



Ciencia Latina
Internacional

Ciencia Latina Revista Científica Multidisciplinar, Ciudad de México, México.
ISSN 2707-2207 / ISSN 2707-2215 (en línea), marzo-abril 2024,
Volumen 8, Número 2.

https://doi.org/10.37811/cl_rcm.v8i2

SENSOR DE DESHIDRATACIÓN POR MEDIO DE LA CONDUCTANCIA DE LA PIEL

DEHYDRATION SENSOR THROUGH SKIN CONDUCTANCE

Francisco Daniel Jiménez Cunjamá

Universidad Politécnica de Chiapas

Luis Enrique Inchaustequi Pérez

Universidad Politécnica de Chiapas

Christian Roberto Ibáñez Nangüelú

Universidad Politécnica de Chiapas

Sensor de Deshidratación por Medio de la Conductancia de la Piel

Francisco Daniel Jiménez Cunjamá¹203080@ib.upchiapas.edu.mx<https://orcid.org/0009-0007-7043-5658>Universidad Politécnica de Chiapas
México**Luis Enrique Inchaustequi Pérez**203334@ib.upchiapas.edu.mx<https://orcid.org/0009-0008-9133-0545>Universidad Politécnica de Chiapas
México**Christian Roberto Ibáñez Nangüelú**cribn@ib.upchiapas.edu.mx<https://orcid.org/0000-0002-8304-2892>Universidad Politécnica de Chiapas
México

RESUMEN

La deshidratación es un fenómeno que ocurre cuando el cuerpo humano pierde más líquidos de los mareos, disminución de la función cognitiva e incluso desmayos. La deshidratación puede ocurrir en diversas situaciones, como actividades físicas intensas, condiciones climáticas extremas, enfermedades o durante el envejecimiento. En este presente proyecto, tiene como objetivo la creación de un sensor de deshidratación por medio de la conductividad térmica de la piel (EDA), la cual se puede medir a través de los datos de dicha conductividad de la piel, y dado que es una medida inversa a la resistencia de la piel, se puede percibir una respuesta proporcional, y esta está sujeta a la cantidad secreción de sudor, de esta manera permite llevar el proceso de la medición de deshidratación. que ingiere, lo cual tiene efectos negativos en la salud, y empiezan a aparecer síntomas como fatiga.

Palabras clave: sensor, deshidratación, conductividad, sudor

¹ Autor principal

Correspondencia: eve.mxm@hotmail.com

Dehydration Sensor through Skin Conductance

ABSTRACT

Dehydration is a phenomenon that occurs when the human body loses more fluids than it ingests, which has negative effects on health, and symptoms such as fatigue, dizziness, decreased cognitive function, and even fainting begin to appear. Dehydration can occur in various situations, such as intense physical activities, extreme weather conditions, illnesses, or during aging. In this current project, the objective is the creation of a dehydration sensor through the thermal conductivity of the skin (EDA), which can be measured through skin conductivity data; as skin conductivity is an inverse measure of skin resistance, it therefore describes a proportional response and will be subject to the amount of sweat secretion, thus driving the measurement process.

Keywords: sensor, dehydration, conductivity, sweat

Artículo recibido 20 febrero 2024

Aceptado para publicación: 27 marzo 2024

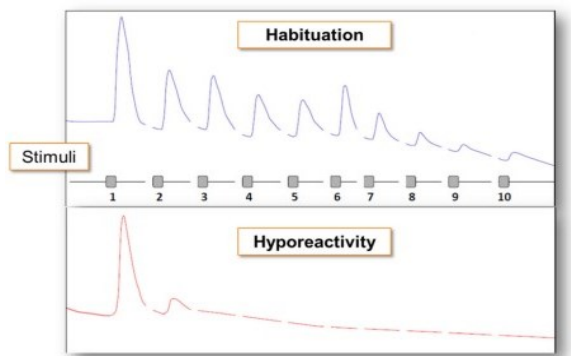
INTRODUCCIÓN

La deshidratación es común que pase desapercibida y potencialmente grave que ocurre cuando el cuerpo humano pierde más líquidos de los que ingiere la cual tiene efectos negativos en la salud, como fatiga, mareos, disminución de la función cognitiva e incluso desmayos ("Deshidratación," s/f). La deshidratación puede ocurrir en diversas situaciones, como actividades físicas intensas, condiciones climáticas extremas, enfermedades o durante el envejecimiento. La conductividad eléctrica caracteriza el estado funcional de la piel y permiten estimar la actividad del Sistema Nervioso Central y Periférico debido a que en la capa granular de la epidermis se producen los procesos de regulación de los terminales nerviosos que reflejan el estado emocional humano (Tulio, 1996).

Electrodermal Activity (EDA): La electrodermal activity (EDA) se refiere a la medida de la actividad eléctrica de la piel, que refleja la actividad del sistema nervioso autónomo. La EDA es utilizada en numerosos campos, incluidos la psicología, la medicina y la investigación deportiva, como una medida de la respuesta emocional y fisiológica del cuerpo a diferentes estímulos (Paniel & GC, 2019)..

