



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INGENIERÍA
CARRERA DE TELECOMUNICACIONES

Dispositivo endosable para prevenir la deshidratación cutánea a través de la
medición de la conductividad de la piel

Trabajo de Titulación para optar al título de:
Ingeniero en Telecomunicaciones

Autor:

Luna Baquero Kerly Diveana

Tutor:

PhD. Leonardo Fabián Rentería Bustamante.

Riobamba, Ecuador. 2025

DECLARATORIA DE AUTORÍA

Yo, Kerly Diveana Luna Baquero, con cédula de ciudadanía 1600678799, autora del trabajo de investigación titulado: Dispositivo endosable para prevenir la deshidratación cutánea a través de la medición de la conductividad de la piel, certifico que la producción, ideas, opiniones, criterios, contenidos y conclusiones expuestas son de mí exclusiva responsabilidad.

Asimismo, cedo a la Universidad Nacional de Chimborazo, en forma no exclusiva, los derechos para su uso, comunicación pública, distribución, divulgación y/o reproducción total o parcial, por medio físico o digital; en esta cesión se entiende que el cesionario no podrá obtener beneficios económicos. La posible reclamación de terceros respecto de los derechos de autor (a) de la obra referida, será de mi entera responsabilidad; librando a la Universidad Nacional de Chimborazo de posibles obligaciones.

En Riobamba, 30 de junio del 2025.



Kerly Diveana Luna Baquero

C.I: 1600678799



DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR

Quien suscribe, **Leonardo Fabián Rentería Bustamante** catedrático adscrito a la Facultad de Ingeniería, por medio del presente documento certifico haber asesorado y revisado el desarrollo del trabajo de investigación **“Dispositivo endosable para prevenir la deshidratación cutánea a través de la medición de la conductividad de la piel”**, bajo la autoría de **KERLY DIVEANA LUNA BAQUERO**; por lo que se autoriza ejecutar los trámites legales para su sustentación.

Es todo cuanto informar en honor a la verdad; en Riobamba, a los 17 días del mes de junio de 2025.



PhD. Leonardo Fabián Rentería Bustamante
C.I: 1104064132

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación **Dispositivo endosable para prevenir la deshidratación cutánea a través de la medición de la conductividad de la piel**, presentado por **Kerly Diveana Luna Baquero**, con cédula de identidad número **1600678799**, bajo la tutoría de PhD. Leonardo Fabián Rentería Bustamante; certificamos que recomendamos la APROBACIÓN de este con fines de titulación. Previamente se ha evaluado el trabajo de investigación y escuchada la sustentación por parte de su autor; no teniendo más nada que observar.

De conformidad a la normativa aplicable firmamos, en Riobamba 27 de junio de 2025.

Ciro Radicelli, PhD.
PRESIDENTE DEL TRIBUNAL DE GRADO

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Ciro Radicelli", written over a horizontal line.

Klever Torres, Dr.
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Klever Torres", written over a horizontal line.

Giovanny Cuzco, Mgs.
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO

A handwritten signature in blue ink, appearing to read "Giovanny Cuzco", written over a horizontal line.



Dirección
Académica
VICERRECTORADO ACADÉMICO

en movimiento



UNACH-RGF-01-04-08.17
VERSIÓN 01: 06-09-2021

CERTIFICACIÓN

Que, **LUNA BAQUERO KERLY DIVEANA** con CC: **1600678799**, estudiante de la Carrera de **TELECOMUNICACIONES**, Facultad de **INGENIERÍA**; ha trabajado bajo mi tutoría el trabajo de investigación titulado "**Dispositivo endosable para prevenir deshidratación cutánea a través de la medición de la conductividad de la piel**", cumple con el 0.99%, de acuerdo al reporte del sistema Anti plagio **COMPILATIO**, porcentaje aceptado de acuerdo a la reglamentación institucional, por consiguiente autorizo continuar con el proceso.

Riobamba, 25 de junio de 2025



PhD. Leonardo Rentería
TUTOR

DEDICATORIA

Con todo mi cariño, dedico este trabajo de investigación a:
Dios, por darme vida, salud, fuerza y sabiduría para alcanzar esta meta.
Mi querida madre, Ana María, por su amor, paciencia, por su esfuerzo incansable y su fe
inquebrantable en mí, fue ella quien sembró la semilla del trabajo duro y honesto, su
fuerza y dedicación son mi mayor inspiración. Esta tesis es más suya que mía.
Freddy, compañero de vida de mi madre, por su apoyo silencioso pero firme, que siempre
valoro.
Mis hermanos, Ricardo y Salomé, por ser mi equipo, mis confidentes y por llenar mi vida
de momentos inolvidables.
Mi amado esposo, Jeisson, por su amor, comprensión y por ser fuente de inspiración y
alegría, por ser mi refugio, por creer en mí y acompañarme en este camino.
Mi adorado hijo, Nicolás, por ser la luz de mi vida, mi mayor alegría y la razón más pura
para seguir creciendo y esforzándome. Esta tesis es un escalón más para poder construir
un futuro mejor para ti.

Kerly Diveana Luna Baquero.

AGRADECIMIENTO

*A Dios, por las bendiciones y sabiduría que me permitieron superar cada desafío.
Mi querida madre, por cada sacrificio que hizo para que yo pudiera alcanzar mis sueños.*

*A mi padrastro, por su comprensión y brindarme siempre apoyo.
A mi amado esposo, por ser mi compañero incondicional, por su paciencia infinita durante
las largas horas de estudio, por las palabras de aliento cuando más las necesité, su apoyo
inquebrantable fue importante para superar los desafíos de este camino.*

*A mi adorado hijo, cada una de sus sonrisas me recarga de energía y me recuerda el
propósito de mi dedicación.*

*A mis queridos hermanos, por sus consejos y compañía, su amistad y apoyo. Su existencia
llena de alegría cada momento.*

*A la Universidad Nacional de Chimborazo por haberme brindado la oportunidad de
formarme académicamente y por proporcionarme las herramientas necesarias para el
desarrollo de esta investigación.*

*Un especial reconocimiento a mi tutor de tesis, PhD. Leonardo Rentería, cuya invaluable
orientación, paciencia y conocimientos fueron fundamentales para lograr este trabajo.*

Kerly Diveana Luna Baquero.

ÍNDICE GENERAL

DECLARATORIA DE AUTORÍA

DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

CERTIFICADO ANTIPLAGIO

DEDICATORIA

AGRADECIMIENTO

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE TABLAS

ÍNDICE DE FIGURAS

RESUMEN

ABSTRACT

CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN 14

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA 15

1.2 OBJETIVOS: 17

1.2.1 GENERAL 17

1.2.2 ESPECÍFICOS 17

CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO 18

2.1 Estado del arte..... 18

2.2 Fundamentación teórica 19

2.2.1 La piel y su hidratación 19

2.2.2 Dermografía de impedancia eléctrica..... 22

2.2.3 Técnicas de medición 24

2.2.4 Tecnología en Dispositivos Biomédicos Endosables..... 27

CAPÍTULO III. METODOLOGÍA..... 30

3.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN 30

3.2 DISEÑO DE INVESTIGACIÓN 30

3.3 FUENTES DE RECOPIACIÓN DE INFORMACIÓN..... 30

3.4 PROCEDIMIENTO..... 30

3.4.1 Revisión bibliográfica 31

3.4.2 Diseño y desarrollo..... 33

3.4.3 Modelo de curva de hidratación 38

3.4.4 Evaluación y validación 39

3.5 OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES: 43

CAPÍTULO IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN 44

4.1	Validación con usuarios	44
4.1.2	Evaluación del uso	47
4.1.3	Ubicación del dispositivo	48
CAPÍTULO V. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		50
5.1	CONCLUSIONES	50
5.2	RECOMENDACIONES.....	50
6. BIBLIOGRAFÍA		51

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Respuesta de impedancia en un maniquí seco e hidratado.	31
Tabla 2. Dispositivos de hidratación comerciales	32
Tabla 3. Tabla de comparación de componentes electrónicos.	33
Tabla 4. Impedancia vs porcentaje de hidratación.....	38
Tabla 5. Encuesta de validación de facilidad de uso y percepción del dispositivo.	42
Tabla 6. Operacionalización de variables.	43
Tabla 7. Prueba de normalidad Kolmogórov-Smirnov.....	45
Tabla 8. Resumen de contrastes de hipótesis.....	47
Tabla 9. Recomendación de colocación del dispositivo, según perfil del usuario.	49

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Representación gráfica de la anatomía de la piel	19
Figura 2 Estructura esquemática de la barrera cutánea.	20
Figura 3. Fundamentos de una medición de dermatografía de impedancia eléctrica.	22
Figura 4. Circuitos fundamentales para el registro de dermatografía de impedancia.	23
Figura 5. Cronología de la evolución de diferentes técnicas de medición.	25
Figura 6. Circuito equivalente de la piel.	25
Figura 7. Algunos usos de dispositivos endosables.	27
Figura 8. Varios dispositivos endosables.	28
Figura 9. Aumento de la tecnología endosable en el ámbito médico.	29
Figura 10. Diagrama de fases del proyecto de investigación.	31
Figura 11. Diagrama de conexiones.	35
Figura 12. Diseño del armazón del dispositivo con medidas en cm.	36
Figura 13. Diagrama de flujo del sistema.....	37
Figura 14. Curva de impedancia vs porcentaje de hidratación.....	39
Figura 15. Medición con prototipo, usuario 1.	40
Figura 16. Medición con corneómetro, usuario 1.	40
Figura 17. Medición con prototipo, usuario 2.	40
Figura 18. Medición con corneómetro, usuario 2.	40
Figura 19. Aplicación de crema humectante, usuario 3.	41
Figura 20. Medición con prototipo, usuario 3.	41
Figura 21. Medición con corneómetro, usuario 3.	41
Figura 22. Medición con prototipo, usuario 4.	41
Figura 23. Medición con corneómetro, usuario 4.	41
Figura 24. Semaforización de las mediciones.	44
Figura 25. Diagrama de cajas	46
Figura 26. Tabulación de resultados de encuesta.	48

RESUMEN

Palabras claves: Hidratación de la piel, dispositivo endosable, impedancia eléctrica, corneómetro, interfaz intuitiva.

Este trabajo presenta el desarrollo y validación de un dispositivo endosable de medición del nivel de hidratación de la piel, utilizando una interfaz táctil basada en el microcontrolador ESP32-S3. El objetivo principal fue diseñar un sistema accesible y eficiente para evaluar el nivel de hidratación cutánea en tiempo real. El dispositivo emplea sensores de impedancia eléctrica para medir las variaciones en la resistencia superficial de la piel, lo que se correlaciona directamente con su nivel de hidratación. La medición se llevó a cabo en diversas zonas del cuerpo humano, como el antebrazo, mejilla, espalda, pierna y palma de la mano, bajo tres condiciones: estado natural, piel seca y post aplicación de crema hidratante. Se compararon los resultados del dispositivo desarrollado con un corneómetro de referencia, el cual mide la hidratación de la piel mediante capacitancia.

Los datos obtenidos durante el estudio fueron procesados y analizados tanto de manera cuantitativa como cualitativa. En la parte cuantitativa, se utilizaron pruebas estadísticas para comparar las mediciones de ambos dispositivos, incluyendo la prueba de Kolmogórov-Smirnov para determinar la normalidad de los datos y la prueba no paramétrica U de Mann-Whitney para verificar si existían diferencias significativas entre ambos métodos de medición. Los resultados de estas pruebas mostraron que no hubo diferencias estadísticamente significativas entre las mediciones del prototipo y el corneómetro, lo que valida la eficacia del prototipo como una herramienta confiable para evaluar la hidratación cutánea.

Por otro lado, los datos cualitativos fueron obtenidos a través de entrevistas semiestructuradas con los usuarios, quienes evaluaron la comodidad, facilidad de uso y claridad de los resultados. Los participantes expresaron que el dispositivo era intuitivo y fácil de usar, destacando especialmente las alertas auditivas emitidas por el buzzer como una función útil para prevenir la deshidratación. Además, se analizaron aspectos relacionados con la ubicación del dispositivo en el cuerpo, recomendando diferentes zonas para la colocación según la edad, ocupación y otros factores individuales de los usuarios.

Este estudio resalta el potencial del dispositivo como una alternativa accesible, eficaz y fácil de usar para la medición del nivel de hidratación de la piel, con aplicaciones tanto en el ámbito clínico como en el hogar.

ABSTRACT

This study presents the development and validation of a wearable device for measuring skin hydration levels using a touch interface based on the ESP32-S3 microcontroller. The primary objective was to design an accessible and efficient system for real-time evaluation of skin hydration. The device employs electrical impedance sensors to measure variations in the skin's surface resistance, which directly correlates with its hydration level. It was necessary to take measurements on different areas of the human body, including the forearm, cheek, back, leg, and palm, under three conditions: in the natural state, with dry skin, and after applying moisturizer. The results from the developed device were compared with those from a reference chronometer, which measures skin hydration through capacitance. The data obtained during the study were processed and analyzed both quantitatively and qualitatively. For the quantitative analysis, the researcher used statistical tests to compare measurements from both devices. These included the Kolmogorov-Smirnov test to assess data normality and the non-parametric Mann-Whitney U test to determine whether there were significant differences between the two measurement methods. The results showed no statistically significant differences between the prototype's measurements and those of the corneometer, validating the prototype as a reliable tool for assessing skin hydration. On the other hand, gathering qualitative data involved conducting semi-structured user interviews, in which participants evaluated comfort, ease of use, and clarity of results. Users reported that the device was intuitive and user-friendly, particularly praising the auditory alerts from the buzzer as a valuable feature for preventing dehydration. Additionally, aspects related to device placement on the body were analyzed, with recommendations for different zones based on age, occupation, and other individual user factors. This study highlights the potential of the device as an accessible, effective, and user-friendly alternative for measuring skin hydration, with applications in both clinical and home settings.

Keywords: Skin hydration, wearable device, electrical impedance, corneometer, intuitive interface.



Reviewed by:

Mgs. Jessica María Guaranga Lema

ENGLISH PROFESSOR

C.C. 0606012607

CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN

La deshidratación de la piel es un problema común que afecta a muchas personas. La principal función de la piel es proteger al cuerpo de los agentes externos y regular la temperatura. Sin embargo, la exposición al sol sin protección, la ingesta insuficiente de líquidos y un sin número de condiciones que producen que el cuerpo pierda agua por medio de la piel haciendo que este reduzca su capacidad de protección.

Lastimosamente, en la actualidad no hay un estándar para cuantificar la hidratación. No obstante, investigadores han examinado diferentes aspectos para cuantificar el nivel de hidratación del organismo, tales como: osmolalidad plasmática, impedancia bioeléctrica, excreción de orina y producción de saliva [1]. Por lo general, resulta retador evaluar los niveles de hidratación utilizando un enfoque no invasivo, principalmente debido a la limitada disponibilidad de recursos para tal fin. A parte de ser complicado detectarla, depende de varios factores como la edad, género, estatura, índice de masa corporal, hidratación, hábitos de excreción, entre otros [1].

