

Jornadas de Automática

Actividad Electrodermica como Indicador Preventivo de Complicaciones por Neuropatía Periférica

Romero-Ante, J.D.^{a,*}, Vicente-Samper, J.M.^b, Manrique-Córdoba, J.^a, Esteve, V.^b, De la Casa-Lillo, M.A.^a, Sabater-Navarro, J.M.^{a,*}

^aUnidad de Investigación en Robótica Médica, Universidad Miguel Hernández, Avenida de la Universidad, s/n, 03202, Elche, España.

^bUniversidad de Alicante, Carretera de San Vicente del Raspeig, s/n, 03690, San Vicente del Raspeig, España.

To cite this article: Romero-Ante, J.D., Vicente-Samper, J.M., Manrique-Córdoba, J., Esteve, V., De la Casa-Lillo, M.A., Sabater-Navarro, J.M. 2024. Electrodermal Activity as a Preventive Indicator of Peripheral Neuropathy Complications.

Jornadas de Automática, 45. <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2024.45.10884>

Resumen

La neuropatía periférica (NP) es una afección causada por el daño a los nervios periféricos, responsables del movimiento de los brazos y piernas. La NP puede afectar los nervios autónomos, alterando la función sudomotora y generando piel seca y agrietada. Este artículo explora el uso de las propiedades eléctricas de la piel para medir la actividad electrodermica (EDA) y su utilidad en la evaluación del grado de afectación de la NP. Se ofrece una visión general de la NP y las características de la señal de EDA, así como algunos modelos eléctricos utilizados para su medición. Además, se revisan estudios que relacionan la EDA con el nivel de afectación del paciente. Finalmente, se presenta el diseño de un circuito electrónico para medir la EDA, con el objetivo de desarrollar un sistema portátil capaz de monitorizar en tiempo real la conductancia eléctrica de la piel en la planta del pie, facilitando el seguimiento a nivel ambulatorio de los pacientes.

Palabras clave: Neuropatía periférica, sudoración, humedad, actividad electrodermica, conductancia eléctrica.

Electrodermal Activity as a Preventive Indicator of Peripheral Neuropathy Complications

Abstract

Peripheral neuropathy (PN) is a condition caused by damage to the peripheral nerves responsible for arm and leg movement. PN can affect autonomic nerves, impair sudomotor function, and cause dryness and cracking of the skin. This article explores the use of the electrical properties of the skin to measure electrodermal activity (EDA) and its usefulness in assessing the degree of PN involvement. An overview of PN and the characteristics of the EDA signal are provided, as well as some electrical models used for its measurement. In addition, studies relating EDA to the patient's level of impairment are reviewed. Finally, the design of an electronic circuit for measuring EDA is presented, with the aim of developing a portable system capable of monitoring in real time the electrical conductance of the skin on the sole of the foot, facilitating the outpatient follow-up of patients.

Keywords: Peripheral neuropathy, sweating, humidity, electrodermal activity, electrical conductance.

1. Introducción

La neuropatía periférica (NP) es una enfermedad neurológica que afecta los nervios periféricos, los cuales se extienden desde la médula espinal hacia todas las partes del cuerpo y son responsables de funciones motoras y sensoriales. La

NP puede manifestarse de diferentes maneras según el tipo de nervio afectado. Por ejemplo, la neuropatía motora se caracteriza por la pérdida del tacto fino y la sensación de hormigueo y calor en los pies al caminar. Mientras que la neuropatía sensitiva se manifiesta a través de dolores y sensaciones anorma-

les, que pueden incluir cambios entre calor y frío (NIDDK, 2018). Por otra parte, la NP puede clasificarse según la región anatómica y la distribución en el sistema periférico. Las mononeuropatías afectan un solo nervio periférico, mientras que las neuropatías multifocales y polineuropatías involucran múltiples nervios periféricos. Las polineuropatías suelen presentar síntomas como entumecimiento, dolor y debilidad muscular, especialmente en las extremidades inferiores, lo que impacta considerablemente en la movilidad y calidad de vida del paciente (Hanewinkel et al., 2016).

La diabetes mellitus (DM) es el principal factor de riesgo en el desarrollo de polineuropatías. Los niveles elevados de glucosa en la sangre tienen el potencial de causar daños en los nervios de todo el cuerpo. La neuropatía diabética (ND), una de las consecuencias más comunes de la diabetes, se caracteriza por ser una neuropatía sensoriomotora dolorosa con un curso gradual y progresivo. Esta condición, además de afectar la calidad de vida de los pacientes, incrementa sustancialmente el riesgo de desarrollar úlceras en los pies y amputaciones no traumáticas. De hecho, la Federación Española de Ortesistas y Protésistas (FEDOP) en 2019 (FEDOP, 2019), declaró a la diabetes y sus complicaciones como la principal causa de amputaciones tanto en España como en el resto del mundo. Según sus datos, alrededor del 20 % de los pacientes diabéticos enfrentarán el riesgo de amputación en las extremidades inferiores, subrayando así la importancia crítica de abordar y gestionar adecuadamente las complicaciones neuropáticas asociadas con la diabetes.