Por eso se busca medir la deshidratación por medio de la conductividad térmica de la piel (EDA), La cual se puede medir a través de los datos de la conductividad de la piel ya que la conductividad de la piel es una medida inversa a la resistencia de la piel por lo tanto describe una respuesta proporcional, esta irá sujeta a la cantidad secreción de sudor. La medición de la conductividad tiene una forma ideal (ver imagen 1) que se espera llegar, sin embargo, normalmente conseguimos medir una hiporreactividad electrotérmica que va relacionada a estímulos eléctricos.

Imagen 1: Habituaación normal ideal e hiporreactividad electrotérmica en relación con la presentación de estímulos no significativos repetidamente idénticos



(Paniel & GC, 2019).

Fuente: (Paniel & GC, 2019).

Las medidas de conductancia de la piel esperadas a medir son regidas por una fórmula (ver ecuación

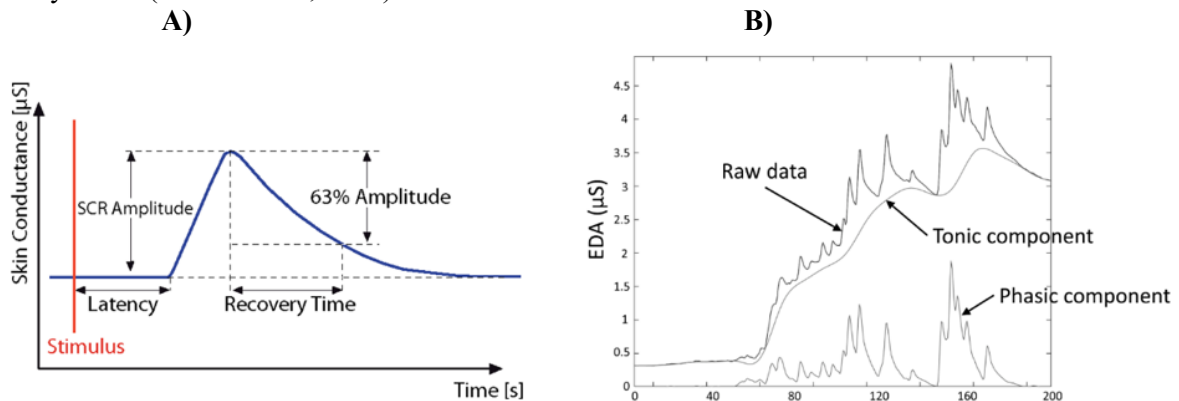
2) y esta dependerá de la concentración de iones sodio y iones potasio encontradas en el paciente, pero en un principio. La concentración promedio de iones que debe contener el sudor de una persona saludable es de 10 a 70 meq/l, ion potasio de 3 a 15 meq/l, ion calcio de 0,3 a 2 meq/l, ion cloruro de 5 a 60 meq/l (Intelligent Data, 2018).

En la señal EDA aparecen cambios drásticos o picos que están asociados a una reacción frente a un estímulo, son llamados respuesta de la conductancia de la piel (SCR).

La EDA y el SCR se miden en las mismas unidades, típicamente, microsiemens (μS). El espectro de la señal EDA está en el rango de 0.045-0.15Hz, aunque puede aumentar hasta los 0.37Hz durante el ejercicio intenso [2]. Los parámetros que definen el SCR son:

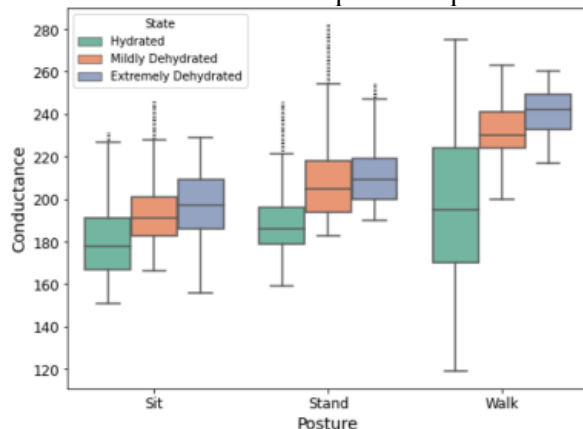
- Latencia, es decir, el pico del SCR aparece entre 1 y 5s después del estímulo que lo provoca.
- Amplitud; para que una variación en la señal EDA sea considerada SCR la amplitud debe ser como mínimo $0.05\mu\text{S}$ o $0.04\mu\text{S}$.
- Tiempo de recuperación.

Imagen 2: A) SCR ideal, con los parámetros típicos. B) Señal EDA descompuesta en las componentes tónica y fásica (Paniel & GC, 2019).



Fuente: Electrochemical biosensors.

Imagen 3: Conductancia cutánea en tres diferentes estados de niveles de hidratación, 'Hidratado', 'Ligeramente deshidratado' y 'Extremadamente deshidratado', y tres posturas corporales, sentado, de pie y caminando (Liaqat et al., 2022). Para la realización de este proyecto tomamos en solamente en cuenta la conductancia de la piel en la postura de reposo/sentado



Fuente: Scientific reports

Ecuación 1: Ecuación para calcular la resistencia de la piel

$$R = \frac{RF}{(Voltaje * \sqrt{(1 + 2 * PI * F * C * RF)^2})}$$

Ecuación 2: Ecuación para el cálculo de la conductancia.

$$G = \frac{1}{R} = \frac{1}{V}$$

Una de las formas de medir la EDA es por medio de un dispositivo llamado "medidor de conductancia de la piel" o "galvanómetro de piel". Este es un instrumento que mide la resistencia eléctrica de la piel, que puede variar en función de factores como la sudoración y la actividad eléctrica de la piel. Este para poder recolectar el EDA suele emplear dos electrodos, uno colocado en la palma de la mano y el otro en los dedos.

