

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE
Programa de Doctorado en Bioingeniería



DISPOSITIVOS ELECTRÓNICOS PARA EL DIAGNÓSTICO
Y EVALUACIÓN DE PACIENTES CON PATOLOGÍAS DEL
SISTEMA CARDIOVASCULAR PERIFÉRICO

JUAN DAVID ROMERO ANTE

Director: JOSÉ MARÍA SABATER NAVARRO

Codirector: JOSÉ MARÍA VICENTE SAMPER

Elche, Julio 2025

La presente Tesis Doctoral está sustentada por un compendio de trabajos previamente publicados en revistas de impacto, indexadas según JCR Science Edition, cuyas referencias bibliográficas completas se indican a continuación:

Romero-Ante, J.; Chicharro-Luna, E.; Manrique-Córdoba, J.; Vicente-Samper, J.; Gracia-Sánchez, A. y Sabater-Navarro, J. (2024), "Validation of a New Ankle Brachial Index Measurement System Using Pulse Wave Velocity", *Biosensors* **14**(5), DOI: [10.3390/bios14050251](https://doi.org/10.3390/bios14050251)

- Título de la revista: Biosensors (ISSN: 2079-6374)
- Factor de impacto JCR-SCI (2024): 5,6
- Categoría: Instruments & Instrumentation, Cuartil Q1 (9/79).

Romero-Ante, J. D.; Montenegro-Bravo, J. S.; Vicente-Samper, J. M.; Esteve-Sala, V. M.; Casa-Lillo, M. Á. d. l. y Sabater-Navarro, J. M. (2025), "Feasibility Study of Using Alternating Current Excitation to Obtain Electrodermal Activity with a Wearable System", *Sensors* **25**(12), DOI: [10.3390/s25123603](https://doi.org/10.3390/s25123603)

- Título de la revista: Sensors (ISSN: 1424-8220)
- Factor de impacto JCR-SCI (2024): 3,5
- Categoría: Instruments & Instrumentation, Cuartil Q2 (24/79).



AUTORIZACIÓN DE PRESENTACIÓN DE TESIS DOCTORAL POR COMPENDIO DE PUBLICACIONES

Director: José María Sabater Navarro
Codirector: José María Vicente Samper

Título de la tesis: **Dispositivos electrónicos para el diagnóstico y evaluación de pacientes con patologías del sistema cardiovascular periférico**

Autor: Juan David Romero Ante

Instituto de Bioingeniería
Universidad Miguel Hernández de Elche

Los directores de la tesis reseñada certifican que ha sido realizada bajo su dirección por Juan David Romero Ante en el Instituto de Bioingeniería de la Universidad Miguel Hernández de Elche, y autorizamos su presentación.

Elche, Julio 2025

José María Sabater Navarro

José María Vicente Samper



PROGRAMA DE DOCTORADO EN BIOINGENIERÍA

Dra. Piedad Nieves De Aza Moya, Coordinadora del Programa de Doctorado en Bioingeniería en la Universidad Miguel Hernández de Elche,

CERTIFICA

Que el trabajo realizado por D. Juan David Romero Ante, titulado **Dispositivos electrónicos para el diagnóstico y evaluación de pacientes con patologías del sistema cardiovascular periférico**, ha sido dirigido por el Dr. José María Sabater Navarro y codirigido por el Dr. José María Vicente Samper, y se encuentra en condiciones de ser leído y defendido como Tesis Doctoral ante el correspondiente tribunal en la Universidad Miguel Hernández de Elche.

Lo que firmo para los efectos oportunos en

Elche, Julio 2025

Piedad Nieves De Aza Moya

ABSTRACT

The Peripheral Cardiovascular System (PCS) consists of arteries, veins, and capillaries that transport blood to tissues further from the body. It can be affected by conditions that compromise arterial and venous circulation, as well as the nerves that regulate their function. Among these conditions, Peripheral Arterial Disease (PAD) and Peripheral Neuropathy (PN) often lead to complications such as wounds and ulcers that, in severe cases, can result in amputations.

This doctoral thesis focuses on the design, development, and validation of electronic systems aimed at supporting the diagnosis and monitoring of patients with PAD and PN. Firstly, an Ankle-Brachial Index (ABI) measurement system based on electrocardiogram (ECG) and photoplethysmography (PPG) signals was proposed to improve the PAD detection procedure. In addition, an Electrodermal Activity (EDA) measurement system was developed to monitor sudomotor function in patients with PN. The use of full-wave alternating current (AC) excitation signals for EDA measurement was also explored, showing superior results in terms of stability and signal quality. Finally, a sensorised insole was designed and validated with electrodes positioned in areas of highest plantar pressure, enabling EDA measurement during walking and expanding the system's potential for outpatient PN monitoring.

The main results of this thesis have been published in two articles in journals indexed in the *Journal Citation Reports* (JCR). The publication *Validation of a New Ankle Brachial Index Measurement System Using Pulse Wave Velocity* describes the development of the proposed ABI measurement system, and the results of the initial clinical validation study compared to the traditional method. The findings showed a high degree of agreement between the two methods, supporting the reliability of the proposed approach. On the other hand, the article *Feasibility Study of Using Alternating Current Excitation to Obtain Electrodermal Activity with a Wearable System* presents the design of a wearable system for measuring EDA using alternating current (AC) excitation. This work highlights the advantages of AC excitation over the traditional method, showing more stable signals over time and enabling better tracking of the tonic component of the signal, which reflects the basal activity of sweat glands. This advance represents an additional contribution with applications in various biomedical contexts.

RESUMEN

El Sistema Cardiovascular Periférico (SCP) está compuesto por arterias, venas y capilares encargados de transportar sangre hacia los tejidos más alejados del cuerpo y puede verse afectado por patologías que comprometen la circulación arterial y venosa, así como los nervios que regulan su funcionamiento. Entre estas enfermedades, la Enfermedad Arterial Periférica (EAP) y la Neuropatía Periférica (NP) suelen provocar complicaciones asociadas a la formación de heridas y úlceras que, en casos graves, pueden derivar en amputaciones. Estas situaciones representan un desafío clínico relevante debido al impacto que tienen en la funcionalidad y en la calidad de vida de los pacientes.

La presente Tesis Doctoral se centra en el diseño, desarrollo y validación de sistemas electrónicos destinados a apoyar el diagnóstico y seguimiento de pacientes con EAP y NP. En primer lugar, se propuso un sistema para la medición del Índice Tobillo-Brazo (ITB) basado en señales de electrocardiograma (ECG) y fotopleletismografía (PPG), con el objetivo de mejorar el procedimiento de detección de la EAP. Asimismo, se desarrolló un sistema de medición de la Actividad Electrodermica (EDA) orientado a la monitorización de la función sudomotora en pacientes con NP. Además, se exploró el uso de señales de excitación en corriente alterna (AC) de onda completa para la medición de EDA, lo que mostró resultados superiores en términos de estabilidad y calidad de la señal registrada. Por último, se diseñó y validó una plantilla sensorizada para el pie con electrodos ubicados en las zonas de mayor presión plantar, lo que permite medir la EDA en condiciones de marcha y amplía el potencial del sistema para el seguimiento ambulatorio de pacientes con NP.

Los principales resultados de esta tesis han sido publicados en dos artículos en revistas indexadas en el *Journal Citation Reports* (JCR). En la publicación *Validation of a New Ankle Brachial Index Measurement System Using Pulse Wave Velocity* se describe el desarrollo del sistema propuesto para medir el ITB, junto con los resultados de un primer estudio de validación clínica comparado con el método tradicional. Los hallazgos evidenciaron un alto grado de concordancia entre ambos métodos, respaldando la fiabilidad de la propuesta. Por otro lado, el artículo *Feasibility Study of Using Alternating Current Excitation to Obtain Electrodermal Activity with a Wearable System* presenta el diseño de un sistema portable para la medición de EDA con excitación en corriente

alterna (AC). En este trabajo se destacan las ventajas de la excitación en AC frente al método tradicional, mostrando señales más estables en el tiempo y facilitando un mejor seguimiento del componente tónico de la señal, que refleja la actividad basal de las glándulas sudoríparas. Este avance representa un aporte adicional con aplicaciones en diversos contextos biomédicos.

*A ti, madre, que me diste todo,
A ti, madre, que lo entregaste todo por mí...
A ti, madre, desde allí donde siempre me acompañas.
A mi familia, por su amor incondicional y por ser ese pilar firme que siempre me sostiene.*

AGRADECIMIENTOS

Antes que nada, gracias a Dios por el don de la vida y la bendición de despertar cada día con la oportunidad de perseguir mis sueños. Gracias por tomarme de la mano y guiarme en cada paso, por recordarme que incluso en los momentos más difíciles nunca he estado solo, porque todo lo puedo en Él que me fortalece.

A mi director de tesis, gracias por aparecer en mi camino, por su confianza y por creer en mí, incluso más de lo que yo mismo lo hacía. A mi codirector, por su paciencia y por esas largas mañanas de pelea con la electrónica. Y por supuesto, a los demás jefes y compañeros del laboratorio, gracias por las experiencias compartidas, las risas en el café y los congresos que nos llenaron de anécdotas.

A mi familia, gracias por el privilegio de pertenecer a ella. Aunque la distancia nos separe, son mi refugio y mi mayor tesoro. Gracias por no dejarme nunca solo, por ser mi motor y el impulso diario para levantarme y luchar por mis sueños, sueños que siempre van con ustedes.

Y a mi segunda familia, esa que uno escoge. A mis amigos en Popayán, gracias por llevarme presente y abrirme siempre un espacio cada vez que regreso. A Valerie, Diana, Jair, Pedro, Luis Ángel y Santiago, gracias por estar siempre. Decir “gracias” se queda corto, esto también es por y para ustedes.

Este trabajo ha sido financiado dentro del programa Prometeo para grupos de investigación de excelencia a través de la subvención para contratación de personal con código CIPROM/2022/16, concedida por la Conselleria d'Educació, Investigació, Cultura i Esport de la Generalitat Valenciana.



ÍNDICE GENERAL

1	INTRODUCCIÓN	1
1.1	Sistema Cardiovascular Periférico	1
1.2	Enfermedad Arterial Periférica	2
1.3	Neuropatía Periférica	4
1.4	Motivación del trabajo	7
1.5	Objetivos del trabajo	8
1.5.1	Objetivo general	8
1.5.2	Objetivos específicos	9
1.6	Hipótesis y aportaciones del trabajo	9
1.7	Estructura de la tesis	11
1.8	Publicaciones	12
2	ESTADO DEL ARTE	13
2.1	Desafíos clínicos	13
2.2	Diagnóstico y monitorización de la enfermedad arterial periférica	16
2.2.1	Herramientas diagnósticas para la enfermedad arterial periférica	16
2.2.2	Tecnologías para la monitorización de la enfermedad arterial periférica	17
2.3	Diagnóstico y monitorización de la neuropatía periférica	18
2.3.1	Herramientas diagnósticas para la neuropatía periférica	18
2.3.2	Tecnologías para la monitorización de la neuropatía periférica	20
3	SISTEMA PARA LA AYUDA AL DIAGNÓSTICO DE LA ENFERMEDAD ARTERIAL PERIFÉRICA	23
3.1	Introducción	23
3.2	Materiales y métodos	27
3.2.1	Señales fisiológicas y parámetros biomédicos	27
3.2.2	Dispositivos para la medición de parámetros fisiológicos	30
3.2.3	Procesamiento de las señales	35
3.2.4	Variabilidad de la frecuencia cardiaca y tiempo de tránsito de pulso	40
3.2.5	Velocidad de la onda de pulso	42
3.2.6	Cálculo del Índice Tobillo-Brazo	45
3.3	Resultados	46

3.3.1	Validación del sistema	46
3.3.2	Resultados de validación del sistema	50
3.4	Discusión	53
3.5	Conclusiones	56
3.6	Programas de financiación para la valorización e impulso del proyecto .	57
4	SISTEMA DE MEDIDA DE LA ACTIVIDAD ELECTRODÉRMICA PARA AYUDA A LA MONITORIZACIÓN DE NEUROPATÍA PERIFÉRICA	59
4.1	Introducción	60
4.2	Materiales y métodos	62
4.2.1	Propiedades eléctricas de la piel	62
4.2.2	Circuito de medida de actividad electrodérmica	63
4.2.3	Dispositivo de medida de actividad electrodérmica	69
4.2.4	Procesamiento de la señal de actividad electrodérmica	71
4.3	Experimentación	74
4.3.1	Validación del sistema	74
4.3.2	Resultados de validación	77
4.3.3	Correlación entre conductancia y humedad	83
4.4	Discusión	88
4.5	Conclusiones	92
5	USO DE CORRIENTE ALTERNA EN LA MEDIDA DE ACTIVIDAD ELECTRODÉRMICA	94
5.1	Introducción	95
5.2	Materiales y métodos	97
5.2.1	Señal de excitación AC para el análisis de actividad electrodérmica	97
5.2.2	Simulación de la respuesta eléctrica de la piel a señales de excitación de AC	98
5.2.3	Dispositivo portable para medida de actividad electrodérmica con excitación en AC	103
5.2.4	Procedimiento experimental	111
5.3	Resultados	113
5.3.1	Etapa experimental 1	113
5.3.2	Etapa experimental 2	116
5.4	Discusión	120
5.5	Conclusiones	123
6	SISTEMA PARA AYUDA A LA MONITORIZACIÓN AMBULATORIA DE LA NEUROPATÍA PERIFÉRICA	125

6.1	Introducción	125
6.2	Materiales y métodos	127
6.2.1	Análisis de la presión plantar	127
6.2.2	Análisis experimental de la presión plantar	131
6.2.3	Plantilla personalizada para medida de actividad electrodérmica	136
6.2.4	Procesamiento de la señal de actividad electrodérmica obtenida en la planta del pie	146
6.2.5	Experimentación	147
6.3	Resultados	149
6.4	Discusión	152
6.5	Conclusiones	153
7	CONCLUSIONES	155
7.1	Conclusión	155
7.2	Contribuciones de la tesis	156
7.3	Trabajos futuros	158
	BIBLIOGRAFÍA	159
A	ANEXOS	177

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 3.1	Puntos anatómicos utilizados para la medición de la PAS en las extremidades superiores e inferiores. Arteria braquial, brazo. Arteria pedial, empeine. Arteria tibial posterior, tobillo.	24
Figura 3.2	Representación del sistema de conducción eléctrica del corazón y trazado típico del ECG.	28
Figura 3.3	Ciclo completo de la señal de PPG. Se identifican la amplitud sistólica (x) y diastólica (y), el punto dícroto y el ancho de pulso.	29
Figura 3.4	Relación entre las señales de ECG y PPG utilizada para estimar el PTT.	30
Figura 3.5	Esquemático típico de aplicación del módulo MAX86150 recomendada por el fabricante. En la parte superior derecha se muestra una imagen real del sensor.	32
Figura 3.6	a) Modelo 3D de las PCBs diseñadas con la distribución de sus componentes. b) Dispositivos de medida, electrodos y cables para ECG.	33
Figura 3.7	a) Posición del dedo índice y conexión de los electrodos. b) Posición del dedo hallux.	34
Figura 3.8	Puntos de medida de las señales de ECG y PPG. A la derecha se muestran ejemplos de las señales adquiridas en cada punto. . .	35
Figura 3.9	a) Señal de ECG sin filtrar en rojo y señal filtrada en azul. b) Señal de PPG sin filtrar en rojo y señal filtrada en azul	36
Figura 3.10	a) Señal de ECG con variaciones y ruido, junto con el resultado del procesamiento mediante wavelet. b) Señal de ECG con el complejo QRS en negativo y resultado del procesamiento con wavelet.	38
Figura 3.11	a) Señal original de PPG, en rojo, y su resultado tras la implementación DWT, en azul. b) Señal de PPG sin filtrar en rojo y señal filtrada en azul.	39

Figura 3.12	a) Señales de ECG y PPG medida en la mano. Identificación de los picos R y S. b) Señales de ECG y PPG medida en el pie. Identificación de los picos R y S.	41
Figura 3.13	Representación esquemática del recorrido del flujo sanguíneo hacia las extremidades superiores e inferiores. Las arterias del lado derecho del cuerpo se muestran en rojo y el lado izquierdo en azul.	43
Figura 3.14	Interfaz gráfica de la aplicación desarrollada para el cálculo del ITB. La ventana muestra la sección “Mano” para visualizar las señales ECG y PPG registradas en la mano, y la sección “Pie” para las señales correspondientes al pie. Incluye un menú para seleccionar el tipo de prueba a realizar, un indicador del ritmo cardíaco (PPM) y opciones para cargar datos. En la parte inferior se presentan los resultados de los cálculos de ITB para distintos intervalos de tiempo.	47
Figura 3.15	a) Ubicación de la arteria braquial en el brazo. b) Ubicación de la arteria tibial posterior, detrás del tobillo, y arteria pedial, en el empeine.	48
Figura 3.16	Sujeto en posición de decúbito supino y configuración del sistema de adquisición de las señales, junto con un ordenador que contiene la interfaz de visualización de datos.	49
Figura 3.17	Comparación de los valores del ITB obtenidos mediante el método tradicional y el sistema desarrollado. En la parte superior se representan las diferencias correspondientes al ITB derecho, y en la parte inferior, las del ITB izquierdo. Las líneas horizontales delimitan el rango de evaluación de $\pm 0,1$	51
Figura 3.18	Diagrama de Bland-Altman de los resultados de ITB obtenidos mediante el método tradicional y el sistema desarrollado. Las líneas rojas representan la media de las diferencias entre ambos métodos, mientras que las líneas negras indican los límites de concordancia.	53
Figura 4.1	Esquema completo del circuito para la medida de EDA. En rojo la etapa de captación de la señal, en azul la etapa amplificación y en verde la etapa de filtrado de la señal.	64

Figura 4.2	<p>Resultado de la simulación del circuito de medición de EDA. Se aprecia la variación del voltaje de salida en función de la resistencia de la piel. Las líneas horizontales punteadas en azul indican los límites de saturación del amplificador operacional. Las líneas verticales punteadas en negro delimitan el rango de medición.</p>	68
Figura 4.3	<p>a) Vista 3D del sistema de medida de EDA. Se identifican el interruptor de encendido (1), conector de la batería (2), conexión de los electrodos (3) y tarjeta de desarrollo XIAO (4). b) Montaje final del dispositivo con la carcasa</p>	71
Figura 4.4	<p>Comparación entre la señal de EDA sin filtrar, en azul, y la señal de EDA filtrada, en rojo.</p>	72
Figura 4.5	<p>Descomposición de la señal de EDA en sus dos componentes principales.</p>	73
Figura 4.6	<p>a) Posición de la persona durante la adquisición de datos. b) Vista frontal con ubicación de los electrodos en la región metatarsal del pie y los dispositivos de medida, el equipo MRU, resaltado en verde, y el sistema Shimmer3 GSR+, indicado en rojo.</p>	77
Figura 4.7	<p>Comparación entre las señales de EDA registradas por el equipo MRU, en azul y el dispositivo Shimmer3 GSR+, en rojo. En la parte superior se muestran las señales originales y en la parte inferior se presentan tras aplicar el proceso de normalización.</p>	78
Figura 4.8	<p>Diagrama de Bland-Altman construido a partir de los valores medios de las señales normalizadas de EDA, obtenidas con el dispositivo MRU y el Shimmer GSR3+. La línea roja discontinua indica la media de las diferencias entre ambos registros, mientras que las líneas negras indican los límites de concordancia.</p>	80
Figura 4.9	<p>Ejemplo de separación de la componente tónica (SCL) a partir de la señal EDA original. En la parte superior se muestra el resultado correspondiente al dispositivo MRU y en la parte inferior al Shimmer GSR3+. En ambas gráficas, la señal original se representa en azul y la componente SCL en rojo.</p>	81
Figura 4.10	<p>Diagramas de cajas y bigotes de los valores de la componente tónica obtenidos en los 10 sujetos del estudio. a) Promedio del SCL registrado por los dispositivos. b) Desviación estándar del SCL registrada por ambos dispositivos.</p>	83

