Uno–módulo ULN2003–motor 28BYJ-48



Nota. Elaboración propia

Cuadro 4. Conexión entre el módulo ULN2003 y el Arduino Uno

ULN2003 (PIN)	Arduino Uno (PIN)
IN1	8
IN2	9
IN3	10
IN4	11
GND	GND
VCC	+5V

Nota. Elaboración propia

La programación se realizó en Arduino IDE utilizando C++, implementando el modo *half-step* para obtener un desplazamiento más uniforme sobre el émbolo de la jeringa. Se definió una secuencia de nueve ciclos consecutivos por motor: 5 s de movimiento para extracción o inyección y una pausa de 4 min por ciclo. Los dos microcontroladores operaron de forma alternada para completar un intercambio total de 10 mL por prueba.

La validación del sistema se efectuó instalando los módulos de bombeo en lados opuestos del beaker de 10 mL, conectados mediante cánulas nasales pediátricas de PVC, lo que permitió dirigir el fluido al beaker. Durante cada ciclo automático, el motor izquierdo extrajo 1 mL de solución y, al finalizar, el motor derecho inyectó el mismo volumen (Figura 9B). Con esta configuración se mantuvo constante el nivel del beaker y se comprobó la sincronización de los movimientos durante el proceso de intercambio.

7.3. Evaluación de impedancia en soluciones electrolíticas

7.3.1. Preparación de soluciones

Se emplearon soluciones tampón fosfato salinas (PBS) (Merck, Nueva Jersey, USA). Las diluciones se realizaron con agua desionizada para obtener concentraciones de 1–10 mmol/L en volúmenes finales de 10 mL. Las soluciones se almacenaron en tubos Falcon de 14 mL (Fisher Scientific, Pensilvania, USA) y se etiquetaron de acuerdo con la concentración de PBS (Cuadro 5).

Cuadro 5. Soluciones con concentraciones de PBS

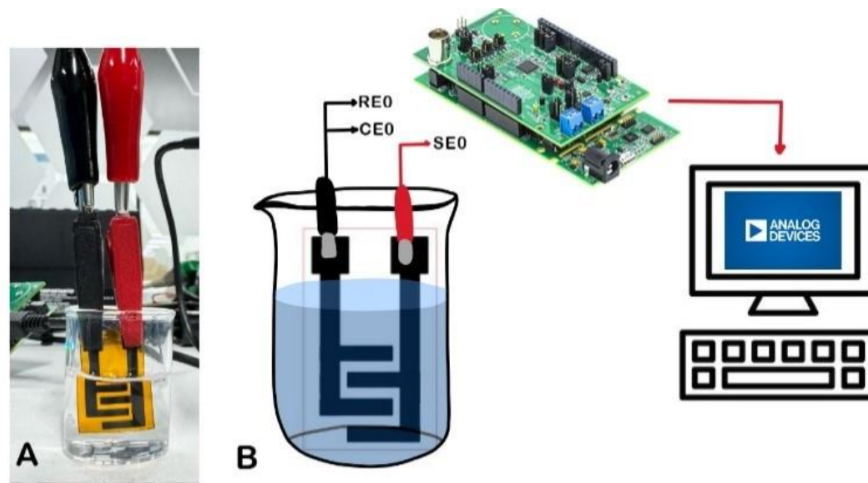
Solución	100 mmol/L PBS (mL)	Agua desionizada (mL)	Concentración PBS (mmol/L)
1	0.1	9.9	1.0
2	0.2	9.8	2.0
3	0.3	9.7	3.0
4	0.4	9.6	4.0
5	0.5	9.5	5.0
6	0.6	9.4	6.0
7	0.7	9.3	7.0
8	0.8	9.2	8.0
9	0.9	9.1	9.0
10	1.0	9.0	10.0

Nota. Elaboración propia

7.3.2. Configuración del sistema de medición de la placa EVAL-AD5940ELCZ

Las mediciones de espectroscopía de impedancia electroquímica (EIS) se realizaron con la placa EVAL-AD5940ELCZ (Analog Devices, MA, USA), un sistema analógico diseñado para la caracterización electroquímica de baja frecuencia. La placa se conectó al computador mediante cable micro-USB y fue controlada con el software SensorPal (Analog Devices, MA, USA). El electrodo de grafeno se conectó simultáneamente a los canales de trabajo (SE0) y auxiliar (CE0) de la placa. Después se sumergió en un beaker de 10 mL con la solución de PBS y se verificó que el área de medición quedara en contacto con la solución (Figura 11).

Figura 11. Conexión de la placa EVAL-AD5940ELCZ a electrodo de grafeno



Nota. A) Sistema de medición de EIS en soluciones de PBS. B) Diagrama de conexión. Elaboración propia

Para el análisis de EIS se utilizó un barrido logarítmico de 1 Hz a 100 kHz; se midió la magnitud de la impedancia y la fase para cada frecuencia (Cuadro 6). Los datos se exportaron para análisis en Matlab R2023a.

Cuadro 6. Configuración del sistema de medición de la placa EVAL-AD5940ELCZ

Parámetro	Valor
Electrodo de trabajo (SE0)	Cable rojo
Electrodo auxiliar (RE0 + CE0)	Cable azul + verde
Frecuencia inicial	1 Hz
Frecuencia final	100 kHz
Tipo de barrido	Logarítmico
Puntos por década	50
Amplitud de señal	50 mVpp
DC Bias	0 mV
Resistencia interna RTIA	20 k Ω
Resistencia de calibración	10 k Ω
Modo de potencia	Low Power
Tasa de muestreo	1 sps
Ventana de Hanning	Activa

Nota. Elaboración propia

7.3.3. Configuración del sistema de medición del módulo EmStat Pico

El módulo EmStat Pico (PalmSens BV, Países Bajos) se utilizó para realizar las mediciones de EIS y analizar la respuesta del electrodo de grafeno frente a los cambios de concentración de PBS. El equipo se controló con el software PStTrace 5.11 (PalmSens BV, Países Bajos), configurándose con un barrido logarítmico de frecuencia

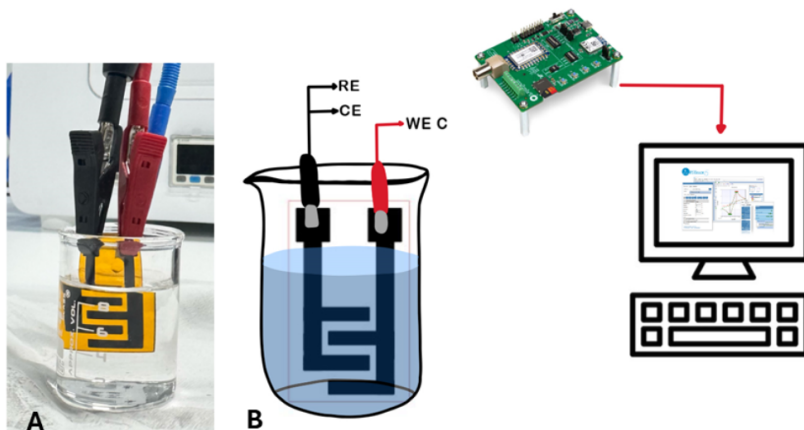
de 20 Hz a 200 kHz, un rango de corriente de 100 μ A y una duración promedio de 37 s por medición (Cuadro 7). Los datos de impedancia se exportaron para su análisis en Matlab R2023a.

Cuadro 7. Configuración del sistema de medición de la placa EmStat Pico

Parámetro	Valor
Electrodo auxiliar (RE + CE)	Cable azul + negro
Electrodo de trabajo (WE C)	Cable rojo
Rango de corriente	100 μ A
E condición 1 y 2	0.0 V
T condición 1 y 2	0 s
T equivalente	3 s
Tipo de barrido	<i>Default</i>
Potencial DC	0.0 V
Potencial AC	0.01 V
Tipo de frecuencia	<i>Scan</i>
Número de frecuencias	39
Frecuencia máxima	200,000 Hz
Frecuencia mínima	20 Hz
Duración esperada	37.365 s
Número de puntos de datos	39

Nota. Elaboración propia

Figura 12. Conexión del sistema de medición con EmStat Pico



Nota. A) Sistema de medición de EIS en soluciones de PBS. B) Diagrama de conexión. Elaboración propia

7.3.4. Mediciones de EIS con soluciones de PBS

Se realizaron mediciones de impedancia en cada solución de PBS durante 30 segundos, iniciando con la concentración de 1.0 mmol/L y avanzando de forma ascendente hasta 10 mmol/L (Cuadro 5). Cada muestra se colocó en un beaker de 10 mL, donde

se introdujo el electrodo de grafeno conectado a la placa EVAL-AD5941ELCZ (Figura 11). Posteriormente, el electrodo fue retirado, enjuagado con agua desionizada y secado antes de proceder con la siguiente medición.

Los datos obtenidos fueron registrados en hojas de cálculo y organizados según la concentración de PBS evaluada, con el propósito de analizar la variación de la impedancia en función del aumento de PBS. Durante las mediciones se aplicó un potencial de baja amplitud para estimular el sistema electroquímico a diferentes frecuencias, generando un conjunto de respuestas que permitieron construir los diagramas característicos de la técnica.