Con la evolución tecnológica se ha creado dispositivos portátiles, también conocidos como “dispositivos endosables”, que se integran de manera discreta y funcional al cuerpo humano. Estos dispositivos que son colocados directamente sobre la piel o la ropa permiten monitorear en tiempo real parámetros fisiológicos, proporcionando información valiosa sobre la salud de cada persona. De esta manera, los dispositivos endosables permiten controlar la hidratación de la piel de manera no invasiva, ofreciendo una opción conveniente para combatir la resequedad cutánea.

Este enfoque resulta beneficioso en aquellas personas con cuidados especiales, como bebés, adultos mayores o aquellos individuos expuestos a entornos extremos. El diseño de un dispositivo endosable que mida la conductividad de la piel requiere la combinación optima de sensores y componentes electrónicos compactos. Estos permitirán una medición constante y meticulosa, sin alterar rutinas habituales del usuario. En respuesta a esta necesidad, este proyecto se centró en diseñar e implementar un dispositivo portátil y ergonómico para medir la conductividad de la piel, un indicador que posibilita evaluar de forma directa el nivel de hidratación cutánea. Mediante la medición constante de este parámetro, se pueden identificar oportunamente alteraciones en la hidratación de la piel, lo que permite prevenir la deshidratación y favorecer una piel más saludable.

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La dermatitis atópica (DA), es una enfermedad inflamatoria crónica caracterizada por picazón persistente y recurrente, eritema, piel seca debido a una barrera epidérmica debilitada e infección estafilocócica. Las lesiones ocurren con mayor frecuencia en los pliegues de los codos y las rodillas, la cara y el cuello, pero también pueden afectar la piel de todo el cuerpo (eritrodermia) [2], es la enfermedad inflamatoria crónica más común de la piel [3]. Se estima que la incidencia global de la DA oscila entre el 15% y el 20% en niños y el 10% en adultos, y los estudios documentan un aumento de la incidencia en las últimas décadas [4]. En Ecuador, a pesar de la relevancia de esta patología, existen pocos datos epidemiológicos al respecto. La incidencia de la DA en Ecuador se estudió principalmente en Quito, según el estudio ISAAC III realizado entre 2003 y 2004, se encontró que la prevalencia de DA entre niños de 6 a 7 años y adolescentes de 13 a 14 años era alta en Quito. En concreto, la DA idiopática se produce en el 27% de los niños y el 7% de los adolescentes [5]. Además, es el primer motivo de consulta Dermatológica Pediátrica con una frecuencia del 12% sobre el total de atenciones. Por las características de la enfermedad y la afectación en la calidad de vida que conlleva, se ha llegado a considerar como un problema de salud pública [6].

Las causas de la DA incluyen cambios en el gen que controla la filagrina, problemas en el sistema inmunitario, alteraciones en la flora bacteriana de la piel, cambios en los lípidos de la capa externa de la piel y falta de péptidos antimicrobianos [2].

También algunos ambientes pueden causar la DA como alimentos que causan alergias, alérgenos en el aire como ácaros, polen, epidermis de animales, hongos, proteínas de *Staphylococcus aureus*, productos químicos en cosméticos, agua, cloro, productos de lana, sudor, y factores climáticos como humedad, temperatura y estrés [2]. No obstante, la conexión entre la alimentación y la dermatitis atópica no es siempre clara y debe ser evaluada con atención para determinar su importancia en cada situación [7].

En casos leves el tratamiento para dermatitis atópica puede consistir en baños rápidos menores a 5 minutos, a una temperatura de 27 – 30°C y entre 3 y 5 minutos después del baño aplicar emolientes que son compuestos biológicos neutros que mantienen la hidratación y elasticidad de la piel [2].

En este contexto, diseñar un dispositivo endosable para detectar el nivel de humedad y así evitar la deshidratación es importante porque hay una necesidad de contar con tecnología que permita monitorear la hidratación de la piel de una forma constante y sin causar molestias. La piel es muy sensible y puede alterarse fácilmente por la temperatura, la humedad y el sol. Estos cambios pueden hacer que la piel sufra daños si se seca demasiado. Medir la conductividad eléctrica de la piel puede indicar lo hidratada que está, porque la cantidad de agua en la piel afecta a su conductividad eléctrica. Este ajuste permitió crear un aparato pequeño y práctico que puede medir cuánta agua tiene la piel en tiempo real, sin necesidad de hacer procedimientos complicados o incómodos. Diseñar un dispositivo portátil que ayude a evitar que la piel se reseque fue muy útil, especialmente durante momentos de mucho movimiento, cambios bruscos de temperatura o problemas de salud que puedan secar la piel.

La idea de proponer tecnología fácil de usar es para que más personas la usen en casa y en el trabajo, además de que podría servir para ayudar a atletas, personas mayores o a quienes tienen problemas en la piel. Este nuevo enfoque permitiría que la piel esté más sana, además de poderse convertir en una herramienta útil para cuidar la piel antes de que surjan problemas. Por otro lado, serviría para concientizar a las personas sobre la importancia de mantener la piel hidratada y cuidarla adecuadamente.

1.2 OBJETIVOS:

1.2.1 GENERAL

- Diseñar e implementar un dispositivo endosable para la prevención de la deshidratación cutánea a través de la medición de la conductividad de la piel.

1.2.2 ESPECÍFICOS

- Investigar la relación entre la deshidratación cutánea y la conductividad eléctrica de la piel, estableciendo la base para la medición de este parámetro de manera no invasiva.
- Diseñar un dispositivo endosable, empleando sensores adecuados, circuitos eficaces y un diseño cómodo y ergonómico, garantizando la portabilidad y eficacia del equipo.
- Evaluar la efectividad del dispositivo mediante pruebas experimentales y comparación con técnicas tradicionales de medición de hidratación.

CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO

2.1 Estado del arte

El análisis de la hidratación de la piel ha sido objeto en diversos estudios y desarrollo de tecnología en el ámbito de la dermatología, la cosmética y la biomedicina.

En un estudio reciente se desarrolló una tecnología denominada Biodisplay [8], diseñada para proporcionar mediciones de la hidratación de la piel en el punto de contacto. Comparando con una sonda de hidratación, mostró una fiabilidad de moderada a excelente y una correlación moderada, destacando por su portabilidad y accesibilidad.

Otro avance es un sensor portátil basado en tejido de algodón [9], diseñado para medir la hidratación de la piel mediante la impedancia. Los experimentos con piel porcina confirmaron que la impedancia disminuye al aumentar la hidratación y que las capas superficiales de la piel son las más afectadas. El sensor mostró flexibilidad, durabilidad y mediciones conscientes, comparables con sensores comerciales.

Además, el Sensor de Hidratación de la Piel (SHS) [10] introduce un método térmico en lugar de impedancia, mejorando la sensibilidad en un 135% y la repetibilidad en un 36%. Pruebas en más de 200 pacientes demostraron su eficacia para mediciones rápidas y precisas. En el ámbito nacional, aunque no existen muchas investigaciones centradas en la hidratación de la piel, se han desarrollado tecnologías biomédicas relevantes, por ejemplo, el diseño de una antena textil para el monitoreo de señales biomédicas [11], integrada en prendas de vestir. Esta antena permite la transmisión de datos en tiempo real mediante una plataforma en la nube, facilitando el monitoreo remoto.

Asimismo, se ha desarrollado un robot social para telemedicina, enfocado en el monitoreo y diagnóstico de enfermedades cardiovasculares en adultos mayores [12]. Este prototipo emplea sensores de pulso y temperatura junto con tarjetas Arduino y la plataforma LabView, para registrar y analizar signos vitales. Su precisión fue validada mediante la comparación con electrocardiograma, demostrando su potencial para agilizar procesos médicos y mejorar la atención al paciente.

Estos estudios evidencian la evolución de las tecnologías biomédicas, sentando bases para el desarrollo de dispositivos más precisos, accesibles y adaptables para el beneficio tanto a profesionales de la salud como a consumidores interesados en mantener un monitoreo constante de la salud.

2.2 Fundamentación teórica

2.2.1 La piel y su hidratación

Como el órgano más extenso del cuerpo humano, la piel realiza diversas funciones vitales, tales como proteger al cuerpo de microorganismos, regular la temperatura, conservar los fluidos celulares y producir vitamina D [13], una de las funciones esenciales de la piel es la capacidad de detectar el contacto, la temperatura, el frío y el dolor a través de los nociceptores [14].

Los diferentes elementos de la estructura de la piel y las diversas barreras se ilustran en la Figura 1.

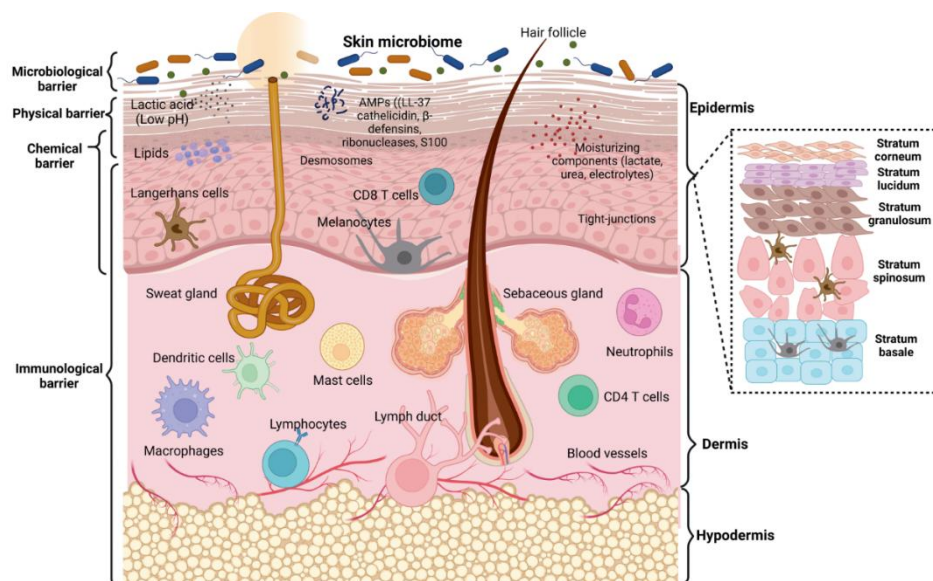


Figura 1. Representación gráfica de la anatomía de la piel y de sus diversas barreras. Abreviatura: AMP, péptidos antimicrobianos, CD8 T y CD4 T, dos tipos principales de linfocitos T [14].

2.2.1.1 Procesos fisiológicos involucrados

- **Composición de la barrera cutánea**

El sistema de la piel comprende la epidermis, dermis e hipodermis [13]. La epidermis actúa como la primera línea de defensa del organismo y tiene el propósito de establecer una barrera efectiva entre el ambiente interno y externo del cuerpo [15]. Las capas de la epidermis se desarrollan a través del proceso de queratinización, durante el cual los queratinocitos se proliferan y maduran pasando por distintas etapas, este proceso da lugar a la creación del estrato córneo (SC), que es la capa más externa, se compone de capas de corneocitos planos, separados por lípidos que se encuentran en el espacio intercelular [16]. El SC juega un papel importante para mantener una barrera epidérmica que impida la pérdida excesiva de agua, iones y proteínas. Las uniones estrechas son proteínas que atraviesan la membrana y regulan la transferencia de agua y solutos entre las células [17].

- **Función de los corneocitos y sus componentes en la hidratación de la piel**

Los corneocitos están formados en su mayoría por queratina y son células inertes sin núcleo. Estas células constituyen la mayor parte de la piel y ayudan a regular la pérdida de agua transepidérmica dentro de límites normales. Se organizan en un patrón similar a “ladrillos y mortero”, como muestra la Figura 2, y son esenciales para crear la barrera de la piel [15].

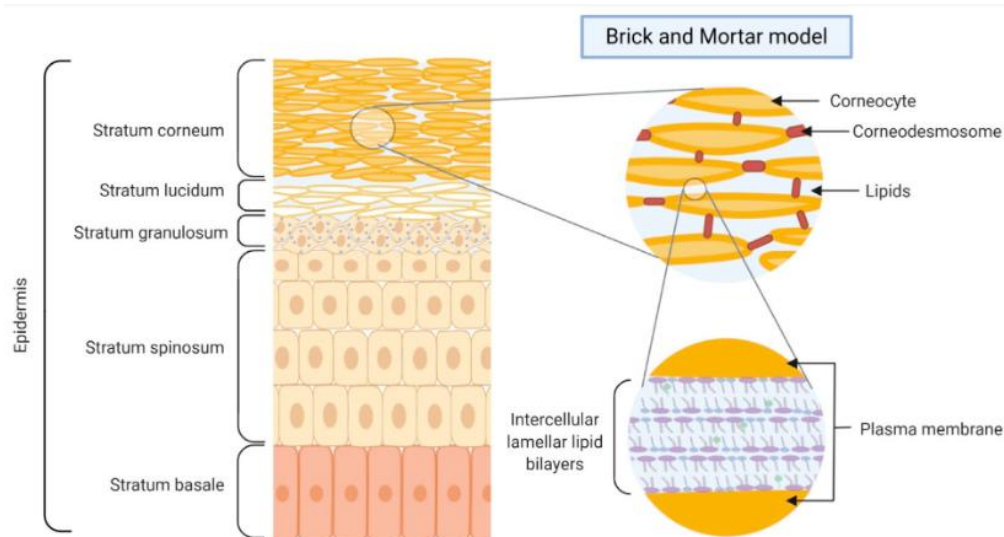


Figura 2 Estructura esquemática de la barrera cutánea y el modelo de “ladrillo y mortero” [15].

Dentro de los corneocitos se encuentra el factor hidratante natural (FNH). Este FNH, junto con otros elementos de los corneocitos, tiene la capacidad de retener y fijar agua, permitiéndoles absorber hasta tres veces su peso en líquido. Los lípidos intercelulares en el estrato córneo forman una serie de membranas lamelares que son importantes en la creación y mantenimiento de una barrera cutánea efectiva, controlando así la pérdida de agua transepidérmica en niveles apropiados [17].

- **Papel de las acuaporinas en la hidratación de la piel**

Las acuaporinas son proteínas que actúan como canales, permitiendo que el agua atraviese las membranas celulares. La acuaporina 3 (AQP3) es la más común en la piel y ayuda en el transporte de agua y glicerina hacia el tejido subcutáneo, lo que contribuye a su hidratación. La AQP3 se clasifica como acuagliceropina y se expresa en niveles altos en las capas epidérmicas, justo por encima del tejido subcutáneo, pero su expresión en el tejido subcutáneo mismo es bastante baja. Esta disposición permite que el tejido subcutáneo se mantenga aislado del exterior, al mismo tiempo que conserva el agua que recibe de la epidermis. Las alteraciones en la producción de AQP3 están vinculadas con la aparición de condiciones dermatológicas como la psoriasis y la dermatitis atópica [18].

2.2.1.2 Factores relacionados con el envejecimiento que afectan la hidratación de la piel

- **Factores biofísicos inherentes**

El nivel de hidratación de la piel puede verse afectado por múltiples factores biológicos y el estilo de vida, como la etnia, tipo de piel según Fitzpatrick, género, edad, ocupación, actividad física e ingesta del agua. La etnia influye en el color de la piel a través de diferentes niveles de cromóforos inducidos [19].