Figura 4.11	Montaje experimental utilizado para la medición simultánea de masa y conductancia eléctrica. En color verde se resalta la pipeta calibrada. En azul, el dispositivo electrónico de registro de la conductancia. En rojo, el bloque de papel absorbente dispuesto sobre la balanza, con los electrodos conectados para la adquisición de la señal eléctrica.	86
Figura 4.12	Relación entre la conductancia eléctrica y el porcentaje de humedad en el bloque de papel absorbente. Los puntos azules representan los datos experimentales, mientras que la línea roja corresponde al ajuste polinomial de segundo grado aplicado a los datos.	88
Figura 5.1	Representación 2D de la piel utilizado para la simulación en COMSOL. En la parte superior se ilustran los electrodos con polarización positiva (+) y el de referencia (REF). Las capas de la piel se representan por colores, la capa córnea, en rojo; la epidermis, en amarillo; la dermis, en azul y el tejido subcutáneo, en verde.	101
Figura 5.2	a) Distribución de la densidad de corriente en la piel para una señal de excitación AC de 1 Hz. b) Distribución de la densidad de corriente en la piel para una señal de excitación AC de 100 Hz.	102
Figura 5.3	Circuito para medida de EDA mediante excitación en AC. En rojo se muestra la etapa de generación y acondicionamiento de la señal de excitación, en verde la medición de la resistencia de la piel y en naranja la adecuación de la señal para su posterior digitalización.	104
Figura 5.4	Resultado de la simulación del circuito de medición de EDA. Se aprecia la variación del voltaje de salida V_0 en función de la impedancia de la piel. Las líneas verticales punteadas en azul delimitan el rango de medición.	105
Figura 5.5	a) PCB del sistema de medida de EDA desarrollado con una tarjeta Teensy 3.2. En rojo se resalta el conector Jack utilizado para la conexión de los electrodos. b) Prototipo final, con una carcasa protectora, una conexión USB para alimentación y transferencia de datos, y los cables de los electrodos conectados mediante el conector Jack.	107

Figura 5.6	Aplicación del filtro de media móvil a una señal de EDA obtenida con el sistema desarrollado bajo excitación en AC. La señal original, en azul, se compara con la señal filtrada, en rojo.109	
Figura 5.7	Disposición experimental durante la adquisición de las señales de EDA. Se indica en color azul el dispositivo con excitación en AC, mientras que el sistema con excitación en DC se señala en color rojo.	112
Figura 5.8	Resultado de la adquisición experimental correspondiente a la etapa 1. Medida de conductancia con señal de excitación en DC en color azul, y con señal de excitación en AC en rojo, la componente de susceptancia asociada a la señal AC se representa en color verde.	114
Figura 5.9	Señales de EDA obtenidas mediante excitación en DC y AC, en color azul, junto con sus respectivos componentes tónicos SCL, en rojo.	115
Figura 5.10	Diagrama de cajas y bigotes de los valores medios individuales de SCL obtenidos con excitación en DC y AC durante la etapa experimental 1. En rojo se indica la tendencia central obtenida con cada método de excitación.	116
Figura 5.11	Evolución temporal de la conductancia de la piel obtenida mediante excitación en DC, en color azul, y AC de onda completa a 20 Hz, en rojo.	117
Figura 5.12	En la parte superior la señal de EDA registrada mediante excitación en DC, y en la parte inferior, la obtenida con excitación en AC. En ambas gráficas se incluye la correspondiente componente tónica, representada en color rojo.	117
Figura 5.13	a) Distribución de los valores promedio de SCL para cada tipo de excitación. b) Variación estándar de los valores promedio de SCL obtenidos con cada tipo de excitación.	118
Figura 5.14	a) Variación de la conductancia medida en la piel bajo excitación con AC a distintas frecuencias. b) Variación de la susceptancia medida en la piel bajo excitación con AC a distintas frecuencias.	119
Figura 6.1	a) Modelo de las plantillas del sistema F-Scan64. b) Ejemplo de integración de la plantilla en un zapato deportivo, destacando la sujeción del dispositivo de control y comunicación a los cordones.128	

Figura 6.2	Vista general de la interfaz del software del sistema F-Scan64. En la parte superior la barra de herramientas para procesar datos del estudio presentados en mapas de calor.	129
Figura 6.3	Mapa de calor del promedio de los picos de presión plantar durante la fase de apoyo, con división en cuatro zonas anatómicas. Se resaltan en rojo las áreas que superan el umbral crítico de 420kPa.	130
Figura 6.4	Integración del calzado ortopédico Orliman CP01 con la plantilla del sistema F-Scan64 utilizada para el registro experimental de la presión plantar.	131
Figura 6.5	Actividades definidas para el análisis estático y dinámico. De izquierda a derecha, posición estática, caminata en superficie plana, subida y bajada de una pendiente, y subida y bajada de escaleras.	132
Figura 6.6	Mapa de distribución de la presión plantar obtenida en condiciones estáticas para el pie izquierdo y derecho.	133
Figura 6.7	Distribución de la presión plantar durante las distintas actividades dinámicas evaluadas. De izquierda a derecha se ilustran la caminata en superficie plana, la subida de pendiente, la bajada de pendiente y la subida y bajada de escaleras. Las áreas en color rojo indican valores de presión superiores a 400kPa.	135
Figura 6.8	Distribución de los electrodos en la plantilla para la medición de EDA. Se muestran las ubicaciones definidas para cubrir las zonas críticas identificadas en el análisis dinámico de presión plantar, incluyendo las regiones de las falanges, metatarsal y talón.	137
Figura 6.9	Proceso de fabricación de los electrodos secos utilizando el equipo de impresión Voltera V-One. Se observa a la izquierda el software de control que gestiona la deposición y el curado de la tinta conductora; a la derecha se muestra el área de impresión donde se fabrican simultáneamente cuatro electrodos.	141
Figura 6.10	Comparación entre las señales de EDA registradas con los electrodos tradicionales, en azul y los electrodos de tinta, en rojo. En la parte superior se muestran las señales originales y en la parte inferior se presentan tras aplicar el proceso de normalización.	143

Figura 6.11	a) Distribución conceptual propuesta para la ubicación de los electrodos sobre la plantilla. b) Molde de plantilla adaptado a las dimensiones reales mediante un molde en PLA para talla 43, con los electrodos fijados y cableados en cada posición.	144
Figura 6.12	Resultado final de la plantilla de silicona con los electrodos integrados y el recubrimiento de tela.	145
Figura 6.13	Ejemplo del resultado del proceso de extracción de la envolvente superior de la señal de EDA. En la parte superior se compara la señal original, en azul, con su envolvente, en rojo. En la parte inferior se muestra la señal filtrada, en rojo, junto a la envolvente, en azul.	147
Figura 6.14	a) Vista frontal de las piernas del sujeto utilizando las plantillas de medida de EDA integradas en los zapatos de uso quirúrgico. b) Vista lateral de las piernas del sujeto de estudio utilizando las plantillas de medida de EDA integradas en los zapatos de uso quirúrgico.	148
Figura 6.15	Resultado del registro de la señal de EDA del pie derecho durante una caminata de 5 minutos utilizando la plantilla. Los gráficos muestran la envolvente superior de la señal de EDA en azul y su media suavizada en rojo para las zonas del hallux, metatarsal 1, metatarsal 2 y talón.	150
Figura 6.16	Resultado del registro de la señal de EDA del pie izquierdo durante una caminata de 5 minutos utilizando la plantilla. Los gráficos muestran la envolvente superior de la señal de EDA en azul y su media suavizada en rojo para las zonas del hallux, metatarsal 1, metatarsal 2 y talón.	150

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1	Rangos del ITB e interpretación clínica	25
Tabla 3.2	Información de los participantes y resultados del ITB obtenidos por exploración vascular y con el sistema propuesto.	50
Tabla 4.1	Valores y referencias de los componentes electrónicos utilizados para el circuito de medición de EDA.	68
Tabla 4.2	Resultados experimentales del peso, porcentaje de humedad y conductancia eléctrica del material en función del volumen de agua añadido.	87
Tabla 5.1	Valores de conductividad eléctrica (σ) en las capas de la piel a frecuencias de 1 Hz, 100 Hz y 10 kHz (Enomoto et al., 2021). . .	100
Tabla 5.2	Valores de permitividad relativa (ϵ_r) en las capas de la piel a frecuencias de 1 Hz, 100 Hz y 10 kHz (Enomoto et al., 2021). . .	100
Tabla 6.1	Promedio de la presión plantar en cada zona del pie derecho e izquierdo en condiciones estáticas.	134
Tabla 6.2	Valores promedio de la presión plantar registrados en cada zona anatómica del pie izquierdo y derecho durante las actividades dinámicas.	135
Tabla 6.3	Valores medios de la señal de EDA obtenida en las zonas del pie derecho.	151
Tabla 6.4	Valores medios de la señal de EDA obtenida en las zonas del pie izquierdo.	151

ACRÓNIMOS

SCV	Sistema Cardiovascular
SCP	Sistema Cardiovascular Periférico
EAP	Enfermedad Arterial Periférica
NP	Neuropatía Periférica
DM	Diabetes Mellitus
TVP	Trombosis Venosa Profunda
IVC	Insuficiencia Venosa Crónica
ITB	Índice Tobillo-Brazo
RM	Resonancia Magnética
TC	Tomografía Computarizada
SNP	Sistema Nervioso Periférico
ND	Neuropatía Diabética
NAD	Neuropatía Autonómica Diabética
SNA	Sistema Nervioso Autónomo
NCS	Estudios de Conducción Nerviosa
EMG	Electromiografía
DM ₁	Diabetes Mellitus Tipo 1
EDA	Actividad Electro dérmica
DC	Corriente continua
AC	Corriente alterna
IDB	Índice Dedo-Brazo
CTA	Angiotomografía Computarizada
RM	Resonancia Magnética
MRN	Neurografía por Resonancia Magnética
fMRI	Resonancia Magnética funcional
ECG	Electrocardiograma
HRV	Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca
PAS	Presión Arterial Sistólica
PA	Presión Arterial
PPG	Fotopletoislografía

PWV	Velocidad de la Onda de Pulso
PTT	Tiempo de Tránsito de Pulso
baPWV	Velocidad de la Onda Tobillo-Brazo
I ² C	Inter-Integrated Circuit
UART	Universal Asynchronous Receiver-Transmitter
PCB	Placa de Circuito Impreso
DWT	Transformada Discreta de Wavelet
FFT	Transformada Rápida de Fourier
GUI	Interfaz Gráfica de Usuario
MAE	Error Absoluto Medio
SCL	Nivel de Conductancia de la Piel
SCR	Respuesta de la Conductancia de la Piel
BLE	Bluetooth Low Energy
RMSE	Raíz del Error Cuadrático Medio
PWM	Modulación por ancho de pulso

INTRODUCCIÓN

1.1 SISTEMA CARDIOVASCULAR PERIFÉRICO

El sistema cardiovascular (SCV) es una red compleja formada por el corazón y los vasos sanguíneos, cuya función principal es mantener la circulación sanguínea para asegurar el transporte de oxígeno, nutrientes, hormonas y productos de desecho entre los órganos y tejidos del cuerpo (Chaudhry et al., 2023). Además de esta función vital, el SCV también participa en la regulación de la temperatura corporal, en la respuesta del sistema inmunológico y en la adaptación del organismo frente a situaciones de estrés térmico, como la hipertermia o el golpe de calor (Marchand y Gin, 2022).

Desde el punto de vista anatómico, el SCV se divide en dos componentes, la circulación central, que incluye el corazón y los grandes vasos como la aorta, las arterias pulmonares y las venas cavas; y la circulación periférica. Esta última, conocida como sistema cardiovascular periférico (SCP), está formada por arterias, venas y capilares que transportan sangre hacia los tejidos más alejados del cuerpo y facilitan el retorno venoso hacia el corazón. El SCP está regulado por el sistema nervioso autónomo, que modula funciones clave como la redistribución del flujo sanguíneo según las necesidades térmicas o metabólicas del organismo (Chaudhry et al., 2023; Marchand y Gin, 2022).

El SCP puede verse afectado por distintas patologías que comprometen tanto la circulación arterial y venosa como el funcionamiento de los nervios que lo regulan. Entre las más comunes se encuentran la enfermedad arterial periférica (EAP), causada por la obstrucción aterosclerótica de las arterias distales (Halperin, 2002), y la neuropatía periférica (NP), que altera la conducción nerviosa, especialmente en personas con diabetes mellitus (DM) (Marchand y Gin, 2022). También son relevantes otras afecciones como la trombosis venosa profunda (TVP), la insuficiencia venosa crónica (IVC) y diversos tipos de vasculitis, todas ellas con potencial para generar complicaciones como

edema, isquemia, úlceras crónicas, infecciones recurrentes o incluso amputaciones no traumáticas (Halperin, 2002).

En este contexto, las complicaciones derivadas de la EAP y la NP representan un importante desafío clínico, tanto por su alta prevalencia como por el impacto que tienen en la funcionalidad y calidad de vida de los pacientes. Frente a esta problemática, esta tesis doctoral se enfoca en el diseño y desarrollo de soluciones tecnológicas que permitan detectar y evaluar de forma temprana parámetros clínicos clave asociados a estas enfermedades.

1.2 ENFERMEDAD ARTERIAL PERIFÉRICA

La EAP es un trastorno circulatorio frecuente, caracterizado por la obstrucción progresiva de las arterias periféricas, especialmente en los miembros inferiores, como resultado de la aterosclerosis (Morley et al., 2018; Kullo y Rooke, 2016). Esta obstrucción, provocada por la acumulación de grasas, colesterol y otras sustancias sobre las paredes arteriales, reduce el flujo sanguíneo y genera síntomas como la claudicación intermitente, dolor al caminar que cede con el reposo y, en fases más avanzadas, puede evolucionar hacia isquemia crítica de las extremidades, con riesgo de ulceraciones, infecciones recurrentes, gangrena e incluso amputaciones (Kullo y Rooke, 2016; Criqui y Aboyans, 2015).

La EAP constituye una señal de alerta sistémica, ya que no solo afecta a las extremidades, también puede comprometer las arterias que irrigan al cerebro, los brazos y riñones. Se estima que aproximadamente el 60 % de los pacientes con EAP también presentan cardiopatía isquémica, y hasta el 30 % padecen otras enfermedades cardiovasculares (Morley et al., 2018). Además, su presencia se asocia con un mayor riesgo de padecer infarto de miocardio, accidente cerebrovascular y muerte cardiovascular (Morley et al., 2018; Kullo y Rooke, 2016).

La EAP representa un problema de salud pública en crecimiento durante las últimas décadas. Según el estudio de la carga mundial de morbilidad del 2019, ese año se reportaron más de 113 millones de personas mayores de 40 años que padecían de EAP, alcanzando hasta un 14.91 % en el grupo de 80 a 84 años, con una mayor afectación en mujeres que en hombres (M. S. Kim et al., 2023). De igual manera, en 2015 se estimó que alrededor de 236 millones de personas mayores de 25 años padecían de esta enfermedad a nivel global, siendo las mujeres ligeramente más afectadas con un

52.23 % (Criqui y Aboyans, 2015; Horváth et al., 2022). Aunque la mayoría de los casos se concentran en países de ingresos bajos y medios, donde reside el 72,91 % de los pacientes con EAP, la prevalencia por edad tiende a ser más alta en países de ingresos altos debido al envejecimiento poblacional (Horváth et al., 2022).

El tabaquismo, la DM, la hipertensión arterial, la hiperlipidemia y la obesidad representan los principales factores de riesgo para el desarrollo de la EAP. Entre ellos, el tabaquismo ha sido identificado como el más determinante, ya que triplica el riesgo de padecer EAP, incluso después de dejar de fumar (Mandaglio-Collados et al., 2023). La DM, por su parte, no solo incrementa la probabilidad de desarrollar la enfermedad, sino que también acelera su progresión, favoreciendo formas más graves de isquemia y aumentando el riesgo de amputación (Criqui y Aboyans, 2015). Otros factores relevantes incluyen la edad avanzada y características demográficas, como la etnicidad, siendo las personas de raza negra susceptibles a presentar formas más severas de EAP (Criqui y Aboyans, 2015; Mandaglio-Collados et al., 2023).

El diagnóstico de la EAP combina el uso de herramientas no invasivas y, en algunos casos, estudios con imágenes avanzadas. Se considera que una gran proporción de los pacientes son asintomáticos, por lo que se recomienda iniciar por elaborar una historia clínica detallada que incluya antecedentes de claudicación intermitente, dolor en reposo, presencia de úlceras o gangrena, así como la identificación de factores de riesgo relevantes como el tabaquismo, la DM, hipertensión arterial y dislipidemia (Morley et al., 2018; Kullo y Rooke, 2016). Durante la exploración física, el personal médico puede encontrar signos como disminución o ausencia de pulso en las arterias periféricas, piel fría o pálida, la evidencia de una mala cicatrización y cambios tróficos en la piel como piel brillante o sin vello, los cuales deben considerarse señales de alerta para continuar con la evaluación diagnóstica (Mandaglio-Collados et al., 2023; Soyoye et al., 2021).

El Índice Tobillo-Brazo (ITB) es una prueba no invasiva de uso clínico ampliamente extendida para el diagnóstico de la EAP. Consiste en comparar la presión arterial sistólica medida en el tobillo con la obtenida en el brazo. Un valor de ITB 0.90 se considera diagnóstico de EAP, mientras que valores superiores a 1.40 pueden sugerir calcificación arterial y rigidez vascular, una alteración frecuente en pacientes con DM o enfermedad renal crónica (Mandaglio-Collados et al., 2023; Soyoye et al., 2021; Potier et al., 2011). Una vez establecido el diagnóstico, la caracterización de la extensión y localización de la obstrucción se realiza mediante técnicas de imagen como ultrasonido, tomografía computarizada (TC) o resonancia magnética (RM). Esta

información permite planificar estrategias terapéuticas, en especial en aquellos casos que requieren revascularización, cuyo objetivo es restablecer el flujo sanguíneo, mejorar la funcionalidad y reducir el riesgo de amputaciones (Kullo y Rooke, 2016; Soyoye et al., 2021).

Por otra parte, debido a la estrecha relación de la EAP con otras enfermedades ateroscleróticas, se recomienda realizar una evaluación cardiovascular integral, incluyendo electrocardiograma. La detección temprana, especialmente en pacientes con múltiples factores de riesgo, es fundamental para reducir la incidencia de complicaciones y prevenir eventos cardiovasculares mayores (Mandaglio-Collados et al., 2023).

El tratamiento de la EAP debe ser integral e incluir modificaciones en el estilo de vida, terapia farmacológica y, en algunos casos, procedimientos de revascularización, con el objetivo de controlar los factores de riesgo y las enfermedades asociadas (Norgren et al., 2007). En primer lugar, los cambios en el estilo de vida se centran en abandonar el hábito de fumar, la adopción de una alimentación saludable, el control del peso corporal y la práctica regular de ejercicio físico (Kullo y Rooke, 2016; Mandaglio-Collados et al., 2023).

En cuanto al manejo farmacológico, se recomienda el uso de estatinas para el control de los niveles de colesterol, así como un estricto control glucémico, especialmente en pacientes con alto riesgo cardiovascular (Mandaglio-Collados et al., 2023). Sin embargo, cuando las medidas médicas resultan insuficientes, particularmente en casos de isquemia crítica de las extremidades, puede ser necesario recurrir a la revascularización. Esta puede realizarse mediante técnicas endovasculares, como la angioplastia, o mediante cirugía abierta, dependiendo de la localización, extensión de las lesiones arteriales y el estado clínico del paciente (Kullo y Rooke, 2016; Mandaglio-Collados et al., 2023).

1.3 NEUROPATÍA PERIFÉRICA

La NP es un trastorno neurológico que afecta el sistema nervioso periférico (SNP), el cual comprende los nervios que se extienden desde la médula espinal hacia las extremidades, y son responsables de funciones motoras, sensitivas y autonómicas, y se caracteriza por una disfunción en uno o más de estos tipos de fibras nerviosas (National Institute of Neurological Disorders and Stroke, 2025). Su etiología es

ampliamente diversa e incluye causas metabólicas, como la DM, la exposición a sustancias neurotóxicas, como el alcohol o determinados medicamentos, así como trastornos hereditarios asociados a mutaciones genéticas (Lehmann et al., 2020).

La NP es considerada una de las afecciones neurológicas más prevalentes, con una incidencia que oscila entre el 1 % y el 12 % en la población general, y que puede alcanzar hasta el 30 % en personas mayores (Lehmann et al., 2020; Hanewinckel; Oijen et al., 2016). Otros estudios han reportado una prevalencia del 2.4 % en la población general, aumentando hasta el 8 % en adultos de edad avanzada (AlMehmadi et al., 2021).

Desde una perspectiva clínica, las manifestaciones de la NP dependen del tipo de fibra nerviosa afectada. En el caso de la neuropatía motora, los síntomas más frecuentes incluyen debilidad muscular progresiva y deterioro de la coordinación fino motora, así como sensación de hormigueo o calor en los pies al caminar (Lehmann et al., 2020). En cambio, la neuropatía sensitiva se caracteriza por dolor y alteraciones en la percepción térmica, con cambios frecuentes entre sensaciones de calor y frío, incluso en ausencia de estímulos externos (Lehmann et al., 2020; Gylfadottir et al., 2022).