A partir de estas mediciones se obtuvieron los diagramas de Bode, en los cuales se representaron la magnitud de la impedancia y el desplazamiento de fase respecto a la frecuencia, así como los diagramas de Nyquist, donde la componente imaginaria de la impedancia se graficó en función de su componente real (Figura 7).

7.3.5. Medición de impedancia utilizando el sistema automático de cambios de concentración de PBS

Las mediciones de EIS se realizaron utilizando el sistema automático de intercambio de fluidos, para evaluar la variación de la impedancia del electrodo de grafeno durante los procesos simulados de hidratación y deshidratación. Las pruebas se llevaron a cabo con las dos placas de medición, primero con la placa EVAL-AD5940ELCZ y posteriormente con EmStat Pico, replicando las condiciones experimentales. El sistema automático permitió realizar los cambios de concentración de PBS de forma controlada. El sistema de jeringas conectado a cánula de PVC garantizó un flujo estable y conservó el volumen total del beaker, sin afectar al electrodo (Figura 9B).

Para la simulación de hidratación, el sistema inició con 10 mL de PBS a 10 mmol/L. Cada 3 min se extrajeron 1 mL de la solución y se reemplazaron por 1 mL de agua desionizada, generando una disminución progresiva en la concentración de PBS. Se realizaron nueve ciclos automáticos, registrando una medición EIS inmediatamente después de cada cambio, hasta alcanzar una concentración final de PBS 3.87 mmol/L (Cuadro 8).

Cuadro 8. Cambio de concentración de PBS en simulación de hidratación

Tiempo (min)	Concentración PBS (mmol/L)
0	10.00
3	9.00
6	8.10
9	7.29
12	6.56
15	5.90
18	5.31
21	4.78
24	4.30
27	3.87

Nota. Elaboración propia

Para el proceso de deshidratación, se colocaron nuevamente 10 mL de PBS a 10 mmol/L. Cada 3 min se extrajeron 1 mL de la solución y se sustituyeron por 1 mL de PBS 100 mmol/L, lo que produjo un aumento de la concentración, llegando a 68.6 mmol/L. Al igual que en el proceso anterior, se realizaron nueve ciclos y se adquirió un espectro EIS posterior a cada cambio (Cuadro 9).

Cuadro 9. Cambio de concentración de PBS en simulación de deshidratación

Tiempo (min)	Concentración PBS (mmol/L)
0	10.0
3	19.0
6	27.1
9	34.4
12	41.0
15	52.2
18	57.0
21	61.3
24	65.1
27	68.6

Nota. Elaboración propia

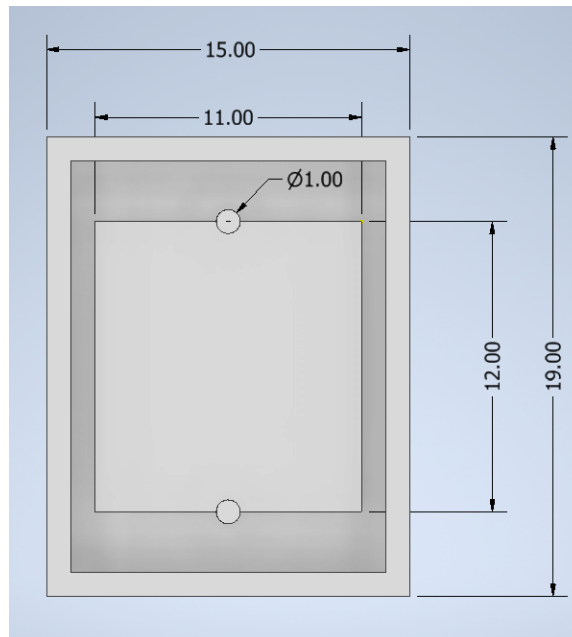
Durante ambos procedimientos, los datos adquiridos fueron exportados en formato .mat y procesados en Matlab R2023 para analizar la variación de la impedancia con la concentración iónica.

7.4. Sistema micro fluídico

7.4.1. Diseño del molde negativo del sistema microfluídico en Autodesk Inventor

El molde negativo del sistema microfluídico fue diseñado con el software Autodesk Inventor. Se generó un modelo con dimensiones totales de 15 mm × 19 mm × 4 mm y un borde de 1.5 mm de espesor. El diseño de los canales de entrada y salida tienen un diámetro de 1 mm (Figura 13).

Figura 13. Diseño de molde negativo del sistema microfluídico en Autodesk Inventor (mm)

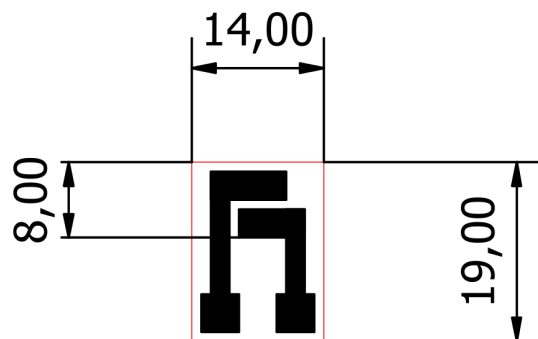


Nota. Elaboración propia

7.4.2. Diseño del electrodo del sistema microfluídico

El electrodo destinado al sistema microfluídico fue diseñado en Autodesk Inventor, considerando el área activa de contacto con el canal principal. Se definieron dimensiones de 14 mm × 19 mm, con pistas conductoras de 1 mm de ancho y separación de 0.5 mm (Figura 14). Para la fabricación, se empleó una lámina de Kapton de 75 μm .

Figura 14. Electrodo para el sistema microfluídico en Autodesk Inventor (mm)



Nota. Elaboración propia

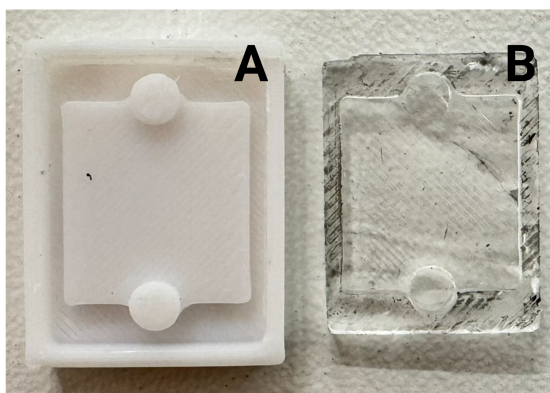
El grabado se realizó mediante la cortadora láser VLS2.30DT, con una potencia de 100 % y velocidad de 60 % para los bordes rojos y para el grabado negro una potencia de 17 % y velocidad de 7.5 % (Cuadro 2).

7.4.3. Sistema microfluídico PDMS

El molde negativo fue fabricado por impresión 3D utilizando una impresora Bambu Lab A1 y filamento eSun PLA+ de \varnothing 1.75 mm, con boquilla de \varnothing 0.4 mm (Figura 15A). Los parámetros de impresión se establecieron con una altura de capa de 0.16 mm y un relleno de 7%, lo cual permitió obtener una superficie uniforme y precisa para el vertido del PDMS (Cuadro 3).

El sistema microfluídico fue elaborado con polidimetilsiloxano (PDMS) (Sylgard™ 184 Silicone Elastomer Kit, Dow Corning, Midland, USA). La mezcla se preparó con una proporción 10:1 entre el elastómero base y el agente de curado, empleando un volumen total de 10 mL. La mezcla fue agitada durante 2 min y dejada en reposo 15 min para eliminar burbujas. Posteriormente, se vertió 1 mL sobre el molde 3D y se dejó reposar 10 min antes del curado. El proceso de curado se realizó en un horno UVP Multidizer Oven (UVP/Analytik Jena, Upland, CA, USA) a 70 °C durante 1 h (Figura 15B). Una vez finalizado, el sistema se dejó enfriar a temperatura ambiente y se procedió al desmoldeo cuidadosamente con una espátula y cuchilla fina.

Figura 15. Fabricación del sistema microfluídico

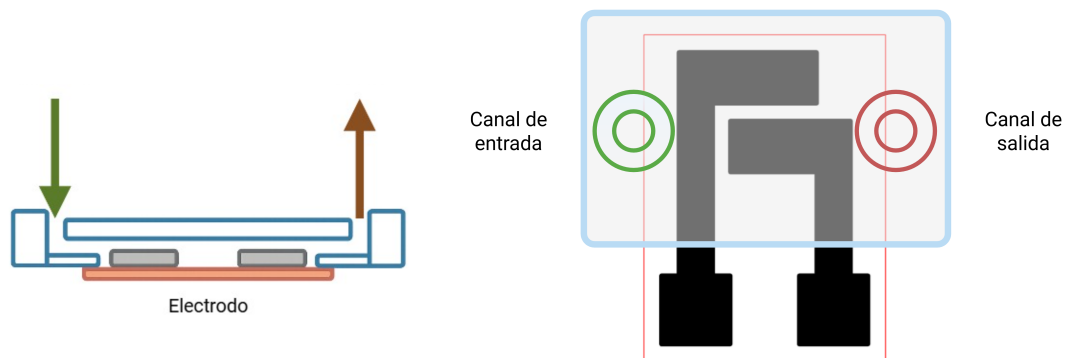


Nota. A) Molde 3D impreso. B) Sistema de PDMS. Elaboración propia

7.4.4. Unión sistema microfluídico y electrodo de grafeno

El sistema microfluídico de PDMS fue alineado con el electrodo de grafeno, asegurando que el área activa del electrodo coincidiera con la cámara central sin contacto con los canales de entrada y salida (Figura 16). Para la unión, se aplicó una fina capa de PDMS en los bordes del sistema y se colocó cuidadosamente sobre la superficie del electrodo. El conjunto se sometió a un segundo proceso de curado en el horno UVP Multidizer Oven a 70 °C durante 1 h.