Además, la hidratación natural y el grosor de la capa más externa de la piel (estrato córneo) fluctúan entre las distintas etnias: generalmente, los grupos étnicos blanco y negro tienen una piel menos hidratada que los asiáticos, debido a la menor cantidad de agentes hidratantes presentes en su estrato córneo [20]. La relación entre el género, la hidratación cutánea y el

grosor del estrato córneo es un poco confusa, dado que las influencias de este factor a menudo son superadas por otras diferencias individuales [21]. La ingesta diaria de líquidos es un aspecto fundamental para tener en cuenta al investigar como el estilo de vida se relaciona con la condición de la piel. Varios estudios han demostrado que aumentar el consumo de agua diariamente durante más de un mes resulta en una mejora de la hidratación de la piel [19].

- **Envejecimiento como factor**

En el estrato córneo, el agua predominante se encuentra principalmente en los corneocitos y se unen al FNH; sin embargo, una cantidad menor se adhiere a los grupos polares en la parte superior de los lípidos dentro de las láminas intercelulares [22].

La disposición lateral de los lípidos en el SC facilita su papel como barrera permeable y en la conservación de agua. Se encontró que todas las principales familias de lípidos, en particular las ceramidas, se reducen de forma notable en el SC a medida que se incrementa la edad, lo que indica una disminución en la efectividad de la barrera cutánea [23]. Una disminución relacionada con la edad del ácido hialurónico en la epidermis también contribuye a esta pérdida de humedad, ya que se reduce su capacidad para retener agua, lo que a su vez disminuye la hidratación de la piel [17].

2.2.1.3 Impacto de las condiciones clínicas en la hidratación de la piel

Diferentes condiciones dermatológicas consideran la hidratación de la piel como un aspecto de su fisiopatología, entre ellos la dermatitis atópica y la psoriasis.

- **Dermatitis atópica y aspectos de la hidratación de la piel**

La dermatitis atópica (DA) es una condición crónica de la piel que tiende a reaparecer y se manifiesta por picazón, inflamación y un mal funcionamiento de la barrera cutánea, lo que provoca un aumento en la pérdida de agua transepidérmica [15, 24]. Los factores que afectan la integridad de la barrera cutánea incluyen la reducción de la proteína filagrina, lípidos, péptidos que combaten microorganismos y problemas en las uniones celulares, además de factores genéticos y antecedentes familiares. Se ha observado que el incremento de la pérdida de agua transepidérmica relacionado con la DA está vinculado a la severidad de la afección, siendo más pronunciado en quienes presentan mutaciones en la filagrina en comparación con aquellos que no lo tienen [17].

- **Psoriasis y aspectos de la hidratación de la piel**

La psoriasis constituye un trastorno inflamatorio inmunomediado, que está influenciado por factores genéticos, citoquinas y elementos ambientales, como la infección por estreptococos hemolíticos entre las características clínicas de la psoriasis se encuentran la sequedad en la piel y la aparición de placas rojas con escamas gruesas y elevadas, acompañadas de una capa blanquecina de piel muerta [17]. La inflamación crónica da lugar a un crecimiento descontrolado de queratinocitos y a una diferenciación disfuncional, junto con infiltrados de células dendríticas, macrófagos, linfocitos T y neutrófilos. La psoriasis se relaciona con un aumento en la pérdida de agua transepidérmica y en una disminución en el contenido de agua de las células de la piel [25]. Se ha reportado que la reducción en la hidratación del estrato córneo está asociada a las características papuloescamosas que presenta la psoriasis [17].

2.2.2 Dermografía de impedancia eléctrica

Las técnicas de impedancia eléctrica, que se fundamentan en el uso de corriente alterna en un tejido y la medición de los voltajes que se generan, brindan una opción objetiva y cuantificable para analizar lesiones que pueden ser problemáticas [26].

El término dermografía de impedancia eléctrica (DIE) se refiere específicamente a la aplicación de técnicas de impedancia eléctrica para evaluar afecciones de la piel [27].

Además, la DIE es valiosa para examinar la funcionalidad de la barrera cutánea y aportar datos significativos acerca de la efectividad del tratamiento de enfermedades como la dermatitis atópica. Existen pocas revisiones acerca de la DIE dentro del ámbito dermatológico, y estudios previos se han concentrado en su aplicación para detectar el cáncer de la piel [27].

2.2.2.1 Principios básicos de la impedancia eléctrica

Los enfoques de impedancia eléctrica se basan en el uso de corriente alterna y la medición del voltaje generado (Figura 3(a)). A medida que la corriente pasa a través de los tejidos, el voltaje medido se verá modificado debido al medio iónico tanto fuera como dentro de las células. Dado que las células pueden producir una diferencia de potencial al mantener cargas eléctricas a cada lado de la membrana, la forma de onda del voltaje experimentará un retraso. Este retraso generará un desfase entre la señal de voltaje medida y la corriente eléctrica suministrada. Las dos formas de onda de voltaje que detectan los electrodos sensores de envían a un amplificador diferencial (Figura 3(b)).

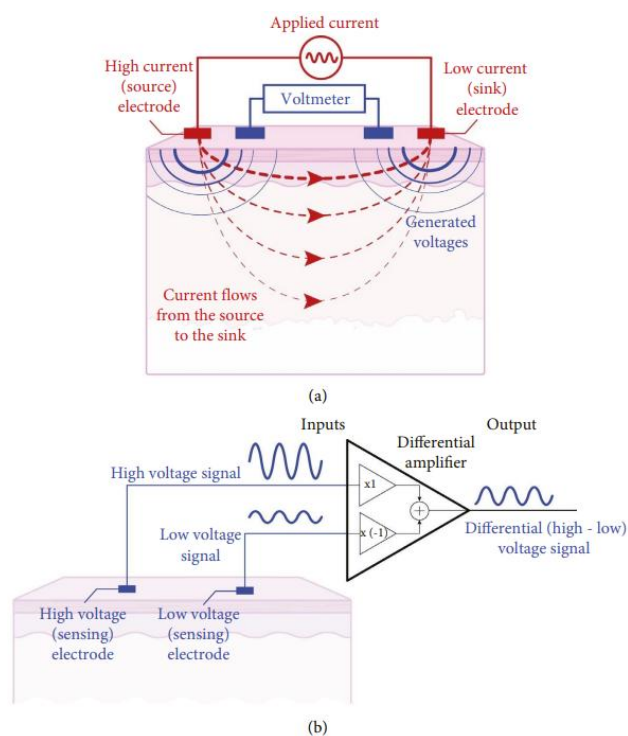


Figura 3. Ilustración simplificada que representa los fundamentos de una medición DIE. (a) Se aplica una corriente eléctrica entre los electrodos fuente y sumidero, mientras que los electrodos de detección captan los voltajes que se generan. (b) Esquema de un amplificador diferencial que se emplea para incrementar la diferencia de voltaje identificada por los electrodos de medición. El voltaje que es igual en los electrodos es anulado por el amplificador [26].

Este amplificador cuenta con dos entradas, que se denominan no inversoras. La entrada no inversora multiplica la señal alta por una ganancia positiva, mientras que la entrada inversora invierte la señal baja en función de su polaridad (multiplicando la señal por una ganancia negativa). Las señales de voltaje detectadas por los electrodos de alto y bajo voltaje se amplifican inicialmente en la misma medida y luego se suman electrónicamente a través del amplificador diferencial. Como resultado, las señales de voltaje que son comunes a los dos electrodos se eliminan, mientras que las que son diferentes se amplifican y se utilizan luego para calcular la impedancia. A diferentes frecuencias de corriente eléctrica, la relación máxima de amplitud de las señales de corriente y voltaje, junto con su relación con el retraso en el tiempo, se utilizan para establecer la impedancia eléctrica aparente del tejido de acuerdo con la ley de Ohm [26], es decir, la impedancia equivalente al voltaje dividido por la corriente.

2.2.2.2 Instrumentación y principios de medición de la DIE

Las mediciones de la DIE se llevan a cabo en una pequeña zona específica, y los resultados son cuantitativos y objetivos, ofreciendo una caracterización eléctrica de la piel. Cuando se reportan los valores de conductividad y permitividad relativa de la piel, estos datos se normalizan y se pueden comparar entre diferentes estudios. Aunque también se puede obtener una representación de la impedancia eléctrica de la piel, esta tecnología no está accesible y su uso ha sido poco investigado [26].

En la Figura 4 se pueden observar los circuitos fundamentales que se usan para determinar la dermatografía de la impedancia eléctrica.

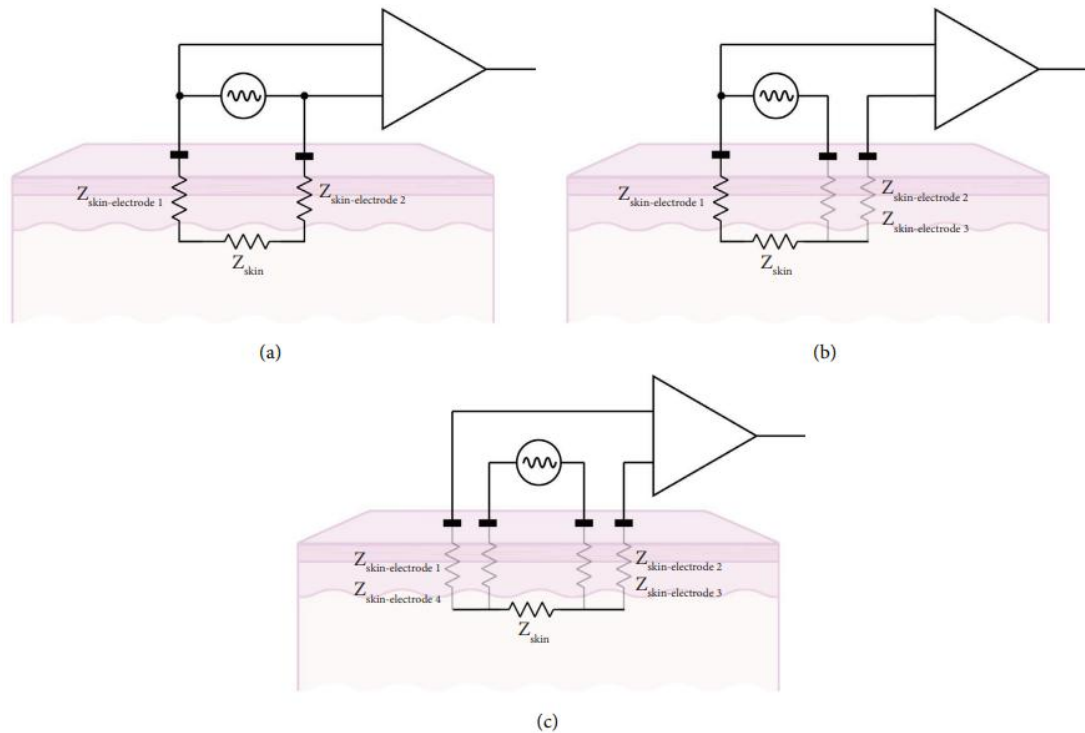


Figura 4. Circuitos fundamentales para el registro de DIE, que incluyen una fuente de corriente y un amplificador diferencial. (a) Diseño con dos electrodos. (b) Diseño con tres electrodos. (c) Diseño con cuatro electrodos. Nótese que únicamente las impedancias representadas en negro aportan a los datos totales de DIE que se ha medido.

Para llevar a cabo las mediciones de la DIE, se requieren al menos dos electrodos, como muestra la Figura 4(a). El primer electrodo (fuente de corriente) introduce corriente eléctrica en la piel, mientras que el segundo electrodo (sumidero de corriente) cierra el circuito eléctrico, permitiendo que la corriente regrese al equipo. Al mismo tiempo, ambos electros son utilizados para medir la señal de voltaje, esta diferencia es amplificada por un amplificador diferencial. En una configuración de dos electrodos, la impedancia que se mide incluye la impedancia de la piel más la impedancia de polarización resultante del contacto entre los electros y la piel [26].

La complejidad de la medición puede incrementarse al incluir un tercer electrodo, como indica la Figura 4(b) [28]. En una configuración de tres electrodos, la impedancia medida es la combinación de la impedancia de la piel y la impedancia de polarización que resulta del contacto entre la piel y el electrodo de corriente. Usando un tercer electrodo independiente para medir voltaje, ese último no se ve influenciado por los artefactos experimentales que puedan surgir en el electrodo sumidero (como cambios de temperatura o un mal contacto con la piel) [26].

Es importante mencionar que tanto las configuraciones de dos como de tres electrodos tienen la limitante de que la medición de la impedancia de la piel también abarca las impedancias de polarización de los electrodos por el contacto entre ellos y la piel. La impedancia de polarización asociada al electrodo es un aspecto experimental complicado de manejar. Cambios en el área de contacto, la humedad o la temperatura de la piel pueden ocasionar notables variaciones en la impedancia entre diferentes mediciones y lecturas imprecisas, especialmente en bajas frecuencias donde la impedancia de polarización tiende a ser mayor [29]. Los artefactos de polarización de la impedancia de la piel se pueden reducir de manera efectiva al añadir un cuarto electrodo (Figura 4(c)), donde se emplean pares de electrodos independientes tanto para aplicar corriente como para medir voltaje, lo que permite medir únicamente la impedancia eléctrica de la piel [30].

2.2.3 Técnicas de medición

El uso de sensores en los dispositivos portátiles ha ganado popularidad para monitorizar signos vitales, como la frecuencia del pulso y los patrones de sueño. Las técnicas de medición más habituales incluyen la monitorización del sudor mediante iones y electrolitos, así como la evaluación de biomarcadores en fluidos corporales; no obstante, las técnicas ópticas y multimodales están siendo exploradas cada vez más en el ámbito de los dispositivos [31].

Dermatólogos y expertos han realizado análisis de biopsias cutáneas para estudiar las características de la piel [32, 33]. En las últimas décadas, se han perfeccionado enfoques y herramientas no invasivos para observar las variaciones en las propiedades de la piel [34].

La técnica de medición estándar para diagnosticar deshidratación consiste en comparar el peso corporal antes y después del proceso de rehidratación [31].

La Figura 5 ilustra una cronografía que detalla la evolución cronológica de algunas de las técnicas utilizadas en la medición de la hidratación de la piel.