La NP puede clasificarse según su distribución anatómica en mononeuropatías, neuropatías multifocales y polineuropatías. Las primeras afectan un único nervio periférico, mientras que las multifocales y las polineuropatías comprometen múltiples nervios, ya sea de forma localizada o difusa, respectivamente (Pardo-Fernández et al., 2015). Esta clasificación permite diferenciar las neuropatías en dos grupos principales, asimétricas y simétricas. Las neuropatías asimétricas se caracterizan por una afectación irregular de los nervios, generalmente unilateral o discontinua, y suelen estar asociadas con procesos isquémicos o inflamatorios. En estos casos, el flujo sanguíneo insuficiente hacia los nervios periféricos provoca disfunción neurológica (Thimmisetty et al., 2017). Por otro lado, las neuropatías simétricas o difusas afectan de manera bilateral y uniforme, especialmente las extremidades inferiores, y se relacionan con causas metabólicas, como la DM. Este patrón clínico se manifiesta con síntomas como entumecimiento, dolor y debilidad muscular distal, lo que conlleva un deterioro funcional progresivo, limitación de la movilidad y una afectación significativa de la calidad de vida del paciente (Hanewinckel; Ikram et al., 2016).

La DM es el principal factor de riesgo para el desarrollo de polineuropatías, especialmente la neuropatía diabética (ND) (Galiero et al., 2023). Los altos niveles de glucosa en la sangre afectan fibras nerviosas de todo el cuerpo, y se estima que cerca del 50 % de las personas con DM desarrollan algún grado de neuropatía periférica a lo largo de su vida (Pop-Busui et al., 2022). La ND se caracteriza por ser una

neuropatía sensoriomotora dolorosa con un curso gradual y progresivo, y además de afectar la calidad de vida de los pacientes, incrementa sustancialmente el riesgo de desarrollar úlceras en los pies y amputaciones no traumáticas (Selvarajah; Kar et al., 2019). La pérdida de sensibilidad puede hacer que las lesiones en los pies pasen desapercibidas, lo que puede llevar a infecciones graves y deterioro del tejido irreversible del tejido afectado. De hecho, según la Federación Española de Ortesistas y Protesistas declaró en 2019 que la diabetes y sus complicaciones constituyen la principal causa de amputaciones, tanto en España como a nivel mundial (Federación Española de Ortesistas y Protesistas, 2025). Según sus estimaciones, alrededor del 20% de los pacientes con DM enfrentan el riesgo de sufrir amputaciones en las extremidades inferiores, lo que subraya la necesidad de una intervención clínica oportuna y eficaz en el manejo de la ND.

Por su parte, la neuropatía autonómica diabética (NAD) constituye una forma particular de neuropatía simétrica y difusa que afecta las fibras del sistema nervioso autónomo (SNA). Entre sus manifestaciones clínicas más frecuentes se incluyen trastornos cardiovasculares, como taquicardia en reposo; alteraciones gastrointestinales, como diarrea o estreñimiento; disfunciones genitourinarias, entre ellas disfunción eréctil, incontinencia o retención urinaria; además de problemas en la sudoración, excesiva o reducida, y dificultades para mantener la temperatura corporal (Vinik et al., 2003).

El diagnóstico de la NP requiere un enfoque escalonado e integral que combine la evaluación clínica con estudios electrofisiológicos y pruebas complementarias (Lehmann et al., 2020). El proceso se inicia con una historia clínica detallada, que debe incluir antecedentes personales y familiares, la presencia de comorbilidades, como la DM, y la evolución temporal de los síntomas, acompañada de un examen físico exhaustivo. Esta evaluación inicial permite clasificar la neuropatía según su distribución anatómica y el tipo de fibras afectadas, lo que facilita una orientación diagnóstica más precisa y una selección más adecuada del tratamiento (Lehmann et al., 2020; Misra et al., 2008; Iqbal et al., 2018).

Posteriormente, estudios de conducción nerviosa (NCS) y la electromiografía (EMG) permiten confirmar la presencia de NP, determinar la localización del daño nervioso y valorar su gravedad (Misra et al., 2008). Sin embargo, cuando se afectan predominantemente las fibras autonómicas, estos exámenes pueden arrojar resultados normales, por lo que es necesario recurrir a pruebas específicas como la biopsia cutánea, los test de sudoración, la variabilidad de la frecuencia cardíaca y los estudios de sensibilidad térmica (Lehmann et al., 2020; Misra et al., 2008; Iqbal et al., 2018). También

se recomienda realizar análisis de laboratorio que incluyan glucemia, hemoglobina glicosilada (HbA_{1c}), función tiroidea y niveles de vitamina B₁₂, entre otros, que pueden ampliarse con estudios inmunológicos e infecciosos. Este tipo de análisis permite identificar causas tratables en más del 70 % de los casos, especialmente en polineuropatías sensitivo-motoras (Misra et al., 2008; Iqbal et al., 2018). En casos con síntomas de distribución multifocal, se recomiendan estudios avanzados como el análisis de líquido cefalorraquídeo o la biopsia nerviosa, según lo indique el cuadro clínico previamente identificado (Lehmann et al., 2020).

Este enfoque de diagnóstico escalonado permite establecer las causas en hasta el 80 % de los pacientes, lo cual es crucial para mejorar el pronóstico funcional y orientar adecuadamente al paciente respecto a la evolución de su enfermedad (Lehmann et al., 2020; Misra et al., 2008; Iqbal et al., 2018).

El tratamiento de la NP debe orientarse según la causa subyacente identificada. En el caso particular de la NDP, el objetivo terapéutico principal es el control glucémico, especialmente en pacientes con diabetes mellitus tipo 1 (DM₁), donde se ha demostrado que una adecuada regulación de la glucemia reduce significativamente la incidencia y progresión de la NP (Azhar y et al., 2010).

En cuanto al manejo farmacológico del dolor neuropático, se recomiendan fármacos como antidepresivos y anticonvulsivantes, que han mostrado eficacia en la reducción del dolor. No obstante, su uso requiere un monitoreo cuidadoso de las dosis para minimizar efectos adversos y tolerancia al tratamiento (Azhar y et al., 2010; Watson y Dyck, 2015). Existen además intervenciones complementarias con respaldo clínico moderado, como el ácido alfa-lipoico, el cual ha evidenciado beneficios en la regeneración nerviosa (Khdour, 2020).

Asimismo, diversas terapias no farmacológicas, como la acupuntura, fisioterapia, educación para el cuidado de los pies y modificaciones en el estilo de vida han demostrado contribuir al control de los síntomas y a la mejora de la calidad de vida, lo cual respalda la necesidad de adoptar un enfoque terapéutico multidisciplinario en el manejo integral de la NP (Azhar y et al., 2010).

1.4 MOTIVACIÓN DEL TRABAJO

La EAP y la NP comparten factores de riesgo y mecanismos patológicos comunes, como la hiperglucemia crónica en pacientes con DM, la disfunción vascular y el daño

progresivo de los vasos sanguíneos (Soyoye et al., 2021). Tradicionalmente, la NP ha sido considerada la principal causa de las úlceras en el pie diabético (Soyoye et al., 2021); sin embargo, la EAP compromete el suministro sanguíneo, rico en oxígeno y nutrientes, lo cual interfiere con los procesos de cicatrización, dificultando la recuperación de las lesiones y aumentando el riesgo de complicaciones (Horváth et al., 2022; Soyoye et al., 2021).

La coexistencia de ambas condiciones potencia significativamente el riesgo de complicaciones graves, como úlceras crónicas, infecciones de difícil control, amputaciones no traumáticas y una mayor mortalidad cardiovascular (Soyoye et al., 2021). La presencia de NP puede enmascarar los síntomas de la EAP, ya que la alteración en la percepción del dolor dificulta su detección precoz (Horváth et al., 2022; Soyoye et al., 2021). Se ha demostrado que los pacientes con úlceras del pie diabético tienen mayor probabilidad de presentar simultáneamente ambas condiciones, lo que complica su tratamiento y aumenta el riesgo de amputación (Soyoye et al., 2021).

Este panorama tiene un fuerte impacto en la calidad de vida del paciente, afectando no solo su salud física, sino también su bienestar emocional, sus relaciones interpersonales y su desempeño laboral (Girach et al., 2019; Perveen et al., 2024). Las limitaciones funcionales derivadas suelen estar asociadas con mayores niveles de ansiedad, depresión, aislamiento social y dependencia, comprometiendo la autonomía y la participación activa en las actividades cotidianas (Levterova et al., 2018). A su vez, las consecuencias clínicas de la EAP y la NP, especialmente las amputaciones, implican una carga económica y social significativa tanto para los pacientes como para sus familias, debido a los elevados costos de hospitalización, rehabilitación, uso de prótesis y pérdida de productividad, lo que representa un desafío importante para los sistemas de salud (Perveen et al., 2024).

1.5 OBJETIVOS DEL TRABAJO

1.5.1 *Objetivo general*

Desarrollar soluciones tecnológicas accesibles para facilitar el diagnóstico temprano y la evaluación de signos clínicos relevantes asociados a la EAP y la NP, con el fin de prevenir complicaciones graves y contribuir a la calidad de vida de las personas afectadas.

1.5.2 *Objetivos específicos*

- Desarrollar un sistema para la medición del ITB que sea fácil de usar en el ámbito clínico y que mejore la capacidad diagnóstica, contribuyendo a una toma de decisiones médicas más oportuna y eficiente.
- Diseñar un sistema para medir la actividad electrodérmica (EDA, Electrodermal Activity) con el objetivo de monitorear la actividad de las glándulas sudoríparas y evaluar posibles disfunciones.
- Implementar un sistema de medición de EDA que permita evaluar el uso de señales de excitación en corriente alterna (AC, Alternating Current) para su registro, con la finalidad de analizar sus ventajas en términos de estabilidad de la señal.
- Diseñar un sistema ambulatorio de monitorización personalizada de los puntos críticos de mayor presión en la planta del pie, que permita evaluar la variación del nivel de humedad en la piel y detectar alteraciones relacionadas con la sudoración.

Las soluciones propuestas en esta tesis doctoral no solo buscan ofrecer una alternativa diagnóstica eficaz, sino también contribuir a la reducción de complicaciones graves, como las úlceras del pie y las amputaciones no traumáticas. Además, la implementación de estas herramientas podría tener un impacto positivo en la prevención de eventos cardiovasculares de mayor gravedad, como el accidente cerebrovascular. En este sentido, el desarrollo de estas herramientas representa un avance frente a los desafíos que enfrentan los pacientes con estas patologías y promueve una visión más amplia de la medicina preventiva, orientada a poblaciones de alto riesgo.

1.6 HIPÓTESIS Y APORTACIONES DEL TRABAJO

El presente trabajo presenta aportaciones originales en el ámbito de la bioelectrónica y la biomedicina, centradas en el desarrollo de sistemas electrónicos para la monitorización y medición de parámetros fisiológicos, con el fin de mejorar el diagnóstico y la prevención de complicaciones asociadas a la EAP y la NP. Algunas de estas contribuciones en orden de aparición son:

- Se ha analizado el procedimiento tradicional para la medición del ITB, el cual se lleva a cabo mediante un esfigmomanómetro manual y una sonda Doppler

para evaluar el flujo arterial. La identificación de sus principales limitaciones, ha permitido identificar oportunidades de mejora orientadas al desarrollo de soluciones más accesibles para la detección de la EAP.

- Se ha desarrollado un sistema integrado que combina dispositivos electrónicos para la medición de variables fisiológicas con un módulo de adquisición y procesamiento de señales, diseñado para implementar la propuesta de medición del ITB. Este sistema permite registrar de forma simultánea las señales y calcular el ITB, sin necesidad de intervención manual.
- Se ha validado el funcionamiento del sistema de medición ITB en un entorno clínico real, mediante su aplicación en pacientes con diferentes grados de obstrucción arterial. La validación incluyó la comparación de los resultados obtenidos con el método propuesto frente al procedimiento convencional, lo que permitió evaluar su precisión y aplicabilidad en condiciones reales de atención médica.
- Se analizaron variables clave asociadas a la formación de heridas en los pies, como la presión plantar y, especialmente, la humedad de la piel. Esto permitió definir el desarrollo de una herramienta para la monitorización de la humedad, con el fin de detectar condiciones que favorezcan el deterioro cutáneo y prevenir complicaciones.
- Se ha desarrollado un sistema para medir la EDA, incorporando AC como método de estimulación y registro. Esta opción mejora el seguimiento del componente tónico de la señal, relacionado con la actividad basal de las glándulas sudoríparas, lo que resulta útil para detectar disfunciones asociadas a la NP.
- Se ha desarrollado un sistema para la monitorización ambulatoria y personalizada de la variación de humedad en la planta del pie. Esta herramienta es útil para el seguimiento y la prevención de complicaciones en pacientes con alto riesgo de desarrollar lesiones en el pie.
- Se ha validado el funcionamiento de los sistemas de monitorización mediante pruebas experimentales con usuarios sin ninguna de las patologías, con el fin de evaluar su desempeño en condiciones fisiológicas normales y explorar su potencial aplicabilidad en contextos clínicos reales.

1.7 ESTRUCTURA DE LA TESIS

Esta tesis se enmarca en los campos de la bioelectrónica y la biomedicina, y tiene como objetivo principal el desarrollo de tecnologías que contribuyan al diagnóstico y la prevención de complicaciones asociadas a la EAP y la NP. En particular, se abordan dos objetivos específicos: por un lado, el diseño e implementación de un sistema integrado basado en una plataforma de dispositivos electrónicos para el cálculo del ITB; y por otro, el desarrollo de un sistema de monitorización de la variación del grado de humedad en la piel, enfocado en el seguimiento personalizado y la prevención de lesiones en los pies.

Los principales resultados de esta tesis se han publicado en dos artículos científicos en revistas indexadas en el *Journal Citation Reports (JCR)*.

Este documento se estructura en siete capítulos que recogen el desarrollo completo de los trabajos realizados, incluyendo el contenido de los dos artículos principales. Inicia con un capítulo introductorio, seguido por una revisión del estado del arte, y finaliza con un capítulo dedicado a las conclusiones y trabajos futuros. Así, la organización del documento es la siguiente:

- **CAPÍTULO 1:** Introducción a la EAP y la NP, abordando su etiología y el impacto que generan en la calidad de vida de los pacientes. Además, se expone la motivación de esta tesis doctoral, se describen las principales contribuciones realizadas y se incluye un listado con las publicaciones derivadas del trabajo desarrollado.
- **CAPÍTULO 2:** Estudio del estado del arte en los principales campos relacionados con esta tesis doctoral. En primer lugar, se revisan los métodos actuales de diagnóstico y monitorización de la NP, y los aplicados en la EAP.
- **CAPÍTULO 3:** Desarrollo del sistema de ayuda al diagnóstico y monitorización de la EAP. Se describe la arquitectura de hardware que compone el sistema, junto con los aspectos relacionados con su uso, el proceso de fabricación y su validación clínica en un entorno real.
- **CAPÍTULO 4:** Desarrollo del sistema de medición de EDA. En primer lugar, se presentan los requisitos de hardware integrados en el diseño del sistema, así como el proceso de software encargado del procesamiento de las señales. Posteriormente, se expone la validación general del sistema, evaluando su funcionamiento en condiciones controladas.

- **CAPÍTULO 5:** Uso de AC en la medición de la EDA. Se expone la problemática asociada al uso de señales de corriente continua (DC, Direct Current). A continuación, se presenta una simulación de la respuesta de la piel a señales AC y se describe el diseño y validación experimental del sistema propuesto en condiciones controladas.
- **CAPÍTULO 6:** Desarrollo del sistema de ayuda a la monitorización ambulatoria del grado de humedad en la planta del pie. Se describe el proceso de fabricación, así como el procesamiento de la señal de EDA registrada en un entorno controlado, con el objetivo de evaluar su funcionamiento en condiciones ambulatorias.
- **CAPÍTULO 7:** Finalmente, en este último capítulo se presentan las conclusiones derivadas del desarrollo de la tesis doctoral, así como las líneas de trabajo futuro.

1.8 PUBLICACIONES

El trabajo realizado durante la tesis doctoral ha dado como resultado las siguientes publicaciones:

- Romero-Ante, J.; Chicharro-Luna, E.; Manrique-Córdoba, J.; Vicente-Samper, J.; Gracia-Sánchez, A. y Sabater-Navarro, J. (2024), "Validation of a New Ankle Brachial Index Measurement System Using Pulse Wave Velocity", *Biosensors* **14**(5), DOI: [10.3390/bios14050251](https://doi.org/10.3390/bios14050251)
- Romero-Ante, J. D.; Montenegro-Bravo, J. S.; Vicente-Samper, J. M.; Esteve-Sala, V. M.; Casa-Lillo, M. Á. d. I. y Sabater-Navarro, J. M. (2025), "Feasibility Study of Using Alternating Current Excitation to Obtain Electrodermal Activity with a Wearable System", *Sensors* **25**(12), DOI: [10.3390/s25123603](https://doi.org/10.3390/s25123603)

ESTADO DEL ARTE

Este capítulo se estructura en tres secciones principales. La primera aborda los desafíos clínicos que complican la detección y el tratamiento oportuno tanto de la EAP como de la NP. Luego, en dos secciones diferentes, se revisan las herramientas diagnósticas convencionales y avanzadas utilizadas para cada una de estas enfermedades, junto con las tecnologías más recientes desarrolladas para su monitorización y seguimiento clínico.

2.1 DESAFÍOS CLÍNICOS

Tanto la EAP como la NP siguen siendo un gran desafío en la práctica clínica, no solo por su alta prevalencia en personas con enfermedades crónicas como la diabetes, sino también por las dificultades que existen para detectarlas a tiempo, clasificarlas correctamente y tratarlas de manera eficaz. Aunque se han estudiado ampliamente, su abordaje en la atención médica sigue siendo complejo y, en muchos casos, insuficiente.

Uno de los principales retos en el manejo clínico de la NP es lograr un diagnóstico temprano y preciso. Aunque existen diversas herramientas para evaluarla, muchos casos no se identifican en las primeras etapas porque los síntomas suelen ser poco claros y muy variables. Algunos pacientes presentan solo un leve entumecimiento o dolor generalizado, mientras que otros pueden experimentar alteraciones autonómicas sutiles, lo que complica distinguir la NP de otras enfermedades neurológicas o sistémicas (Azhary et al., 2010; Castelli et al., 2020). Además, en las fases iniciales, tanto la exploración física como los estudios electrofisiológicos pueden no mostrar cambios evidentes o arrojar resultados poco concluyentes (Azhary et al., 2010; Baron, 2000).

Por su parte, la EAP también presenta un diagnóstico clínico complejo, en particular durante sus fases tempranas. La coexistencia con NP puede enmascarar los síntomas clásicos de la EAP, como la claudicación intermitente, ya que la pérdida de sensibilidad

impide que el paciente perciba el dolor isquémico de forma habitual (Kullo y Rooke, 2016). Además, en adultos mayores o en pacientes con múltiples comorbilidades, el dolor puede presentarse de forma atípica, lo que retrasa la evaluación vascular adecuada (Morley et al., 2018).

En ambos trastornos, la presencia de otras enfermedades crónicas como la insuficiencia renal, trastornos autoinmunes o enfermedades cardiovasculares complica aún más el diagnóstico y tratamiento (Kullo y Rooke, 2016; Castelli et al., 2020). En estos casos, el cuadro clínico suele ser más amplio y los síntomas pueden superponerse o variar, lo que a menudo hace que se prioricen otras condiciones más evidentes y se retrase la atención específica a la EAP o la NP (Thimmisetty et al., 2017; Azhary et al., 2010).

En este sentido, un aspecto crítico se relaciona con la dificultad para clasificar adecuadamente estas enfermedades. En el caso de la EAP no cuenta con una prueba diagnóstica única e infalible. El ITB, que suele utilizarse como método inicial, puede arrojar resultados falsamente normales o incluso elevados en pacientes con arterias calcificadas. Esta calcificación hace que las arterias sean menos compresibles, lo que puede llevar a subestimar la gravedad de la isquemia y, en consecuencia, retrasar el diagnóstico (Mandaglio-Collados et al., 2023). Por su parte, la NP también presenta limitaciones en su diagnóstico. Si bien, pruebas como los NCS y la EMG permiten identificar daños en las fibras gruesas, no son útiles para detectar alteraciones en las fibras pequeñas, responsables del dolor neuropático y de disfunciones autonómicas como los trastornos en la sudoración. Esto puede llevar a que ciertas neuropatías pasen desapercibidas o se diagnostiquen de forma tardía (Lehmann et al., 2020; Watson y Dyck, 2015).