Figura 16. Esquema de la unión de un sistema microfluídico de PDMS con electrodo de grafeno



Nota. Elaboración propia

7.4.5. Pruebas de EIS del sistema de microfluídico con soluciones de PBS

Las pruebas de espectroscopía de impedancia electroquímica (EIS) se realizaron para evaluar el comportamiento eléctrico del conjunto microfluídico–electrodo. Las mediciones fueron efectuadas con la placa EmStat Pico, conectando las terminales en configuración serie con electrodo de trabajo (RE + CE) y electrodo auxiliar (WE) (Figura 17).

Figura 17. Sistema microfluídico conectado a la placa EmStat Pico para mediciones EIS



Nota. Elaboración propia

Se emplearon soluciones de PBS para simular los procesos de hidratación y deshidratación. Cada medición se realizó con un volumen de 100 μL de solución inyectado por el canal de entrada mediante una pipeta automática de 10 μL (Eppendorf, Hamburgo, Alemania).

En la simulación de deshidratación, las concentraciones variaron de 10.0 mmol/L a 61.3 mmol/L de PBS (Cuadro 9); mientras que en el proceso de hidratación, la concentración inicial de 10.0 mmol/L disminuyó hasta 4.30 mmol/L (Cuadro 8).

El barrido de frecuencia fue logarítmico, en el rango de 20 Hz a 200 kHz, con una amplitud de corriente de 100 μ A y una duración de 37 s por medición (Cuadro 7). El sistema permitió observar variaciones reproducibles en la impedancia conforme cambiaron las concentraciones de PBS, confirmando la funcionalidad del canal y la integridad de la unión PDMS–grafeno.

8.1. Fabricación de electrodo

Los electrodos se fabricaron sobre sustrato de Kapton (15×25 mm), empleando grabado láser para definir el patrón y los límites del electrodo. Los parámetros del proceso de grabado permitieron obtener una zona activa de grafeno bien delimitada, con conductividad adecuada para la medición electroquímica y bordes limpios que facilitaron la manipulación del dispositivo (Figura 18). Los electrodos mantuvieron un contacto eléctrico estable durante las pruebas de EIS realizadas con las placas EVAL-AD5941 y PalmSens EmStat Pico.

Figura 18. Electrodos de grafeno sobre sustrato de Kapton fabricados mediante grabado láser



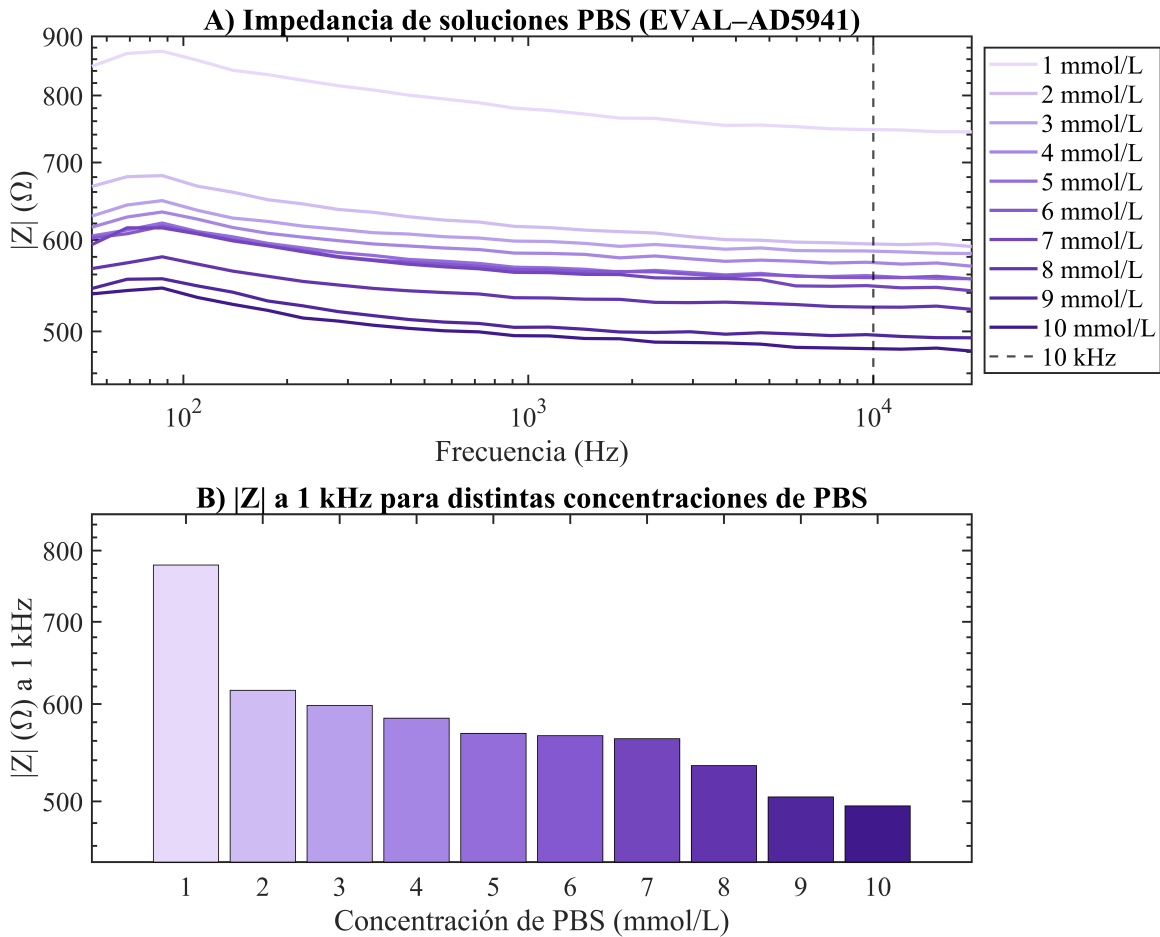
Nota. Elaboración propia

8.2. Pruebas de EIS en diluciones de PBS con placa EVAL-AD5941

Se realizaron mediciones de impedancia empleando soluciones de PBS con concentraciones desde 1 mmol/L hasta 10 mmol/L, utilizando el electrodo de grafeno

junto con la placa EVAL-AD5941 (Cuadro 5). Los resultados mostraron una relación inversa entre la concentración de PBS y la impedancia eléctrica: al aumentar la concentración de electrolitos, la conductividad iónica se incrementa y la impedancia disminuye. Esta tendencia se observó en todo el rango de medición, con valores que oscilaron entre aproximadamente 801 Ω y 481 Ω (Figura 19A).

Figura 19. Prueba EIS para evaluar cambios de concentración en soluciones PBS con la placa EVAL-AD5941



Nota. A) Curvas de impedancia en el dominio de frecuencia. B) Impedancia a 10 kHz para cada concentración evaluada. Elaboración propia