A nivel general, las neuropatías se clasifican en dos grupos principales: las neuropatías asimétricas, cuyo origen suele ser isquémico, y las neuropatías simétricas o difusas. Entre estas últimas se encuentra la neuropatía autonómica, que se atribuye en gran medida a trastornos vasculares. Los síntomas de la neuropatía autonómica pueden variar según qué nervios están afectados y la gravedad del daño. Algunos síntomas comunes incluyen problemas de regulación de la presión arterial, alteraciones en la frecuencia cardíaca, dificultad para tragar, disfunción eréctil, problemas urinarios y gastrointestinales, sudoración excesiva o insuficiente, y dificultad para regular la temperatura corporal (Vinik et al., 2003). En relación con los pies, este tipo de neuropatía puede ocasionar un flujo sanguíneo anormal y deficiente de oxígeno, lo que conlleva diversos problemas. Entre estos, se destaca la disminución de la función sudorípara, lo que resulta en una piel seca y propensa a la formación de grietas, aumentando el riesgo de ulceraciones. Este fenómeno es conocido como pie diabético, una complicación seria y frecuente en pacientes con diabetes que puede conducir a diversas complicaciones, como infecciones crónicas y, en casos graves, a la necesidad de amputaciones (Boyko et al., 1999).

El Neuropad es una herramienta utilizada en la evaluación clínica de la función sudorípara en los pies. Consiste en un parche recubierto con dicloruro de cobalto, un agente higroscópico que cambia de color en respuesta al volumen de sudor. Durante la prueba, el parche se coloca en la planta del pie durante aproximadamente 10 minutos. Al retirarlo, se evalúa el cambio de color, donde un resultado positivo indica una disminución significativa en la función sudorípara, lo que puede ser un indicio de neuropatía periférica. Esta sencilla y no invasiva prueba ofrece una forma rápida y eficaz de identificar

la disfunción sudomotora (Ponirakis et al., 2014). Otro procedimiento utilizado para evaluar la función de las glándulas sudoríparas en la piel es el Examen Termorregulador del Sudor (TST). Esta técnica implica la aplicación de un estímulo que induce la sudoración en una región específica del cuerpo. Además de su utilidad en el diagnóstico, el TST proporciona información valiosa sobre la integridad del sistema nervioso periférico y su capacidad para regular la temperatura corporal (SHC, 2019).

Por otra parte, la medición de la impedancia o conductancia eléctrica de la piel es una técnica valiosa para evaluar la variación en el nivel de sudoración, conocida como actividad electrodérmica (EDA, por sus siglas en inglés). Los cambios en las propiedades eléctricas de la piel son provocados por la actividad de las glándulas sudoríparas. En pacientes con neuropatía, se observa una disminución significativa en el nivel de sudoración debido a la disfunción de estas glándulas, lo cual se refleja en una reducción en el nivel de conductancia eléctrica registrado en la región evaluada.

En este artículo, se presenta una definición detallada de las propiedades resistivas de la piel y la naturaleza de la señal eléctrica generada durante la medición de la EDA. Además, se incluye un resumen de estudios previos que han explorado la EDA como una técnica válida y efectiva para el diagnóstico de neuropatía. También se abordan los dispositivos comerciales disponibles y las pruebas médicas estándar que emplean la medición de impedancia para evaluar la función sudomotora. El artículo culmina con la presentación de un circuito electrónico diseñado específicamente para la medición de la EDA en pacientes con neuropatía. En esta sección se describen sus características técnicas y el proceso de desarrollo.

2. Actividad electrodérmica (EDA)

La medida de la EDA es una técnica fisiológica ampliamente utilizada para evaluar diversos estados emocionales y psicológicos de una persona. Esta medida es especialmente útil para estimar niveles de estrés, proporcionando información valiosa en situaciones de tensión o ansiedad (Najström and Jansson, 2007; de Santos Sierra et al., 2011). Además, la EDA se emplea en estudios sobre la experiencia del usuario, donde se analiza la respuesta emocional de las personas al interactuar con diferentes productos, interfaces o entornos (Rico-Olarte et al., 2018).