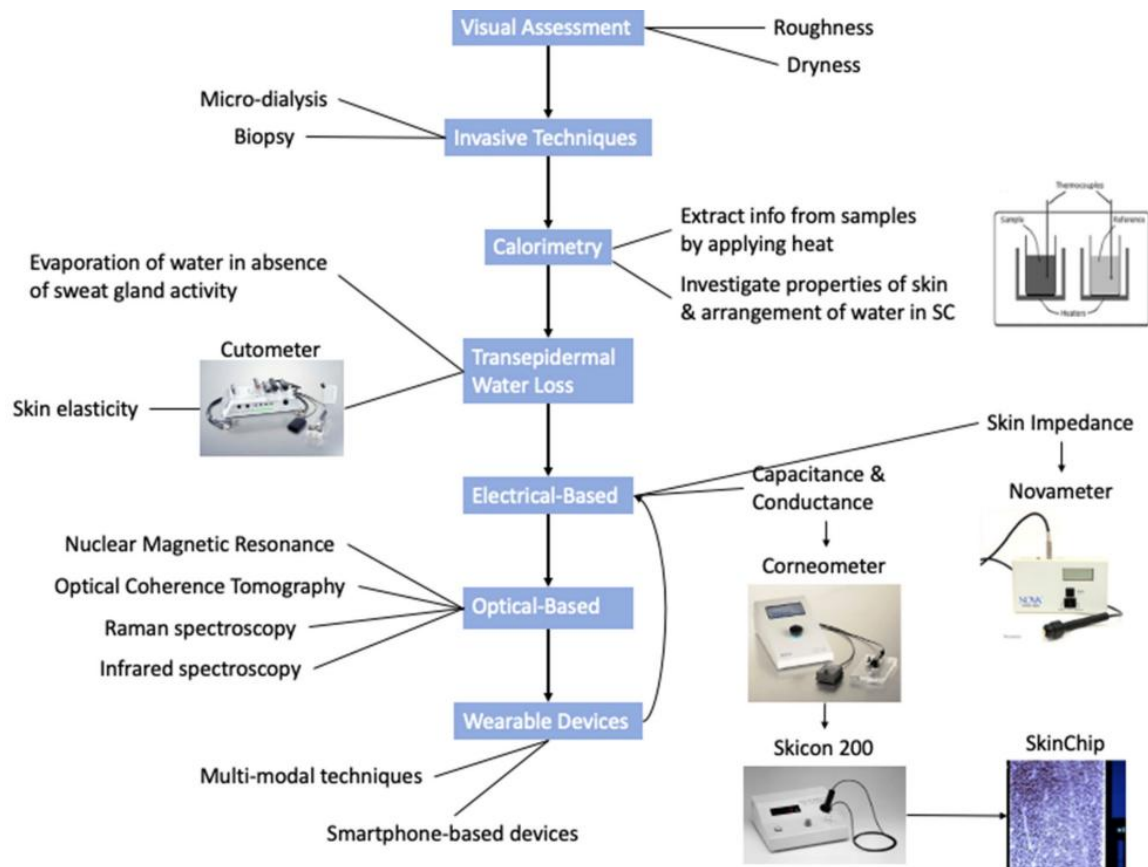


Figura 5. Cronología que describe la evolución de diferentes técnicas de medición de la hidratación de la piel [31].

2.2.3.1 Detección eléctrica

- **Capacitancia, conductividad y Bioimpedancia**

Las características de la piel se pueden obtener a través del estudio de sus propiedades eléctricas. Se emplea un modelo eléctrico simplificado de impedancia concentrada, donde la piel se comporta como una resistencia en paralelo al condensador (Figura 6).

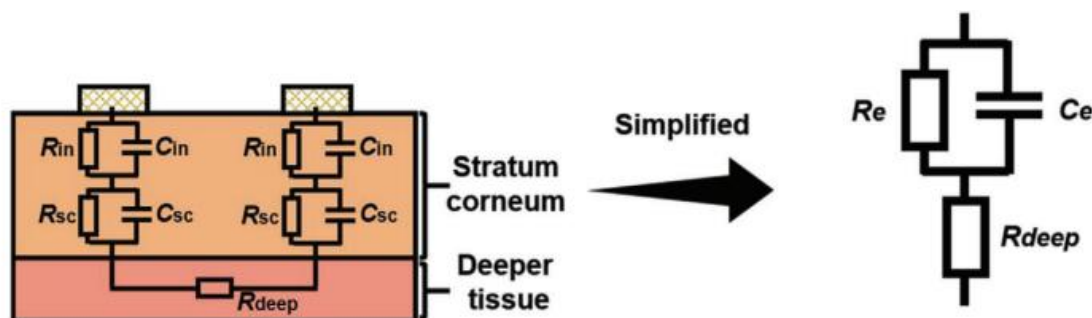


Figura 6. Izquierda: Circuito equivalente de la piel. Derecha: circuito equivalente simplificado [35].

Este enfoque se puede aplicar para determinar los valores de la impedancia de la piel. Además, se pueden medir otros parámetros eléctricos, como la capacitancia y la conductividad, utilizando dispositivos de impedancia que incorporan parámetros eléctricos, como la capacitancia y la conductividad, utilizando dispositivos de impedancia que incorporan electrodos con corriente alterna [31].

La mayoría de los dispositivos comerciales que se utilizan para analizar la hidratación de la piel se basan en técnicas de medición de capacitancia, siendo el Corneómetro el principal referente [36]. Un mayor contenido de agua en la piel se asocia de manera directa con su capacitancia. Así, un estrato córneo bien hidratado mostrará un nivel de capacitancia más elevado debido a un aumento en la inducción de la constante dieléctrica. Estas mediciones eléctricas se relacionan con los niveles de hidratación de la piel en el momento en que se realizan; no obstante, no reflejan todas las medidas topográficas de la superficie de la piel [31].

La respuesta de conductividad eléctrica mide el incremento en la actividad que registra el sistema simpático ante un estímulo. La piel modifica temporalmente su conductividad en respuesta a estímulos internos o externos. Esta medida se incrementa de forma lineal con el contenido de agua en el estrato córneo [37].

Por otro lado, la impedancia eléctrica de la piel humana está influenciada principalmente por la temperatura y el voltaje transdérmico. Con un aumento en el contenido de agua, hay un incremento en la constante dieléctrica y en las vías de conducción, siendo este fenómeno más pronunciado al principio y luego siguiendo un cambio más sutil con el paso del tiempo. Por lo tanto se observa una reducción de la impedancia [38, 39, 40, 41].

2.2.4 Tecnología en Dispositivos Biomédicos Endosables

Las tecnologías endosables hacen referencia a dispositivos electrónicos que se pueden llevar fácilmente en la ropa o sobre el cuerpo, la Figura 7 muestra diferentes usos de los dispositivos endosables [42].

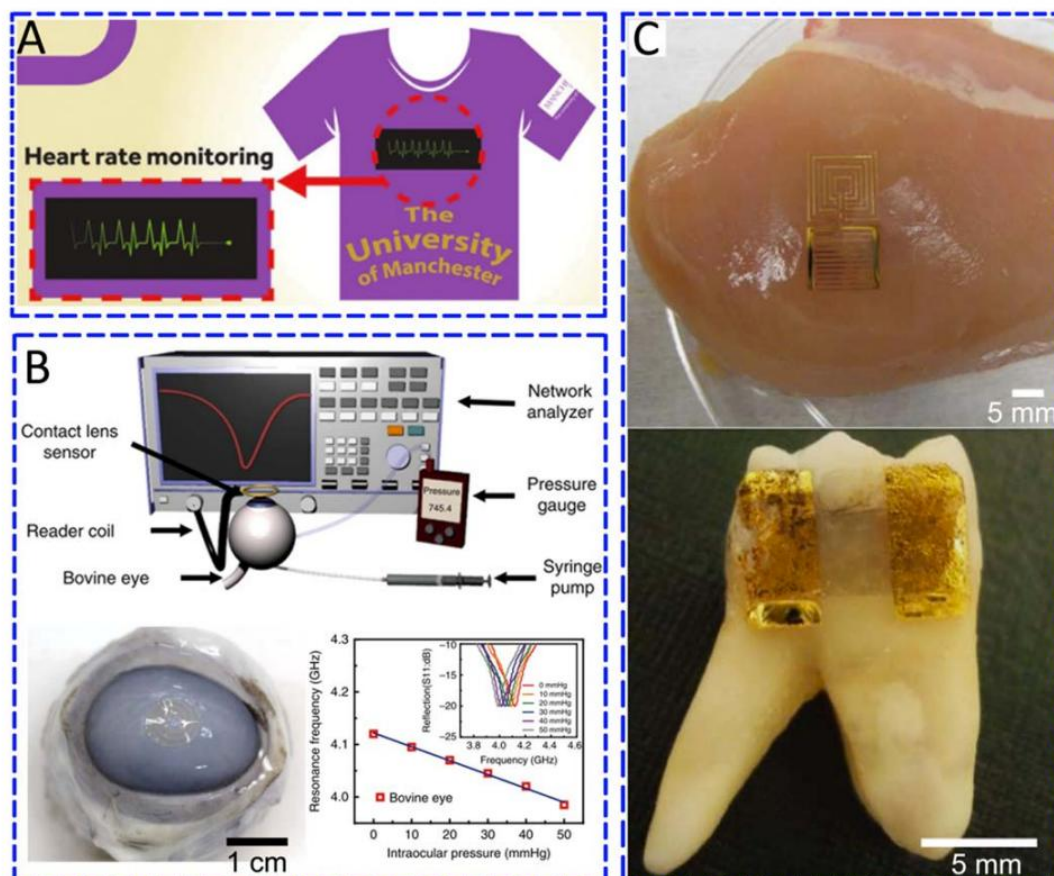


Figura 7. (a) Tejido impreso íntegramente mediante inyección de tinta, utilizado para el seguimiento de la frecuencia cardíaca. (b) Sistema que detecta de manera inalámbrica la presión intraocular y la respuesta de frecuencia en el ojo bovino a presiones de – mmHg. (c) Nanosensores de grafeno colocados sobre la superficie del tejido muscular y sobre un diente humano. Las barras de escala miden 5 mm [42].

2.2.4.1 Integración de la tecnología endosable en la ingeniería biomédica

Estos dispositivos funcionan con baterías que necesitan ser recargadas o reemplazadas de forma regular. El principal propósito de los biosensores endosables de primera generación fue la vigilancia biofísica, que implica el registro de indicadores fisiológicos como la temperatura corporal, el pulso y la actividad física [43].

En los biosensores de segunda generación se emplean métodos no invasivos, como dispositivos que se inyectan y microagujas. Para integrar la tecnología biosensor en el cuerpo, esta categoría incluye lentes de contacto, tatuajes, parches para la piel y láminas dentales. La sensibilidad del sensor indica el mínimo umbral de detección del dispositivo o la intensidad de la señal que se puede medir y percibir [44].

El tiempo de reacción y el tiempo de relajación están relacionados con la habilidad del dispositivo endosable para actuar de manera más rápida y en tiempo real, mientras que el alcance de detección se relaciona con la señal del sensor que se puede aplicar. La viabilidad

y la capacidad de detección del dispositivo endosable se establecen a través de estos criterios fundamentales. Además, la biocompatibilidad, la estabilidad en ciclos y la robustez del sensor son esenciales para un rendimiento estable y duradero de la tecnología endosable [45]. En la Figura 8, se puede observar algunos ejemplos de dispositivos endosables.

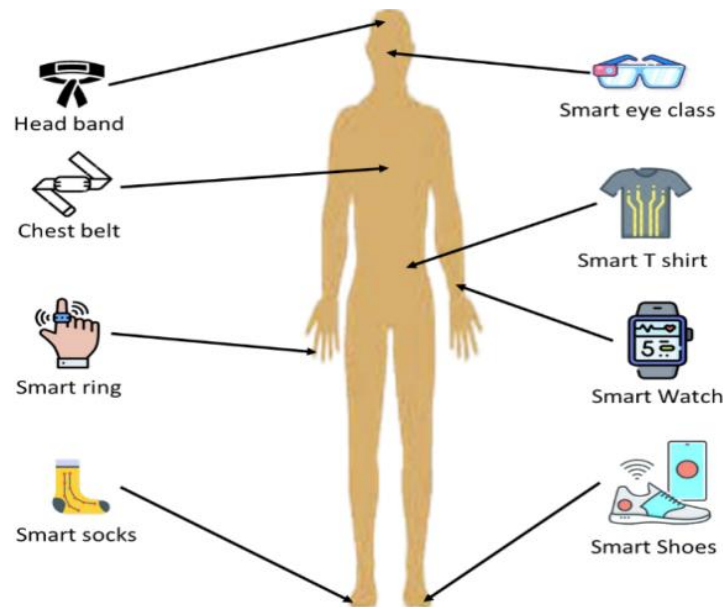


Figura 8. Varios dispositivos endosables [44].

2.2.4.2 Evaluación de dispositivos endosables en biomedicina

La capacidad de moverse, acceder y adaptarse al entorno de la tecnología endosable la hace diferente de los dispositivos médicos convencionales. Los pequeños sensores han permitido desarrollar dispositivos que se pueden implantar para diagnosticar enfermedades, gracias a los progresos en electrónica, biocompatibilidad y nanomateriales. La detección de señales fisiológicas se ha vuelto más sencilla con la innovación de dispositivos electrónicos que son flexibles y se adhieren a la piel. La versatilidad de los endosables modernos les permite operar como un microordenador, facilitando así el procesamiento y la recolección de datos, además de permitir la interacción externa con otros sistemas. A través de tecnologías inalámbricas como bluetooth, wifi, LoRa, identificación por radiofrecuencia (RFID) y comunicación de campo cercano (NFC), estos dispositivos pueden comunicarse entre ellos. Gracias a la tecnología endosable y al Internet de las cosas (IoT), se implementan tanto en el ámbito doméstico como en el campo de la salud para la monitorización continua a distancia [44].

2.2.4.3 Dispositivos endosables en biomedicina

- **Parche sensor**

Con estos sensores, es posible monitorizar la frecuencia cardiaca, la respiración, los movimientos del cuerpo, la capacidad pulmonar, la glucosa, la saturación de oxígeno en la sangre, los sonidos cardiacos y algunos biomarcadores en situaciones biológicas [46]. La efectividad de estos sensores radica en su alta relación señal-ruido y su comodidad. Se pueden usar para la revisión continua, en el hogar y en tiempo real de señales fisiológicas débiles [44]. La figura 9 presenta la evaluación de los dispositivos endosables.

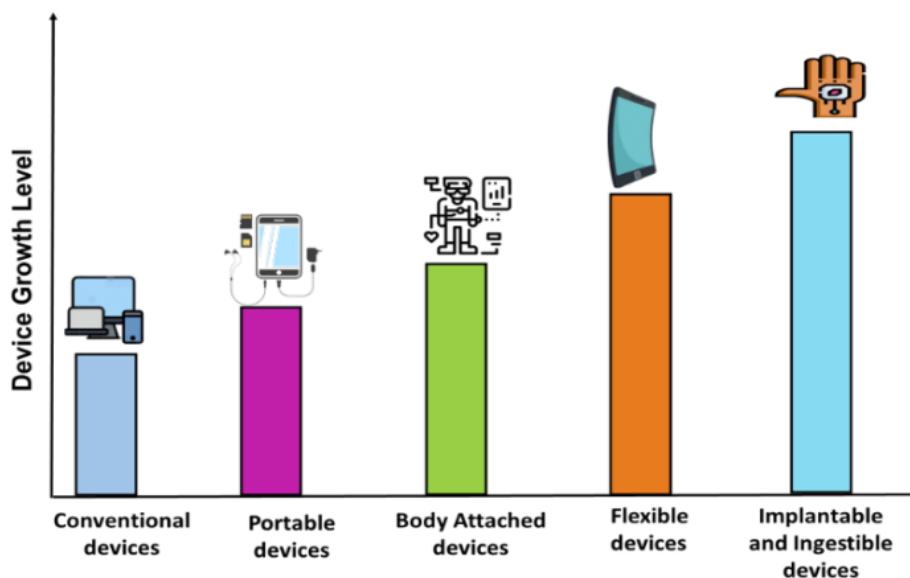


Figura 9. Aumento de la tecnología endosable en el ámbito médico [44].