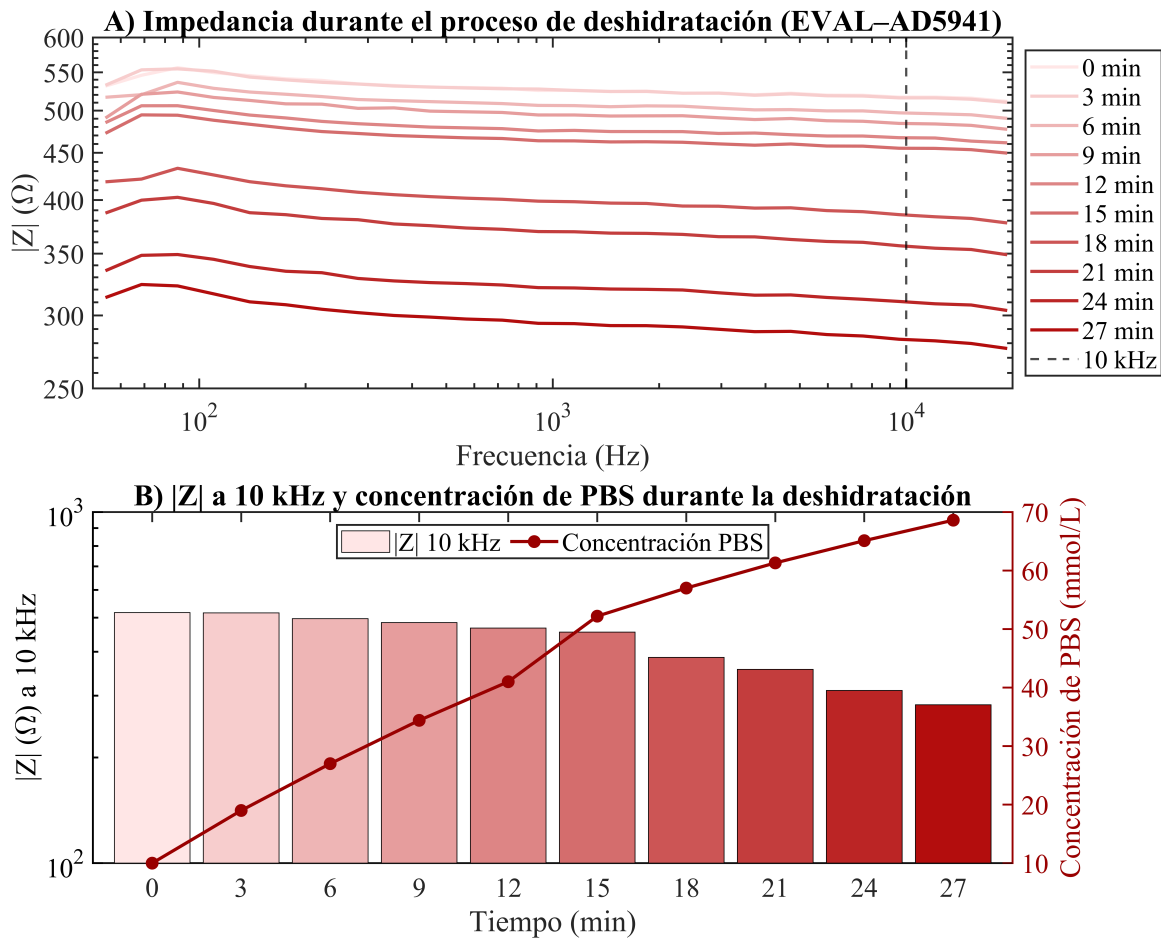
Al analizar la impedancia a 10 kHz, la solución de 1 mmol/L presentó un valor de 780 Ω , mientras que la solución de 10 mmol/L registró de 496 Ω (Figura 19B). Esta diferencia confirma la sensibilidad del método EIS para distinguir variaciones en la concentración de PBS.

8.3. Prueba de deshidratación e hidratación de EIS con PBS

8.3.1. Proceso de deshidratación

Para simular el proceso de deshidratación se utilizó el sistema automático de intercambio de fluidos, incrementando gradualmente la concentración de PBS a lo largo del tiempo. Se observó que la impedancia disminuyó conforme avanzó el tiempo de medición, debido al aumento en la concentración de PBS. En el caso de la placa EVAL-AD5941, el rango de medición fue menor ya que se seleccionó una escala de frecuencia más acotada para obtener datos más estables y con menor ruido. La placa PalmSens EmStat Pico permitió un rango más amplio de medición, desde 0 Hz hasta 200,000 Hz (Figura 21A).

Figura 20. Prueba EIS durante el proceso de deshidratación con la placa EVAL-AD5941

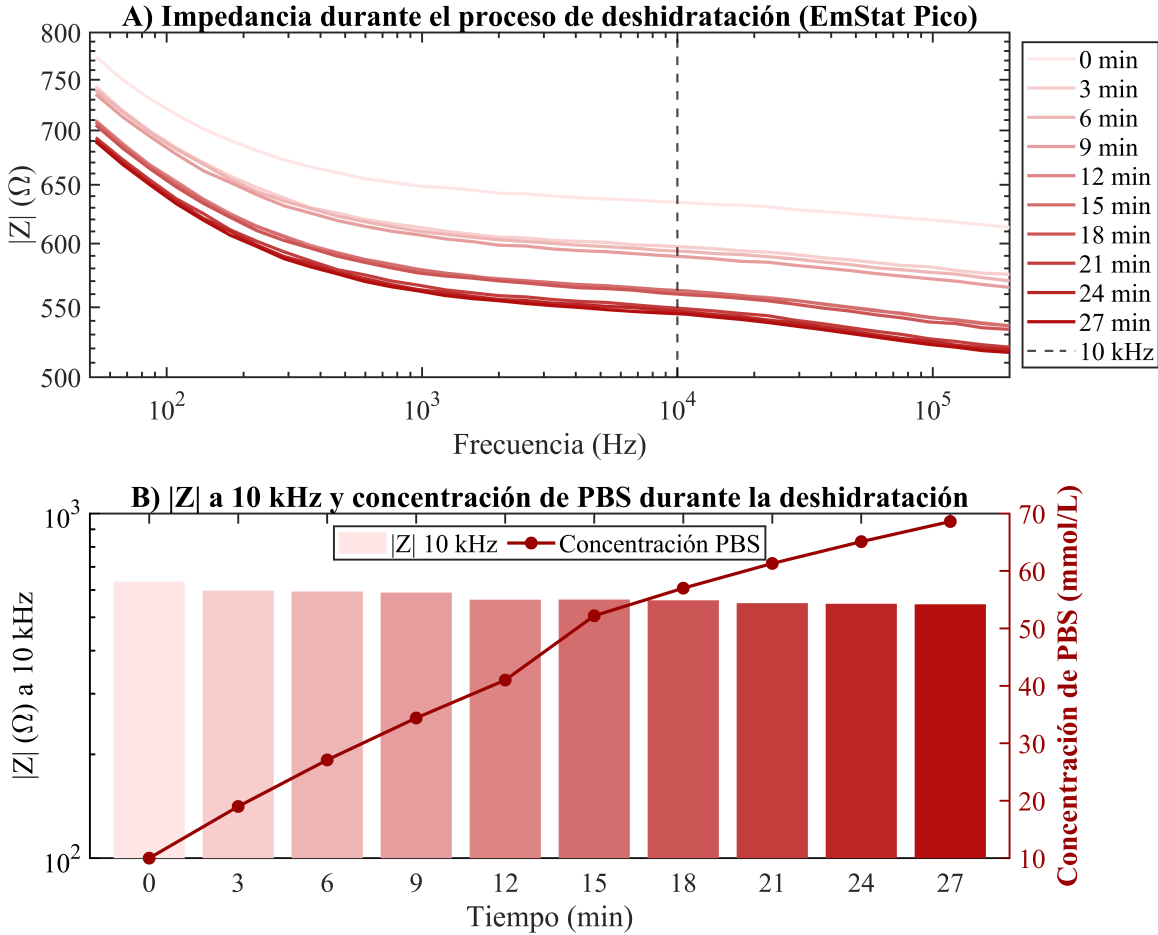


Nota. A) Curvas de impedancia en frecuencia a lo largo del tiempo. B) Impedancia a 10 kHz y evolución de la concentración de PBS. Elaboración propia

Se analizó la impedancia a una frecuencia fija de 10 kHz para evaluar la relación entre el tiempo y la concentración de PBS. Con la placa AD5941, la impedancia

registrada al minuto 0 fue de 528Ω y al minuto 27 disminuyó a 229Ω (Figura 20B). Para la placa PalmSens EmStat Pico, el valor inicial fue de 648Ω y descendió a 562Ω al finalizar la medición (Figura 21B). El valor promedio inicial fue de $588 \pm 60 \Omega$ y para el minuto 27 de $396 \pm 166 \Omega$, evidenciando la disminución gradual de la impedancia en ambas placas conforme aumenta la concentración de PBS.

Figura 21. Prueba EIS durante el proceso de deshidratación con la placa EmStat Pico