La temperatura y la humedad ambiental son otros de los factores clave que influyen significativamente en la producción de sudor y, por consiguiente, en el nivel de conductancia eléctrica de la piel. Estas condiciones ambientales activan las glándulas sudoríparas, lo que resulta en un aumento en la sudoración para regular la temperatura corporal. Por ejemplo, durante la función de termorregulación, cuando la temperatura del cuerpo se eleva, las glándulas sudoríparas se activan para producir sudor, que al evaporarse en la superficie de la piel, ayuda a enfriar el cuerpo y mantener una temperatura interna estable (Baker, 2019).

En general, los cambios en el nivel de conductancia de la piel se obtienen midiendo la resistencia eléctrica entre dos electrodos colocados sobre la superficie cutánea. Las señales obtenidas de esta medición consisten en dos componentes

principales: el nivel de conductancia de la piel (Skin Conductance Level, SCL) y la respuesta de conductancia de la piel (Skin Conductance Response, SCR).

El SCL se refiere a la medida tónica de la conductancia de la piel, es decir, el nivel basal de producción de las glándulas sudoríparas en ausencia de estímulos externos. Este parámetro refleja el nivel de conductancia de la piel en estado de reposo. Las variaciones en esta señal son principalmente atribuibles a factores como la temperatura y la humedad de la piel. Por otra parte, la SCR (Skin Conductance Response) es una medida fásica que evalúa los cambios rápidos y transitorios en la conductancia de la piel en respuesta a estímulos específicos, como eventos emocionales o cognitivos.

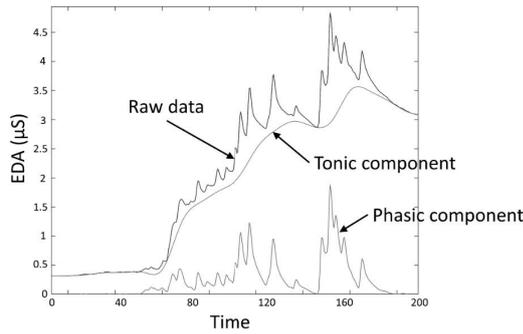


Figura 1: Descomposición de la señal de EDA (Posada-Quintero and Chon, 2020).

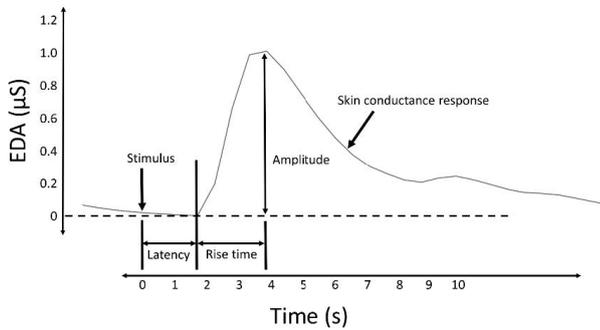


Figura 2: Forma de onda típica de la señal SCR (Posada-Quintero and Chon, 2020).

La señal de SCR se manifiesta como un conjunto de picos que se superponen al SCL y regresan a la línea base después de un tiempo. En términos generales, el análisis de ambas componentes de la señal de conductancia de la piel ofrece una visión integral del estado del sujeto: la SCL proporciona información sobre el nivel general de activación, mientras que la SCR refleja respuestas específicas a eventos particulares. La Figura 1 ilustra la descomposición de la señal de EDA, diferenciando claramente entre las componentes tónica y fásica. Por su parte, la Figura 2 presenta un ejemplo de la forma de onda típica de la componente fásica (SCR) de la señal. En esta figura, se indica el momento de aplicación del estímulo, el tiempo necesario para que la señal alcance su pico desde el inicio, la altura máxima que representa la amplitud de la señal, y la pendiente de caída de la señal SCR.

3. Propiedades eléctricas de la piel

Las glándulas sudoríparas, que se encuentran predominantemente en la dermis de la piel, son responsables de conductividad a la piel. La capa córnea (stratum corneum), siendo la capa más externa de la epidermis, carece de membranas celulares vivas y, por tanto, no mantiene un equilibrio disfuncional entre el medio interno y externo del cuerpo. Esta capa actúa de manera similar a una esponja, absorbiendo agua y soluciones tanto del interior como del exterior del cuerpo. Estas sustancias se liberan cuando la capa córnea se seca o en respuesta a estímulos específicos, lo que puede influir en las propiedades conductivas de la piel.

De acuerdo con (Boucsein, 2013), las propiedades resistivas del sistema piel/glándulas sudoríparas pueden describirse mediante un conjunto de resistencias conectadas en serie y en paralelo. En (Boucsein et al., 1984), se presenta el esquema de la Figura 3, donde R_1 representa una resistencia en serie situada en la dermis y el núcleo del cuerpo. R_2 representa el valor resistivo de la stratum corneum, que se encuentra en paralelo con una resistencia variable R , la cual representa los conductos de las glándulas sudoríparas.