La falta de biomarcadores específicos también representa una limitación importante para el seguimiento objetivo de estas enfermedades. En el caso de la EAP, la investigación se ha enfocado en biomarcadores que reflejan procesos como la disfunción vascular, la inflamación sistémica o el daño isquémico. Sin embargo, hasta ahora ninguno de estos se ha incorporado de manera rutinaria en la práctica clínica (Saenz-Pipaon et al., 2021). Aun así, existe evidencia que respalda su utilidad para estratificar el riesgo de eventos mayores en pacientes con isquemia crónica de las extremidades (Dobrilovič et al., 2025). En cuanto a la NP, se han propuesto biomarcadores capaces de detectar de forma temprana el daño en las fibras nerviosas pequeñas, como el análisis de la densidad de fibras en las capas superficiales de la piel (Watson y Dyck, 2015). También se han investigado marcadores relacionados con

inflamación autoinmune, daño axonal o degeneración de fibras autonómicas, todos ellos involucrados en el desarrollo del dolor neuropático (Lehmann et al., 2020; Baron, 2000).

Desde el punto de vista funcional, tanto la EAP como la NP tienen un impacto profundo en la calidad de vida de quienes la padecen. En la EAP, el dolor al caminar, la fatiga muscular en las extremidades inferiores y, en fases avanzadas, la isquemia crítica con riesgo de ulceración o amputación limitan la autonomía y calidad de vida (Kullo y Rooke, 2016; Soyoye et al., 2021). Aunque muchos pacientes permanecen asintomáticos en etapas iniciales, la progresión de la enfermedad puede llevar al deterioro funcional, especialmente en adultos mayores o personas con DM.

Desde el punto de vista funcional, tanto la EAP como la NP tienen un impacto significativo en la calidad de vida de quienes las padecen. En el caso de la EAP, los pacientes pueden experimentar dolor al caminar, fatiga en las extremidades inferiores y, en etapas avanzadas, isquemia crítica con riesgo de ulceración o amputación, lo que limita seriamente su autonomía (Kullo y Rooke, 2016; Soyoye et al., 2021). Aunque en fases iniciales muchos permanecen asintomáticos, la progresión de la enfermedad puede llevar a un deterioro funcional progresivo.

Por su parte, la NP se manifiesta con pérdida de sensibilidad, debilidad muscular, dolor crónico y alteraciones autonómicas que afectan la movilidad y aumentan el riesgo de caídas, úlceras e infecciones graves (Baron, 2000; Çakici et al., 2016). Además, la disfunción del SNA puede generar síntomas como problemas gastrointestinales, taquicardia o disfunción eréctil, lo que agrava el estado clínico general del paciente (Baron, 2000).

Ambas condiciones, además de su impacto físico, suelen ir acompañadas de alteraciones emocionales como insomnio, ansiedad o depresión, lo que incrementa la carga psicológica y puede dificultar el seguimiento adecuado del tratamiento (Watson y Dyck, 2015; Gore et al., 2005). En conjunto, este escenario representa un reto importante para los sistemas de salud, no solo por los costos directos del tratamiento, sino también por las consecuencias indirectas relacionadas con la discapacidad, las hospitalizaciones frecuentes y las amputaciones.

2.2 DIAGNÓSTICO Y MONITORIZACIÓN DE LA ENFERMEDAD ARTERIAL PERIFÉRICA

2.2.1 *Herramientas diagnósticas para la enfermedad arterial periférica*

La evaluación clínica es el primer paso fundamental para diagnosticar la EAP. No obstante, en pacientes con DM, el diagnóstico puede ser especialmente complejo, ya que muchas veces la enfermedad se presenta sin síntomas evidentes o con manifestaciones atípicas, como fatiga o debilidad en lugar del dolor típico al caminar. Esto dificulta su detección temprana y puede retrasar el tratamiento adecuado (Lau et al., 2011).

El examen físico inicial en la evaluación de la EAP incluye la inspección de la piel observando la coloración, posibles úlceras o cambios en la textura y apariencia de los tejidos, así como la palpación de los pulsos periféricos, femoral, poplíteo, tibial posterior y pedio, la valoración de la temperatura y el tiempo de llenado capilar en las extremidades. La ausencia de pulsos distales puede sugerir una obstrucción, aunque estos hallazgos tienen una sensibilidad limitada, sobre todo en etapas tempranas de la enfermedad o en pacientes con calcificación arterial (Lau et al., 2011; Tummala y Scherbel, 2018). Para apoyar el diagnóstico y mejorar la identificación de pacientes en riesgo, se emplean herramientas validadas como el Edinburgh Claudication Questionnaire (ECQ), que ayuda a diferenciar sistemáticamente el dolor de origen vascular de otras causas musculoesqueléticas (Mandaglio-Collados et al., 2023).

El ITB es la prueba de cribado más utilizada y recomendada para detectar la EAP. Se basa en comparar la presión arterial sistólica en el tobillo con la del brazo, utilizando un Doppler manual o automático. Un valor igual o inferior a 0,90 se considera indicativo de EAP y ha mostrado buena sensibilidad y especificidad, especialmente en personas mayores de 65 años o con factores de riesgo como tabaquismo y DM (Lau et al., 2011; Bailey et al., 2014). Sin embargo, en pacientes con arterias calcificadas, los valores pueden ser falsamente elevados, por encima de 1,30, lo que puede enmascarar la isquemia y retrasar el diagnóstico. En estos casos, es recomendable complementar el estudio con otras pruebas; una de ellas es el índice dedo-brazo (IDB), que se obtiene midiendo la presión sistólica en el dedo del pie, usualmente el hallux, y comparándola con la del brazo. Un valor inferior a 0,70 sugiere la presencia de EAP. Esta prueba ofrece mayor sensibilidad en la detección de enfermedad arterial distal y puede identificar obstrucciones en etapas más tempranas (Bonham, 2003). Otra opción es la medición de la presión transcutánea de oxígeno (TcPO), una técnica no invasiva que evalúa el nivel

de oxigenación en la piel, especialmente útil en casos de isquemia crítica o presencia de úlceras. Valores por debajo de 30 mmHg indican una oxigenación deficiente del tejido, y niveles menores a 20 mmHg se asocian con un mal pronóstico de cicatrización (Fife et al., 2009).

Por otro lado, las técnicas de imagen vascular son fundamentales tanto para el diagnóstico como para la planificación del tratamiento en casos de EAP, ya que permiten localizar y caracterizar las obstrucciones arteriales. Una de las más utilizadas es el ecodoppler o dúplex ultrasonido, una herramienta no invasiva que combina imágenes anatómicas con información sobre el flujo sanguíneo, facilitando la identificación de estrechamientos vasculares (Csore et al., 2023). La angiografía computarizada (CTA), por su parte, proporciona reconstrucciones en 2D y 3D del árbol vascular, lo que mejora la visualización de las lesiones; sin embargo, su uso puede estar limitado en pacientes con insuficiencia renal o alergias a contrastes iodados (Grimaldi et al., 2016). Como alternativa, la angiografía por resonancia magnética ofrece una alta sensibilidad para detectar reducciones en el diámetro de las arterias, siendo especialmente útil en personas que no toleran la CTA (Grimaldi et al., 2016; Mathew y Kramer, 2018). Finalmente, la angiografía por sustracción digital es el método de elección en procedimientos quirúrgicos o endovasculares, gracias a su capacidad para ofrecer imágenes precisas del interior de las arterias; sin embargo, al ser una técnica invasiva su indicación se reserva para casos especiales (Grimaldi et al., 2016).

2.2.2 Tecnologías para la monitorización de la enfermedad arterial periférica

El uso de sensores portátiles o vestibles (wearables) se ha consolidado como una herramienta valiosa para evaluar la movilidad en pacientes con EAP. Ante el deterioro progresivo del rendimiento físico, se ha recurrido al uso de sensores inerciales, IMUs, colocados en zonas como los tobillos o las caderas, que permiten registrar parámetros como la longitud de zancada, la velocidad de marcha y la cadencia. Estos dispositivos facilitan el seguimiento funcional del paciente tanto en entornos clínicos como en el hogar (Buisseret et al., 2022), y además permiten cuantificar de forma objetiva los avances tras intervenciones terapéuticas, como los programas de ejercicio supervisado (Lanzi et al., 2021).

En esta misma línea, también se han desarrollado dispositivos inteligentes para monitorear la salud del pie, como el sistema SISTINE, un calcetín que incorpora

sensores de presión e inerciales para evaluar tanto la presión plantar como el equilibrio postural. Este sistema se conecta a una plataforma digital que permite el seguimiento remoto por parte del personal médico. En pruebas funcionales como el Timed Up and Go, ha demostrado su capacidad para detectar alteraciones en el patrón de marcha y distinguir distintos niveles de afectación en la enfermedad (Lucangeli et al., 2021).

La estrecha relación entre la EAP y la DM ha impulsado el desarrollo de tecnologías enfocadas en la monitorización preventiva de factores de riesgo, especialmente para evitar complicaciones como el pie diabético. En este contexto, se han creado calcetines inteligentes equipados con fibra óptica y microsensores textiles que permiten medir, de forma simultánea, variables como la presión plantar, la temperatura y la rigidez articular durante el uso diario. Estos dispositivos permiten identificar en tiempo real zonas de riesgo para la formación de úlceras o condiciones como el pie de Charcot, lo que facilita una intervención temprana y personalizada (Reyzelman et al., 2018; Perrier et al., 2014; Najafi et al., 2017).

El crecimiento de la telemedicina ha favorecido el desarrollo de aplicaciones móviles diseñadas para mejorar tanto el seguimiento clínico como la autogestión de pacientes con EAP. Una de ellas es CONTECI, que permite realizar un control regular a través de cuestionarios sobre síntomas relacionados con la claudicación y ofrece recomendaciones personalizadas, lo que contribuye a una detección más temprana de posibles complicaciones (Davins Riu et al., 2018). También existen aplicaciones centradas en el monitoreo del ejercicio físico, donde los pacientes pueden registrar la frecuencia, duración de cada sesión y las sensaciones de dolor antes, durante y después de la actividad (Paldán et al., 2019; Ata et al., 2018). Por su parte, plataformas más completas como JBZetje integran datos reportados por el paciente, información de actividad física y conexión directa con la historia clínica electrónica, facilitando así una atención médica más personalizada y eficiente (Nugteren et al., 2021).

2.3 DIAGNÓSTICO Y MONITORIZACIÓN DE LA NEUROPATÍA PERIFÉRICA

2.3.1 *Herramientas diagnósticas para la neuropatía periférica*

Al igual que en diagnóstico de la EAP, la evaluación clínica es el primer paso para detectar la NP. Combina una historia clínica detallada con pruebas neurológicas simples pero estandarizadas. Estas herramientas resultan útiles en entornos ambulatorios, ya

que son fáciles de aplicar y permiten identificar signos tempranos, seguir la evolución de la enfermedad y orientar el diagnóstico.

Entre las herramientas clínicas más utilizadas para evaluar la NP se encuentran el Michigan Neuropathy Screening Instrument (MNSI) y el Neuropathy Disability Score (NDS). El primero combina un cuestionario de síntomas con una exploración física del pie, mientras que el segundo permite clasificar la gravedad de la neuropatía según la presencia de signos neurológicos como pérdida de sensibilidad o reflejos (Viswanathan et al., 2023; Ashwathi et al., 2023). Sin embargo, ambas herramientas dependen de la percepción del paciente y del criterio clínico, lo que puede generar variabilidad en los resultados y limitar su capacidad para detectar la enfermedad en etapas tempranas.

Los métodos electrofisiológicos permiten evaluar objetivamente la función de los nervios motores y sensitivos. Las pruebas NCS pueden detectar alteraciones antes de que aparezcan síntomas clínicos, lo que es especialmente útil en pacientes con DM, ya que los cambios en la velocidad de conducción se asocian con el desarrollo futuro de neuropatía (Jin y T. S. Park, 2014). Sin embargo, estas pruebas solo evalúan fibras de gran calibre y no detectan alteraciones en fibras pequeñas, responsables de disfunciones autonómicas (Jin y T. S. Park, 2014; Ahn et al., 2018). En este contexto, la EMG actúa como una técnica complementaria, ya que permite registrar la actividad eléctrica de los músculos en reposo y durante la contracción, ayudando a identificar daños prolongados en los nervios periféricos y a distinguir entre neuropatías y enfermedades musculares (Misra et al., 2008; Sadikoglu et al., 2017). Aunque tampoco analiza fibras pequeñas, la EMG puede revelar alteraciones que los NCS no detectan, especialmente en etapas avanzadas (Sadikoglu et al., 2017).

Para detectar disfunciones autonómicas, se emplean pruebas que valoran tanto la función cardiovascular como la sudomotora. Entre las primeras, destacan la maniobra de Valsalva, el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca durante la respiración profunda y el test ortostático, todas útiles para identificar alteraciones en la regulación del ritmo cardíaco, especialmente en casos de ND (Lehmann et al., 2020; Lamotte y Sandroni, 2022). En cuanto a la evaluación de la sudoración, se utilizan métodos como el Neuropad, una prueba sencilla y no invasiva que consiste en un parche aplicado en la planta del pie que cambia de color según la sudoración, lo que permite detectar disfunciones autonómicas en fases iniciales, aunque su interpretación se limita al cambio de color (Lefaucheur, 2023). Por otro lado, el Sudoscan ofrece una medición objetiva de la conductancia electroquímica de la piel en pies y manos frente a un estímulo eléctrico leve, siendo menos susceptible a factores externos y reconocido como una

herramienta estándar para detectar neuropatías de fibras pequeñas (Lefaucheur, 2023). También se emplean pruebas más especializadas como el QSART y el test de sudoración termorreguladora, útiles en pacientes con signos como piel seca o sudoración irregular (Castelli et al., 2020; Lamotte y Sandroni, 2022). Finalmente, la biopsia de piel permite cuantificar la densidad de fibras nerviosas superficiales y es clave para confirmar neuropatías de fibras pequeñas cuando otras pruebas no detectan alteraciones (Lamotte y Sandroni, 2022).

La resonancia magnética (RM) es una herramienta avanzada para evaluar la NP, especialmente mediante técnicas como la neurografía por resonancia magnética (MRN, Magnetic Resonance Neurography) y la resonancia magnética funcional (fMRI, functional Magnetic Resonance Imaging). La MRN permite visualizar con detalle los nervios periféricos y detectar alteraciones estructurales tempranas, como edemas o daño axonal (Y. Chen et al., 2019), además de ofrecer mediciones cuantitativas que pueden actuar como biomarcadores para el seguimiento clínico y la respuesta al tratamiento (Chitneni et al., 2022; Eajazi et al., 2024). Por su parte, la fMRI resulta útil para analizar el dolor neuropático, ya que muestra cambios en la actividad del sistema nervioso central relacionados con el dolor crónico y la disfunción sensorial, lo que refuerza su valor tanto en el diagnóstico precoz como en la comprensión del origen del dolor (Chitneni et al., 2022).

2.3.2 *Tecnologías para la monitorización de la neuropatía periférica*

El desarrollo de tecnologías aplicadas a la salud ha abierto nuevas oportunidades para mejorar el seguimiento clínico de la NP, permitiendo un monitoreo más preciso, continuo y centrado en las necesidades del paciente. Entre estas innovaciones se encuentran plataformas digitales, aplicaciones móviles, dispositivos portátiles y wearables, que facilitan la recopilación de datos sobre la evolución de los síntomas, el dolor, la funcionalidad y el riesgo de complicaciones.

En particular, las aplicaciones móviles y los softwares clínicos ofrecen herramientas prácticas para que los pacientes registren de forma regular síntomas como dolor, hormigueo, entumecimiento o debilidad muscular, a través de escalas validadas e interfaces accesibles. Por ejemplo, Neuropathy Tracker (Bardram et al., 2025) ha sido diseñada para la autoevaluación ambulatoria y ha mostrado buena aceptación tanto en el entorno doméstico como en las consultas clínicas. Por su parte,

Polyneuropathie@home (Lemmen et al., 2025), dirigida a personas con neuropatías inflamatorias crónicas, permite un seguimiento periódico del estado funcional, evaluando variables como la fuerza de prensión, la movilidad fina y la capacidad para caminar o mantenerse de pie. Ambas soluciones facilitan el seguimiento clínico continuo y apoyan la toma de decisiones médicas, reduciendo la necesidad de visitas presenciales frecuentes. De forma complementaria, también se han desarrollado estrategias que integran sensores impresos en 3D con aplicaciones móviles, como el sistema presentado en (Piaggio et al., 2024), lo que permite evaluar reflejos, respuestas a estímulos o la presión ejercida sobre zonas específicas del cuerpo, facilitando la detección inicial de posibles casos de ND en entornos ambulatorios.

En los últimos años, los sistemas portátiles inteligentes se han consolidado como una opción prometedora para la detección no invasiva y el monitoreo continuo de la NP. Entre ellos, destacan los sensores inerciales, capaces de registrar parámetros de movimiento como la aceleración, la velocidad angular y la orientación del cuerpo. Estos sensores se utilizan para analizar la marcha, el equilibrio y la movilidad, lo que permite identificar alteraciones motoras relacionadas con la estabilidad postural y los patrones de marcha (Cohen et al., 2013; S. Chen et al., 2019).

También se han desarrollado sistemas que utilizan señales fisiológicas como el electrocardiograma (ECG) para detectar alteraciones cardiovasculares relacionadas con la neuropatía. En particular, el análisis de la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV, Heart Rate Variability) se ha consolidado como un indicador relevante. Estudios como (Morshed et al., 2020; Jelinek et al., 2016) han implementado sensores para registrar la señal de ECG tanto en reposo como durante el esfuerzo físico, demostrando que las variaciones en los intervalos del ritmo cardíaco pueden servir como biomarcadores útiles para identificar disfunciones autonómicas de origen neuropático.

Por otro lado, los sistemas de medición de presión plantar, integrados en plantillas inteligentes o directamente en el calzado, permiten registrar cómo se distribuye y con qué intensidad se ejerce la presión en diferentes zonas del pie. Esta información es fundamental para detectar patrones anómalos en personas con NP, como sobrecarga en el antepié, asimetrías entre ambos pies o zonas con alto riesgo de desarrollar úlceras. En los desarrollos presentados en (D. Wang et al., 2020; Cao et al., 2021), se emplean matrices de sensores que monitorean áreas clave como el talón, el antepié y las cabezas metatarsales durante la marcha, facilitando la detección temprana de picos de presión elevados o una reducción del contacto plantar, signos que pueden anticipar lesiones antes de que aparezcan síntomas visibles. Además, se han explorado alternativas textiles

como los calcetines inteligentes, que ofrecen mayor comodidad, buena adherencia y facilidad de uso en el hogar. Un ejemplo destacado es el sistema descrito en (Soh et al., 2020), elaborado con microesferas de acetato de etileno y vinilo, que redistribuye eficazmente la presión plantar. Esta tecnología ha demostrado reducir los picos de presión en diversas zonas del pie, lo que la convierte en una herramienta útil para apoyar intervenciones biomecánicas en el manejo de la NP.

Otro desarrollo interesante es la de las neuroprótesis sensoriales, como Walkasins (Koehler-McNicholas et al., 2017), que combinan sensores plantares con retroalimentación vibrotáctil aplicada en la parte superior de la pierna. Esta tecnología busca compensar la pérdida de sensibilidad en los pies enviando estímulos táctiles en tiempo real durante la marcha, con el objetivo de mejorar el control postural y la estabilidad dinámica.

Por último, el calcetín desarrollado por Siren Care (Scholten et al., 2022) incorpora sensores de temperatura en puntos estratégicos del pie para identificar aumentos localizados que podrían indicar inflamación o riesgo de formación de úlceras, permitiendo una intervención temprana y preventiva.

La tendencia en los últimos años apunta al seguimiento de la NP mediante la integración de múltiples sensores en una misma plataforma, con el objetivo de ofrecer una evaluación más completa del estado del paciente. Por ejemplo, en (Veličković et al., 2023) se presentó un sistema que combina sensores de presión plantar, acelerómetros y sensores de temperatura para el monitoreo remoto de personas con diabetes. En la misma línea, se propuso un modelo basado en inteligencia artificial que utiliza datos de movimiento, presión y HRV para predecir el riesgo de NP con alta precisión (Khandakar et al., 2022). Estos sistemas destacan por su capacidad para integrar información de distintas fuentes, lo que mejora la sensibilidad diagnóstica y permite un seguimiento más personalizado. Además, son soluciones que pueden emplearse tanto en el hogar como en entornos clínicos e incluso pueden conectarse con aplicaciones móviles y sistemas de alerta médica.

SISTEMA PARA LA AYUDA AL DIAGNÓSTICO DE LA ENFERMEDAD ARTERIAL PERIFÉRICA

El trabajo descrito en este capítulo ha sido parcialmente publicado en el artículo Romero-Ante, J.; Chicharro-Luna, E.; Manrique-Córdoba, J.; Vicente-Samper, J.; Gracia-Sánchez, A. y Sabater-Navarro, J. (2024), "Validation of a New Ankle Brachial Index Measurement System Using Pulse Wave Velocity", *Biosensors* **14**(5), DOI: [10.3390/bios14050251](https://doi.org/10.3390/bios14050251), el cual también se incluye en el anexo A de esta memoria.