- **Biosensor inalámbrico endosable**

Los dispositivos endosables permiten una medición simultánea, no invasiva y eficiente de múltiples análisis de manera sensible y selectiva, eliminando la necesidad de procesos complicados y prolongados. Es posible hacer un seguimiento de diversas señales fisiológicas en tiempo real, incluyendo aspectos patológicos, así como señales biofísicas, junto con muchos otros metabolitos. Estos biosensores pueden detectar un número limitado de análisis en concentraciones suficientemente elevadas durante actividades intensas para generar una cantidad suficiente de biofluido [47].

- **Reloj de pulsera**

Existe una amplia variedad de aplicaciones sanitarias interactivas que se ajustan a las cambiantes circunstancias del usuario gracias a controles de interacción adaptables, biodireccionales e inmediatos. A su vez, distintos sensores en los relojes inteligentes son ideales para recoger información sobre la ubicación y las actividades físicas. Dado que estos dispositivos están ganando popularidad entre los usuarios, son ideales para llevar un registro prolongado de actividades y analizar patrones de ejercicio en condiciones de vida autónomas, así como su relación con enfermedades que parecen surgir de manera aleatoria [44].

CAPÍTULO III. METODOLOGÍA

3.1 TIPO DE INVESTIGACIÓN

Esta investigación fue de tipo experimental dado que no solo implica la implementación y prueba de un dispositivo para evaluar el nivel de hidratación a través de la conductividad, sino que también se realizó una comparación directa con un dispositivo comercial, el corneómetro. Este método posibilitó el manejo y control de variables concretas en un ambiente controlado, evaluando la precisión y efectividad del dispositivo implementado frente a un estándar establecido, lo que permitió detectar posibles mejoras y validar el método experimental utilizado para evaluar la hidratación en la piel.

3.2 DISEÑO DE INVESTIGACIÓN

En este trabajo de investigación se combinaron enfoques cuantitativos y cualitativos para abordar de manera integral el diseño, implementación y validación del dispositivo endosable. Esta integración de metodologías garantizó que el dispositivo cumpla con los requisitos técnicos y las necesidades del usuario.

El enfoque cuantitativo se centró en medir la conductividad eléctrica de la piel con sensores específicos para que a partir de esta medición determinar qué tan hidratada estuvo la piel y hacer pruebas experimentales controladas para recopilar información concreta. Esta información se estudió estadísticamente para evaluar el funcionamiento y la confiabilidad del dispositivo, comparándolo con estándares establecidos. Se usó software estadístico y un dispositivo ya existente para garantizar resultados confiables.

Por otro lado, el enfoque cualitativo se sumó al análisis técnico al observar cómo los usuarios percibieron y experimentaron las cosas. Con ayuda de entrevistas semiestructuradas y pruebas de utilización se supo qué tan cómodo, útil y aceptable resultó el dispositivo a los usuarios.

La combinación de los dos enfoques a más de validar el funcionamiento del dispositivo garantizó la aceptación del usuario.

3.3 FUENTES DE RECOPIACIÓN DE INFORMACIÓN

El presente trabajo de investigación se basó en un análisis riguroso de artículos científicos vinculados con la hidratación de la piel, relación de la impedancia y el contenido de agua en la piel y el uso de sensores de conductividad en aplicaciones biomédicas. Además, se recolectaron datos experimentales a través de mediciones efectuadas con el dispositivo implementado y su comparación con un corneómetro comercial, documentando y examinando los datos adquiridos bajo condiciones controladas para evaluar la validez y precisión del sistema implementado.

3.4 PROCEDIMIENTO

El diseño del dispositivo incluyó etapas clave como las descritas en la siguiente imagen:

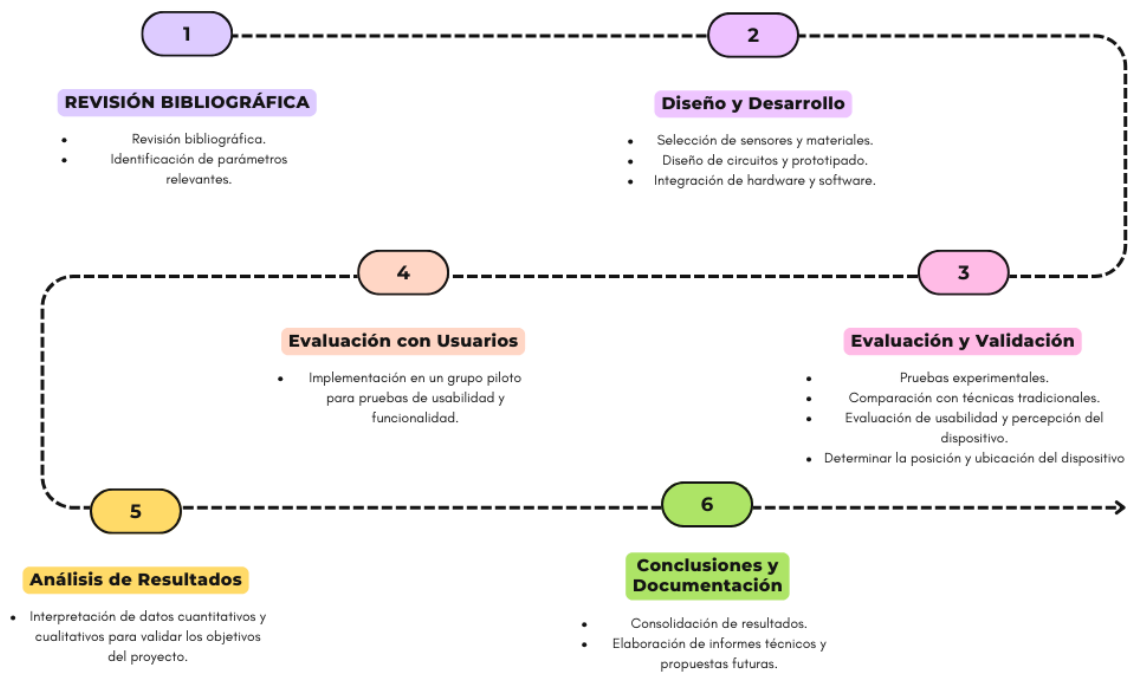


Figura 10. Diagrama de fases del proyecto de investigación.

3.4.1 Revisión bibliográfica

Se recopiló información de artículos científicos y estudios previos sobre fundamentos de la conducticia de la piel, relación entre la conductividad y niveles de hidratación y dispositivos existentes.

La revisión bibliográfica permitió establecer que la medición de las características eléctricas de la piel, como la impedancia, proporcionan un método simple y no invasivo para medir con precisión la hidratación de la piel. Puesto que los cambios en el nivel de hidratación influyen en las características eléctricas de la piel.

Se pudo confirmar que cuando la impedancia es alta, el nivel de hidratación es bajo, ya que la piel seca ofrece mayor resistencia al paso de corriente y viceversa.

La Tabla 1 muestra los resultados obtenidos en un estudio llevado a cabo en un maniquí biomimético usando electrodos de diferentes materiales:

Tabla 1. Respuesta de impedancia en un maniquí seco e hidratado [48].

Material del electrodo (Estado de hidratación del maniquí)	R_d ($k\Omega \text{ cm}^2$) Tejidos más profundos	R_{sc} ($M\Omega \text{ cm}^2$) Estrato córneo
Titanio grado 2 (seco)	9.3	6.4
Acero inoxidable 304 (seco)	9.3	6.4
Titanio grado 2 (hidratado)	9.3	3.0
Acero inoxidable 304 (hidratado)	9.3	3.0

Los datos de R_d permanecieron iguales en todos los casos, lo cual sugiere que la conductividad de las capas más profundas no se vio alterada significativamente por el estado de hidratación ni por el tipo de material del electrodo. Por el contrario R_{cs} mostró una

diferencia notable: para ambos tipos de material, el valor en piel seca fue el mismo, mientras que en la condición hidratada bajó, lo que evidencia una mejora considerable en la conductividad del estrato córneo al aumentar la hidratación. Esto corrobora que la impedancia de la superficie de la piel reacciona al nivel de hidratación y respalda la utilidad de este tipo de mediciones para determinar el estado hídrico de la piel, sin importar el material del electrodo utilizado.

Los valores de resistencia que se obtuvieron en esta comparación ofrecen una indicación sobre cómo se comporta eléctricamente la piel dependiendo de su hidratación y del tipo de electrodo que se utilice. Aunque no se notó una reducción considerable en la resistencia del estrato corneo al incrementar la hidratación, es importante ver estos resultados como una referencia experimental, no como un rango que se pueda aplicar de manera fija o generalizada.

Se pueden encontrar diversos dispositivos comerciales disponibles. Los fabricantes los han diseñado usando distintas técnicas de medición, lo que proporcionó una visión más amplia del estado actual de la tecnología relacionada con el tema de esta investigación

La Tabla 2 presenta un resumen de todos los dispositivos disponibles en el mercado para medir la hidratación de la piel.

Tabla 2. Dispositivos de hidratación comerciales

Dispositivo	Empresa	Técnica de medición	Descripción del proceso de medición
Corneómetro (CM825)	Courage and Khazaka	Capacitancia	Evalúa las variaciones en la constante dieléctrica.
Medidor de humedad.	Delfin Technologies	Capacitancia	Se aplica un campo electromagnético para evaluar la constante dieléctrica de la piel.
Medidor de fase térmica Nova (Novameter)	NOVA Technology Corp.	Impedancia	Proporciona un método no invasivo que mide la impedancia de la piel para cuantificar la hidratación.
MoistureMap	Courage and Khazaka	Capacitancia	Usa un sensor que emplea tecnología de imagen táctil capacitiva para proporcionar información gráfica sobre cómo se distribuye la hidratación y la topografía de la piel.
Monitor de impedancia de caracterización de superficies (SCIM)	U.S. Pat. No. 5353802	Impedancia	Realiza mediciones a diferentes frecuencias de la corriente alterna aplicada para obtener valores de impedancia.

Biox Torque Meter	Biox Systems	Pérdida de agua transepidérmica de cámara condensada	Mide la pérdida de agua transepidérmica mediante un condensador que elimina continuamente el vapor de agua.
-------------------	--------------	--	---

3.4.2 Diseño y desarrollo

3.4.2.1 Selección de componentes

Cada uno de los componentes electrónicos del dispositivo fueron indagados teniendo en cuenta el propósito final del mismo. El cotejo de los componentes empleados en el desarrollo del dispositivo se llevó a cabo considerando aspectos como precisión, sensibilidad, disponibilidad y compatibilidad con el sistema de medición. Se empleó el convertidor de impedancia AD5933, un módulo que permite la medición de impedancia con alta resolución y en un extenso espectro de frecuencias, ideal para usos bioeléctricos. Se seleccionó el ESP32-S3 con una pantalla táctil AMOLED de 2.41 pulgadas como microcontrolador y una interfaz gráfica intuitiva para el usuario. La alimentación se resolvió a través de una batería recargable de polímero de litio MarkerHawk, que se complementó con un módulo de carga TP4056, lo que posibilitó una autonomía y recarga eficaz del sistema. Se incorporó un circuito buzzer para la interacción con el usuario, el cual proporciona avisos sonoros durante su uso. Finalmente se optó por electrodos de acero inoxidable, debido a su durabilidad, excelente conductividad y capacidad de resistir la corrosión al contacto con la piel. A continuación se presenta una comparación con otros componentes evaluados (Tabla 3):

Tabla 3. Tabla de comparación de componentes electrónicos.

Componente	Opción elegida	Costo (USD)	Alternativas evaluadas	Costo (USD)	Comparación
Convertidor de impedancia	Módulo AD5933	\$25	Circuito integrado	\$15	El módulo AD5933 incluye el circuito integrado junto con la electrónica que facilita su uso inmediato.
Microcontrolador	ESP32-S3 con pantalla táctil AMOLED de 2.4’’	\$50	STM32+LCD	\$10	ESP32-S3 brinda mayor potencia y mejor interfaz táctil; la alternativa es

Fuente de alimentación	Batería Li-Po MarketHawk + módulo TP4056	\$20	Batería recargable 18650+cargador	\$20	más económica pero con menor rendimiento. La batería Li-Po es recargable y segura; la batería 18650 es menos práctica y voluminosa. Acero inoxidable es durable y resistente;
Electrodos	Acero inoxidable	\$0.5	Electrodos de carbono de gel autoadherentes reutilizables	\$1	electrodos de gel no permiten una medición real debido a que contiene gel conductor. Buzzer ofrece una señal sonora; el LED es menos perceptible y el vibrador puede consumir más energía
Aviso al usuario	Circuito buzzer	\$1	Led o vibrador	\$1	

3.4.2.2 Diseño del circuito

El circuito creado para el prototipo (ver Figura 11) incorporó los componentes elegidos para medir la hidratación de la piel a través de la impedancia eléctrica.

El módulo convertidor de impedancia AD5933 fue conectado al microcontrolador ESP32-S3 mediante los pines SDA y SCL hacia GPIO 47 y GPIO 48 respectivamente, el microcontrolador es quien gestiona la visualización de los datos en la pantalla táctil como la comunicación y el procesamiento.

Para la medición se emplearon electrodos de acero inoxidable conectados a la salida del módulo AD5933 y se añadió una resistencia de 2.2k Ω en paralelo con la impedancia medida.

El propósito fue estabilizar las mediciones y optimizar la precisión en situaciones donde la impedancia de la piel puede variar significativamente. Esta resistencia funciona como carga de referencia, ayudando a preservar una señal más estable dentro del rango de funcionamiento del módulo.

Adicionalmente, para asegurar la portabilidad y la autonomía del dispositivo, se implementó un sistema de alimentación que utiliza una batería recargable de polímero de litio de 3.7 V y 1000 mAh, junto con un módulo de carga TP4059 con protección integrada (modelo J5019). Este módulo permitió la recarga de la batería a través de una conexión micro-USB, proporcionando también protección contra sobrecargas, sobredescargas y cortocircuitos. El módulo recibe alimentación externa de 5 V mediante sus pines IN+ y IN-. Como indicador visual de operación, se incorporó un LED verde en serie con una resistencia limitadora de 330Ω, que se enciende cuando el sistema se está energizando. La batería se conecta directamente con las entradas BAT+ y BAT- del módulo, mientras que la salida regulada de voltaje (VOUT+ y VOUT-) alimenta al resto del circuito del dispositivo. También se incorporaron dos resistencias de 10kΩ y 33kΩ formando un divisor de voltaje, cuya función es supervisar el nivel de carga de la batería por el microcontrolador. El módulo de alimentación y protección fue conectado al pin GPIO 7 del ESP32-S3.

Además de un buzzer conectado a la ESP32-S3 a través del pin GPIO 8, diseñado para ser activado en situaciones determinadas, tales como el inicio y final de una medición.