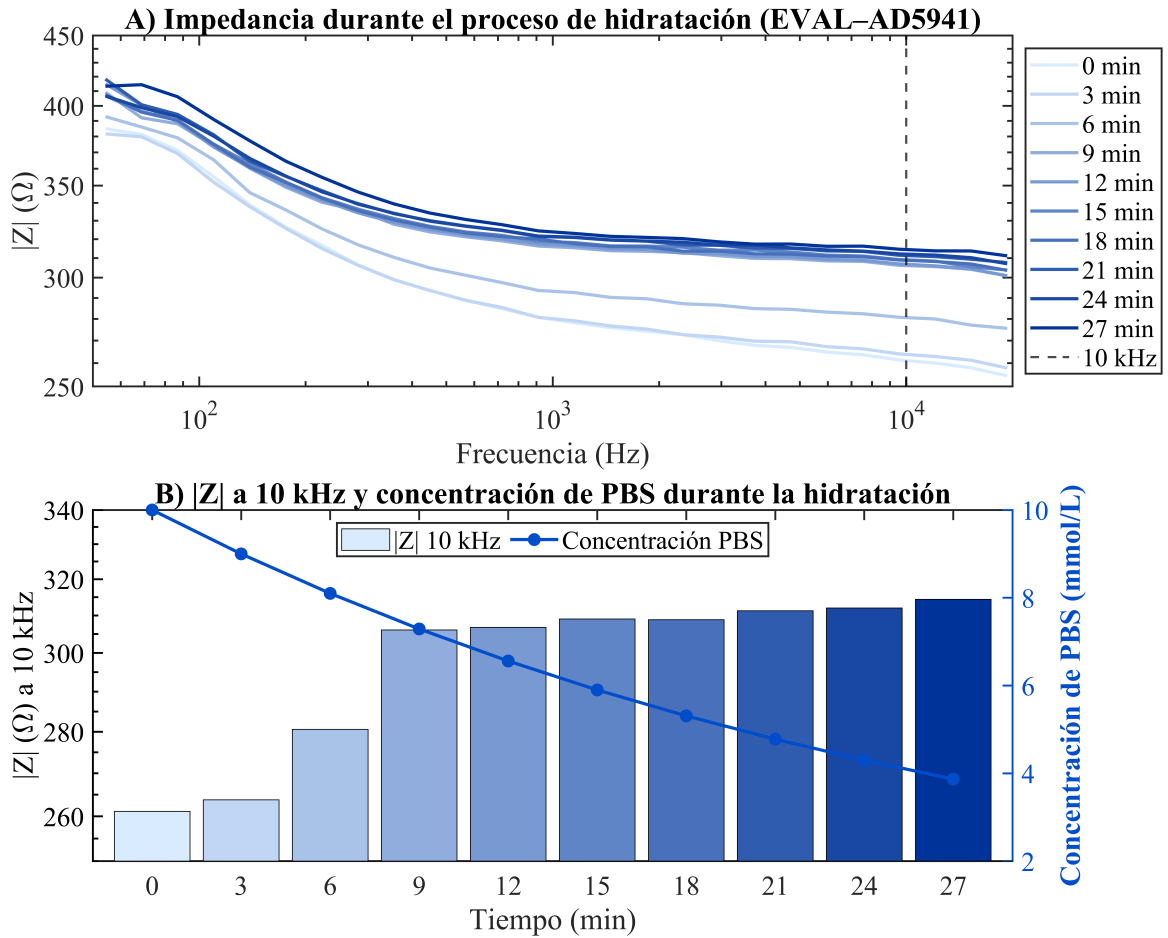


Nota. A) Curvas de impedancia en frecuencia a lo largo del tiempo. B) Impedancia a 10 kHz y evolución de la concentración de PBS. Elaboración propia

8.3.2. Proceso de hidratación

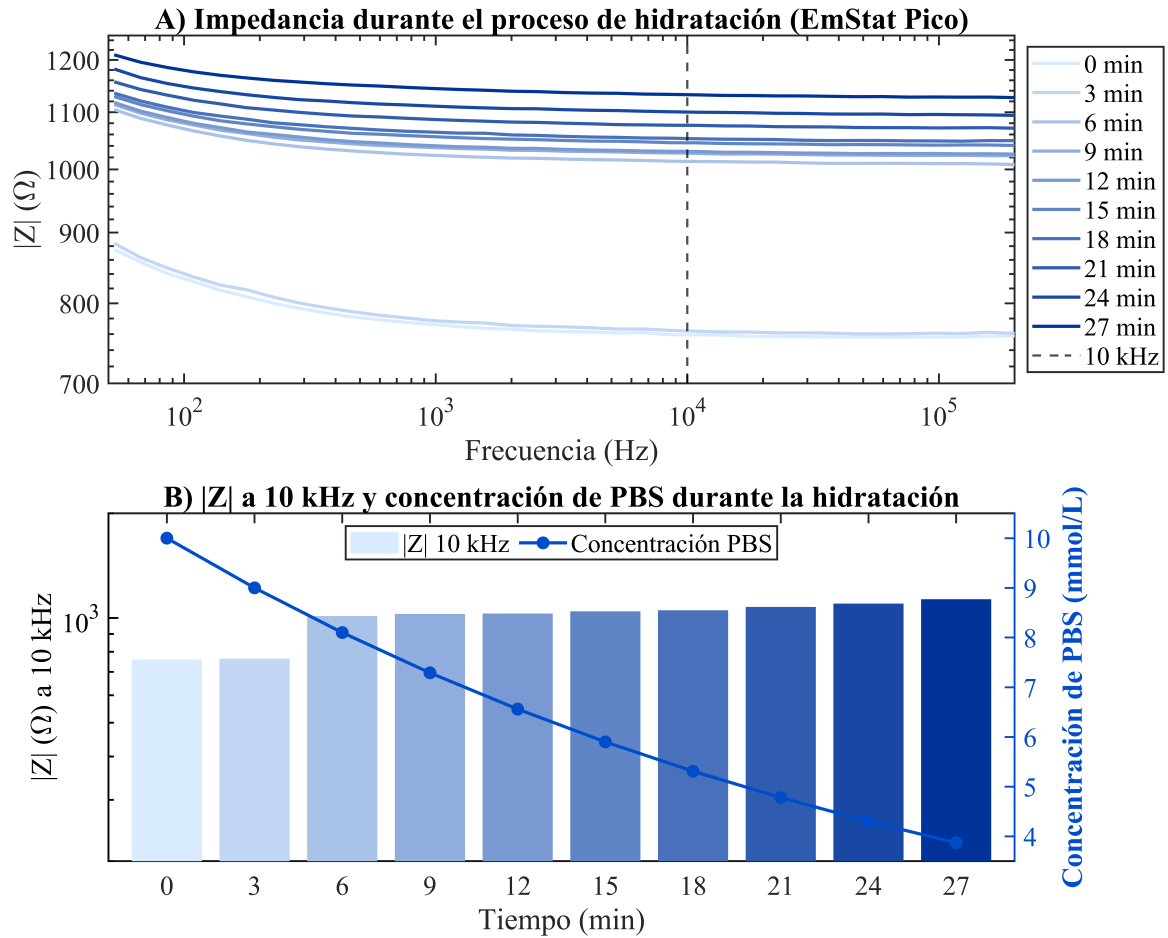
Se redujo gradualmente la concentración de PBS con el sistema automático, registrando EIS con las placas EVAL-AD5941 y EmStat Pico. En el tiempo, $|Z|$ aumentó de forma progresiva al disminuir la concentración de PBS. Con EVAL-AD5941, $|Z|$ se mantuvo entre 255Ω y 366Ω ; con EmStat Pico el rango de frecuencias fue mayor llegando a 200 kHz con $|Z|$ entre 758Ω y 1136Ω (Figura 22A, Figura 23A).

Figura 22. Prueba EIS durante el proceso de hidratación con la placa EVAL-AD5941



Nota. A) Curvas de impedancia en frecuencia a lo largo del tiempo. B) Impedancia a 10 kHz y evolución de la concentración de PBS. Elaboración propia

Figura 23. Prueba EIS durante el proceso de hidratación con la placa EmStat Pico



Nota. A) Curvas de impedancia en frecuencia a lo largo del tiempo. B) Impedancia a 10 kHz y evolución de la concentración de PBS. Elaboración propia

Se analizaron los valores de impedancia a una frecuencia de 10 kHz, con EVAL-AD5941 $|Z|$ aumentó de 280Ω a 324Ω (Figura 22B); con PalmSens EmStat Pico pasó de 773Ω a 1144Ω (Figura 23B). Los promedios entre ambas placas, fueron de $527 \pm 246 \Omega$ al inicio y $734 \pm 410 \Omega$ al final.

8.4. Sistema microfluidico

8.4.1. Validación del sistema microfluidico

El PDMS se unió con el electrodo de grafeno y se verificó la alineación con el área activa. Se añadió $100 \mu\text{L}$ de agua con pipeta para pruebas de fugas, en donde no se observaron salidas por los extremos ni por el canal de salida de líquido. Se comprobó la continuidad eléctrica del electrodo con PalmSens (Figura 24).