Según la Autoridad Europea de Seguridad Alimentaria (EFSA), “recomienda de 2.5 litros para los hombres y 2 litros para las mujeres. Hay que tener en cuenta que el 75-80% del líquido total es suministrado por bebidas, mientras que el 20-25% restante es suministrado por alimentos sólidos("Niveles de hidratación," s/f). ver Tabla (1).

Tabla 1: Tabla guía para la ingesta diaria de agua según el grupo de edad de la Autoridad Europea de Seguridad Alimentaria y un estudio realizado (Moreno Aznar et al., 2020).

EDAD	Ingesta Diaria Adecuada
9-13 años	7-8 tazas, o 56-64 onzas
14-18 años	9-11 taza, o 64-88 onzas
Hombres, 19 años y mayores	13 tazas, o 104 onzas
Mujeres, 19 años y mayores	9 tazas, o 72 onzas
Mujeres embarazadas	10 tazas u 80 onzas
Mujeres Lactantes	13 tazas, o 104 onzas

Fuente: Elaboración propia

La Organización Mundial de la Salud OMS nos indica los índices de deshidratación. Si la pérdida de agua o disminución del peso es menor del 5% hablamos de una deshidratación leve, si está entre el 5-10% moderada, y si es mayor del 10% grave (Rehidratación, 2006). Con pérdidas superiores al 15% puede desencadenarse una situación de shock hipovolémico. Para niños mayores se aplica la siguiente escala: menor del 3%, leve; entre 4- 6%, moderada y más del 7%, grave. Debido a esto obtenemos que la pérdida de agua se acompaña de pérdida de electrolitos, principalmente sodio, potasio, cloro, bicarbonato, y en menor grado elementos menores como el zinc, pero esto también se puede malinterpretar, debido a que cuando se realiza un esfuerzo físico normalmente perdemos cierta

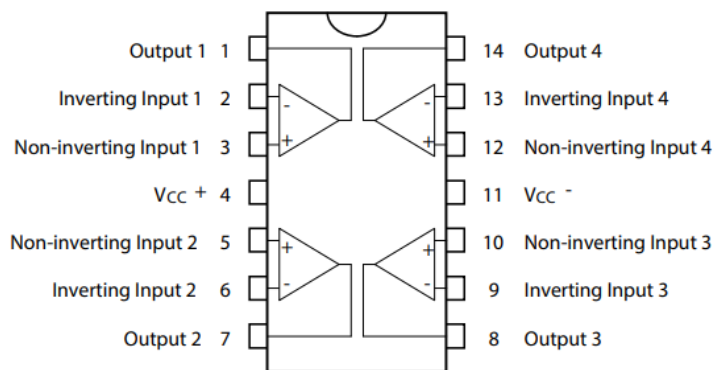
cantidad de peso temporal, el cual incluye calorías, carbohidratos, líquidos como agua, electrolitos, minerales. Si bien si se pierde iones de sodio, esto también puede ir ligados con trastornos alimenticios como la anorexia, anemia, también puede ser por el problema de metabolismo como el hipertiroidismo. En cuanto al seguimiento de los pacientes, se puede implementar un software de escritorio para almacenar los datos recopilados sobre la deshidratación. Este software puede ser diseñado para cumplir con la Norma Oficial Mexicana NOM-004-SSA3-2012, que establece los criterios y procedimientos para la organización y funcionamiento de los archivos clínicos (Secretaría de Salud, 2012). Almacenar los datos de deshidratación en una base de datos conforme a esta normativa garantiza la seguridad y confidencialidad de la información del paciente y facilita su acceso para su posterior análisis y seguimiento clínico.

METODOLOGÍA

En este proyecto se desarrolló un sensor de deshidratación no invasivo por medio de la conductancia de la piel permitiendo a los pacientes y al personal médico monitorear el estado de hidratación. Para ello, el sensor debe ser capaz de medir parámetros relevantes, como la conductividad eléctrica de la piel (EDA). A sí mismo, dar seguimiento a los pacientes mediante un software de escritorio y poder almacenar dichos datos a una base de datos Norma Oficial Mexicana NOM-004-SSA3-2012 (Secretaría de Salud, 2012).

Para ello, para la parte física se diseñó un circuito eléctrico en función de la deshidratación leve, aquí se realizó una etapa de amplificación usando los TL084 como se observa en la Imagen 4, aplicándoles filtros pasa bajas y pasa altas. En un principio se realizará en una placa protoboard, para que una vez verificado el circuito se pasará a una placa PCB utilizando un generador de voltaje para alimentar el circuito y un osciloscopio para verificar que las mediciones obtenidas sean las correctas. Una vez que el circuito eléctrico consiga medir la EDA entre los rangos 0.45-0.15Hz, con un máximo de 0.37Hz, se recopilarán las señales y guardarán en formato de imágenes para su posterior uso.