Finalmente se incorporó un circuito buzzer conectado al ESP32-S3 mediante el pin GPIO 8, programado para activarse cuando empieza y termina una medición. A continuación se presenta el diagrama de conexiones:

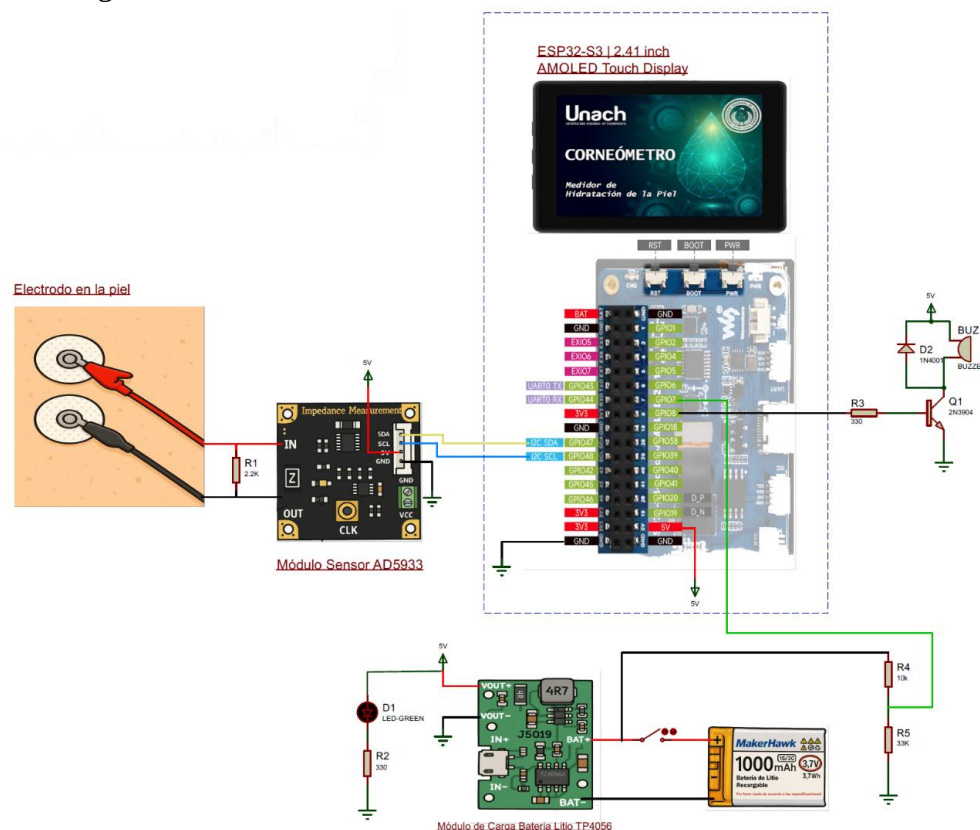


Figura 11. Diagrama de conexiones.

3.4.2.3 Diseño del armazón

Se optó por emplear SolidWorks que facilitó la elaboración de un modelo exacto de las formas y cualidades mecánicas del prototipo, garantizando así un diseño ideal usando impresión 3D.

Este software permite que el diseño pueda ser modificado fácilmente según los requisitos del equipo y las limitaciones físicas del mismo.

En la Figura 12 se puede observar el diseño en dicho software del armazón del dispositivo con las dimensiones:



Figura 12. Diseño del armazón del dispositivo; parte frontal, lateral y trasera con sus respectivas medidas en cm.

3.4.2.4 Integración de hardware y software

Después de diseñar el circuito e imprimir en 3D el armazón, se procedió con la programación del microcontrolador, la cual fue clave para integrar y controlar los componentes del sistema. El ESP32-S3 fue programado en el entorno de desarrollo Arduino, por su compatibilidad y amplia disponibilidad de bibliotecas disponibles para manejar pantallas táctiles, comunicación I2C con el módulo AD5933, controlar periféricos como el buzzer y monitorear el estado de la batería. Esto permitió crear una interfaz gráfica e intuitiva, desde la cual el usuario puede comenzar las mediciones, visualizar los resultados en tiempo real y recibir alertas sonoras.

En la Figura 13 se presenta el diagrama de flujo de la programación.

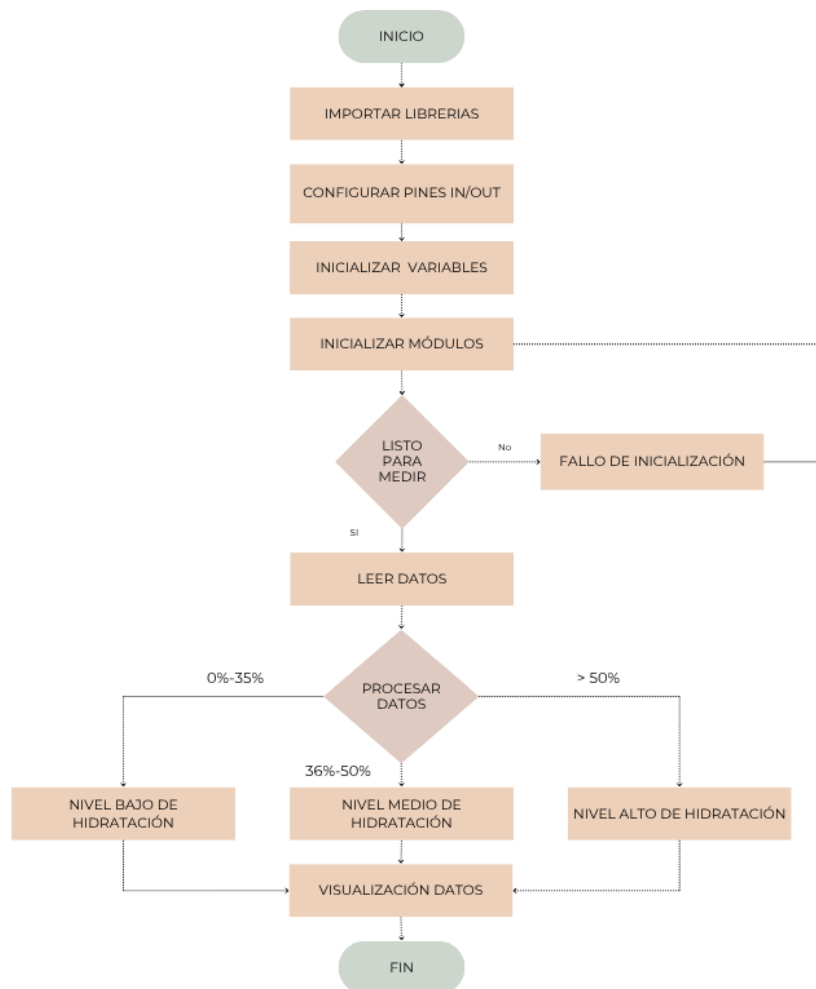


Figura 13. Diagrama de flujo del sistema

Esta integración garantizó un rendimiento estable, preciso y amigable para el usuario.

El proceso empieza con la importación de librerías, seguido de la configuración de pines de entrada y salida, luego se procede a inicializar las variables.

Si el dispositivo se encuentra listo para medir continúa con la lectura de los datos, caso contrario, se muestra un error de inicialización y se vuelve a inicializar los módulos.

Una vez que los datos se procesan, si el nivel de hidratación está entre el 0% y 35% se considera bajo, de 36% a 50% se estima un nivel medio, y si el porcentaje es mayor a 50 se puede decir que el nivel de hidratación es alto.

De inmediato el sistema muestra los datos en la pantalla.

3.4.3 Modelo de curva de hidratación

Como parte del desarrollo del sistema, se determinó la ecuación que permite calcular el porcentaje de hidratación de la piel a partir de los datos de impedancia recolectados por el prototipo. Para esto, se realizó un proceso de medición simultánea en el que el dispositivo capturaba la impedancia eléctrica de la piel, mientras que al mismo tiempo se registraba lecturas directas del porcentaje de hidratación con un corneómetro comercial, el cual se considera el equipo de referencia.

Este procedimiento fue realizado en diversas personas y en diferentes condiciones de hidratación, generando una base de datos emparejada que relacionaba los valores de impedancia con los porcentajes de hidratación reales obtenidos del corneómetro, Tabla 4. Con esta información, se utilizaron técnicas de análisis estadístico para identificar correlaciones y desarrollar una ecuación de regresión que permitiera calcular el porcentaje de hidratación a partir de los valores registrados por el prototipo.

Tabla 4. Impedancia vs porcentaje de hidratación.

Impedancia (Prototipo)	% de hidratación (Corneómetro)
450	100
470	96
525	93
650	91
750	85
850	80
1150	75
1300	65
1400	54
1500	45
1600	30
1700	25
1800	21
2000	15
2200	0

El modelo resultante es una función matemática que relaciona la impedancia promedio con el valor estimado de hidratación, figura, lo que permite al sistema proporcionar una medición aproximada sin depender del equipo de referencia, según Figura 14. Esta ecuación fue más tarde validada a través de comparaciones adicionales con el corneómetro, encontrando un buen nivel de concordancia dentro de los rangos previstos.

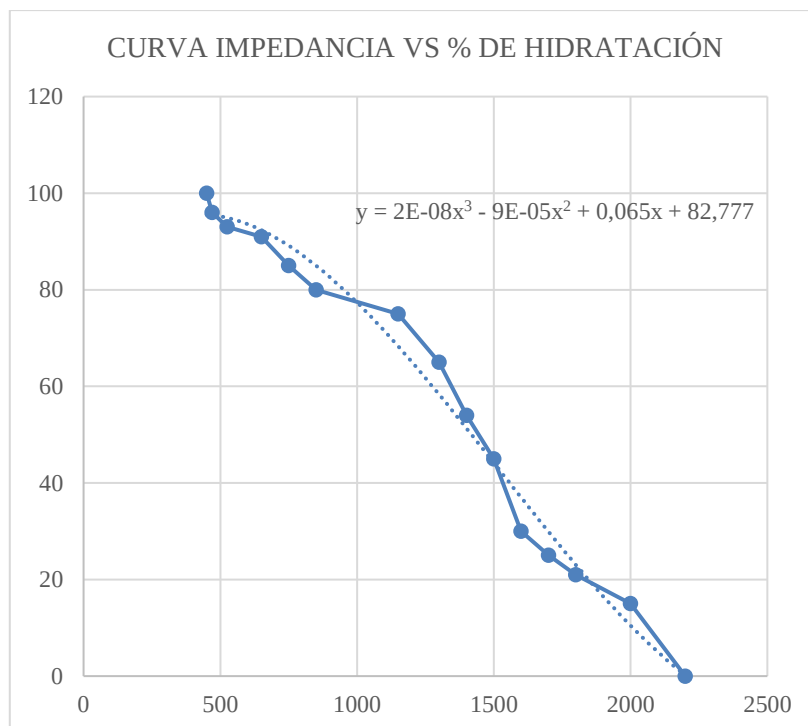


Figura 14. Curva de impedancia (prototipo) vs porcentaje de hidratación (corneómetro). y representa el porcentaje de hidratación, x es igual al valor de la impedancia (en ohmios).

3.4.4 Evaluación y validación

Para validar el funcionamiento del dispositivo implementado, se realizaron pruebas experimentales con personas de diferentes edades en antebrazo, mejilla, espalda, pierna y manos. La medición fue ejecutada en tres condiciones: estado natural, piel seca y post aplicación de crema hidratante. Asimismo, se comparó con técnicas convencionales, específicamente un corneómetro comercial, que se utiliza comúnmente en estudios dermatológicos para medir la hidratación de la piel.

3.4.4.1 Evaluación del dispositivo en piel en estado natural

En esta sección se describe el procedimiento de medición en piel en su estado natural, es decir, sin la utilización previa de cremas u otros productos.

La Figura **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.**15 muestra la medición en piel natural utilizando el prototipo en un área del brazo. El usuario coloca el dispositivo directamente sobre la piel sin tratamientos previos.

Se coloca el corneómetro sobre la misma área, con el fin de registrar el porcentaje de hidratación de referencia que corresponde a la piel sin intervención (Figura 16).



Figura 15. Medición con prototipo, usuario 1.



Figura 16. Medición con corneómetro, usuario 1.

3.4.4.2 Evaluación del dispositivo en piel seca

Este segmento detalla el proceso de medición llevado a cabo en piel seca, lo que significa que no se ha utilizado productos hidratantes recientemente y se ha mantenido un periodo determinado de exposición al ambiente sin intervención.

En la Figura 17 se puede apreciar como el dispositivo se coloca en una sección de la piel que ha estado bajo condiciones que promueven la resequedad, el usuario comentó que tuvo una exposición prolongada al sol, aproximadamente 6 horas. Se emplea el corneómetro para obtener una lectura de referencia del porcentaje de hidratación en la misma zona como muestra la Figura 18.



Figura 17. Medición con prototipo, usuario 2.



Figura 18. Medición con corneómetro, usuario 2.

3.4.4.3 Evaluación del dispositivo en piel post aplicación de crema hidratante

Este apartado presenta la forma de medición en una piel en la que ha sido aplicada crema humectante.

La Figura 19 el usuario aplica de manera uniforme una crema hidratante en su rostro, específicamente en el área de la mejilla, garantizando una cobertura homogénea para simular un aumento controlado en la hidratación de la piel. A continuación, se lleva a cabo la medición del nivel de hidratación en la misma área (ver Figura 20), comenzando con el prototipo, seguido del uso del corneómetro (Figura 21), que sirve como equipo de referencia.



Figura 19. Aplicación de crema humectante,

usuario 3.

Figura 20. Medición con prototipo, usuario 3.

Figura 21. Medición con corneómetro, usuario 3.

Adicionalmente se realizó una prueba en una persona con lesiones en la piel, la siguiente secuencia de imágenes muestra dicho proceso.



Figura 22. Medición con prototipo, usuario 4.

Figura 23. Medición con corneómetro, usuario 4.

Adicionalmente se llevó a cabo una evaluación sobre la facilidad de uso y percepción del dispositivo con un pequeño grupo de usuarios. Se recopilaban observaciones sobre la comodidad del dispositivo, la claridad de la interfaz gráfica, la respuesta del sistema y la comprensión general del proceso de medición. Las preguntas realizadas al grupo de usuarios se presentan en la Tabla 5.

Tabla 5. Encuesta de validación de facilidad de uso y percepción del dispositivo.

Pregunta	Alternativas
¿Qué tan fácil fue comprender el funcionamiento del dispositivo?	☐ muy difícil ☐ difícil ☐ neutral ☐ fácil ☐ muy fácil
¿Qué tan cómodo le resultó el uso del dispositivo mediante la medición?	☐ nada cómodo ☐ poco cómodo ☐ neutral ☐ cómodo ☐ muy cómodo
¿El proceso de medición fue rápido y eficaz?	☐ totalmente en desacuerdo ☐ en desacuerdo ☐ ni de acuerdo ni en desacuerdo ☐ de acuerdo ☐ totalmente de acuerdo
¿Considera que el diseño físico del dispositivo es ergonómico?	☐ totalmente en desacuerdo ☐ en desacuerdo ☐ ni de acuerdo ni en desacuerdo ☐ de acuerdo ☐ totalmente de acuerdo
¿Qué tan claro le pareció el resultado de la medición?	☐ nada claro ☐ poco claro ☐ neutral ☐ claro ☐ muy claro
¿Recomendaría el dispositivo a otras personas?	☐ definitivamente no ☐ probablemente no ☐ no estoy seguro ☐ probablemente sí ☐ definitivamente sí
¿Cómo calificaría su experiencia al usar el dispositivo?	☐ muy mala ☐ mala

- ___ neutral
 ___ positiva
 ___ muy positiva

Finalmente, debido a que la posición de la lectura depende de un contacto firme entre los electrodos y la piel, se probaron diversas ubicaciones y presiones de contacto con el fin de establecer la disposición adecuada del dispositivo durante las mediciones.