Para complementar el contenido de dicho trabajo y facilitar su comprensión, en la introducción de este capítulo se describe el método tradicional empleado para medir el ITB, junto con las técnicas utilizadas para registrar señales fisiológicas. Además, se detallan los requisitos generales de diseño del sistema propuesto, el control y la comunicación entre los dispositivos electrónicos, su proceso de fabricación, así como el desarrollo del software encargado del procesamiento de las señales registradas.

3.1 INTRODUCCIÓN

El ITB es la herramienta más utilizada para evaluar y diagnosticar la EAP. Este procedimiento consiste en medir la presión arterial sistólica (PAS) en las extremidades superiores e inferiores, utilizando manguitos de presión colocados en las arterias braquiales, ubicadas en los brazos, y alrededor de cada tobillo, por encima de los maléolos, que corresponde a la parte de la tibia y del peroné que sobresale del tobillo (Mandaglio-Collados et al., 2023).

Antes de realizar las medidas, el paciente debe permanecer acostado boca arriba y en posición horizontal durante aproximadamente 5 a 10 minutos. Una vez transcurrido este tiempo, se procede a medir la PAS en las arterias braquiales y en la arteria dorsal del pie, conocida como arteria pedia, y en la arteria tibial posterior, ubicada detrás del tobillo, utilizando una sonda Doppler manual. El valor del ITB se obtiene dividiendo

la PAS más alta registrada en cada pierna entre la presión medida en los brazos (Mandaglio-Collados et al., 2023).

El procedimiento para medir el ITB presenta limitaciones prácticas. Entre los principales inconvenientes se encuentran el tiempo requerido para su ejecución, la necesidad de contar con un equipo Doppler y el entrenamiento previo del personal clínico para reducir la variabilidad en los resultados. Para realizar la prueba se necesita un equipo Doppler de onda continua portátil con una sonda de entre 5 y 10 MHz, así como un esfigmomanómetro aneroide con manguito de presión.

Para medir la presión arterial (PA) en los brazos, se coloca el manguito del esfigmomanómetro entre 2 y 3 cm por encima del pliegue del codo. Luego, por palpación se localiza la arteria braquial y se aplica gel conductor y se posiciona la sonda del Doppler con un ángulo de 45° a 60° respecto a la piel. El manguito se infla aproximadamente 20 mmHg por encima del valor de la PAS, y se libera el aire de forma lenta. La presión en la que reaparece el sonido Doppler corresponde al valor de la PAS. El mismo procedimiento se aplica en los tobillos, midiendo sobre la arteria pedial y la arteria tibial posterior. La Figura 3.1 muestra los puntos anatómicos utilizados para estas mediciones en el cálculo del ITB.

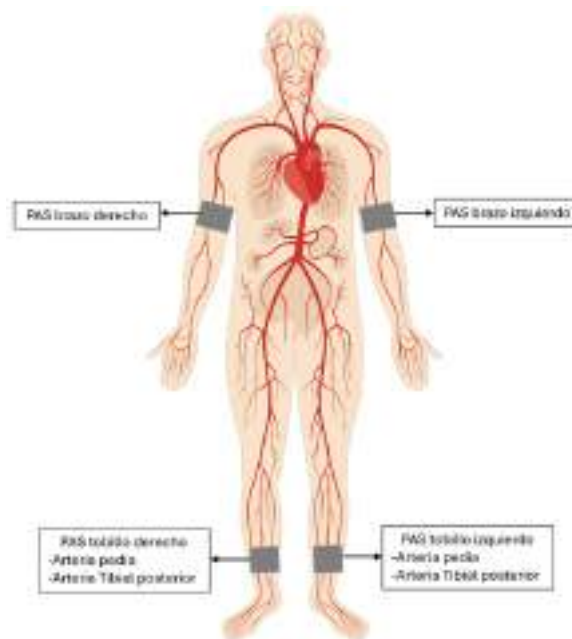


Figura 3.1: Puntos anatómicos utilizados para la medición de la PAS en las extremidades superiores e inferiores. Arteria braquial, brazo. Arteria pedial, empeine. Arteria tibial posterior, tobillo (Figura elaborada por el autor).

La medición del ITB se realiza considerando los dos lados del cuerpo, ya que la circulación puede presentar diferencias entre las extremidades. Por ello, se registra la PAS en ambos brazos y ambos tobillos. A partir de estas mediciones se establecen dos valores de ITB, uno para el lado derecho y otro para el izquierdo, como se indica en las ecuaciones 3.1 y 3.2, respectivamente.

$$ITB_{derecho} = \frac{PAS_{tobillo_derecho}}{PAS_{brazo_derecho}} \quad (3.1)$$

$$ITB_{izquierdo} = \frac{PAS_{tobillo_izquierdo}}{PAS_{brazo_izquierdo}} \quad (3.2)$$

En condiciones normales, la PA en la región del tobillo suele ser superior a la PA braquial medida en los brazos. Por este motivo, un valor de ITB igual o inferior a 0,9 se considera indicativo de EAP. La Tabla 3.1 resume los rangos de valores del ITB y su correspondiente interpretación.

Tabla 3.1: Rangos del ITB e interpretación clínica (Lau et al., 2011).

ITB	Interpretación
0,9 – 1,3	Normal
0,7 – 0,9	Oclusión leve
0,4 – 0,69	Oclusión moderada
<0,4	Oclusión severa
>1,3	Calcificación

Una de las principales limitaciones del procedimiento tradicional para calcular el ITB es la necesidad de utilizar un equipo Doppler. Por ello, se ha propuesto sustituirlo por tensiómetros automáticos para la medición de la PAS. Estudios han intentado evaluar el grado de concordancia entre ambos métodos con el fin de validar esta alternativa. No obstante, los resultados han mostrado una alta variabilidad, lo que podría afectar la precisión clínica y limita su uso como herramienta confiable para el cribado de la EAP (Ramanathan et al., 2003; Benchimol et al., 2004; B. Y. Lee et al., 1996). No obstante, este tipo de dispositivos representan una alternativa práctica para el personal clínico que no cuenta con formación específica en el manejo del equipo Doppler.

La fotoplethismografía (PPG, Photoplethysmography) se presenta como una técnica óptica sencilla y no invasiva, capaz de detectar cambios en el volumen sanguíneo

ocasionados por la expansión y contracción de las arterias en respuesta a la onda de presión arterial. Estudios exploratorios han evidenciado una correlación entre las mediciones de PA obtenidas mediante dispositivos Doppler y las realizadas con PPG. Uno de los primeros estudios, presentado en 1998 (Whiteley et al., 1998), reportó un coeficiente de correlación de 0,875 en mediciones del ITB realizadas en 52 extremidades, lo que sugiere que la PPG podría ser una alternativa viable al Doppler en sistemas automatizados para la medición del ITB. Esta hipótesis ha sido respaldada por investigaciones posteriores, que muestran intervalos de variación aceptables entre ambos métodos. En conjunto, los resultados indican que la técnica PPG es fácilmente aplicable en pruebas de cribado general para la detección de la EAP (Beutner et al., 2012; Amrani et al., 2022; Perpetuini et al., 2020).

Por otro lado, la velocidad de la onda de pulso (PWV, Pulse Wave Velocity) es la velocidad con la que se propaga la onda de presión arterial a través del sistema circulatorio y puede estimarse a través del tiempo de tránsito de pulso (PTT, Pulse Transit Time), que se corresponde con el tiempo que tarda una onda de pulso en desplazarse entre dos puntos del sistema cardiovascular. El PTT puede obtenerse a partir de señales de electrocardiograma (ECG) y fotopleletismografía (PPG) (Wu et al., 2019). Este parámetro permite calcular la velocidad de la onda tobillo-brazo (baPWV, ankle-brachial Pulse Wave Velocity), utilizada para detectar riesgo cardiovascular y evaluar el daño vascular asociado a la aterosclerosis (Yamashina et al., 2003a). Estudios han demostrado la relación entre la baPWV y la rigidez arterial, así como su valor predictivo en casos de hipertensión (Zhu et al., 2019). En este contexto, resulta interesante considerar la posibilidad de establecer una medida del ITB a partir de la PWV, dado que esta última se utiliza para evaluar la rigidez arterial, un factor directamente relacionado con el riesgo de desarrollar aterosclerosis.

El sistema desarrollado en esta tesis doctoral se basa en la medición simultánea de señales fisiológicas de ECG y PPG, a partir de las cuales se extraen parámetros como el HRV y el PTT, utilizando puntos característicos de ambas señales. Con esta información, se estima la PWV, considerando la longitud aproximada de las arterias que transportan la sangre desde el corazón hasta el dedo índice de la mano y el hallux (dedo gordo) del pie. A partir de estos datos, se propone calcular el ITB como el cociente entre los valores obtenidos. Este sistema representa una alternativa interesante que podría mitigar las complicaciones asociadas al procedimiento convencional de medición del ITB en la evaluación de pacientes con EAP.

La sección de materiales y métodos describe los dispositivos electrónicos desarrollados para la adquisición de señales de ECG y PPG, así como el procesamiento de datos y la metodología propuesta para calcular el ITB. En la sección de resultados se presenta la validación del sistema y analiza su precisión en comparación con el procedimiento estándar basado en el uso del equipo Doppler.

3.2 MATERIALES Y MÉTODOS

3.2.1 *Señales fisiológicas y parámetros biomédicos*

3.2.1.1 *Electrocardiograma*

El electrocardiograma (ECG) es una prueba indolora que permite registrar la actividad eléctrica del corazón mediante dos o más electrodos colocados sobre la piel, generalmente en el tórax. Esta señal refleja los impulsos eléctricos que provocan la contracción y relajación del corazón en cada latido, y es fundamental para el diagnóstico de enfermedades cardíacas y el monitoreo de la salud del corazón (Becker, 2006).

El corazón está compuesto por cuatro cámaras, dos aurículas y dos ventrículos, que permiten el flujo de sangre entre el cuerpo, los pulmones y el propio corazón. La actividad eléctrica que coordina este flujo se origina en el nodo sinusal, desde donde se transmite hacia las aurículas y luego a los ventrículos, generando la despolarización y contracción muscular necesarias para impulsar la sangre (Becker, 2006).

La señal de ECG está formada por las ondas P, Q, R, S y T. La P representa la despolarización auricular; el complejo QRS indica la despolarización y contracción de los ventrículos, siendo la parte con mayor amplitud de la señal; finalmente, la onda T corresponde a la repolarización ventricular (Davies et al., 2014; Vecht et al., 2009). Entre los parámetros derivados de la señal de ECG, el intervalo R-R, distancia entre dos ondas R consecutivas, permite calcular la frecuencia cardíaca (Vecht et al., 2009).

La Figura 3.2 muestra una representación del corazón, el impulso eléctrico y el trazado de una señal típica de ECG con sus componentes.

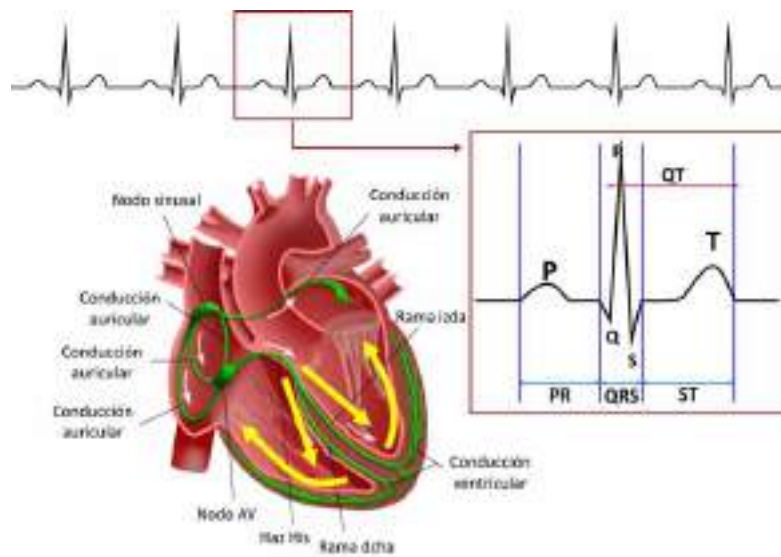


Figura 3.2: Representación del sistema de conducción eléctrica del corazón y trazado típico del ECG (Sociedad española de la imagen cardiaca, 2025).

3.2.1.2 Fotopleletismografía

La fotopleletismografía (PPG) es una técnica óptica, simple y no invasiva, utilizada para monitorear la frecuencia cardíaca mediante la detección de cambios en el volumen sanguíneo a través de la piel (Slapničar et al., 2019). Esta técnica cuenta con dos configuraciones principales para caracterizar la onda de PA. En la primera configuración, el diodo LED se coloca en un lado del tejido y el fotodetector en el lado opuesto. En este caso, la señal de voltaje es inversamente proporcional al flujo sanguíneo. En la segunda configuración, ambos componentes se sitúan en la misma zona de medición. Durante la sístole, el aumento de presión incrementa la concentración de sangre y, por lo tanto, la absorción de luz. Durante la diástole ocurre lo contrario, la presión disminuye, y en consecuencia, la absorción de luz se reduce (Castaneda et al., 2018).

Los cambios en el volumen de sangre durante el ciclo cardíaco permiten representar la PA como una señal periódica, en la que se pueden identificar los picos sistólicos y diastólicos. La frecuencia cardíaca se determina a partir del intervalo de tiempo entre picos sistólicos (Slapničar et al., 2019). La Figura 3.3 representa el ciclo completo de la señal de PPG, en la que se destacan parámetros clave como la amplitud sistólica (x), que indica el volumen máximo de sangre impulsado por el corazón durante la contracción, y la amplitud diastólica (y), que refleja la presión durante la fase de relajación. También

se identifica el punto dicroto, que marca la transición entre sístole y diástole, así como el ancho de pulso medido a la mitad del pico sistólico (Awad et al., 2007).

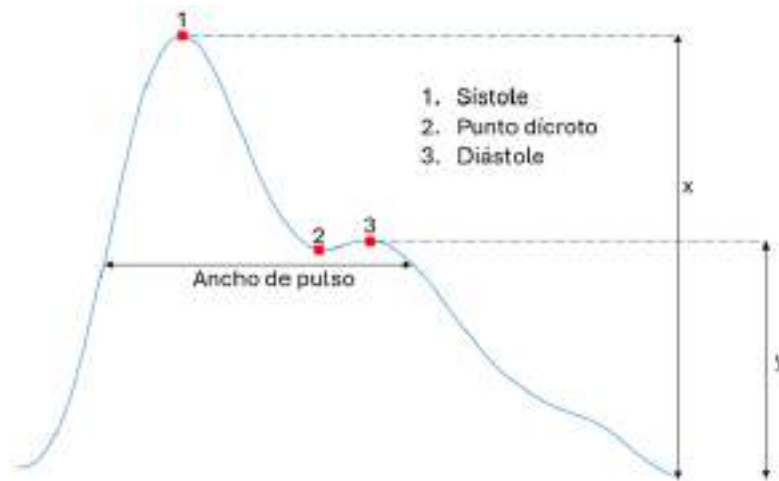


Figura 3.3: Ciclo completo de la señal de PPG (Elgendi, 2012). Se identifican la amplitud sistólica (x) y diastólica (y), el punto dicroto y el ancho de pulso.

3.2.1.3 Velocidad de la onda de pulso

La velocidad de la onda de pulso (PWV) se define como la velocidad a la que viaja el pulso de PA a través del sistema circulatorio. Se calcula dividiendo la distancia que recorre la onda por el tiempo que tarda en recorrerla. Esta medida se utiliza para evaluar la rigidez arterial y permite diagnosticar enfermedades cardiovasculares (Townsend et al., 2015).

Para determinar la PWV, es necesario conocer el tiempo que tarda la onda de presión en recorrer una distancia y la longitud del recorrido. El tiempo puede estimarse mediante el parámetro conocido como tiempo de tránsito del pulso (PTT), que indica cuánto tarda el pulso en viajar entre dos puntos del sistema circulatorio. En particular, el PTT también se emplea para monitorear cambios en la PA (Ghosh et al., 2016). El PTT puede obtenerse combinando información de distintas señales fisiológicas. Una opción consiste en calcular el intervalo entre los picos R del ECG y los máximos de la amplitud sistólica de la señal PPG, que generalmente se mide en las yemas de los dedos. También se considera el tiempo entre el punto Q del ECG y el inicio del ascenso sistólico en la señal PPG (Allen, 2007). La Figura 3.4 ilustra esta relación entre las señales de ECG y PPG, utilizadas para caracterizar el PTT.

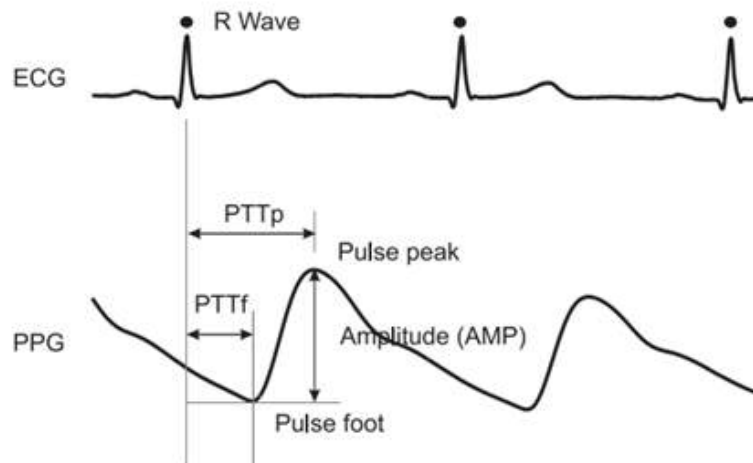


Figura 3.4: Relación entre las señales de ECG y PPG utilizada para estimar el PTT (Allen, 2007).

Por otra parte, la longitud de las arterias no es un parámetro fácil de conocer, ya que varía entre individuos, lo que complica la medición de la PWV. No obstante, existen estudios que han propuesto modelos para estimar automáticamente la longitud de las arterias que llevan sangre a las extremidades. En particular, se han desarrollado ecuaciones para estimar la longitud entre la arteria braquial y la arteria que lleva el flujo sanguíneo al tobillo, posiblemente la arteria tibial (Yamashina et al., 2003b).

3.2.2 Dispositivos para la medición de parámetros fisiológicos

Uno de los objetivos principales de esta tesis es contribuir al mejoramiento del procedimiento de diagnóstico y evaluación de pacientes con EAP. Para ello, una vez definidos los parámetros fisiológicos relevantes para la metodología propuesta, se procede al diseño de los dispositivos electrónicos encargados de capturar dichas señales.

El sistema está compuesto por dos dispositivos. El primero registra la señal de ECG en la región torácica y la señal de PPG en el dedo índice de la mano. El segundo dispositivo se encarga de capturar la señal de PPG en el dedo hallux del pie; ambos dispositivos emplean el módulo MAX86150 para el registro de las señales, y utilizan una placa de desarrollo Teensy 4.0 para su adquisición y gestión. A continuación, se detallan las características y funciones de estos componentes.

3.2.2.1 MAX86150

El módulo MAX86150 de Maxim Integrated (U. S. Analog Devices, 2025) permite la medición simultánea de señales ECG y PPG desde un solo dispositivo con una resolución de 19 bits. Integra LEDs, fotodetectores y una interfaz analógica frontal en un encapsulado compacto de 3,3 mm × 5,6 mm × 1,3 mm, lo que facilita su integración en dispositivos portátiles como wearables y teléfonos inteligentes. Su diseño de bajo consumo energético, junto con la aprobación de la FDA, respalda su precisión y fiabilidad en aplicaciones médicas. La señal ECG se obtiene con solo dos electrodos, suficiente para capturar el complejo QRS, mientras que la señal PPG se registra en la misma región mediante el encapsulado óptico del módulo.

Entre sus principales características técnicas, destaca por incorporar un amplificador de instrumentación con alta relación de rechazo de modo común (CMRR) y emplea una fuente de alimentación de 1,8 V, con una fuente adicional de 3,3 V para los LEDs infrarrojos. La comunicación con el circuito se realiza mediante el protocolo I²C (Inter-Integrated Circuit), ampliamente utilizado por su eficiencia en sistemas embebidos. Además, cada entrada de electrodo ECG incluye un filtro pasa bajo R-C con una frecuencia de corte de aproximadamente 318 Hz, lo que garantiza una adecuada captura del espectro de la señal (Golden et al., 1973).