Figura 24. Unión del sistema microfluídico con electrodo de grafeno



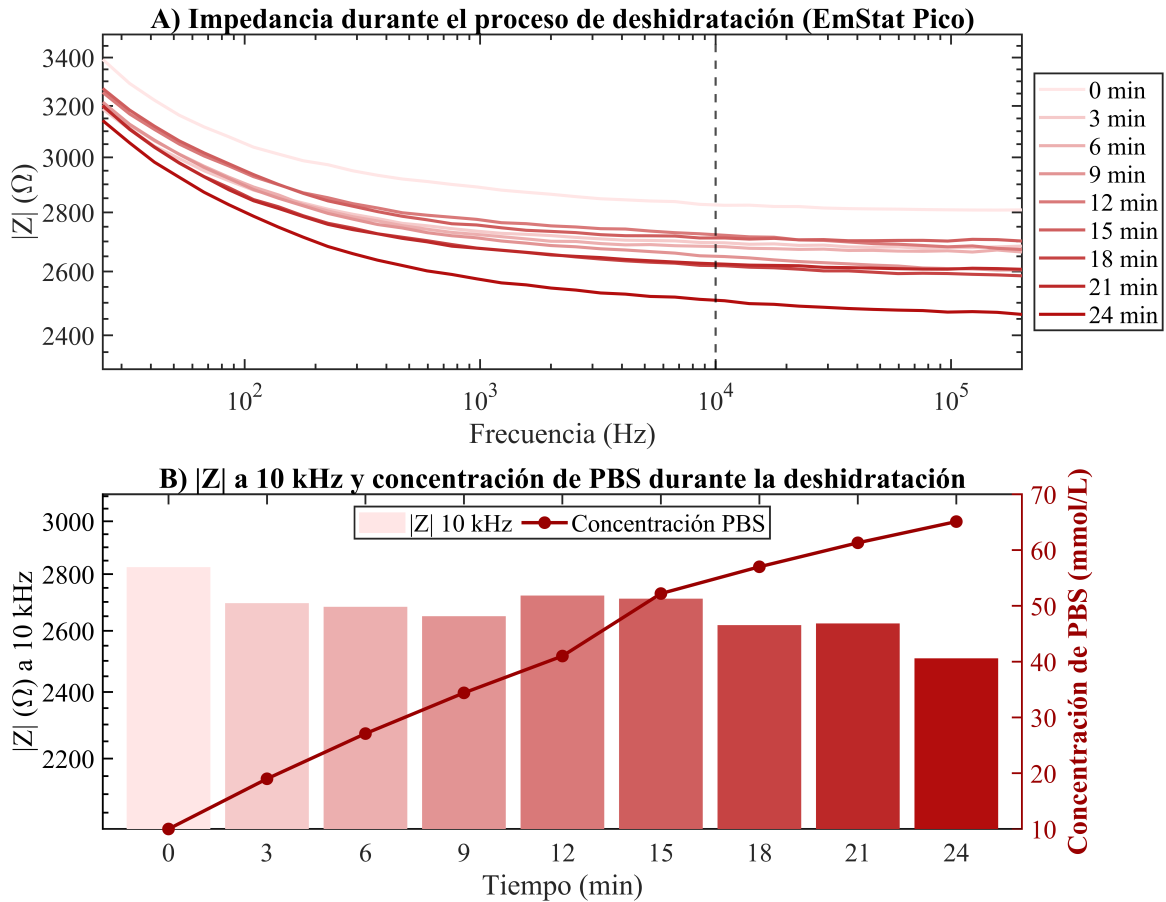
Nota. Elaboración propia

8.4.2. Proceso de deshidratación e hidratación con sistema microfluídico

Proceso de Deshidratación

En el sistema microfluídico, la deshidratación se evaluó entre 20 Hz y 200 kHz con la placa EmStat Pico. La impedancia disminuyó con la frecuencia, al evaluar a una frecuencia de 10 kHz, $|Z|$ varió de 2890Ω (minuto 0) a 2596Ω (minuto 24), con concentración de PBS de 10.0 mmol/L a 68.6 mmol/L (Cuadro 9) (Figura 25B).

Figura 25. Prueba EIS durante el proceso de deshidratación con la placa EmStat Pico en el sistema microfluídico.

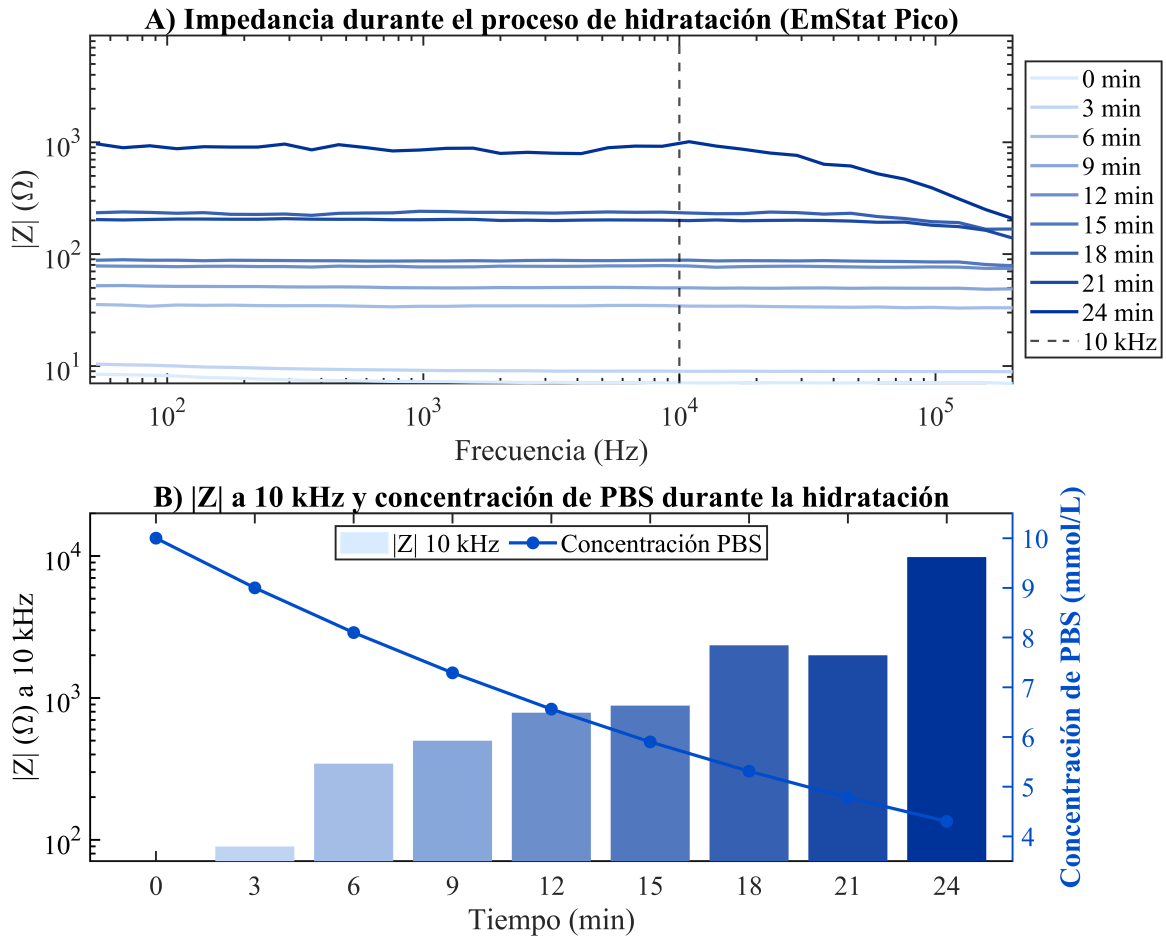


Nota. A) Curvas de impedancia en función de la frecuencia a lo largo del tiempo. B) Impedancia a 10 kHz y evolución de la concentración de PBS. Elaboración propia

Proceso de Hidratación

Para el proceso de hidratación, la concentración de PBS se redujo de 10.0 a 4.30 mmol/L (Cuadro 8). En 20 Hz–200 kHz se observó incremento de $|Z|$ con el tiempo de 7,410 Ω (min 0) a 10,110 Ω (min 24) (Figura 26A). Al evaluar en la frecuencia de 10 kHz, $|Z|$ aumentó de 7,269 Ω a 85,180 Ω durante 24 min (Figura 26B).

Figura 26. Prueba EIS durante el proceso de hidratación con la placa EmStat Pico en el sistema microfluídico.



Nota. A) Curvas de impedancia en función de la frecuencia a lo largo del tiempo. B) Impedancia a 10 kHz y evolución de la concentración de PBS. Elaboración propia

La deshidratación ocurre cuando la pérdida de agua y minerales supera la ingesta, lo que provoca una reducción del volumen sanguíneo y una menor capacidad del cuerpo para eliminar toxinas. Estas alteraciones afectan el rendimiento físico y las funciones cognitivas, generando fatiga, calambres y dificultad para la concentración [18]. En la Costa Sur de Guatemala, se reportó un incremento del 56 % en los casos de enfermedad renal crónica entre 2008 y 2018, asociado a las altas temperaturas ambientales y la limitada disponibilidad de fuentes de agua potable, lo que incrementa los episodios de deshidratación [22]. El monitoreo continuo del estado de hidratación es una herramienta preventiva para evitar daños renales y otras complicaciones. En este proyecto, se desarrolló un electrodo de grafeno fabricado mediante grabado láser, acoplado a un sistema microfluídico diseñado para simular procesos de hidratación y deshidratación. Las pruebas se realizaron utilizando soluciones de tampón fosfato salino (PBS) de diferentes concentraciones, evaluadas mediante espectroscopía de impedancia electroquímica (EIS). Además, se validó una herramienta no invasiva y funcional para el monitoreo del nivel de hidratación corporal con el sudor.

El funcionamiento de los electrodos de grafeno se comprobó a partir de las mediciones de impedancia, que evidenciaron una respuesta reproducible y una conductividad estable ante los cambios de concentración. No se observó pérdida de contacto, lo cual confirma una buena adherencia del grafeno y una buena interfase electroquímica. Este comportamiento de los materiales como grafeno presentan una baja resistencia de transferencia de carga, lo que los hace óptimos para la detección de variaciones electroquímicas [39], [40].