3.5 OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES:

Tabla 6. Operacionalización de variables.

Nombre de la variable	Descripción	Indicador	Instrumento
DEPENDIENTE			
Nivel de hidratación de la piel	Parámetro que se relaciona con la conductividad de la piel.	Escala	Medición directa con sensores de conductividad.
INDEPENDIENTE			
Técnica de medición	Forma en que se mide el nivel de deshidratación.	Técnica 1: con dispositivo. Técnica 2: Corneometría.	Observación. Corneómetro.

POBLACIÓN Y MUESTRA:

La población objetivo de este estudio estuvo compuesta por 55 datos del nivel de hidratación, se realizaron mediciones en antebrazo, mejilla, espalda, pierna y palma de la mano. Se midió en tres condiciones: estado natural, piel seca y post aplicación de crema hidratante. El estudio se desarrolló durante un periodo de dos semanas para capturar variaciones en los patrones de hidratación.

CAPÍTULO IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

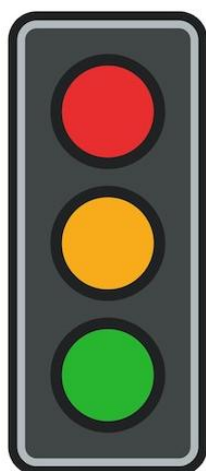
4.1 Validación con usuarios

Los resultados fueron procesados y visualizados en tiempo real a través de la interfaz táctil del ESP32-S3. Estos indicaron una disminución constante en la resistencia superficial de la piel después de ser hidratada, lo que demuestra la sensibilidad del sistema ante variaciones en el nivel de humedad.

Se mostró una relación directa con los del corneómetro, específicamente al distinguir entre la piel seca y la hidratada. Aunque las técnicas son diferentes, una se basa en impedancia y la otra en capacitancia, ambas permiten identificar con eficacia los efectos de la hidratación sobre las propiedades eléctricas de la piel, lo que respalda la viabilidad del nuevo sistema como una alternativa accesible y eficaz.

Tras la recopilación de información durante las pruebas con el grupo piloto, se analizaron los resultados, combinando datos tanto cuantitativos como cualitativos. Los datos cuantitativos correspondieron a los niveles de hidratación de la piel medidos por el dispositivo desarrollado y el corneómetro de referencia. Estas mediciones fueron sometidas a un análisis estadístico utilizando el software SPSS. Se llevaron a cabo pruebas de normalidad e hipótesis para analizar las posibles diferencias entre ambos dispositivos. Por otro lado, los datos cualitativos se recabaron a través de entrevistas semiestructuradas, lo que permitió obtener opiniones de los usuarios sobre la comodidad, la facilidad de uso y la claridad de los resultados presentados. Esta combinación de enfoques brindó una perspectiva completa sobre el rendimiento técnico y la experiencia del usuario.

Se añadió alertas que avisan en tiempo real según el grado de hidratación registrado, estos porcentajes se fundamentan en las especificaciones del dispositivo comercial utilizado, las alertas funcionan según como muestra la Figura 24:



Nivel de hidratación bajo: entre el 0% y 35%, suena una alarma con tres pitidos.

Nivel de hidratación medio: entre el 36% y el 50%, se producen tres pitidos.

Nivel de hidratación alto: por encima del 51% de hidratación, la alarma produce un pitido.

Figura 24. Semaforización de las mediciones.

El fin de estas alertas es recordar a los usuarios lo importante que es mantener una buena hidratación a lo largo del día, lo que ayuda a su salud en general.

4.1.1 Prueba de normalidad

Puesto que el objetivo de estudio es comparar las mediciones del nivel de hidratación obtenidas con el prototipo en contraste con las del corneómetro de referencia, se formularon las siguientes hipótesis estadísticas:

Hipótesis nula (H_0): Los datos del nivel de hidratación medidos por cada dispositivo no siguen una distribución normal.

Hipótesis alternativa (H_1): Los datos del nivel de hidratación medidos por cada dispositivo siguen una distribución normal.

Antes de realizar las pruebas estadísticas comparativas, se evaluó la distribución de los datos a través de una prueba de normalidad, con el propósito de establecer si las variables cuantitativas, correspondientes al nivel de hidratación, medido tanto por el prototipo como por el corneómetro, seguían una distribución normal.

Ya que la muestra contenía más de 50 observaciones, se optó por la prueba de Kolmogórov-Smirnov, que es adecuada para muestras grandes. Se consideró un nivel de significancia de $\alpha = 0.05$. si el valor de p resultante era superior a 0.05, se consideraba que los datos tenían una distribución normal; de lo contrario, se determinaba que los datos no poseían tal normalidad.

Los resultados de esta prueba facilitaron la elección correcta entre métodos paramétricos y no paramétricos, con el fin de comparar las mediciones obtenidas de ambos dispositivos de manera estadísticamente válida.

La Tabla 7 presenta los resultados de la prueba Kolmogórov-Smirnov, aplicada para comprobar si los datos sobre el nivel de hidratación de los dos dispositivos (corneómetro y prototipo) tienen una distribución normal.

Tabla 7. Prueba de normalidad Kolmogórov-Smirnov.

NIVEL DE HIDRATACIÓN	TÉCNICA DE MEDICIÓN	ESTADÍSTICO	gl	Sig. (p-valor)
	CORNEÓMETRO	0.272	55	$1,076 \times 10^{-7}$
	PROTOTIPO	0.271	55	$8,4875 \times 10^{-8}$

Para el corneómetro, el estadístico tiene un valor de 0.272, con 55 grados de libertad y una significancia de $1,076 \times 10^{-7}$.

En cuanto al prototipo, el estadístico muestra un valor de 0.271, también con 55 grados de libertad y una significancia de $8,4875 \times 10^{-8}$.

Dado que en ambos casos el valor de p es menor a 0.05, se rechaza la hipótesis nula de normalidad. Esto significa que los datos no siguen una distribución normal, tanto para el corneómetro como para el prototipo.

Debido a que los datos no siguen una distribución normal, el análisis comparativo entre los dispositivos debe hacerse con pruebas no paramétricas.

Como parte del análisis inicial, se empleó un diagrama de caja para examinar de manera visual el modo en que distribuyen los datos relacionados con el nivel de hidratación, que se midió tanto con el prototipo como con el corneómetro.

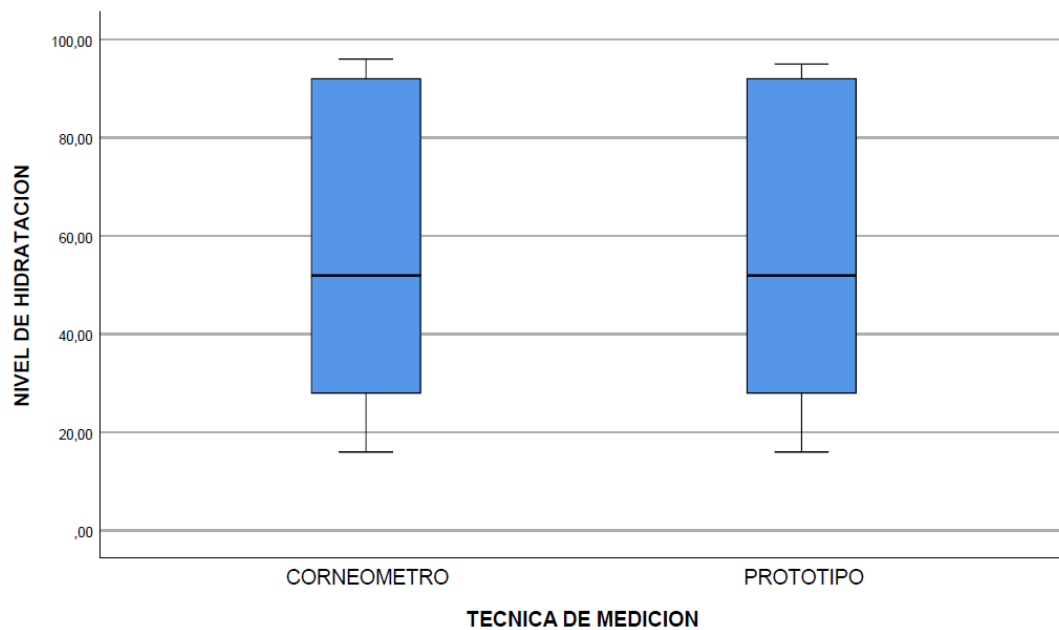


Figura 25. Diagrama de cajas

La Figura 25 presenta un diagrama de caja comparativo que ilustra el nivel de hidratación evaluado a través de dos métodos; el corneómetro y el prototipo.

Ambos conjuntos de datos muestran una distribución bastante parecida. La mediana de las mediciones se sitúa cerca del medio de cada caja, lo que sugiere un equilibrio en la distribución. Del mismo modo, el rango intercuartílico (la distancia entre el primer y el tercer cuartil) es también similar en ambas técnicas, indicando una variabilidad comparable en las medias.

No se encuentran valores anómalos fuera de los bigotes, y ambos grupos de datos presentan un rango de hidratación que va aproximadamente entre el 15-20% y el 95-100%. Esto refuerza la idea de que las medidas obtenidas con el prototipo son coherentes con las del corneómetro en lo que respecta al comportamiento general.

Aunque a simple vista no se notan diferencias significativas entre los dos métodos, este análisis visual se complementó con pruebas estadísticas formales, como la prueba U de Mann-Whitney, que confirmó la ausencia de diferencias estadísticamente relevantes, lo que respalda la validez del uso del prototipo para evaluar la hidratación de la piel.

4.1.1.1 Pruebas no paramétricas

En vista de que los resultados de la prueba de normalidad Kolmogórov-Smirnov mostraron que los datos obtenidos del prototipo como del corneómetro no siguieron una distribución normal, se optó por aplicar pruebas no paramétricas para el análisis comparativo. Estas pruebas son adecuadas si no se cumple el supuesto de la normalidad porque no requieren que los datos sigan una determinada distribución.

La prueba de U de Mann-Whitney es una prueba estadística no paramétrica que se utiliza para comparar dos grupos independientes en situaciones donde no se cumple el requisito de normalidad en los datos. Esta técnica examina si hay una diferencia notable entre las

distribuciones de dos muestras, sin la necesidad de considerar que dichas distribuciones sean normales o que representen varianzas iguales.

En la presente investigación, esta prueba se utilizó para comparar los niveles de hidratación que fueron medidos por el prototipo y por el corneómetro, considerando las mediciones como muestras independientes.

Con el fin de analizar la concordancia entre las mediciones de hidratación realizadas con el prototipo y un corneómetro de referencia, se formuló la siguiente hipótesis:

Hipótesis nula (H_0): La distribución del nivel de hidratación es la misma entre categorías de técnicas de medición.

Los resultados de la prueba U de Mann-Whitney se muestran en la Tabla 8.

Tabla 8. Resumen de contrastes de hipótesis.

Hipótesis nula	Prueba	Sig. (P-valor)	Decisión
La distribución de NIVEL DE HIDRATACIÓN es la misma entre categorías de TÉCNICA DE MEDICIÓN.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes.	0.839	Conserve la hipótesis nula.

La hipótesis nula formulada indica que la distribución del nivel de hidratación es la misma para ambas técnicas de medición, es decir, no hay diferencias que sean estadísticamente significativas entre los resultados ofrecidos por los dos dispositivos.

Los resultados de la prueba mostraron un valor de significancia de $p = 0.839$, que es mayor al nivel de significancia establecido ($\alpha = 0.05$). por consiguiente, se mantiene la hipótesis nula.

No se encontraron diferencias que sean estadísticamente significativas entre las mediciones del nivel de hidratación obtenidas con el prototipo y las realizadas con el corneómetro. Esto indica que ambas técnicas generan resultados similares, respaldando la validez funcional del prototipo.

4.1.2 Evaluación del uso

A continuación, en la Figura 26 se muestra la tabulación de las respuestas tomadas de la encuesta realizada:

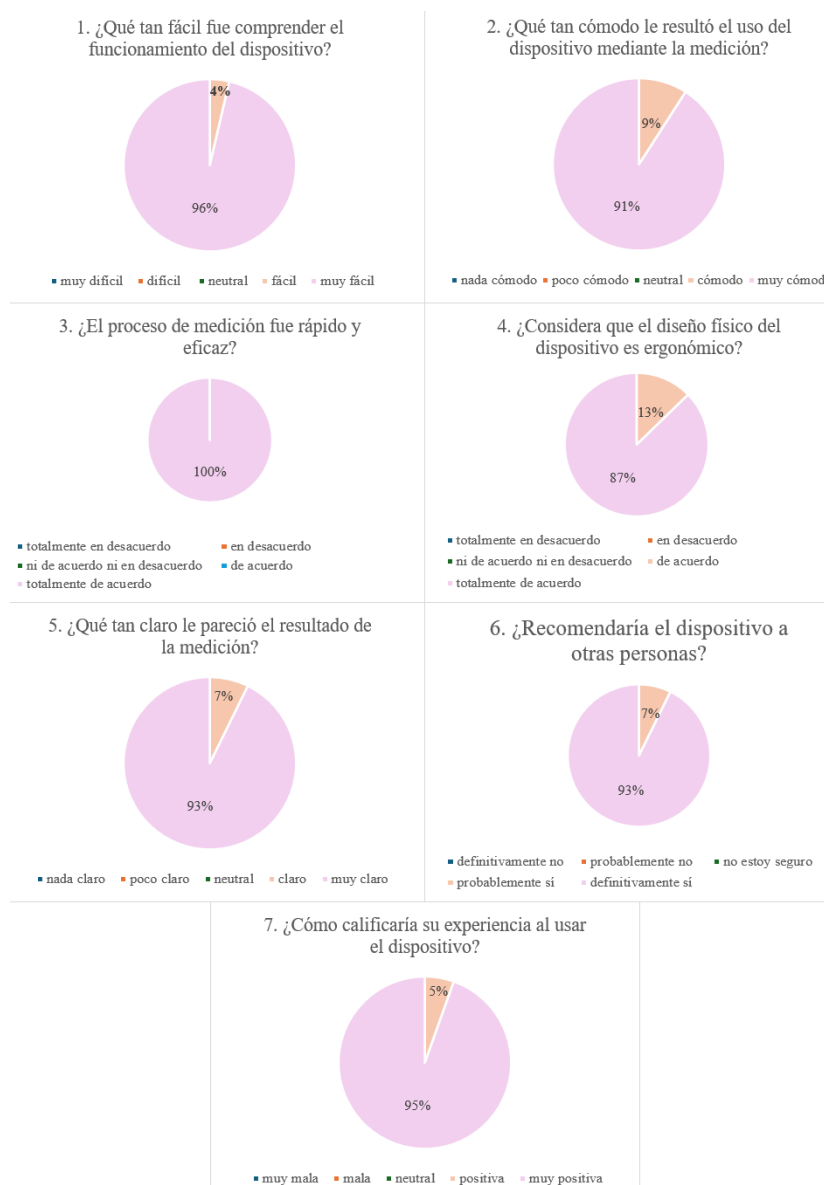


Figura 26. Tabulación de resultados de encuesta.