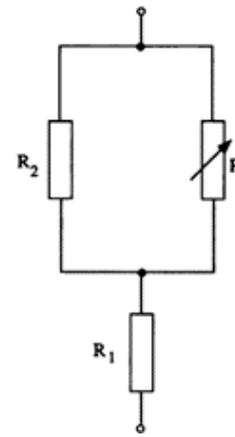


Figura 3: Propiedades resistivas del sistema piel/glándulas sudoríparas (Boucsein et al., 1984).

En este caso, R_2 se asume relativamente constante en comparación a R . Por lo tanto, la resistencia total R_{tot} del circuito es:

$$R_{tot} = R_1 + \frac{R_2 * R}{R_2 + R} \tag{1}$$

La principal limitación de este modelo radica en su naturaleza exclusivamente resistiva, es decir, solo considera los cambios de resistencia. Este tipo de modelo es adecuado únicamente para la medición de EDA utilizando señales en corriente continua (DC).

Sin embargo, el uso de corriente alterna (AC) es preferible al uso de corriente continua (DC) debido a su capacidad para mitigar los problemas asociados con la polarización de los electrodos, debida a la acumulación de iones en la interfaz electrodo-piel. Para lograr esto, se requiere la adición de un condensador en paralelo con la resistencia R_2 , según el modelo previo. En este escenario, la corriente alterna aplicada a la piel produce una carga y descarga continua de este capacitor, lo que ayuda a minimizar el efecto de polarización que podría

introducir un nivel de voltaje adicional o desplazamiento en la señal medida (Pabst et al., 2017).

En general, existen dos métodos para capturar la medida de EDA: de forma endosomática y exosomática (Boucsein et al., 2012). La primera se refiere a las medidas que se realizan sin necesidad de aplicar corrientes externas. En este caso, el valor de conductancia se obtiene de las propiedades activas presentes en la piel, y los voltajes se generan por las diferencias de potencial entre las membranas celulares. Por otro lado, las medidas exosomáticas requieren la aplicación de una corriente externa al cuerpo. Para ello, se utilizan dos electrodos ubicados a una distancia específica entre ellos, sobre los cuales se aplica una tensión que puede ser en DC o AC. La amplitud de la corriente circulante entre los electrodos depende de la resistencia de la piel, describiendo así el nivel de conductividad que se relaciona directamente con la actividad de las glándulas sudoríparas.

4. Actividad electrodérmica y Neuropatía periférica

En términos generales, la NP afecta los nervios periféricos y altera la transmisión de señales nerviosas desde la piel y otros órganos. Esto se manifiesta comúnmente a través de la disfunción sudomotora, que se define como la reducción de la actividad de las glándulas sudoríparas. Esta disfunción se caracteriza por la aparición de síntomas clínicos como piel seca, falta de sudor y grietas en la piel, que pueden desencadenar complicaciones graves como úlceras, gangrena y la pérdida de extremidades (Vinik et al., 2003).

La EDA, como se ha señalado previamente, sirve como un indicador de la actividad del sistema nervioso autónomo. En el contexto de la NP, las disfunciones en la actividad de las glándulas sudoríparas se reflejan mediante cambios en la magnitud de la señal de EDA registrada. Por lo tanto, la medición de la EDA se convierte en una herramienta valiosa para obtener información sobre la sensibilidad de la piel y la regulación del sudor en individuos con NP. Además de proporcionar una evaluación objetiva de la función autónoma, el análisis de la EDA puede ser útil para monitorear la progresión de la enfermedad y evaluar la eficacia de intervenciones terapéuticas dirigidas a mejorar la función sudomotora en pacientes con NP.

A lo largo de la literatura científica se han encontrado estudios que respaldan la idea de que la EDA puede ser un método confiable para la monitorización de la neuropatía autonómica. Por ejemplo, en el estudio (Deanfield et al., 1980), se evaluó la amplitud de la respuesta de la señal de EDA en pacientes diabéticos, tanto aquellos con úlceras como aquellos sin ellas, durante actividades como el agarre, la tos y el reflejo involuntario. Los resultados revelaron una disminución en la amplitud de la respuesta de la señal de EDA a medida que aumentaba el grado de afectación neuropática. En otro estudio, cuyo propósito era evaluar la latencia de la señal de EDA en las cuatro extremidades de un grupo de pacientes, se encontró que el 74 % de los sujetos evaluados mostró una respuesta anormal en al menos una de sus extremidades (Wang et al., 2008). Además, en (Farina et al., 2009), se llevó a cabo una investigación para evaluar el comportamiento de la señal SCR en pacientes con diabetes tipo 1 y 2. En este caso, se empleó el estímulo Valsalva, que consiste en intentar expulsar aire con la

glotis abierta o cerrada, manteniendo la nariz y la boca cerradas. La elección de este estímulo se debe a que, al ser interno, no genera interferencias en la transmisión de impulsos eléctricos. Los resultados mostraron niveles más bajos de la señal SCR en comparación con un grupo de referencia compuesto por sujetos sanos.