Imagen 4: Pines de conexión del TI084

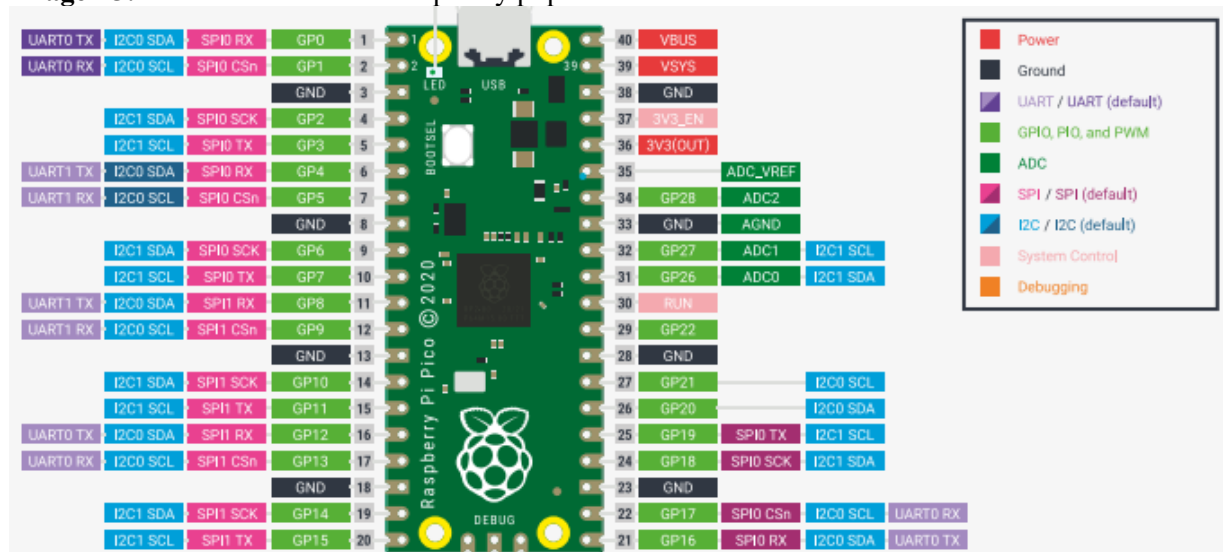


Fuente: ("TI084 pdf," s/f)

Características y especificaciones del amplificador TI084.

- Tipo de Amplificador: Baja potencia
- No. de amplificadores: 4 Velocidad de respuesta: 13 V / μ s
- Rango de suministro de voltaje: 7 V a 36 V
- Ancho de banda: 3 MHz
- Temperatura mínima de funcionamiento: 0 ° C
- Temperatura máxima de funcionamiento: 70° C
- Encapsulado: DIP
- 14 pines

Imagen 5: Pines de conexión de raspberry pi pico



Fuente: (Raspberry Pi, 2024)

Posteriormente, se comenzó a buscar una pantalla para el circuito electrónico que sea adecuada para

mostrar valores como el nivel, parámetro y porcentaje de deshidratación. Una pantalla OLED de 0.60" con su respectivo controlador I2C modelo SSD1306. Una pantalla muy flexible, fácil de implementar y que además requiere un voltaje muy mínimo: 3.3 V. Dentro de sus diferentes características nos encontramos con los siguientes:

- Interfaz: I2C (nivel lógico 3.3V)
- Resolución: 128 x 64
- Ángulo de visión: >, 160 grados
- Color de pantalla: azul
- Dimensión Pantalla: 2.43cm/0.96"
- Controlador IC: SSD1306
- Fuente de alimentación: 3.3V - 5VDC
- Temperatura de funcionamiento: -20 - 70
- Tamaño: 2.2x 2.8x 1.2 cm/0.87x 1.1x 0.47"

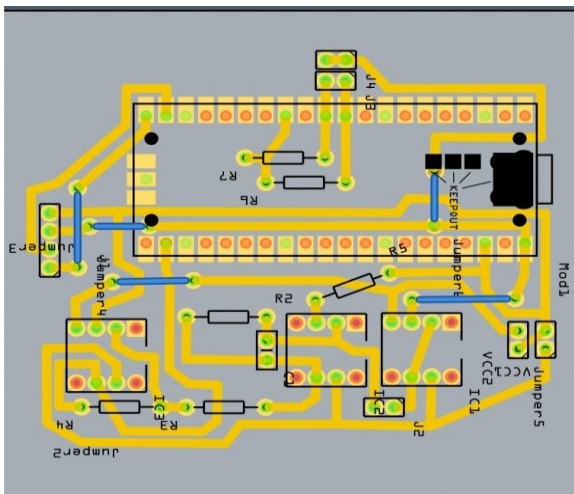
Una vez realizado esto, comenzamos a hacer el armado con nuestros respectivos materiales. Así mismo, las primeras pruebas con este. Sin embargo, tuvimos que idear una forma de poner alimentar adecuadamente el circuito. Para la parte la pantalla OLED, con la implementación de la RaspBerry Pi Pico conectado a una computadora, es posible alimentar por lo menos la mitad del circuito. Sin embargo, para la parte del arreglo de los amplificadores, fue necesario colocar en paralelo dos baterías de 9 Volts, de esta manera la señal que obtengamos a través de los electrodos, estos recopilan el voltaje de los dedos por medio de la propia conductancia de la pie, mientras que los amplificadores elevan dicha señal. Para el diseño de la fuente alimentación previamente mencionada, se ocupó un módulo de energía batería litio 3,7v 3800mAh. Sus características son las siguientes:

- Salida USB doble. Uno es para Raspberry pi, el otro se puede conectar con la pantalla LCD.
- Fácil de instalar, puede utilizar los separadores de sujeción, tornillos y tuercas provistos para sujetar su placa Raspberry pi.
- Capacidad de la batería: 3800 mAh máximo.
- Corriente de salida: 1.8^a.