La implementación del sistema automático de intercambio de fluidos contribuyó a mejorar la precisión experimental, al controlar de forma gradual los cambios de concentración y reducir la turbulencia del flujo en el beaker. Este control permitió evitar desplazamientos del electrodo que pudieran afectar la señal, logrando transiciones uniformes entre las fases de hidratación y deshidratación. Como resultado, se

obtuvieron curvas de impedancia estables con un grado bajo de ruido, lo que refleja un comportamiento coherente con el modelo teórico y el efecto esperado del equilibrio iónico en soluciones salinas (Figura 19).

Para la calibración del sistema con el electrodo de grafeno, se analizó la curva de impedancia a diferentes concentraciones de PBS, lo que permitió observar la tendencia de la impedancia a distintas frecuencias (Figura 19). Al analizar el comportamiento de $|Z|$ en cada concentración, se observó que la impedancia tendía a alcanzar un punto de estabilidad a lo largo del barrido de frecuencias [41]. Este efecto fue más evidente al utilizar la placa PalmSens EmStat Pico, debido a su rango de medición extendido y a su mayor resolución, lo que permitió registrar una respuesta más estable.

Los resultados obtenidos con las placas EVAL-AD5941 y PalmSens EmStat Pico mostraron diferencias significativas en el rango de medición y la estabilidad de las señales. La placa EVAL-AD5941 presentó un rango de frecuencia más limitado, entre 1 Hz y 100 kHz, registrando impedancias entre 255 Ω y 366 Ω durante las pruebas de hidratación y de 528 Ω a 229 Ω en el proceso de deshidratación (Figura 20, Figura 22). Aunque permitió obtener mediciones precisas a bajas frecuencias, la sensibilidad se redujo en frecuencias mayores, lo que podría atribuirse a las limitaciones del conversor analógico de la placa. Con el sensor PalmSens EmStat Pico se registró un rango de medición más amplio, entre 20 Hz y 200 kHz, con valores de impedancia que variaron entre 758 Ω y 1136 Ω durante la hidratación, y entre 648 Ω y 562 Ω en la deshidratación (Figura 21, Figura 23).

Se realizó una evaluación a una frecuencia fija de 10 kHz con el propósito de establecer una lectura comparativa entre distintos intervalos de tiempo, simulando los procesos dinámicos de hidratación y deshidratación. Esta frecuencia se seleccionó porque, a 10 kHz, la respuesta está dominada principalmente por la resistencia del electrolito (R_s), y los efectos asociados al electrodo y a la doble capa (C_{dl}) son mínimos, lo que permite evaluar con mayor claridad los cambios en la conductividad del PBS [10]. Las variaciones observadas a 10 kHz reflejaron claramente los cambios en la concentración iónica del PBS: la impedancia disminuyó durante la deshidratación, debido al incremento en la conductividad iónica (Figura 21), mientras que aumentó durante la hidratación, cuando la concentración de electrolitos se redujo, confirmando la relación inversa entre concentración iónica e impedancia (Figura 23).

En el sistema microfluídico, los resultados mostraron una mayor variabilidad en las mediciones debido a la escala reducida del canal y al comportamiento del flujo dentro de la cámara. La disminución del volumen y el área efectiva de contacto entre el fluido y el electrodo provocaron fluctuaciones en las mediciones de impedancia, especialmente a bajas frecuencias, donde el comportamiento capacitivo domina la respuesta del sistema. Estos efectos se manifestaron en los procesos de hidratación y deshidratación como desviaciones no lineales en las curvas de $|Z|$, producto de una distribución irregular del campo eléctrico y de diferencias en la difusión iónica dentro del canal (Figura 26, Figura 25). En el análisis de hidratación, a la frecuencia de 10 kHz, la impedancia $|Z|$ aumentó de 7269 Ω a 85180 Ω hasta llegar a los 24 min (Figura 26). Este incremento fue considerablemente mayor en comparación con las

pruebas realizadas con el electrodo sumergido en beaker, lo que se relaciona con la menor escala en el volumen, la respuesta eléctrica del sistema se ve amplificada por los efectos de confinamiento y por la limitada homogeneización del flujo.

Los resultados obtenidos con el sistema microfluídico mostraron que el diseño es funcional, aunque también revelaron aspectos que deben optimizarse antes de una validación más amplia. Durante las pruebas se observaron limitaciones en el control del flujo y en la distribución uniforme del líquido dentro de la cámara, lo cual afectó la estabilidad y repetibilidad de las mediciones. A partir de estas observaciones, se recomienda ajustar el tamaño del electrodo, mejorar la geometría de los canales microfluídicos para asegurar un contacto más homogéneo con el área activa e incorporar un sistema de mangueras que permita inyectar y extraer fluidos sin contacto directo con la superficie conductora. También se recomienda implementar un mecanismo de sellado adecuado para mantener la integridad del sistema durante su operación. Estas modificaciones permitirán reducir el ruido en las mediciones, mejorar la reproducibilidad y establecer una base más sólida para el desarrollo de un sensor de hidratación portátil y funcional.

- Se logró fabricar electrodos de grafeno mediante grabado láser, obteniendo estructuras con buena conductividad, adherencia y estabilidad eléctrica. Los electrodos presentaron respuesta reproducible y fueron funcionales para mediciones de impedancia, demostrando su potencial como sensores conductivos de bajo costo y fácil fabricación.
- Se comprobó la relación directa entre la concentración iónica y la impedancia del sistema, observándose que un incremento en la concentración de PBS reduce la impedancia, mientras que su disminución la incrementa. Este comportamiento confirmó la sensibilidad del método y su correspondencia con el modelo teórico de la doble capa eléctrica.
- En la comparación de placas de medición, la EVAL-AD5941 presentó un rango limitado de frecuencia (100 Hz–10 kHz) y menor sensibilidad a frecuencias altas, mientras que la PalmSens EmStat Pico mostró un rango más amplio (20 Hz–200 kHz) con mediciones más estables y menor ruido. Esto validó la precisión del sistema y su capacidad para registrar variaciones de impedancia en diferentes condiciones experimentales.
- La evaluación del sistema a una frecuencia fija de 1 kHz permitió comparar las variaciones de impedancia en distintos intervalos de tiempo, simulando los procesos dinámicos de hidratación y deshidratación. Los cambios controlados en la concentración de PBS reprodujeron los comportamientos iónicos del sudor humano, el aumento de electrolitos correspondió a la deshidratación y una disminución, a la rehidratación.
- La integración del sistema microfluídico de PDMS con el electrodo de grafeno permitió comprobar la funcionalidad del dispositivo a menor escala. No obstante, se identificaron fluctuaciones en las mediciones atribuibles a la distribución del flujo dentro de la cámara, lo que evidencia la necesidad de optimizar el diseño

de canales y el sellado del sistema para mejorar su estabilidad y precisión en futuras versiones.

- Durante las mediciones de EIS, se comprobó que la limpieza y el estado de la superficie del electrodo influyen en la estabilidad de la señal. Para evitar fluctuaciones asociadas a residuos o humedad, los electrodos deben lavarse con agua deionizada y secarse antes de cada prueba. Además, es necesario fijarlos de manera rígida para evitar desplazamientos o microburbujas en la interfase electrodo–electrolito, que fueron una de las principales fuentes de variación durante los ensayos.
- Se observó que pequeñas diferencias en cómo se distribuía el fluido dentro del canal microfluídico afectaban la impedancia registrada. Para mejorar la consistencia del sistema, una siguiente versión del dispositivo debería modificar la geometría interna del canal con el fin de dirigir el flujo de manera más uniforme sobre el área activa del electrodo. Un volumen ligeramente menor y trayectorias más compactas ayudarían a evitar zonas muertas y disminuir la formación de burbujas.
- El área activa del electrodo mostró un efecto directo sobre la sensibilidad frente a cambios pequeños en la concentración de PBS. Reducir de forma controlada el tamaño del electrodo permitiría concentrar la interacción en una zona más definida, lo que favorecería mediciones más estables en volúmenes reducidos como los del sistema microfluídico. Este ajuste también facilitaría una eventual transición hacia mediciones con gotas reales de sudor en un formato portátil.
- Aunque el uso de PBS permitió establecer la relación entre concentración iónica e impedancia, la etapa siguiente consiste en validar el comportamiento del sistema con soluciones sintéticas de sudor que incluyan las proporciones típicas de Na^+ , K^+ , Cl^- , lactato y urea. Estas pruebas permitirían evaluar la respuesta del dispositivo bajo composiciones más cercanas al sudor humano y determinar si la correlación observada se mantiene en un entorno químico más complejo, antes de avanzar a mediciones con sudor real.