En el ámbito de la investigación y el comercio, se han desarrollado diversos dispositivos electrónicos destinados a medir la señal de EDA. No obstante, la mayoría de estos dispositivos están diseñados principalmente para evaluar la respuesta de las glándulas sudoríparas en situaciones específicas, como el estrés. Estos dispositivos suelen enfocarse en aplicaciones psicológicas y fisiológicas, donde la EDA se utiliza como un indicador de la actividad del sistema nervioso autónomo, particularmente en contextos de estrés emocional y cognitivo. Sin embargo, un estudio destacado en (Bolaños et al., 2019) presenta los resultados de la evaluación de un equipo portátil y de bajo coste para el diagnóstico de la NP. Los resultados corroboraron la hipótesis de que la disminución en la señal de EDA se relaciona con un aumento del nivel de NP en el paciente. Este sistema mide el nivel promedio de conductancia de la piel (M-SCL), la respuesta promedio de la conductancia (M-SCR), y calcula la diferencia entre los valores promedio (M-SCL) de ambos pies. Los hallazgos mostraron una correlación significativa entre las señales de EDA obtenidas y la presencia de neuropatía.

A nivel clínico, es importante destacar el equipo SUDOSCAN, utilizado para evaluar la función de las glándulas sudoríparas mediante el registro de la señal de EDA. Este dispositivo ha demostrado ser especialmente útil para la detección temprana y el monitoreo de la NP, como se refleja en estudios (Khalfallah et al., 2010; Selvarajah et al., 2015). En cuanto a sus características, el SUDOSCAN emplea electrodos colocados en las manos y pies del paciente, a través de los cuales se hace circular una pequeña corriente eléctrica. Esto permite medir la conductancia de la piel, proporcionando información sobre la función sudomotora.

A pesar de los avances en esta área, sigue existiendo la necesidad de desarrollar sistemas de bajo coste con la capacidad de evaluar la EDA en contextos médicos y ambulatorios. El objetivo es diseñar dispositivos capaces de proporcionar mediciones precisas y fiables que puedan ser utilizados para el diagnóstico y evaluación de la NP. Estos dispositivos deben ser accesibles y fáciles de usar, permitiendo una monitorización continua y efectiva de los pacientes, mejorando así la detección temprana y el tratamiento de la NP.

5. Circuito electrónico para medida de EDA

En esta sección se presenta el diseño de un circuito electrónico para la medición de la señal de EDA. El objetivo de este dispositivo es desarrollar un sistema que pueda ser integrado en una plantilla de zapato o calcetín para su uso a nivel ambulatorio, con el objetivo de facilitar el seguimiento de pacientes en riesgo o diagnosticados con NP.

Por definición, la conductividad es la inversa de la resistencia. Basándose en esta relación, se mide la conductividad eléctrica de la piel. Para ello, se mide la resistencia entre dos puntos de la piel y se calcula su inversa, obteniendo así el valor equivalente de conductancia. Este proceso implica el uso

de electrodos colocados en la zona cutánea de interés. La resistencia de la piel, representada como R_{skin} , se integra en el circuito como un componente por el cual circula una corriente controlada, sobre la cual se registra una tensión específica.

En el diseño electrónico, se emplea un divisor de tensión aplicado sobre la resistencia de la piel R_{skin} , lo que permite calcular su valor. Mediante este divisor de tensión, se puede despejar el término R_{skin} , obteniendo una expresión que relaciona la resistencia de la piel con otras resistencias y tensiones conocidas en el circuito. Esta expresión facilita la determinación precisa de la resistencia de la piel en función de las variables eléctricas medidas. El circuito electrónico se compone de tres partes fundamentales. La primera etapa comprende la medición de la conductancia. La segunda etapa es una etapa de amplificación, en la cual se implementa un amplificador en configuración no inversora. La etapa final consiste en un filtro que ayuda a reducir el ruido presente en la medición. La Figura 4 muestra el circuito con estas tres etapas.