Creación del diseño del contenedor para el circuito.

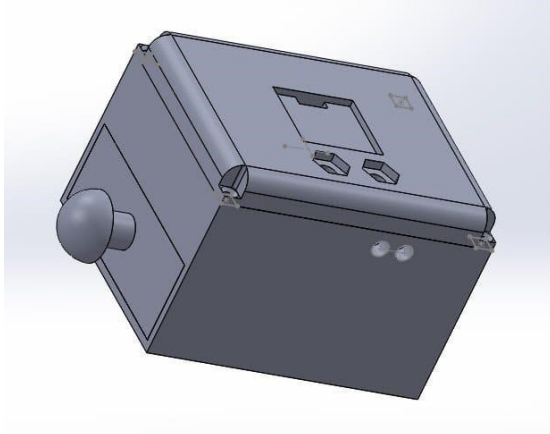
Continuado con el armado del circuito y una vez hecho las pruebas de su funcionamiento, continuamos con el diseño de la placa PCB y el diseño de un contenedor para el circuito, esto realizado en el software SolidWorks. Las medidas aproximadamente serán de 8x15x5 cm, la pieza contará con 3 aberturas; las aberturas serán para la recarga de la fuente de alimentación, la segunda abertura será para los electrodos y la última abertura será para la conexión con la computadora que nos permitirá cargar el software previamente diseñado.

Imagen 6: Diseño de la placa PCB en Fritzing



Fuente: Elaboración propia

Imagen 7: Diseño realizado en SolidWorks del contenedor del circuito.



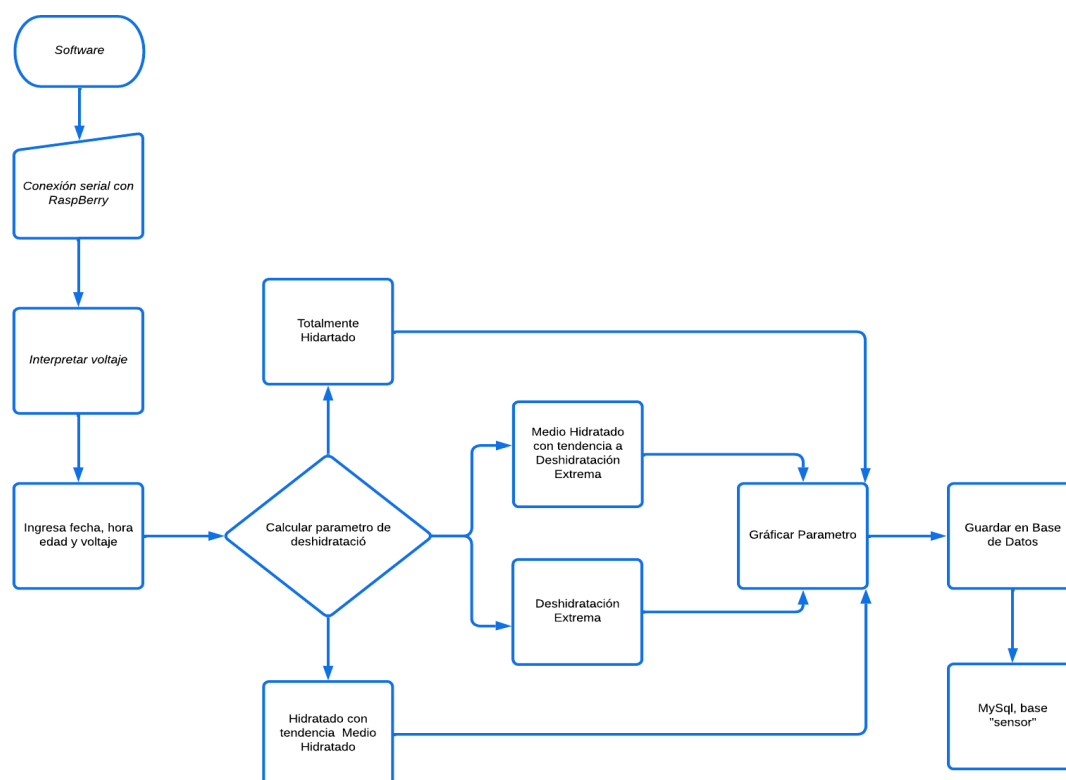
Fuente: Elaboración propia

Creación de base de datos para el almacenamiento de los parámetros

Para la parte digital, es decir el software, primeramente, se detalla la creación de la base de datos. Este se aloja en una base de datos mediante MySQL, un sistema de gestión de bases de datos relacional ampliamente utilizado en aplicaciones web y de software en general debido a su escalabilidad,

confiabilidad y facilidad de uso (Widenius, Axmark, & Thacker, 2009). En la base de datos se almacenan datos necesarios como el nombre del paciente, edad, fecha y hora de la monitorización y el porcentaje de deshidratación, esto bajo la NOM-004-SSA3-2012 (Secretaría de Salud, 2012) que establece los requisitos éticos, tecnológicos y administrativos que son obligatorios para la elaboración, uso, manejo, confidencialidad y correcto manejo el expediente clínico electrónico. MySQL proporciona una estructura robusta y eficiente para almacenar y recuperar datos de manera segura y confiable, lo que garantiza la integridad y la confidencialidad de la información médica (Machanick, 2015).