Para el diseño de las placas de circuito impreso (PCB, Printed Circuit Board) de los dispositivos de medida, se tomó como referencia el circuito de aplicación típico recomendado por el fabricante en la hoja de datos del módulo. La Figura 3.5 muestra el esquema utilizado para la captura de señales ECG y PPG, junto con una imagen real del módulo ubicada en la parte superior derecha. Cabe señalar que, en el dispositivo destinado a medir la señal PPG en el pie, no se contempla la adquisición de la señal ECG. Por ello, las entradas correspondientes a ECG se conectan a masa, para la correcta operación del módulo sin interferencias.

3.2.2.2 Placa de desarrollo Teensy 4.0

Los dispositivos de medición están equipados con una placa de desarrollo Teensy 4.0 (PJRC, 2025b), la cual se encarga de la adquisición y gestión de las señales capturadas. Esta tarjeta se destaca por su alto rendimiento y versatilidad, lo que la hace ideal para aplicaciones en robótica, instrumentación, Internet de las Cosas (IoT), entre otras áreas.

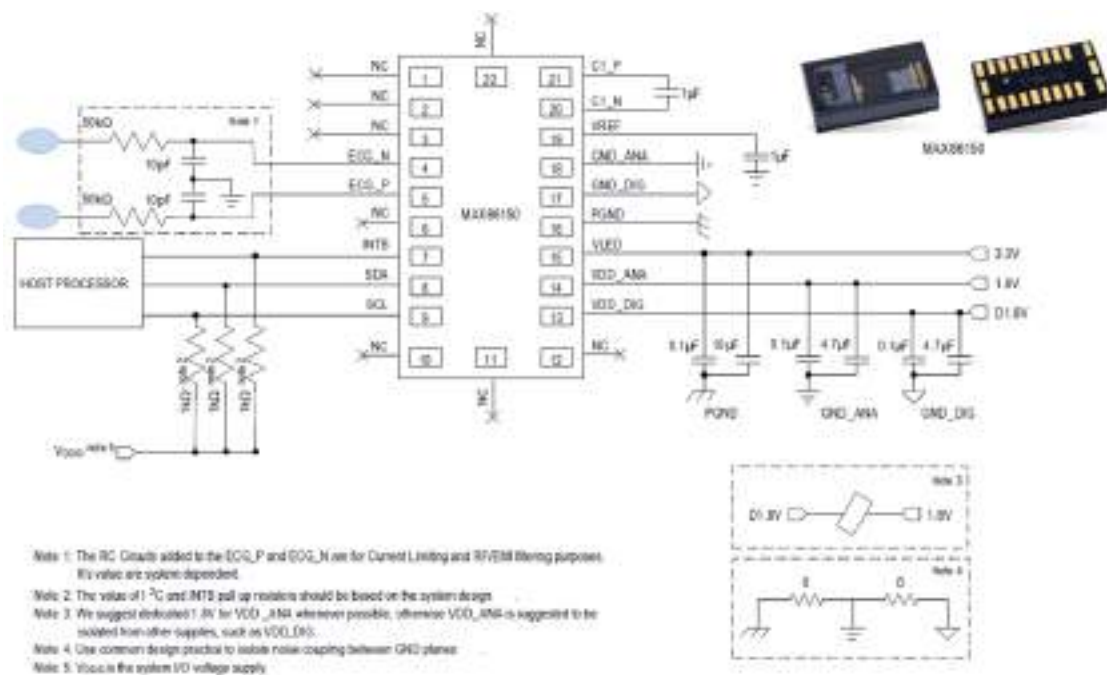


Figura 3.5: Esquemático típico de aplicación del módulo MAX86150 recomendada por el fabricante. En la parte superior derecha se muestra una imagen real del sensor (U. S. Analog Devices, 2025).

La Teensy 4.0 incorpora un microcontrolador con procesador ARM Cortex-M7 a 600 MHz, junto con 1984 kB de memoria Flash y 1024 kB de RAM. Requiere una alimentación típica de 5 V y opera internamente a 3,3 V. En cuanto a sus interfaces, ofrece tres puertos I²C, de los cuales al menos uno se utiliza para comunicarse con el sensor MAX86150. Además, cuenta con un puerto USB que permite su conexión directa a un ordenador, facilitando tanto la alimentación como la transferencia de datos para su posterior gestión.

Una de sus principales ventajas es su compatibilidad con el entorno de programación Arduino mediante la extensión Teensyduino, lo que permite aprovechar librerías y códigos previamente desarrollados. Para este proyecto, se utiliza la librería *ProtoCentral MAX86150 PPG and ECG IC*, desarrollada por ProtoCentral Electronics (ProtoCentral Electronics, 2025). El programa comienza con la inclusión de esta librería y la configuración de la comunicación I²C. Se definen las variables necesarias para almacenar los datos de ECG y PPG, y posteriormente se envían al ordenador a través del protocolo UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter) utilizando la conexión USB.

3.2.2.3 Fabricación de los dispositivos de medida

Una vez definidos tanto el sensor para la medición de señales fisiológicas como la placa de desarrollo seleccionada para el control del sistema, se procedió al diseño de las placas de circuito impreso (PCB), utilizando el software de diseño electrónico KiCad EDA (KiCad EDA, 2025). La Figura 3.6a muestra una vista en 3D de las PCBs, en la que se observa la cara superior de cada placa. Las dimensiones aproximadas son de 55 mm × 56 mm para el primer dispositivo, y 44 mm × 46 mm para el segundo. Se destaca la ubicación de los sensores, los conectores *ECG_P* y *ECG_N* para capturar la señal de ECG, así como la posición de la placa Teensy 4.0.

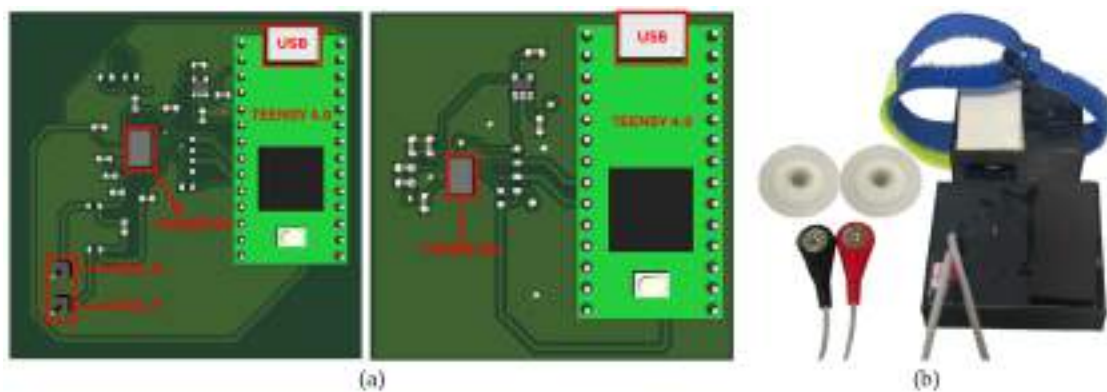


Figura 3.6: **a)** Modelo 3D de las PCBs diseñadas con la distribución de sus componentes (J. Romero-Ante et al., 2024).
b) Dispositivos de medida, electrodos y cables para ECG (J. Romero-Ante et al., 2024).

Para completar el ensamblaje de los dispositivos, se diseñaron carcasas que mejoran la sujeción y comodidad durante su manipulación. Además, el dispositivo destinado a medir la señal PPG en el pie incorpora una cinta de velcro para asegurar su fijación al dedo hallux. La Figura 3.6b muestra los dispositivos ya fabricados, destacando la conexión de cables y electrodos utilizados para la señal de ECG. En este caso, se emplean electrodos estándar de plata/cloruro de plata (Ag/AgCl) con gel adhesivo, que mejora la conductividad eléctrica, para lo cual se optó por el modelo DORMO LF-50 (Telic Group, 2025). Para una correcta medición del ECG, se recomienda ubicar el electrodo conectado al terminal *ECG_P* al final de la región axilar izquierda, mientras que el electrodo asociado a *ECG_N* debe colocarse sobre el surco esternal, en la línea media entre los pectorales.

3.2.2.4 Adquisición de las señales

La adquisición de las señales se gestiona mediante un programa desarrollado en Python (Python, 2025), que permite transferir la información desde cada uno de los dispositivos a un ordenador para su procesamiento. Este programa actúa como una interfaz de comunicación entre cada placa Teensy 4.0 y el equipo central, para de esta manera coordinar el flujo de los datos.

En el programa se define el tiempo de adquisición en segundos, con una tasa de muestreo de 200 Hz, configurada previamente en la programación del microcontrolador. Los datos capturados se almacenan en dos archivos de texto. El primero contiene las señales de ECG y PPG registradas en la mano, junto con su respectivo tiempo de muestreo; el segundo archivo guarda la señal PPG del dedo del pie, también con su correspondiente referencia temporal.

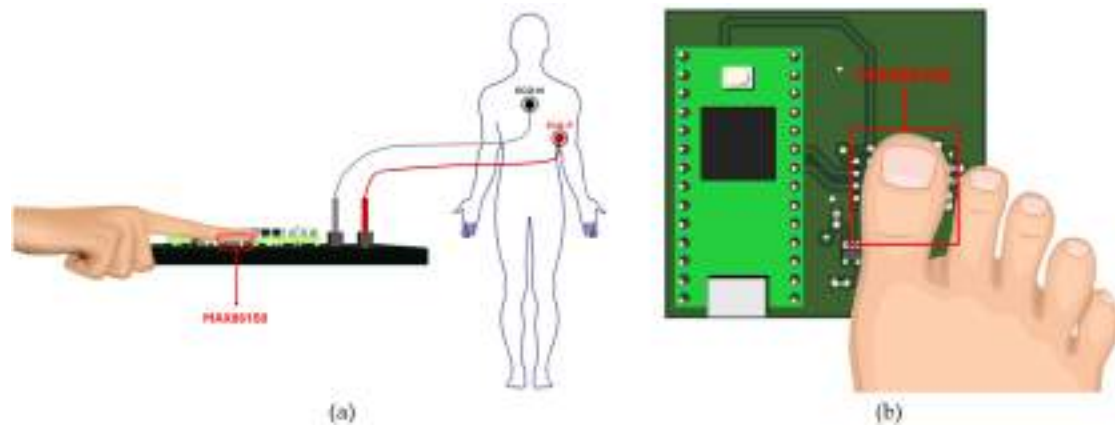


Figura 3.7: **a)** Posición del dedo índice y conexión de los electrodos (J. Romero-Ante et al., 2024).
b) Posición del dedo hallux (J. Romero-Ante et al., 2024).

La Figura 3.7 muestra la colocación del dedo índice y del dedo hallux del pie sobre cada módulo óptico para capturar las señales de PPG. En este punto es importante que los dedos cubran completamente el área del sensor, a fin de minimizar las interferencias provocadas por la luz ambiente. En cuanto a la señal de ECG, se ilustran las posiciones de los electrodos; el terminal *ECG_N* se ubica en el pecho del paciente, mientras que el terminal *ECG_P* se coloca en la región axilar, para garantizar una correcta adquisición de la señal.

La Figura 3.8 ilustra los puntos del cuerpo donde se realiza la medición de las señales fisiológicas, así como un ejemplo de las señales de ECG, PPG en la mano y PPG en el pie, tal como se registran durante el proceso de adquisición.

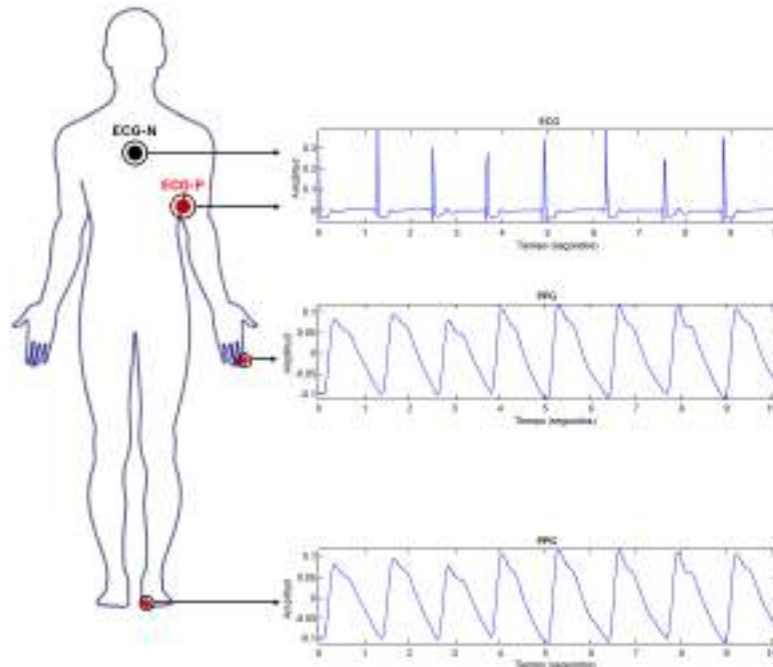


Figura 3.8: Puntos de medida de las señales de ECG y PPG. A la derecha se muestran ejemplos de las señales adquiridas en cada punto (Figura elaborada por el autor).

3.2.3 Procesamiento de las señales

El módulo MAX86150 ofrece una ventaja importante en términos de calidad de medición, ya que incorpora internamente un sistema de cancelación de ruido y supresión de interferencias lumínicas, lo cual es especialmente útil en la adquisición de las señales de PPG. En el caso de la señal ECG, se incluye un filtro RC en la entrada del circuito que limita la corriente y actúa como protección frente a posibles interferencias electromagnéticas y de radiofrecuencia, que podrían introducirse a través de los cables de los electrodos.

Aunque estos sensores ofrecen un rendimiento robusto y señales de alta calidad, es necesario aplicar un procesamiento posterior para extraer la información relevante. Este procesamiento se lleva a cabo en MATLAB (MathWorks, 2025b).

La primera fase del procesamiento corresponde a una etapa de filtrado, cuyo propósito es eliminar interferencias presentes en las señales, generadas principalmente por el ruido electromagnético de la red eléctrica. Estas interferencias suelen aparecer como una componente en alterna que puede distorsionar la señal original. Para mitigar este efecto, se aplica un filtro paso alto, diseñado para atenuar las frecuencias por debajo de un umbral determinado y permitir el paso de las superiores. En este caso, se estableció una frecuencia de corte de 50 Hz para ambas señales, con el fin de suprimir la componente asociada a la red eléctrica.

La Figura 3.9 muestra el efecto del filtrado, las señales originales con interferencia de la red eléctrica se representan en rojo, mientras que las señales filtradas aparecen en azul. Se observa una mejora notable en la calidad de las señales al eliminar la componente en alterna asociada al ruido electromagnético.

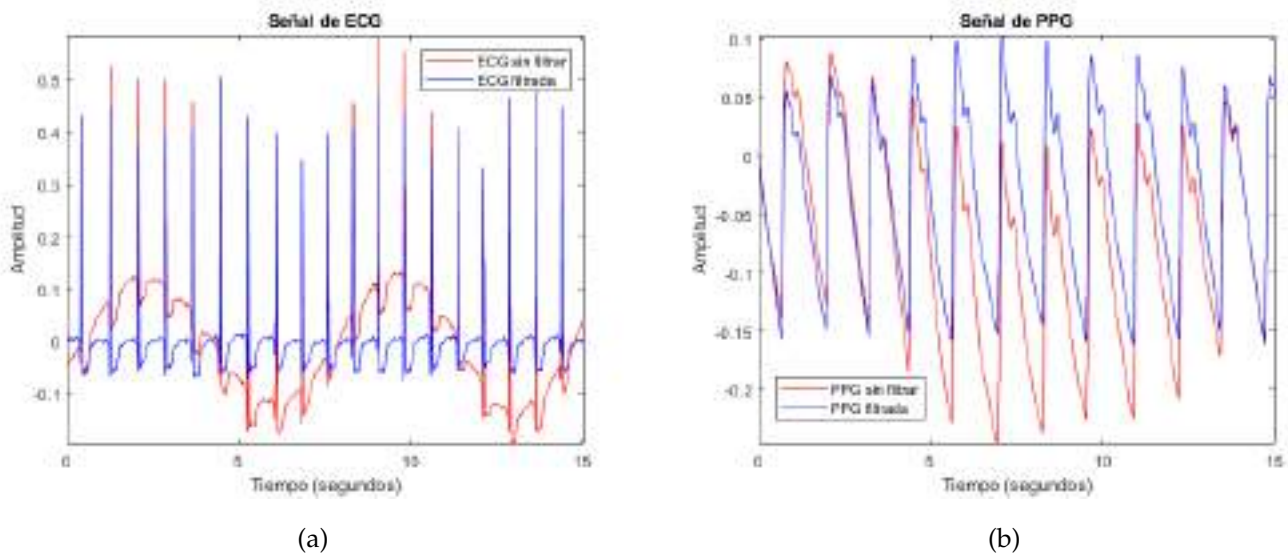


Figura 3.9: **a)** Señal de ECG sin filtrar en rojo y señal filtrada en azul (J. Romero-Ante et al., 2024).
b) Señal de PPG sin filtrar en rojo y señal filtrada en azul (J. Romero-Ante et al., 2024).

La segunda fase de procesamiento tiene como objetivo reducir el ruido causado por movimientos del usuario o de atenuar posibles alteraciones cardíacas que puedan reflejarse en las señales de ECG. En la literatura se han propuesto diversas estrategias para mejorar la calidad de esta señal, entre las cuales destacan los filtros tradicionales, como los de media móvil y los filtros selectivos en frecuencia, que permiten suprimir

componentes específicas de ruido, como la interferencia de la red eléctrica (Satija et al., 2016b).

Asimismo, se han implementado técnicas más avanzadas basadas en transformaciones y descomposición de señales, como la transformada discreta de wavelet (DWT, Discrete Wavelet Transform), la descomposición empírica de modos y la transformada de coseno discreta. Estas técnicas resultan especialmente efectivas para separar el ruido de la morfología real del ECG (Satija et al., 2016b; a). Sin embargo, presentan ciertas limitaciones frente a artefactos producidos por movimientos bruscos del sujeto, los cuales pueden distorsionar significativamente la forma de onda, en particular el complejo QRS.

En esta etapa de procesamiento se emplea la DWT que ha demostrado ser una técnica eficaz para la eliminación de ruido en las señales de ECG, especialmente cuando los movimientos son mínimos o en condiciones de reposo. En estos casos, el ruido presente suele tener características espectrales diferenciables de la morfología del ECG, lo que permite que la DWT separe las componentes de baja y alta frecuencia, lo cual favorece la limpieza de la señal sin alterar significativamente las ondas P, el complejo QRS o la onda T (Satija et al., 2016b; a).

La DWT es una técnica que permite el análisis de señales no estacionarias, como la señal de ECG, cuya morfología y contenido espectral varían a lo largo del tiempo. A diferencia de métodos como la transformada rápida de Fourier (FFT, Fast Fourier Transform), que solo proporciona información en el dominio de la frecuencia y resulta apropiada para señales estacionarias, la DWT permite un análisis conjunto en los dominios de tiempo y frecuencia. Además, facilita la descomposición en múltiples niveles de resolución, lo que facilita una representación detallada de las distintas componentes de la señal (Lin et al., 2014).

En su implementación, la DWT utiliza una función wavelet madre como plantilla para analizar la señal a diferentes resoluciones. Esto se logra mediante operaciones de escalado, que ajustan su frecuencia, y de traslación, que permiten desplazarla en el tiempo (Aqil et al., 2017). De esta forma, la wavelet madre funciona como un detector de cambios locales en la señal, como picos o transiciones abruptas, lo que facilita la identificación de las ondas P, QRS y T en la señal de ECG.

Para el análisis tiempo-frecuencia de las señales de ECG se utilizó la herramienta Wavelet Toolbox de Matlab (MathWorks, 2025e). Con esta herramienta, se descompuso la señal en cuatro niveles empleando como wavelet madre la función 'sym4' de la

familia Symlets. Esta wavelet se reconoce por su similitud con el complejo QRS, lo que la hace adecuada para detectar los picos R (MathWorks, 2025c), fundamentales para la metodología de cálculo del ITB propuesta en esta tesis. En la DWT, las escalas pequeñas permiten analizar con mayor precisión las componentes de alta frecuencia, mientras que las escalas grandes se enfocan en las bajas frecuencias (Lin et al., 2014). En este caso, se utilizaron los coeficientes de detalle de los niveles 2 y 4 de la descomposición. El coeficiente de nivel 2 contiene información de alta frecuencia, lo que permite identificar el complejo QRS y resaltar el pico R. Por su parte, el coeficiente de nivel 4 aporta información de baja frecuencia, útil en algunos casos para representar las ondas P y T del ECG.