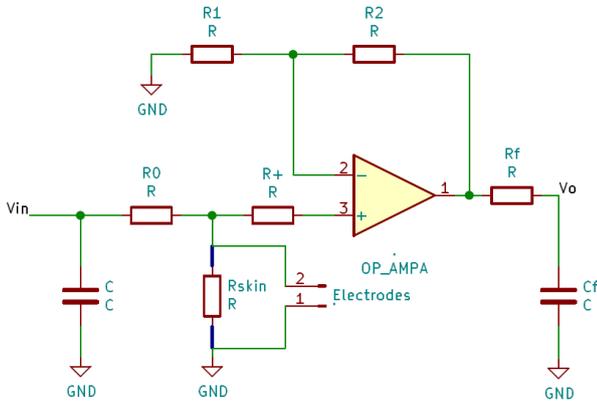


Figura 4: Circuito electrónico para medida de EDA.

V_{in} representa la señal de tensión, que puede ser de 3.3 V en DC o una señal AC derivada de un PWM con amplitud de 3.3 V y una frecuencia de 1 MHz. Esta señal circula por la piel, conectada en serie con un condensador C para reducir el rizado de la tensión V_{in} de alimentación, siendo así un primer filtro que reduce posibles fluctuaciones no deseadas que ingresan al circuito. En la etapa de amplificación comprende un amplificador en configuración no inversor que recibe en su entrada positiva V_+ el resultado del divisor de tensión formado por la resistencia R_0 y R_{skin} . El resultado del divisor de tensión relaciona la tensión V_{in} y R_0 conocidos con R_{skin} que variará en función de la resistencia de la piel. Por tanto, el resultado del divisor depende de R_{skin} .

$$V_+ = V_{in} * \frac{R_{skin}}{R_0 + R_{skin}} \quad (2)$$

En la configuración no inversora del amplificador operacional, la salida de la etapa de amplificación V_o se determina mediante las resistencias R_1 y R_2 , las cuales establecen la ganancia del amplificador. Esta ganancia se ajusta en función de la relación entre R_1 y R_2 , considerando la tensión de entrada V_+ .

$$V_o = V_+ * \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \quad (3)$$

El valor de la resistencia de la piel R_{skin} se determina a partir de la relación entre las ecuaciones (2) y (3). De esta manera, la expresión que define la conductancia (C_{skin}) se establece como la inversa de la resistencia R_{skin} .

$$C_{skin} = \frac{1}{R_{skin}} = \frac{[V_{in} * \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)] - V_o}{V_o * R_0} \quad (4)$$

La última etapa corresponde a un filtro paso-bajo de primer orden, cuya función es eliminar el ruido de la señal que se puede manifestar como una componente alterna de la red eléctrica.

Uno de los componentes fundamentales en el diseño del circuito es la resistencia R_0 , ya que determina el rango de resistencia de la piel que puede medirse. Es importante destacar que la resistencia de la piel varía significativamente según la ubicación específica en el cuerpo. En este contexto, se ha tomado como referencia un estudio previo (Van Dooren et al., 2012), que presenta mediciones de conductancia en 16 zonas distintas del cuerpo. Los resultados de este estudio revelan una amplia variación en las mediciones, que oscilan entre 1 μ S y 10 μ S.

Dado que la conductancia es inversamente proporcional a la resistencia, podemos establecer el rango de medición necesario para el circuito. Específicamente, se espera que la resistencia de la piel (R_{skin}) oscile entre 100 k Ω y 1 M Ω . Este rango abarca una variedad de condiciones de la piel en diferentes regiones del cuerpo, facilitando una medición precisa que puede adaptarse a diversos escenarios. Por lo tanto, para garantizar una medición precisa, la resistencia R_0 debe seleccionarse de manera que permita que la señal de salida del circuito sea lo suficientemente grande para ser detectada fácilmente, pero no tan grande como para provocar la saturación del amplificador. En este sentido, la resistencia R_0 actúa como un divisor de tensión junto con la resistencia R_{skin} , y su valor debe ser calculado cuidadosamente para garantizar que la señal de salida sea adecuada para su procesamiento posterior sin alcanzar la saturación del amplificador. A partir de lo anterior, se ha determinado un valor de 3 M Ω para la resistencia R_0 . Esta elección también se fundamenta en la necesidad de asegurar que la caída de tensión a través de R_{skin} sea mantenida por debajo de 1 voltio (V), evitando así la saturación del amplificador.

Siguiendo los requisitos de diseño establecidos, se ha determinado que R_+ debe tener un valor suficientemente alto para incrementar la impedancia en la entrada positiva del amplificador, permitiendo su funcionamiento como un amplificador ideal, en el cual las tensiones en ambas entradas son equivalentes. En este caso, se ha seleccionado un valor de 3 M Ω para R_+ .