Imagen 8: Diagrama de flujo del software con la base de datos.



Fuente: Elaboración propia

Creación de software de escritorio

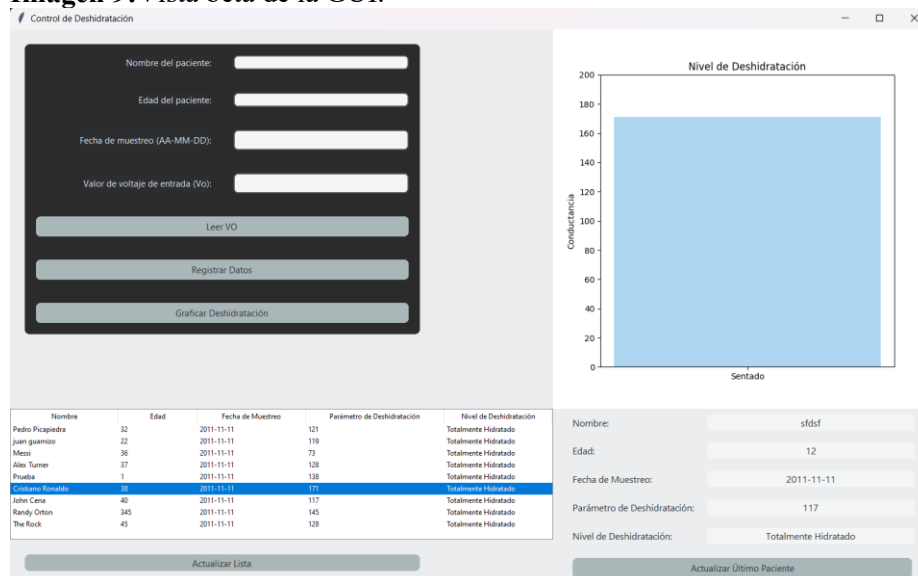
El enfoque utilizado para desarrollar este sistema de control de deshidratación se centra en integrar diferentes tecnologías y principios, desde la electrónica, base de datos, hasta programación orientada a objetos.

La tarea principal del sistema es monitorear el nivel de deshidratación del paciente midiendo parámetros eléctricos (voltaje) y su posterior análisis mediante una interfaz gráfica de usuario (GUI). El lenguaje principal del programa es un software creado en Python bajo el IDE de Visual Studio. La elección de Python se basa en las numerosas bibliotecas y marcos que admiten la implementación de interfaces

gráficas y la comunicación con hardware externo.

Para la GUI, utilizamos Tkinter, la biblioteca estándar de Python para el desarrollo de GUI, así como CustomTkinter, una extensión que proporciona elementos de interfaz estéticamente mejorados. Esto garantiza una experiencia de usuario intuitiva y agradable, mostrando información importante de forma clara y concisa

Imagen 9: Vista beta de la GUI.



Fuente: Elaboración propia

La conexión al dispositivo se realiza a través de conexión serial, que permite la comunicación con los dispositivos a través del puerto serie. Esto es importante para obtener datos de voltaje de un sensor conectado a un microcontrolador, que luego se conecta al paciente para medir parámetros bioeléctricos relacionados con la deshidratación. Esto nos ahorra tiempo y sobre todo evita que sea interrumpida la información cuando se maneja por otros medios inalámbricos.

El sistema ha implementado una base de datos local utilizando MySQL para almacenar y gestionar los datos de los pacientes. Esto incluye información como nombre, edad, fecha de la muestra y valor de deshidratación calculado. Se utilizan funciones especiales para interactuar con la base de datos para registrar nuevos pacientes, actualizar la información existente y eliminar registros.

El análisis de los datos recopilados se realiza mediante cálculos matemáticos definidos en el módulo de cálculo. Estos cálculos convierten los valores de voltaje en un parámetro que refleja el grado de deshidratación del paciente. La lógica de cálculo se basa en fórmulas fisiológicas que correlacionan la resistencia del organismo con el nivel de hidratación.

Además, el sistema incluye capacidades de visualización gráfica utilizando la biblioteca Matplotlib para presentar gráficamente datos de drenaje. Esto facilita la interpretación de los resultados y ayuda a controlar el estado de hidratación del paciente a lo largo del tiempo.