La mayoría de los participantes consideró que el dispositivo era fácil de usar, intuitivo y visualmente claro, lo que respalda su potencial para aplicaciones tanto clínicas como personales. Las señales auditivas que emite el buzzer como prevención de la deshidratación, también fueron bien valoradas como ayuda durante el proceso de medición.

4.1.3 Ubicación del dispositivo

Se determinó que áreas como el antebrazo, piernas y manos presentaban buena repetibilidad y fácil acceso, aunque el usuario tiene la opción de seleccionar el lugar donde prefiera realizar la medición de acuerdo con su comodidad o necesidad. En el futuro, se podrían añadir sensores de presión en el diseño del marco para garantizar una colocación consistente y segura.

Después de un análisis de los datos obtenidos durante las pruebas de funcionalidad y usabilidad, se sugiere que la colocación del dispositivo no sea la misma para todos los

usuarios, sino que se ajuste de acuerdo con características individuales, estos factores influyen de manera directa en el nivel de la hidratación de la piel y en la variabilidad de las mediciones.

La Tabla 9 muestra las recomendaciones en base a algunas de las características de los usuarios.

Tabla 9. Recomendación de colocación del dispositivo, según perfil del usuario.

Característica del usuario	Consideraciones	Zonas expuestas recomendada para la colocación
Edad	Dependiendo la edad, el nivel de hidratación empieza a declinar.	20 – 35 años: antebrazo, dorso de la mano. 36 – 45 años: antebrazo interno, parte superior del brazo. 46 – 60 años: parte superior del brazo, zona lumbar. 60 años en adelante: antebrazo, zona superior del brazo.
Ocupación	Exposición al sol, viento o sustancias irritables.	Brazo, antebrazo, pierna, dorso de la mano.
Piel con lesiones	Presencia de heridas, eccema o irritación.	Áreas alejadas de lesiones visibles.
Uso frecuente de cosméticos	Puede interferir residuos de productos tópicos.	Evitar la zona facial.
Rutina de cuidados	Aplicación frecuente de hidratantes y exfoliantes que alteran temporalmente el estado de la piel.	Zonas alejadas de la rutina diaria, como el brazo, antebrazo, pierna.
Deportistas	Sudoración frecuente.	Muñeca, dorso de la mano. Se recomienda realizar la medición en reposo y con la piel seca.

Nota: la información que se muestra en la Tabla 9 corresponde a sugerencias generales basadas en las observaciones realizadas durante las pruebas. Estas recomendaciones no deben tomarse como una norma estricta a seguir. La elección de la zona de medición debe ajustarse a las condiciones individuales de cada usuario, priorizando siempre la comodidad, la integridad de la piel y la estabilidad del contacto con los electrodos.

CAPÍTULO V. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

5.1 CONCLUSIONES

- El proyecto de investigación culminó con un prototipo funcional que evaluó la hidratación de la piel mediante en análisis de la impedancia eléctrica.
- Las pruebas confirmaron que el dispositivo ofrece mediciones confiables dentro de un rango clínico relevante, con un margen de error aceptable al compararlo con métodos tradicionales.
- Su diseño compacto y su interfaz intuitiva hacen que sea práctico para uso profesional y doméstico.
- Estos hallazgos abren interesantes posibilidades para su aplicación en dermatología y cuidado personal, aunque reconocen limitaciones a abordar futuras versiones.

5.2 RECOMENDACIONES

- Realizar pruebas con más participantes, incluyendo personas con diferentes tipos de piel.
- Optimizar el consumo de energía para prolongar la duración de la batería entre cargas.
- Plantearse agregar funciones extra como el guardado de historiales o la conexión con otros dispositivos.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Rizwan, A. Zoha, A. Alomainy, N. Ali, M. Imran y Q. Abbasi, «Skin Conductance as Proxy for the Identification of Hydration Level in Human Body,» *Skin Conductance as Proxy for the Identification of Hydration Level in Human Body*, vol. 1, pp. 1-3, 2019.
- [2] N. Lasota, G. Demidowicz, N. Trąbka, P. Lasek, S. Maciej, K. Łach, K. Ściurka, K. Kowalczyk, K. Panuciak y K. Kozicka, «Atopic dermatitis - itchy problem of children and adults,» *Journal of Education, Health and Sport.*, p. 55, 2024.
- [3] K. Malleswari, D. Rama Bramha Reddy y R. Ka, «Atopic Dermatitis,» *International Journal of Scientific Research in Engineering and Management (IJSREM)*, p. 1, 2024.
- [4] M. Shergill, B. Bajwa, O. Yilmaz, K. Tailor, N. Bouadi y I. Mukovozov, «Biologic and Small Molecule Therapy in Atopic Dermatitis,» *Biomedicines*, p. 1, 2024.
- [5] S. Barba, G. Lascano, P. Naranjo Vagas, N. Landazury, M. Morales, F. Álvarez y M. Zurita, «La Dermatitis Atópica en Quito y el Ecuador.,» *Revista Ecuatoriana de Medicina y Ciencias Biológicas*, vol. 32, nº 1-2, p. 11, 2011.
- [6] A. Buestán, «Prevalencia de dermatitis atópica en niños que acudena una guardería de la ciudad de Quito.,» *Revista de la Facultad de Ciencias Médicas*, vol. 31, nº 1-2, p. 37, 2006.
- [7] M. Afshari, M. Kolackova, M. Rosecka, J. Celakovska y J. Krejsek, «Unraveling the skin; a comprehensive review of atopic dermatitis, current understanding, and approaches,» *Frontiers in Immunology*, pp. 6-9, 2024.
- [8] Y. Choil, S. Jin Oh y J. Hee Lee, «Novel technology at hand to measure skin hydration by Biodisplay smartphone touch screen panel,» *Scientific Reports*, vol. 11, nº 1, p. 1, 2021.
- [9] M. Jang, H.-D. Kim, H.-J. Koo y J.-H. So, «Textile-Based Wearable Sensor for Skin Hydration Monitoring,» *Sensors*, vol. 22, pp. 69-85, 2022.
- [10] J. Shin, H. Wang, K. Kwon, D. Ostojich, Z. Christiansen, J. Berkovich, Y. a. L. Z. Park, G. Lee y R. Nasif, «Wireless, Soft Sensors of Skin Hydration with Designs Optimized for Rapid, Accurate Diagnostics of Dermatological Health,» *Advanced Healthcare*, vol. 12, nº 4, p. 1, 2023.
- [11] P. A. Pillajo Garcia, «Diseño e implementación de una antena textil portable para monitoreo de señales biomédicas mediante un sistema de comunicaciones.,» Riobamba, 2021.
- [12] I. W. Vargas Quinzo y E. F. Pérez Reyes, «Desarrollo de un robot social en el área de la telemedicina para el monitoreo remoto y diagnóstico de enfermedades cardiovasculares en el adulto mayor,» Riobamba, 2017.
- [13] J. Kim y H. Dao, «Physiology, Integument.,» *Stat Pearls Publishing*, 2021.
- [14] S. Rawal, P. Gupta, A. Bachhuka y T. Chan Yadav, «The Cutaneous Barrier and Skin Infections,» *Royal Society of Chemistry*, pp. 17-36, 2023.

- [15] G. Yang, J. K. Seok, H. Kang, Y.-Y. Cho, H. Lee y J. Y. Lee, «Skin Barrier Abnormalities and Immune Dysfunction in Atopic Dermatitis,» *International Journal of Molecular Sciences*, vol. 21, nº 8, p. 2867, 2020.
- [16] E. Marieb y J. Mallatt, *Human Anatomy*, San Francisco, CA: Benjamin-Cummings Pub Co., 1996.
- [17] J. V. Camilion, S. Khanna, S. Anasseri, C. Laney y H. N. Mayrovitz, «Physiological, Pathological, and Circadian Factors Impacting Skin Hydration,» *Cureus*, vol. 14, nº 8, pp. 1-9, 2022.
- [18] C. Moon, D. Moon y S. Kang, «Aquaporins in Cancer Biology,» *Frontiers in Oncology*, vol. 12, p. 9, 22 .
- [19] X. Ding, A. Hernandez, J. Young y E. Pickwell-MacPherson, «Variation of skin hydration profile with biophysical factors and lifestyle revealed by in vivo terahertz sensing,» *Biomedical Optics Express*, pp. 5180-5198, 2024.
- [20] L. C. Johnson y N. L. Corah, «Racial Differences in Skin Resistance,» *Science*, vol. 139, nº 3556, pp. 766-767, 1963.
- [21] K. P. Wilhelm, A. B. Cua y H. I. Maibach, «Skin aging: Effect on transepidermal water loss, stratum corneum hydration, skin surface pH, and casual sebum content,» *Archives of dermatology*, vol. 127, nº 12, pp. 1806-1809, 1991.
- [22] «Retaining Skin Barrier Function Properties of the Stratum Corneum with Components of the Natural Moisturizing Factor—A Randomized, Placebo-Controlled Double-Blind In Vivo Study,» *Molecules*, vol. 26, nº 6, p. 1649, 2021.
- [23] J. Rogers, C. Harding y A. Mayo, «Stratum corneum lipids: the effect of ageing and the seasons,» *Arch Dermatol* , vol. 288, pp. 765-770, 1996.
- [24] V. Nemeth y J. Evans, «Eczema,» *In StatPearls*, p. 11, 2021.
- [25] T. Montero-Vilchez, M.-V. Segura-Fernández-Nogueras, I. Pérez-Rodríguez, M. Soler-Góngora, A. Martínez-López, A. Fernández-González, A. Molina Leyva y S. Arias-Santiago, «Skin Barrier Function in Psoriasis and Atopic Dermatitis: Transepidermal Water Loss and Temperature as Useful Tools to Assess Disease Severity,» *Journal of Clinical Medicine*, vol. 10, nº 2, p. 359, 2021.
- [26] E. K. Brunsgaard, B. Sanchez y D. Grossman, «Electrical Impedance Dermography: Background, Current State, and Emerging Clinical Opportunities,» *Dermatology Research and Practice*, vol. 2024, nº 1, p. 2085098, 2024.
- [27] X. Luo, Y. Zhou, T. Smart, D. Grossman y S. B, «Electrical characterization of basal cell carcinoma using a handheld electrical impedance dermography device,» *JID Innovations*, vol. 2, nº 1, 2022.
- [28] S. Grimnes, « Impedance measurement of individual skin surface electrodes,» *Medical, & Biological Engineering & Computing*, vol. 21, nº 6, pp. 750-755, 1983.
- [29] E. Alonso, R. Giannetti, Rodríguez-Morcillo y C. Matanza, «A novel passive method for the assessment of skin-electrode contact impedance in intraoperative neurophysiological monitoring systems,» *Scientific Reports*, vol. 10, nº 1, p. 2819, 2020.

- [30] L. Geddes, «Who introduced the tetrapolar method for measuring resistance and impedance,» *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 15, nº 5, pp. 199-134, 1996.
- [31] «Review of Advances in the Measurement of Skin Hydration Based on Sensing of Optical and Electrical Tissue Properties,» *Sensors*, vol. 22, p. 7151, 2022.
- [32] M. Barati, «Collagen supplementation for skin health: A mechanistic systematic review,» *Journal of Cosmetic Dermatology*, vol. 19, nº 11, pp. 2820-2829, 2020.
- [33] M. Michalak, M. Pierzak, B. Kręciszy y E. Suliga, «Bioactive compounds for skin health: A review,» *Nutrients*, vol. 13, nº 203, 2021.
- [34] Y.-Y. Chen, S.-Y. Tzeng, Y.-Y. Yen y N.-Y. T. S.-H. Cheng, «Non-invasive assessment of skin hydration and sensation with diffuse reflectance spectroscopy,» *Scientific Reports*, vol. 13, pp. 1-3, 2023.
- [35] R. Matsukawa, A. Miyamoto, T. Yokota y T. Someya, «Skin impedance measurements with nanomesh electrodes for monitoring skin hydration,» *Advanced Healthcare Materials*, vol. 9, nº 22, 2020.
- [36] «MoistureMeterSC-Delfin Technologies,» Delfin Technologies, [En línea]. Available: <https://delfintech.com/products/moisturemetersc/> . [Último acceso: 14 6 2025].
- [37] K. O’goshi y J. Serup, «Skin conductance; validation of Skicon-200EX compared to the original model,» Skicon-100, [En línea]. Available: https://onlinelibrary.wiley.com/doi/epdf/10.1111/j.1600-0846.2006.00200.x?saml_referrer. [Último acceso: 14 6 2025].
- [38] Y. Chizmadzhev, A. Indenbom, P. Kuzmin, S. Galichenko, J. Weaver y R. Potts, «Electrical Properties of Skin at Moderate Voltages,» *Biophys*, vol. 74, pp. 843-856, 1998.
- [39] P. Bertemes-Filho y K. Morcelles, «Wearable Bioimpedance Measuring Devices,» de *Medical-Based Information*, 2021, pp. 81-101.
- [40] amalabs.com., «“AMA Laboratories, Equipment and Capabilities,» 14 6 2025. [En línea]. Available: <https://www.amalabs.com/facilities/equipment/>.
- [41] M. Morin, T. Ruzgas, P. Svedenhag, C. Anderson, S. Ollmar, J. Engblom y S. Björklund, «Skin hydration dynamics investigated,» *Scientific Reports*, vol. 10, p. 17218, 2020.
- [42] «Review—Wearable Graphene Devices for Sensing,» *Journal of The Electrochemical Society*, vol. 167, nº 3, pp. 1-4, 2020.
- [43] S. Mousavi, F. Low, S. Hashemi, C. Lai, Y. Ghasemi, S. Soroshnia, A. Savardashtaki, A. Babapoor, N. Pynadathu Rumjit, S. Goh, N. Amin y S. Kiong Tiong, «Development of graphene based nanocomposites towards medical and biological applications,» *Artificial Cells, Nanomedicine, and Biotechnology*, vol. 1, nº 48, pp. 1189-1205, 2020.
- [44] K. K. Awasthi, M. Bhatt, N. K. Rajendran y A. P. S. P. Singh, «An examination of wearable technology in the field biomedical engineering: A review,» *Multidisciplinary Reviews*, vol. 6, pp. 1-7, 2024.

- [45] Y. Cheng, K. Wang, H. Xu, T. Li, Q. Jin y D. Cui, «Recent developments in sensors for wearable device applications,» *Analytical and bioanalytical chemistry*, vol. 24, nº 413, pp. 6037-6057, 2021.
- [46] J. Hua, J. Li, Y. X. S. Jiang, Y. Shi y L. Pan, «Skin-Attachable Sensors for Biomedical Applications,» *Biomedical Materials & Devices*, vol. 1, nº 13, pp. 256-268, 2022.
- [47] A. Erdem, E. Eksin, H. Senturk, E. Yildiz y M. Maral, «Recent developments in wearable biosensors for healthcare and biomedical applications,» *TrAC Trends in Analytical Chemistry*, vol. 171, pp. 0165-9936, 2024.
- [48] K. Goyal, D. A. Borkholder y S. W. Day, «Dependence of Skin-Electrode Contact Impedance on Material and Skin Hydration,» *Sensors*, vol. 22, nº 8510, p. 12, 2022.