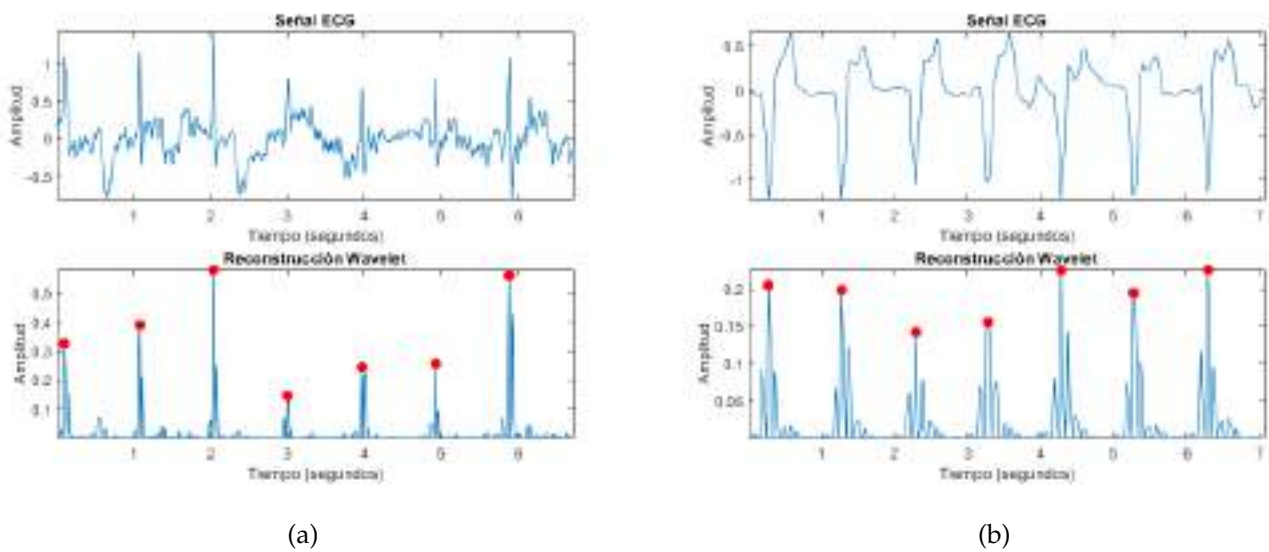
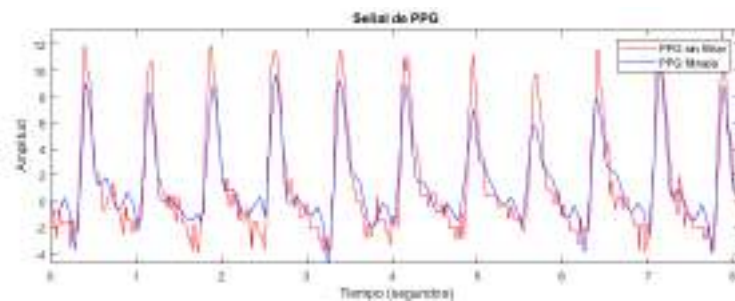


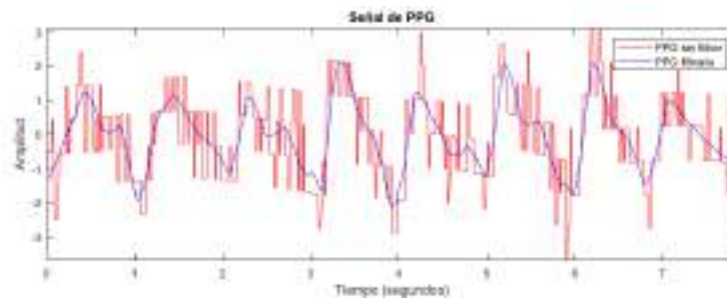
Figura 3.10: **a)** Señal de ECG con variaciones y ruido, junto con el resultado del procesamiento mediante wavelet (J. Romero-Ante et al., 2024).
b) Señal de ECG con el complejo QRS en negativo y resultado del procesamiento con wavelet (J. Romero-Ante et al., 2024).

Este procedimiento de reconstrucción resulta especialmente útil para analizar señales de personas con pulso débil, en quienes la detección del pico R puede ser complicada, o en aquellos casos donde la derivación del ECG muestra el complejo QRS invertido. En la Figura 3.10a se observa la señal original, con alta variabilidad y presencia de ruido que dificultan la identificación de los componentes del ECG, junto con el resultado obtenido tras aplicar la transformada wavelet. La Figura 3.10b muestra otro ejemplo, esta vez con el complejo QRS en negativo, acompañado del resultado del procesamiento. En ambos casos los puntos rojos señalan los picos R detectados.

Para las señales PPG, también se aplicó la DWT con el objetivo de suavizar la señal obtenida en la etapa inicial de procesamiento. En este caso la implementación de DWT permite obtener una forma de onda más clara, que facilite la identificación del pico característico de la contracción sistólica, fase del ciclo cardíaco en la que la sangre es impulsada hacia las arterias. El procedimiento seguido se basa en el método descrito en (MathWorks, 2025d), y consiste en descomponer la señal en varios niveles de detalle para luego reconstruirla, suprimiendo las variaciones causadas por el ruido, al igual que en el caso del procesamiento del ECG. Este tipo de tratamiento es especialmente útil en condiciones donde la calidad de la señal puede verse afectada por factores externos, como la iluminación ambiental o los movimientos involuntarios del usuario. Estas interferencias son comunes en los puntos de medición como los dedos de las manos o los pies, que son sensibles a estos efectos durante la adquisición de datos.



(a)



(b)

Figura 3.11: **a)** Señal original de PPG, en rojo, y su resultado tras la implementación DWT, en azul (J. Romero-Ante et al., 2024).

b) Señal de PPG sin filtrar en rojo y señal filtrada en azul (J. Romero-Ante et al., 2024).

La Figura 3.11a muestra en rojo la señal PPG tras el procesamiento inicial, junto con el resultado de la aplicación de la DWT en azul. Se aprecia una mejora en la claridad de

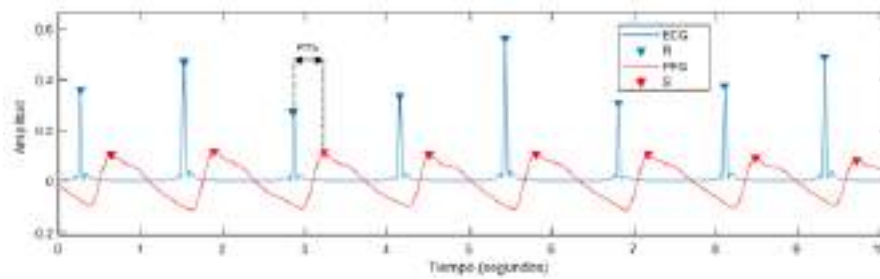
la señal, lo que permite identificar con mayor facilidad el pico asociado a la contracción sistólica. Por otro lado, la Figura 3.11b presenta en rojo una señal original con un alto nivel de ruido, que en su estado inicial no resulta apta para el análisis. No obstante, tras aplicar la técnica wavelet, la señal resultante, en azul, muestra una forma más definida y de calidad suficiente para su evaluación.

Estos dos casos extremos ilustran claramente la capacidad del procesamiento mediante DWT para mejorar la calidad de las señales PPG, tanto en registros que ya presentan una buena definición como en aquellos con un alto nivel de variación. A diferencia de las técnicas tradicionales de suavizado, que suelen requerir la selección manual de un factor de suavizado ajustado a cada situación específica, este enfoque se adapta de manera más flexible a distintos tipos de señal y condiciones de adquisición, ofreciendo mayor efectividad en la eliminación de ruido.

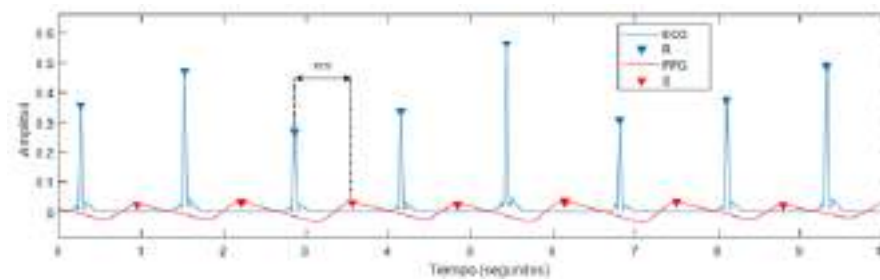
3.2.4 Variabilidad de la frecuencia cardíaca y tiempo de tránsito de pulso

Una vez finalizado el procesamiento, se obtienen señales con la calidad suficiente para identificar los puntos característicos de interés. El siguiente paso consiste en determinar parámetros como la variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) y el tiempo de tránsito del pulso (PTT). Para ello, es necesario detectar los picos R en la señal de ECG, así como la amplitud sistólica en la señal de PPG, a la que en adelante se denominará punto S.

Para la detección de estos picos, se desarrolló un algoritmo específico. En el caso del ECG, el algoritmo analiza la señal y detecta un pico R cuando esta supera un umbral predefinido, calculado en función de la magnitud de la propia señal. Para garantizar una identificación precisa, también se establece un intervalo mínimo entre picos consecutivos, evitando así detecciones erróneas por fluctuaciones rápidas. A partir de los picos R identificados, se calcula HRV, expresada como una estimación de los latidos por minuto. En el caso de la señal PPG, la identificación de los puntos S se basa en la frecuencia de los picos R previamente detectados en el ECG. El algoritmo utiliza esta información para estimar el momento en que debería aparecer cada punto S en la señal PPG. Esta correlación es posible porque ambos puntos corresponden a la misma fase del ciclo cardíaco, específicamente a la contracción ventricular o sístole.



(a)



(b)

Figura 3.12: **a)** Señales de ECG y PPG medida en la mano. Identificación de los picos R y S (J. Romero-Ante et al., 2024).
b) Señales de ECG y PPG medida en el pie. Identificación de los picos R y S (J. Romero-Ante et al., 2024).

En relación con el parámetro PTT, las señales de ECG y PPG se adquieren de forma síncrona, es decir, al mismo tiempo, lo que permite calcular este parámetro como la diferencia temporal entre el punto S en la señal PPG y el pico R anterior en la señal ECG. A partir de este cálculo, se definen las variantes PTT_h y PTT_f , que representan el tiempo de tránsito del pulso desde la salida de sangre del corazón hasta que se refleja en los dedos de las manos y dedos de los pies, respectivamente. La Figura 3.12 muestra el resultado del procesamiento de una señal de ECG en color azul y una señal de PPG en rojo, junto con un ejemplo de la identificación de los puntos R y S, este último detectado tanto en la mano como en el pie; además, los gráficos muestran los parámetros PTT_h y PTT_f . En relación con el parámetro PTT, las señales de ECG y PPG se adquieren de forma síncrona, es decir, al mismo tiempo, lo que permite calcular este parámetro como la diferencia temporal entre el punto S en la señal PPG y el pico R anterior en la señal ECG. A partir de este cálculo, se definen las variantes PTT_h y PTT_f , que representan el tiempo de tránsito del pulso desde la salida de sangre del corazón hasta que se refleja en los dedos de las manos y dedos de los pies, respectivamente.

3.2.5 *Velocidad de la onda de pulso*

Una vez determinado el tiempo que tarda la onda del pulso sanguíneo en desplazarse desde el corazón hasta los dedos de las manos y los pies, es fundamental calcular la distancia recorrida para poder estimar la velocidad de la onda de pulso.

3.2.5.1 *Longitud de las arterias*

Calcular con precisión la longitud de las arterias y capilares que conforman el sistema circulatorio no es una tarea sencilla. Aunque es posible describir fisiológicamente el árbol arterial y estimar de forma aproximada su longitud, estas mediciones no son completamente exactas debido a las variaciones anatómicas entre las personas.

Algunos estudios, como el presentado en (Yamashina et al., 2003b), han desarrollado modelos matemáticos que relacionan la estatura con la longitud de determinadas arterias. Estas fórmulas consideran, por ejemplo, la distancia desde la arteria braquial hasta el codo, o desde el corazón hasta el tobillo. Sin embargo, dichos modelos no pueden aplicarse directamente en esta propuesta, ya que los puntos de medición utilizados no coinciden con los contemplados en esos estudios. Por esta razón, se propone establecer una nueva relación matemática que permita estimar de forma aproximada la longitud de las arterias y vasos sanguíneos que transportan la sangre desde el corazón hasta los dedos de las manos y los pies, ajustándose a las condiciones empleadas en esta investigación.

El recorrido de la sangre desde el corazón hasta los dedos de las manos sigue un camino que inicia en la arteria axilar, continúa por la arteria braquial y se ramifica en las arterias radial y cubital, hasta distribuirse finalmente a través de los vasos sanguíneos y capilares digitales. Por su parte, el recorrido hacia los dedos de los pies es más largo y complejo. Comienza en la arteria aorta, que se divide en las arterias ilíacas derecha e izquierda, una para cada extremidad inferior. A partir de ahí, la sangre fluye por las arterias femorales y tibiales, hasta alcanzar la arteria dorsal del pie y el arco plantar, encargados de llevar la sangre hacia los vasos de los dedos del pie.

Una vez identificado el recorrido del flujo sanguíneo, esta tesis propone tres longitudes de referencia para estimar las distancias desde el corazón hasta los puntos de medición, considerando ambos lados del cuerpo. Estas longitudes corresponden a las arterias izquierda y derecha de los brazos, la arteria derecha e izquierda, así como a

la arteria plantar, y representan la distancia aproximada desde el corazón hasta el dedo hallux de cada pie. Las tres medidas se definen de la siguiente manera:

- **Arteria del brazo derecho/izquierdo:** Longitud desde el extremo de la clavícula izquierda, en su unión con el esternón, hasta la yema de cada dedo índice.
- **Arteria derecha/izquierda:** Conjunto de arterias que transporta la sangre desde el corazón hasta el talón. Para estimar esta distancia, se mide desde el extremo de la clavícula izquierda, al igual que en el caso anterior, hasta cada talón en línea recta.
- **Arteria plantar:** Longitud desde el talón hasta el punto medio del dedo hallux.

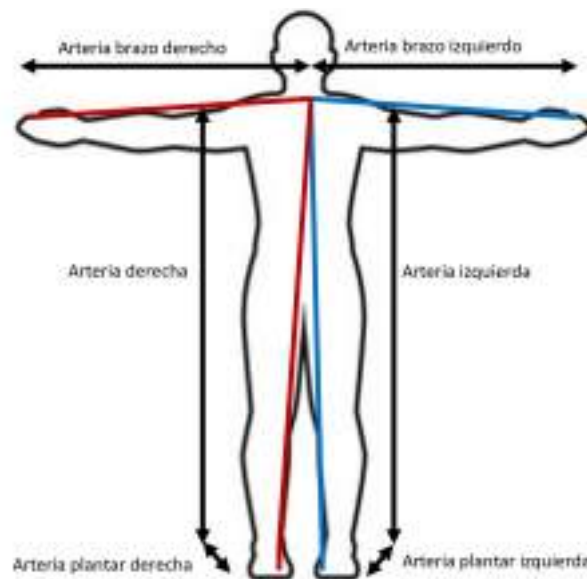


Figura 3.13: Representación esquemática del recorrido del flujo sanguíneo hacia las extremidades superiores e inferiores. Las arterias del lado derecho del cuerpo se muestran en rojo y el lado izquierdo en azul (J. Romero-Ante et al., 2024).

La Figura 3.13 representa un esquema de las mediciones propuestas para caracterizar las distancias recorridas en cada lado del cuerpo, con el lado derecho resaltado en rojo y el lado izquierdo en azul.

Para caracterizar las longitudes arteriales, se recopilaron datos de un grupo de 35 personas con diferentes edades, sexos, estaturas y características físicas. A partir de esta información, se aplicó un ajuste por mínimos cuadrados con el objetivo de obtener una optimización matemática que permita estimar de forma automática las longitudes arteriales en función de la estatura, expresada en metros. Este proceso

permitió determinar los coeficientes de una función continua que modela y aproxima los datos registrados. Como resultado, se definieron ecuaciones 3.3 - 3.7 que describen las longitudes de las arterias del brazo derecho (RA) e izquierdo (LA), de las piernas derecha (AR) e izquierda (AL), y de la arteria plantar (PA), todas en función de la estatura H.

$$RA = -0.5263H^2 + 2.201H - 1.311 \quad (3.3)$$

$$LA = -0.5018H^2 + 2.083H - 1.245 \quad (3.4)$$

$$AR = -0.3993H^2 + 1.967H - 0.8949 \quad (3.5)$$

$$AL = -0.5543H^2 + 2.488H - 1.336 \quad (3.6)$$

$$PA = -0.2921H^2 + 1.055H - 0.736 \quad (3.7)$$

Para calcular la distancia total desde el corazón hasta los dedos hallux de cada pie, es necesario sumar las longitudes de las arterias derecha (AR) o izquierda (AL), según corresponda, junto con la longitud de la arteria plantar (PA). Como resultado, se definen los parámetros AR_f y AL_f , que representan las distancias combinadas hacia el pie derecho y el pie izquierdo, respectivamente.

3.2.5.2 Determinación de la velocidad de la onda de pulso

Una vez determinadas las distancias y los valores de PTT hacia los puntos de medición de las señales PPG, es posible calcular PWV como el cociente entre estos dos parámetros, expresado en metros por segundo (m/s). De este modo, se definen las PWV hacia el dedo del pie (PWV_f) y el dedo de la mano (PWV_h), tanto para el lado derecho como para el izquierdo, según las expresiones 3.8 - 3.11:

$$PWV_{rf} = \frac{AR_f}{PTT_{rf}} \quad (3.8)$$

$$PWVlf = \frac{ALf}{PTTlf} \quad (3.9)$$

$$PWVrh = \frac{RA}{PTTrh} \quad (3.10)$$

$$PWVlh = \frac{LA}{PTTlh} \quad (3.11)$$

Donde PTT_{rf} y PTT_{lf} representan el tiempo transcurrido entre el pico R de la señal ECG y el pico S de la señal PPG, medido en los dedos del pie derecho e izquierdo, respectivamente. Por su parte, PTT_{rh} y PTT_{lh} corresponden al tiempo que tarda la onda de pulso en llegar a las yemas de los dedos de la mano derecha e izquierda, respectivamente.

3.2.6 Cálculo del Índice Tobillo-Brazo

La propuesta de esta tesis doctoral se basa en utilizar la PWV como parámetro para determinar el ITB. Para ello, el ITB se define como el cociente entre la PWV medida hasta el pie y la PWV obtenida hasta la mano, considerando ambos lados del cuerpo por separado. Esta relación queda expresada mediante las ecuaciones 3.12 y 3.13, correspondientes al lado derecho e izquierdo, respectivamente.

- **ITB derecho:**

$$ABI_r = \frac{PWVrf}{PWVrh} \quad (3.12)$$

- **ITB izquierdo:**

$$ABI_l = \frac{PWVlf}{PWVlh} \quad (3.13)$$

El cálculo propuesto del ITB se realiza de forma individual para cada punto de medición, es decir, tomando como referencia cada pico R de la señal de ECG en relación con el siguiente pico S de la señal de PPG, tanto en la mano como en el pie. De este modo, se obtiene un conjunto de valores que depende directamente de la cantidad de datos registrados durante el proceso de adquisición.

El sistema de medición se complementa con una aplicación de escritorio desarrollada en Matlab App Designer (MathWorks, 2025a), la cual incorpora una interfaz gráfica

de usuario (GUI, Graphical User Interface) junto con los algoritmos necesarios para el procesamiento de señales, incluyendo el cálculo del ITB según la metodología propuesta. El valor final del ITB se obtiene como el promedio aritmético de las mediciones realizadas durante intervalos de 30 segundos.

La GUI permite visualizar las señales adquiridas de ECG y PPG y cuenta con un control deslizante que facilita la selección del período de tiempo a analizar. Esta función resulta especialmente útil cuando la calidad de las señales se ve afectada por movimientos involuntarios, permitiendo al usuario enfocar el análisis en los segmentos más representativos.

La Figura 3.14 muestra la GUI de la aplicación desarrollada, junto con un ejemplo de las señales procesadas. La sección titulada “Mano” permite visualizar las señales de ECG y PPG registradas en la mano, mientras que la sección “Pie” muestra las señales correspondientes al pie. En la parte superior se presenta el resultado del ritmo cardíaco del paciente, junto con un menú que permite seleccionar el tipo de prueba a realizar. En cuanto a los resultados, la aplicación calcula tres intervalos distintos, basados en la media aritmética y la mediana, con el objetivo de evaluar la variabilidad de los indicadores. La aplicación ha sido empaquetada como un archivo ejecutable (.exe) mediante Matlab Compiler, lo que permite su instalación y uso en equipos que no cuenten con Matlab instalado.

3.3 RESULTADOS

3.3.1 Validación del sistema

El objetivo de la validación del sistema es evaluar su precisión en comparación con el método convencional de medición del ITB. Para ello, se llevó a cabo un estudio con 22 personas voluntarias, de las cuales 13 eran hombres y 9 mujeres, con edades comprendidas entre 46 y 86 años y una edad media de 64 años. Todos los participantes habían sido diagnosticados con DM y presentaban riesgo de EAP.