En relación con la ganancia del amplificador, se ha fijado mayor a 3 para evitar la saturación del amplificador operacional. De este modo, se asegura que la salida se mantenga dentro del rango de 0 a 3.3 V, que corresponde a las tensiones de alimentación del amplificador operacional y, por consiguiente, delimita los valores de saturación del dispositivo.

En cuanto al amplificador operacional, se ha seleccionado el amplificador de precisión AD8552 de Analog Devices (AnalogDevices, 2022). Este dispositivo cuenta con dos canales de amplificación y una velocidad de sesgo de 400 mV/ μ s, lo que demuestra una alta capacidad de respuesta y seguimien-

to ante cambios rápidos en la señal. Esta característica es crucial, ya que permite capturar de manera precisa y eficiente las variaciones en la resistencia de la piel, que pueden ocurrir durante la medición.

Dado que la ganancia del amplificador es 3.49 y se configura en modo no inversor, se han seleccionado valores típicos para las resistencias R_1 y R_2 , que son de 10 k Ω y 24.9 k Ω , respectivamente. Estas resistencias están dimensionadas de manera que proporcionen la ganancia deseada según el diseño del circuito.

En cuanto al filtro paso bajo, se han seleccionado valores específicos para R_f y C_f , que son 100 k Ω y 100 nF respectivamente, resultando en una frecuencia de corte de 16 Hz. Este filtro es crucial tanto para medidas obtenidas con señales de tensión en DC como en AC, ya que las mediciones de EDA pueden verse afectadas por ruido de alta frecuencia, originado por interferencias electromagnéticas o fuentes de alimentación. La aplicación de este filtro reduce eficazmente este tipo de ruido, resultando en una señal más limpia que preserva la componente tónica de baja frecuencia. Además, el filtro contribuye significativamente a mitigar los efectos de la modulación en AC, evitando que las componentes indeseadas de la excitación alterna interfieran con la señal de interés.

En la Figura 5, se muestra la simulación de la relación entre el voltaje de salida y la resistencia de la piel, realizada utilizando el software LTspice (AnalogDevices, 2024). Las líneas punteadas azules denotan los límites de saturación del amplificador operacional, mientras que las punteadas negras delimitan el rango de resistencias de 100k Ω a 1 M Ω con sus respectivas salidas de tensión. El voltaje de salida varía de 371 mV a 100 k Ω hasta 2.88 V a 1 M Ω . Estos resultados demuestran que el circuito está diseñado para operar dentro del rango de resistencia especificado sin saturación del amplificador, asegurando la integridad de los datos medidos.

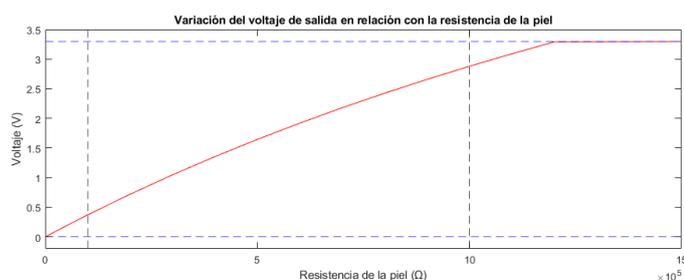


Figura 5: Variación del voltaje de salida con la resistencia de la piel.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por la Conselleria d'Innovació, Universitats, Ciència i Societat Digital a través del proyecto CIPROM/2022/16.

Referencias

- AnalogDevices, 2022. Ad8552. Available online:<https://www.analog.com/en/products/ad8552.html> (accessed on May 30, 2024).
- AnalogDevices, 2024. Ltspice information center. Available online:<https://www.analog.com/en/resources/design-tools-and-calculators/ltspice-simulator.html> (accessed on May 30, 2024).