-
- [1] A. S. Levey y J. Coresh, «Chronic kidney disease,» *The Lancet*, vol. 379, n.º 9811, págs. 165-180, enero de 2012, ISSN: 0140-6736. DOI: 10.1016/S0140-6736(11)60178-5.
- [2] R. Padhi, B. N. Panda, S. Jagati y S. C. Patra, «Hyponatremia in critically ill patients,» *Indian journal of critical care medicine: peer-reviewed, official publication of Indian Society of Critical Care Medicine*, vol. 18, n.º 2, pág. 83, 2014.
- [3] J. A. Simerville, W. C. Maxted y J. J. Pahira, «Urinalysis: a comprehensive review,» *American family physician*, vol. 71, n.º 6, págs. 1153-1162, 2005.
- [4] T.-H. Kwon, J. Frøkiær y S. Nielsen, «Regulation of aquaporin-2 in the kidney: A molecular mechanism of body-water homeostasis,» *Kidney research and clinical practice*, vol. 32, n.º 3, págs. 96-102, 2013.
- [5] L. E. Armstrong, «Assessing hydration status: the elusive gold standard,» *Journal of the American College of Nutrition*, vol. 26, n.º sup5, 575S-584S, 2007.
- [6] M. Dei, J. Aymerich, M. Piotto, P. Bruschi, F. J. del Campo y F. Serra-Graells, «CMOS interfaces for internet-of-wearables electrochemical sensors: trends and challenges,» *Electronics*, vol. 8, n.º 2, pág. 150, 2019.
- [7] A. J. Bhandodkar, W. J. Jeang, R. Ghaffari y J. A. Rogers, «Wearable sensors for biochemical sweat analysis,» *Annual Review of Analytical Chemistry*, vol. 12, n.º 1, págs. 1-22, 2019.
- [8] J. Fu, N. Chen y A. Mohamdee, «Optimize Performance Using A Hydration Biosensor: An Electrode-Based Monitor to Optimize Performance,» *Aging and (Geron) Technology*, vol. 2, n.º 1, 2024.
- [9] Garmin, *Estimado de Pérdida de Sudor en Garmin Connect*, <https://support.garmin.com/es-ES/?faq=i3oQUMQucx46gBc1VkvoH8>, [En línea]. Consultado: el 20 de marzo de 2025.
- [10] U. G. Kyle et al., «Bioelectrical impedance analysis—part I: review of principles and methods,» *Clinical nutrition*, vol. 23, n.º 5, págs. 1226-1243, 2004.

- [11] C. J. Holmes y S. B. Racette, «The utility of body composition assessment in nutrition and clinical practice: an overview of current methodology,» *Nutrients*, vol. 13, n.º 8, pág. 2493, 2021.
- [12] D. Rodin, Y. Shapiro, A. Pinhasov, A. Kreinin y M. Kirby, «An accurate wearable hydration sensor: Real-world evaluation of practical use,» *Plos one*, vol. 17, n.º 8, e0272646, 2022.
- [13] T. He, F. Wen, Y. Yang, X. Le, W. Liu y C. Lee, «Emerging wearable chemical sensors enabling advanced integrated systems toward personalized and preventive medicine,» *Analytical Chemistry*, vol. 95, n.º 1, págs. 490-514, 2023.
- [14] W. Gao et al., «Fully integrated wearable sensor arrays for multiplexed in situ perspiration analysis,» *Nature*, vol. 529, n.º 7587, págs. 509-514, 2016.
- [15] L. B. Baker y W. A. S. Baker, *Gx Sweat Patch and App for Personalized Hydration*, <https://www.gssiweb.org/sports-science-exchange/article/gx-sweat-patch-and-app-for-personalized-hydration>, [En línea]. Sports Science Exchange, núm. 234. Consultado: el 23 de junio de 2025, 2022.
- [16] R. Gathright, I. Mejia, J. M. Gonzalez, S. I. Hernandez Torres, D. Berard y E. J. Snider, «Overview of Wearable Healthcare Devices for Clinical Decision Support in the Prehospital Setting,» *Sensors*, vol. 24, n.º 24, pág. 8204, 2024.
- [17] J. Lewis III, «Water and sodium balance,» *The Merk Manual for Health Care Professionals*, 2012.
- [18] J. G. Verbalis, «Disorders of body water homeostasis,» *Best Practice & Research Clinical Endocrinology & Metabolism*, vol. 17, n.º 4, págs. 471-503, dic. de 2003, ISSN: 1521-690X. DOI: 10.1016/S1521-690X(03)00049-6.
- [19] S. Borrelli et al., «Sodium intake and chronic kidney disease,» *International journal of molecular sciences*, vol. 21, n.º 13, pág. 4744, 2020.
- [20] M. Secher y P. Ritz, «Hydration and cognitive performance,» *The Journal of nutrition, health and aging*, vol. 16, n.º 4, págs. 325-329, 2012.
- [21] C. Roncal-Jimenez, M. A. Lanaspá, T. Jensen, L. G. Sanchez-Lozada y R. J. Johnson, «Mechanisms by which dehydration may lead to chronic kidney disease,» *Annals of Nutrition and Metabolism*, vol. 66, n.º Suppl. 3, págs. 10-13, 2015.
- [22] B. Sam-Colop, «Prevalencia y mortalidad de Enfermedad Renal Crónica en Guatemala (2008-2018),» *Ciencia, Tecnología y Salud*, vol. 7, n.º 1, 2020.
- [23] T. K. Bera, «Bioelectrical Impedance Methods for Noninvasive Health Monitoring: A Review,» *Journal of Medical Engineering*, vol. 2014, págs. 1-28, jun. de 2014, ISSN: 2314-5129. DOI: 10.1155/2014/381251.
- [24] E. Feraille, A. Sassi, V. Olivier, G. Arnoux y P. Y. Martin, *Renal water transport in health and disease*, ago. de 2022. DOI: 10.1007/s00424-022-02712-9.
- [25] I. Shrimanaker y S. Bhattarai, «Electrolytes,» English, *StatPearls*, 2023.
- [26] J. E. Hall y M. E. Hall, *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology E-Book: Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology E-Book*. Elsevier Health Sciences, 2020.
- [27] L. B. Baker, *Physiology of sweat gland function: The roles of sweating and sweat composition in human health*, jul. de 2019. DOI: 10.1080/23328940.2019.1632145.

- [28] L. B. Baker, «Sweat testing methodology in the field: Challenges and best practices,» English, *Sports Science Exchange*, vol. 29, n.º 161, págs. 1-6, 2016.
- [29] G. M. Whitesides, *The origins and the future of microfluidics*, jul. de 2006. DOI: 10.1038/nature05058.
- [30] M. Saldana et al., *The Reynolds Number: A Journey from Its Origin to Modern Applications*, dic. de 2024. DOI: 10.3390/fluids9120299.
- [31] S. Wang, X. Zhang, C. Ma, S. Yan, D. Inglis y S. Feng, *A review of capillary pressure control valves in microfluidics*, oct. de 2021. DOI: 10.3390/bios11100405.
- [32] J. Jurin, «II. An account of some experiments shown before the Royal Society; with an enquiry into the cause of the ascent and suspension of water in capillary tubes.,» *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, vol. 30, n.º 355, págs. 739-747, 1718.
- [33] M. Mirzajanzadeh, V. S. Deshpande y N. A. Fleck, «Water rise in a cellulose foam: By capillary or diffusional flow?» *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, vol. 124, págs. 206-219, 2019.
- [34] N.-T. Nguyen y S. T. Wereley, *Fundamentals and Applications of Microfluidics*, English, Second Edition. Norwood, MA, USA: Artech House, 2006, ISBN: 9781580539722.
- [35] J. C. Yan et al., «A miniaturized colorimeter with a novel design and high precision for photometric detection,» *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, n.º 3, mar. de 2018, ISSN: 14248220. DOI: 10.3390/s18030818.
- [36] I. Botev, «A new conception of Bouguer-Lambert-Beer's law,» *Fresenius' Zeitschrift für analytische Chemie*, vol. 297, n.º 5, págs. 419-419, 1979.
- [37] A. Steinegger, O. S. Wolfbeis y S. M. Borisov, *Optical Sensing and Imaging of pH Values: Spectroscopies, Materials, and Applications*, nov. de 2020. DOI: 10.1021/acs.chemrev.0c00451.
- [38] K. L. Fleger, R. H. Byrne y X. Liu, «Physical–chemical characterization of purified phenol red for spectrophotometric pH measurements in riverine, estuarine, and oceanic waters,» *Talanta Open*, vol. 11, pág. 100380, 2025, ISSN: 2666-8319. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.talo.2024.100380>. dirección: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2666831924000948>.
- [39] A. C. Lazanas y M. I. Prodromidis, *Electrochemical Impedance Spectroscopy A Tutorial*, jun. de 2023. DOI: 10.1021/acsmeasuresciau.2c00070.
- [40] H. S. Magar, R. Y. Hassan y A. Mulchandani, *Electrochemical impedance spectroscopy (Eis): Principles, construction, and biosensing applications*, oct. de 2021. DOI: 10.3390/s21196578.
- [41] J. A. Leal Ordóñez, «Supercapacitive electrodes for direct current stimulation: development, characterization, and application in cellular electrotaxis,» Tesis doct., Dissertation, Universität Freiburg, 2023.
- [42] L. Meienberg, *Syringe Pump*, Thingiverse, Licensed under Creative Commons Attribution, 2018. dirección: <https://www.thingiverse.com/thing:2797132>.