La GUI también integra un área de visualización del historial del paciente y datos en tiempo real donde puede ver y administrar los registros almacenados en la base de datos. Esta característica es clave para la monitorización y gestión de pacientes en entornos sanitarios

Imagen 10:Proyecto finalizado



Fuente: Elaboración propia

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Según los objetivos establecidos y la metodología propuesta, hemos desarrollado un producto final que consiste en un circuito físico capaz de calcular el porcentaje de deshidratación en una persona y clasificarlo en tres niveles: leve, moderado y severo. Para validar su funcionamiento, llevamos a cabo pruebas en un grupo de 10 estudiantes del décimo cuatrimestre de la Universidad Politécnica de Chiapas, con una edad promedio de 20 años, en dos momentos del día diferentes. El primer periodo de prueba se realizó entre las 8:00 a.m. y las 9:00 a.m., coincidiendo con el horario de entrada a clases, mientras que el segundo periodo se llevó a cabo entre las 3:00 p.m. y las 4:00 p.m., al finalizar la jornada escolar. Las muestras se obtuvieron en reposo para analizar el nivel de deshidratación presente en cada individuo. Posteriormente, compararemos los datos obtenidos por nuestro proyecto con los datos estadísticos proporcionados en la imagen 3. Además, utilizando un software específico, almacenaremos la información en una base de datos para llevar un registro de cada paciente y poder visualizar gráficamente los resultados obtenidos.

Tabla 1. Resultados obtenidos en el primer periodo y segundo periodo

Primer periodo	Segundo periodo	Diferencia
173	180	7
188	192	4
181	179	-2
177	188	11
192	190	-2
176	186	10
171	183	12
183	189	6
193	186	-7
195	189	-6

Fuente: Elaboración propia

La precisión y confiabilidad del sensor de deshidratación son aspectos cruciales en la detección temprana y el monitoreo de los niveles de deshidratación en los individuos. En este estudio, nos propusimos evaluar la efectividad del sensor de deshidratación a través de un enfoque basado en hipótesis de distribución t.

Se tomaron dos hipótesis:

Hipótesis Nula (H0):

La hipótesis nula plantea que no hay diferencia significativa entre los parámetros de deshidratación medidos por el sensor en distintos momentos del día. Esta suposición sugiere que cualquier variación observada en los resultados podría ser atribuible al azar ((JMP Statistical Discovery LLC., n.d.)).

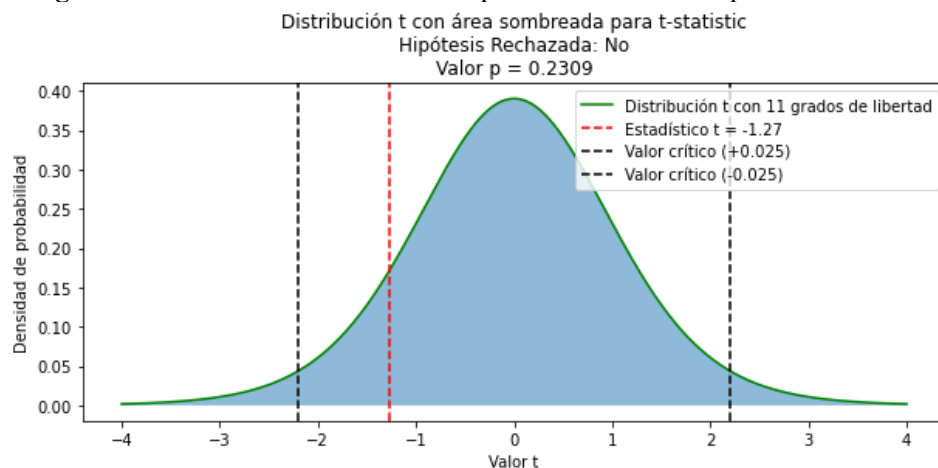
Hipótesis Alternativa (H1):

Por otro lado, la hipótesis alternativa sostiene que existe una diferencia significativa entre los parámetros de deshidratación medidos por el sensor en diferentes momentos del día. En este caso, se presume que el sensor es capaz de detectar y distinguir con precisión los niveles de deshidratación en los individuos evaluados, y que esta diferencia no se debe al azar ((JMP Statistical Discovery LLC., n.d.)).

Para respaldar la hipótesis alternativa, consideramos que el sensor de deshidratación está diseñado para proporcionar mediciones precisas y confiables. Además, tenemos en cuenta que los niveles de deshidratación pueden variar a lo largo del día debido a diversos factores ambientales y de actividad física. Esta suposición se apoya en investigaciones previas que han demostrado la capacidad de los sensores para estimar de manera precisa la tasa de sudoración durante el ejercicio.. Por lo tanto, es plausible suponer que el sensor pueda captar estas variaciones y ofrecer mediciones precisas en distintos momentos del día.

Para poner a prueba estas hipótesis, utilizamos la prueba t pareada, una herramienta estadística poderosa que nos permite analizar la diferencia media entre dos conjuntos de datos relacionados. Si la estadística de prueba t cae dentro de la distribución t bajo la hipótesis nula, concluimos que no hay suficiente evidencia para rechazarla y, por ende, aceptamos que el sensor no diferencia de manera significativa los niveles de deshidratación. Por otro lado, si la estadística de prueba t cae fuera de la distribución t bajo la hipótesis nula, rechazamos esta última y aceptamos la hipótesis alternativa, lo que indica que el sensor sí es capaz de detectar de manera significativa los niveles de deshidratación. Para poner a prueba estas hipótesis, utilizamos la prueba t pareada, una herramienta estadística poderosa que nos permite analizar la diferencia media entre dos conjuntos de datos relacionados. Si la estadística de prueba t cae dentro de la distribución t bajo la hipótesis nula, concluimos que no hay suficiente evidencia para rechazarla y, por ende, aceptamos que el sensor no diferencia de manera significativa los niveles de deshidratación. Por otro lado, si la estadística de prueba t cae fuera de la distribución t bajo la hipótesis nula, rechazamos esta última y aceptamos la hipótesis alternativa, lo que indica que el sensor sí es capaz de detectar de manera significativa los niveles de deshidratación.