- Baker, L. B., 2019. Physiology of sweat gland function: The roles of sweating and sweat composition in human health. *Temperature* 6 (3), 211–259.
- Bolaños, L. D., Vicente-Samper, J. M., Vinaroz, D. Z., Vivas, O. A., Salla, V. E., Sabater-Navarro, J. M., 2019. Low-cost eda device for screening diabetic neuropathy. In: 2019 IEEE 32nd International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS). IEEE, pp. 253–258.
- Boucsein, W., 08 2013. *Electrodermal activity: Second edition*. DOI: 10.1007/978-1-4614-1126-0
- Boucsein, W., Baltissen, R., Euler, M., 1984. Dependence of skin conductance reactions and skin resistance reactions upon previous level. *Psychophysiology* 21 (2), 212–218.
- Boucsein, W., Fowles, D. C., Grimnes, S., Ben-Shakhar, G., Roth, W. T., Dawson, M. E., Filion, D. L., 2012. Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology* 49 (8), 1017–1034.
- Boyko, E. J., Ahroni, J. H., Stensel, V., Forsberg, R. C., Davignon, D. R., Smith, D. G., 1999. A prospective study of risk factors for diabetic foot ulcer. the seattle diabetic foot study. *Diabetes care* 22 (7), 1036–1042.
- de Santos Sierra, A., Ávila, C. S., Casanova, J. G., Del Pozo, G. B., 2011. Real-time stress detection by means of physiological signals. Recent application in biometrics 58, 4857–65.
- Deanfield, J., Daggett, P., Harrison, M., 1980. The role of autonomic neuropathy in diabetic foot ulceration. *Journal of the Neurological Sciences* 47 (2), 203–210.
- Farina, P. R., Turiel, J. P., González, L., Sarmiento, E. G., Herreros, A., Higuero, S., 2009. Neural network application to the development of a novel diabetic neuropathy diagnosis tool using the valsalva index and the scr. In: 2009 9th International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine. IEEE, pp. 1–4.
- FEDOP, 2019. La diabetes, primera causa de amputación en España. Available online:<https://fedop.org/noticias/la-diabetes-primera-causa-de-amputacion-en-espana> (accessed on May 30, 2024).
- Hanewinkel, R., Ikram, M., Van Doorn, P., 2016. Peripheral neuropathies. *Handbook of clinical neurology* 138, 263–282.
- Khalfallah, K., Ayoub, H., Calvet, J. H., Neveu, X., Brunswick, P., Griveau, S., Lair, V., Cassir, M., Bedioui, F., 2010. Noninvasive galvanic skin sensor for early diagnosis of sudomotor dysfunction: application to diabetes. *IEEE Sensors Journal* 12 (3), 456–463.
- Najström, M., Jansson, B., 2007. Skin conductance responses as predictor of emotional responses to stressful life events. *Behaviour research and therapy* 45 (10), 2456–2463.
- NIDDK, 2018. Peripheral neuropathy. Available online:<https://www.niddk.nih.gov/health-information/informacion-de-la-salud/diabetes/informacion-general/prevenir-problemas/neuropatias-diabeticas/periferica> (accessed on May 30, 2024).
- Pabst, O., Tronstad, C., Grimnes, S., Fowles, D., Martinsen, Ø. G., 2017. Comparison between the ac and dc measurement of electrodermal activity. *Psychophysiology* 54 (3), 374–385.
- Ponirakis, G., Petropoulos, I., Fadavi, H. a., Alam, U., Asghar, O., Marshall, A., Tavakoli, M., Malik, R., 2014. The diagnostic accuracy of neuropad® for assessing large and small fibre diabetic neuropathy. *Diabetic medicine* 31 (12), 1673–1680.
- Posada-Quintero, H. F., Chon, K. H., 2020. Innovations in electrodermal activity data collection and signal processing: A systematic review. *Sensors* 20 (2), 479.
- Rico-Olarte, C., López, D. M., Keplinger, S., 2018. Towards a conceptual framework for the objective evaluation of user experience. In: Design, User Experience, and Usability: Theory and Practice: 7th International Conference, DUXU 2018, Held as Part of HCI International 2018, Las Vegas, NV, USA, July 15–20, 2018, Proceedings, Part I 7. Springer, pp. 546–559.
- Selvarajah, D., Cash, T., Davies, J., Sankar, A., Rao, G., Grieg, M., Pallai, S., Gandhi, R., Wilkinson, I. D., Tesfaye, S., 2015. Sudoscan: a simple, rapid, and objective method with potential for screening for diabetic peripheral neuropathy. *PLoS one* 10 (10), e0138224.
- SHC, 2019. Thermoregulatory sweat test. Available online:<https://stanfordhealthcare.org/medical-tests/t/tst.html> (accessed on May 30, 2024).
- Van Dooren, M., Janssen, J. H., et al., 2012. Emotional sweating across the body: Comparing 16 different skin conductance measurement locations. *Physiology & behavior* 106 (2), 298–304.
- Vinik, A. I., Maser, R. E., Mitchell, B. D., Freeman, R., 2003. Diabetic autonomic neuropathy. *Diabetes care* 26 (5), 1553–1579.
- Wang, H.-X., Jia, Z.-R., Shi, X., Liang, W., Sun, X.-R., Huang, Y.-N., 2008. Significance of sympathetic skin response in diagnosis diabetic small fiber neuropathy. *Zhonghua yi xue za zhi* 88 (25), 1753–1755.