Imagen 11: Gráfica de distribución comprobando el valor de prueba t dentro de la distribución t



Fuente: Elaboración propia

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos de la verificación del funcionamiento del sensor de deshidratación, mediante la prueba t, han sido favorables. Se ha llegado a la conclusión de no rechazar la hipótesis nula, dado que la estadística de la prueba t se encuentra dentro de la distribución t. Esto confirma la eficacia del sensor para medir los parámetros de los niveles de deshidratación, lo que permite determinar el rango en el que

se encuentra una persona al momento de tomar una muestra. Esto facilita al especialista la toma de decisiones informadas.

Aunque aún no se han realizado pruebas exhaustivas para determinar la efectividad del sensor de deshidratación en todos los niveles de deshidratación (según lo indicado en la imagen 3), los resultados preliminares se consideran precisos según el análisis de la prueba t. Se reconoce que se necesita tiempo, condiciones variables y más pruebas para obtener una evaluación completa de su desempeño.

En resumen, este proyecto no solo ha alcanzado su objetivo de detectar la deshidratación leve de manera efectiva, sino que también ha establecido un importante precedente para futuras investigaciones y desarrollos en el campo de las tecnologías de salud portátiles.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Deshidratación. (s/f). Cátedra Internacional de Estudios Avanzados en Hidratación. Recuperado el 14 de marzo de 2024, de <https://cieah.ulpgc.es/es/hidratacion-humana/deshidratacion>

Tulio, G. (1996). La conductancia eléctrica de la piel como diagnóstico, caracterización y control psicológico en deportistas. Guterman Tulio.

<https://www.efdeportes.com/efdeportes/index.php/EFDeportes/article/view/365/137>

Paniel, N. and GC (2019) 'Electrochemical biosensors: A solution to pollution detection with reference to pesticides', Chemosensors

I. D. S.L, «Intelligent Data,» 28 diciembre 2018. [En línea]. Available: [Actividad electrodérmica \(EDA\) para aplicaciones sociosanitarias \(intelligentdata.es\)](http://Actividad%20electrod%C3%A9rmica%20(EDA)%20para%20aplicaciones%20socio-sanitarias%20(intelligentdata.es))

Sidrah Liaqat, Kia Dashtipour, Ali Rizwan, Muhammad Usman, Syed Aziz Shah, Kamran Arshad, Khaled Assaleh & Naeem Ramzan (2022) 'Personalized wearable electrodermal sensing-based human skin hydration level detection for sports, health and wellbeing'

Moreno Aznar, L., Salas Salvadó, J., Maraver Eizaguirre, F., Rodríguez-Mañas, L., Saenz de Pipaón, M., & Vitoria Miñana, I. (2020). The importance of water consumption in health and disease prevention: the current situation. *Nutricion hospitalaria: organo oficial de la Sociedad Espanola de Nutricion Parenteral y Enteral*, 37(5), 1072–1086. <https://doi.org/10.20960/nh.03160>

Niveles de hidratación. (s/f). Cátedra Internacional de Estudios Avanzados en Hidratación. Recuperado el 14 de marzo de 2024, de

<https://cieah.ulpgc.es/es/hidratacion-humana/niveles-hidratacion>

Rehidratación, D. A. (2006). Protocolos de Endocrino-Metabolismo. Sccalp.org.

https://www.sccalp.org/boletin/46_supl1/BolPediatr2006_46_supl1_084-090.pdf

TL084 pdf. (s/f). Alldatasheet.com. Recuperado el 14 de marzo de 2024, de

<https://pdf1.alldatasheet.com/datasheet->

<pdf/view/25385/STMICROELECTRONICS/TL084.html>

(2024-02-02). Raspberrypi.com. Recuperado el 14 de marzo de 2024, de

<https://datasheets.raspberrypi.com/pico/pico-datasheet.pdf>

JMP Statistical Discovery LLC. (n.d.). Prueba t pareada | Introducción a la estadística. JMP. Retrieved December 19, 2023, from

https://www.jmp.com/es_cl/statistics-knowledge-portal/t-test/paired-t-test.html

Hernandez-Vargas, G., Sosa-Hernández, J., Saldarriaga-Hernandez, S., Villalba-Rodríguez, A., Parra-Saldivar, R., & Iqbal, H. (2018). Electrochemical biosensors: A solution to pollution detection with reference to environmental contaminants. *Biosensors*, 8(2), 29.

<https://doi.org/10.3390/bios8020029>

Secretaría de Salud. (2012). Norma Oficial Mexicana NOM-004-SSA3-2012, del expediente clínico. Diario Oficial de la Federación. Recuperado de

[https://dof.gob.mx/nota_detalle_popup.php?codigo=5272787]

Widenius, M., Axmark, D., & Thacker, J. (2009). MySQL 5.1 Plugin Development. Packt Publishing.

Machanick, P. (2015). MySQL and JSON: A Practical Programming Guide. Apress.