El estudio se realizó en el Centro Médico San Juan de Alicante, España, y contó con la aprobación del Comité de Ética del Departamento de Salud del Hospital General de Alicante. Previo a su participación, cada voluntario firmó un consentimiento informado. Durante la evaluación médica, se recopiló información general sobre cada paciente,

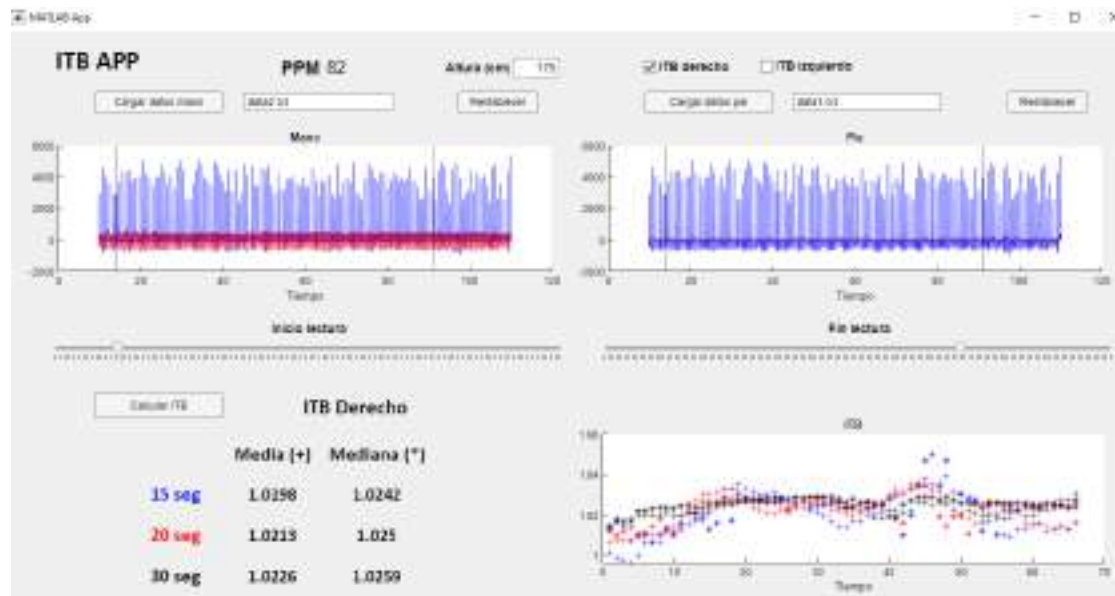


Figura 3.14: Interfaz gráfica de la aplicación desarrollada para el cálculo del ITB. La ventana muestra la sección “Mano” para visualizar las señales ECG y PPG registradas en la mano, y la sección “Pie” para las señales correspondientes al pie. Incluye un menú para seleccionar el tipo de prueba a realizar, un indicador del ritmo cardíaco (PPM) y opciones para cargar datos. En la parte inferior se presentan los resultados de los cálculos de ITB para distintos intervalos de tiempo (Figura elaborada por el autor).

incluyendo edad, peso, hábitos de tabaquismo, alimentación y otros parámetros clínicos relevantes asociados a síntomas de EAP.

La evaluación de cada paciente comenzó con una exploración vascular para medir el ITB utilizando el método tradicional. A continuación, se repitió la medición empleando el sistema desarrollado propuesto en esta tesis. El protocolo experimental incluyó un período de reposo previo de 5 a 10 minutos, con el paciente en posición de decúbito supino, con el objetivo de garantizar condiciones fisiológicas estables durante ambas mediciones.

3.3.1.1 Medida del ITB mediante exploración vascular

La medición del ITB mediante exploración vascular fue realizada por personal médico especializado en podología, utilizando un esfigmomanómetro con manguito de presión y un equipo Doppler vascular Bidop V3.

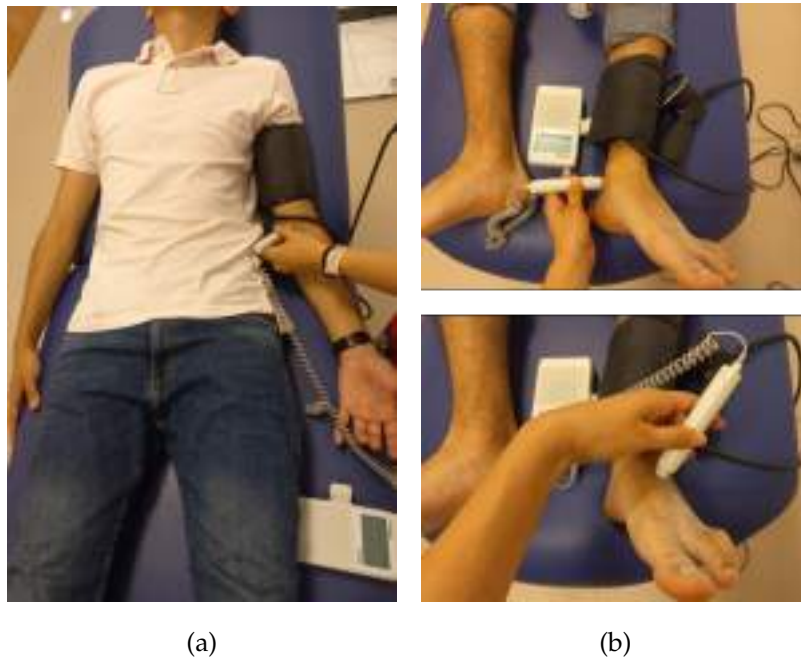


Figura 3.15: **a)** Ubicación de la arteria braquial en el brazo (J. Romero-Ante et al., 2024).
b) Ubicación de la arteria tibial posterior, detrás del tobillo, y arteria pedial, en el empeine (J. Romero-Ante et al., 2024).

Con el paciente en posición de decúbito supino, el manguito se colocó por encima del pliegue del codo para localizar la arteria braquial. Una vez activado el equipo Doppler, se registró la PAS en función de los sonidos generados por los cambios de presión a lo largo de la arteria. Este mismo procedimiento se repitió en ambos tobillos, colocando el manguito sobre los maléolos y midiendo la PAS sobre la arteria pedia, en el empeine, y sobre la arteria tibial posterior, detrás del tobillo. La Figura 3.15 muestra un ejemplo de la configuración del dispositivo utilizado, así como la ubicación de las arterias evaluadas durante el procedimiento.

3.3.1.2 Medida del ITB con el sistema desarrollado

Las señales de ECG y PPG se capturan de forma síncrona, comenzando con uno de los pares de extremidades, ya sea mano y pie derechos o izquierdos, y repitiendo luego el procedimiento con el lado opuesto. Al igual que en el método convencional, el paciente debe permanecer en posición de decúbito supino durante toda la prueba.

El protocolo de adquisición inicia con el registro de la estatura del paciente, seguido de la colocación de dos electrodos para la señal ECG, uno en la región axilar izquierda y otro sobre la línea media que divide los músculos pectorales. A continuación, se conectan los cables correspondientes a las entradas *ECG_P* y *ECG_N* del dispositivo de adquisición. En cuanto a las señales de PPG, es fundamental asegurar una correcta colocación de los dedos, de modo que el sensor quede completamente cubierto y se garantice un contacto óptimo entre la yema del dedo y el dispositivo, sin aplicar una presión excesiva. Tanto la colocación de los electrodos como el posicionamiento de los dedos debe seguir las indicaciones establecidas en la Sección 3.2.2.4. La adquisición de señales se realiza durante 90 segundos por cada lado del cuerpo, con lo cual se asegura una cantidad suficiente de datos para el posterior análisis.

Una vez completada la adquisición de los datos, estos se visualizan y procesan en la aplicación desarrollada, instalada en un ordenador. La interfaz permite mostrar el valor estimado del ITB, calculado a partir de los datos registrados. Es importante señalar que este resultado corresponde a la media aritmética de las mediciones obtenidas durante un período mínimo de 30 segundos. La Figura 3.16 muestra a un sujeto en posición de decúbito supino, junto con la configuración del sistema de adquisición, que incluye los dispositivos desarrollados y el ordenador donde se almacenan los datos y se ejecuta la GUI para la visualización y procesamiento de las señales.



Figura 3.16: Sujeto en posición de decúbito supino y configuración del sistema de adquisición de las señales, junto con un ordenador que contiene la interfaz de visualización de datos (J. Romero-Ante et al., 2024).

3.3.2 Resultados de validación del sistema

Durante la evaluación médica de los pacientes, se recopiló información clínica adicional relevante para el análisis, incluyendo variables como el peso corporal, el tiempo transcurrido desde el diagnóstico de la diabetes y los hábitos de tabaquismo, factores que podrían estar relacionados con el grado de incidencia de la EAP.

Tabla 3.2: Información de los participantes y resultados del ITB obtenidos por exploración vascular y con el sistema propuesto (J. Romero-Ante et al., 2024)

Sujeto	Género	Edad (años)	Peso (kg)	Altura (m)	Procedimiento tradicional		Sistema propuesto	
					ITB derecho	ITB izquierdo	ITB derecho	ITB izquierdo
1	Femenino	77	76	1,535	1,03	1,12	1,083	1,137
2		61	59	1,530	1,18	1,20	1,132	1,104
3		46	93	1,640	1,10	1,13	1,018	1,118
4		56	93,5	1,630	1,35	1,23	1,071	1,099
5		52	46,5	1,465	1,14	1,14	1,079	1,014
6		66	75,3	1,480	1,11	1,11	1,107	1,021
7		74	60,5	1,550	1,21	1,26	1,199	1,166
8		79	75,2	1,490	1,17	1,05	1,081	1,245
9		64	70	1,535	1,18	1,12	0,960	1,204
10	Masculino	54	87	1,640	1,02	1,01	0,932	0,974
11		73	71	1,630	>1,30	>1,30	1,309	1,348
12		47	83,1	1,875	1,19	1,19	0,931	0,909
13		49	79	1,790	1,18	1,20	1,066	1,005
14		86	72	1,650	1,20	1,32	1,110	1,099
15		75	96,5	1,640	1,08	1,23	0,918	1,000
16		67	57,8	1,780	1,26	1,21	1,348	1,326
17		64	108,7	1,710	1,07	1,14	1,134	1,061
18		48	66	1,730	1,09	1,15	1,063	1,207
19		55	79,3	1,680	1,16	1,26	1,079	1,112
20		63	91	1,695	1,00	0,88	1,078	0,896
21		83	93,5	1,610	1,30	1,30	1,064	1,136
22		73	53,5	1,660	1,21	1,27	1,155	1,246

Para facilitar la interpretación de los resultados, la Tabla 3.2 presenta un resumen de los datos recopilados de los 22 participantes del estudio de validación. La información se presenta por género e incluye los valores del ITB obtenidos mediante el método

tradicional y con el sistema propuesto, junto con datos complementarios como la edad, el peso y la estatura.

Con el objetivo de facilitar la interpretación de los resultados del ITB, se ha generado un gráfico comparativo que muestra las diferencias entre los valores obtenidos mediante el método tradicional y el sistema desarrollado. La Figura 3.17 presenta esta comparación, en la parte superior se ilustran las diferencias correspondientes al ITB derecho, mientras que en la parte inferior se muestran las del ITB izquierdo. En el eje horizontal de ambas gráficas se representan los 22 pacientes evaluados, y en el eje vertical se indica la diferencia entre los resultados del ITB obtenidos por ambos métodos. Para analizar el nivel de concordancia, se establece un rango de diferencia de $\pm 0,1$, que sirve como referencia para evaluar la precisión del sistema propuesto. Este rango está delimitado por una línea horizontal en las gráficas, lo que permite identificar con claridad cuántas mediciones se encuentran dentro o fuera del margen establecido.

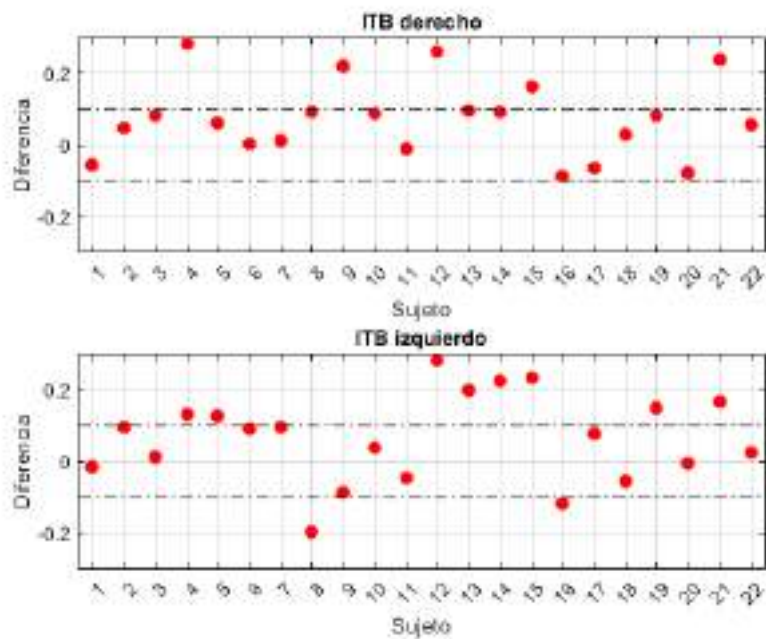


Figura 3.17: Comparación de los valores del ITB obtenidos mediante el método tradicional y el sistema desarrollado. En la parte superior se representan las diferencias correspondientes al ITB derecho, y en la parte inferior, las del ITB izquierdo. Las líneas horizontales delimitan el rango de evaluación de $\pm 0,1$ (J. Romero-Ante et al., 2024).

De acuerdo con los resultados de validación presentados en la Tabla 3.2 y la Figura 3.17, se observa que 17 mediciones del ITB derecho se encuentran dentro del rango de concordancia establecido, lo que representa el 77,3 % del total de participantes. En el caso del ITB izquierdo, 12 mediciones cumplen con este criterio, equivalentes al 54,5 % del total. En general, considerando ambos lados del cuerpo, un total de 29 mediciones se encuentran dentro del rango de precisión, lo que representa un 65,9 % de concordancia general.

Al analizar los datos según el género, se observa que en el grupo femenino, el 77,78 % de las mediciones del ITB derecho y el 66,67 % del ITB izquierdo presentan una diferencia inferior a 0,1 respecto al método tradicional. En el grupo masculino, el 76,92 % de las mediciones del ITB derecho cumplen con este criterio, mientras que en el lado izquierdo, el porcentaje desciende al 46,15 %.

Por otra parte, el método de Bland-Altman (Bland y Altman, 1986) es una herramienta gráfica ampliamente utilizada para comparar dos métodos de medición, especialmente en el ámbito clínico, donde resulta fundamental evaluar la precisión y fiabilidad de nuevas técnicas diagnósticas. Este tipo de gráfico representa la diferencia entre los valores obtenidos por ambos métodos en función de la media de dichos resultados (Mansournia et al., 2021). En este tipo de gráfico, las líneas horizontales indican la media de las diferencias y los límites de concordancia, definidos como $\pm 1,96$ veces la desviación estándar de dicha media. Este intervalo establece un margen de referencia dentro del cual se espera que se encuentren la mayoría de las diferencias, lo que permite evaluar visualmente el nivel de acuerdo entre los métodos comparados.

En este contexto, la aplicación del método Bland-Altman resulta clave para valorar la validez clínica y la fiabilidad del sistema propuesto, especialmente considerando su implementación en entornos médicos. La Figura 3.18 presenta el análisis gráfico correspondiente, construido a partir de las mediciones realizadas en ambos lados del cuerpo. Las líneas rojas señalan la media de las diferencias, mientras que las líneas negras delimitan los límites de concordancia.

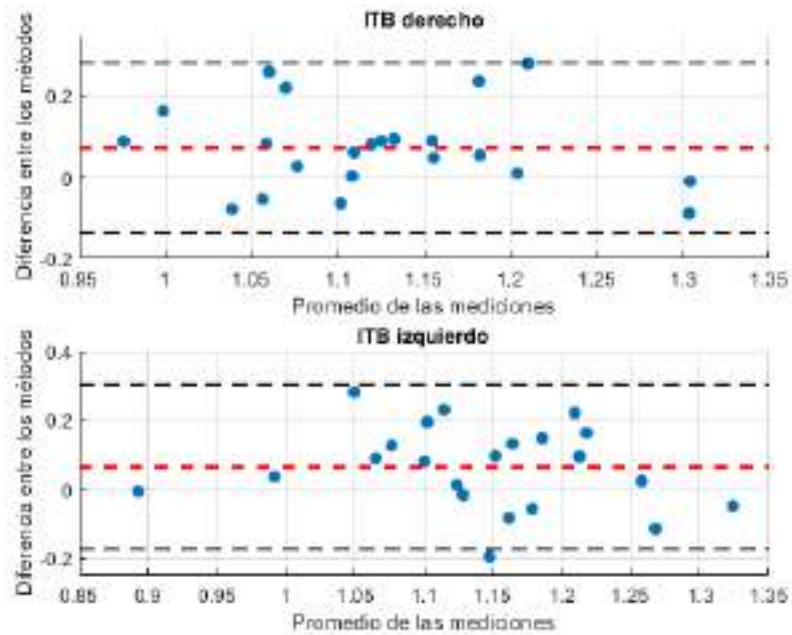


Figura 3.18: Diagrama de Bland-Altman de los resultados de ITB obtenidos mediante el método tradicional y el sistema desarrollado. Las líneas rojas representan la media de las diferencias entre ambos métodos, mientras que las líneas negras indican los límites de concordancia (J. Romero-Ante et al., 2024).

3.4 DISCUSIÓN

El sistema desarrollado en esta tesis doctoral surge como una respuesta a la necesidad de optimizar el procedimiento tradicional de evaluación y diagnóstico de pacientes con EAP. Con este propósito, se diseñaron y construyeron dos dispositivos electrónicos portátiles, no invasivos, capaces de adquirir de manera síncrona señales de ECG y PPG en las extremidades superiores e inferiores. La propuesta se basa en el análisis conjunto de estas señales para calcular la PWV, con el objetivo de determinar el ITB.

La experimentación de validación comparó los valores de ITB obtenidos mediante el sistema desarrollado con los registrados a través del procedimiento clínico tradicional, considerado el estándar de oro para el diagnóstico de la EAP (Mandaglio-Collados et al., 2023). Los resultados correspondientes a los 22 pacientes que participaron en el estudio se recogen en la Tabla 3.2. Además, la Figura 3.17 presenta gráficamente los niveles de concordancia entre ambos métodos para cada paciente, utilizando un intervalo de $\pm 0,1$ como criterio para evaluar la precisión del sistema propuesto frente al

método convencional. No obstante, considerando que los valores de referencia para el diagnóstico de EAP son altamente sensibles y que ligeras variaciones pueden conducir a errores de interpretación, en esta fase inicial de validación médica se ha determinado que las diferencias dentro del intervalo de $\pm 0,1$ en valores inferiores a 0,9 o superiores a 1,3 no deben considerarse indicadores de riesgo ni diagnóstico concluyente de EAP. Esta consideración busca evitar interpretaciones erróneas y reconoce la necesidad de estudios clínicos más amplios para validar completamente el sistema.

En este sentido, los resultados gráficos presentados en la Figura 3.17 muestran que, de un total de 44 mediciones de ITB, correspondientes a ambos lados del cuerpo, 29 se encuentran dentro del intervalo de aceptación definido para la discrepancia entre el método propuesto y el método tradicional, lo que representa un 66 % del total. Esta proporción indica un nivel considerable de concordancia entre ambos métodos, si se considera que se trata de una primera fase de validación del sistema desarrollado. Sin embargo, al analizar en más detalle los resultados obtenidos con el sistema propuesto, se observa que el error absoluto medio (MAE, Mean Absolute Error) calculado a partir de las 44 mediciones, es de 0,1051. Este valor representa una diferencia muy cercana al umbral de 0,1, lo que refuerza la validez del método propuesto. Además, respalda los hallazgos de estudios previos que han demostrado la viabilidad de utilizar señales PPG para la estimación del ITB en contextos clínicos (Perpetuini et al., 2020).

Por otra parte, al analizar los resultados según el género de los participantes, se observa que el 72,22 % de las mediciones obtenidas en mujeres se encuentran dentro del intervalo de concordancia establecido, con un MAE de 0,0939. Este valor refleja una alta coincidencia entre los resultados del sistema desarrollado y el método tradicional. Este resultado sugiere que el sistema propuesto podría ser especialmente útil para mejorar el diagnóstico de la EAP en mujeres, un aspecto de gran relevancia clínica considerando el aumento en la incidencia de esta enfermedad en la población femenina en los últimos años (T. Patel et al., 2020). En el caso de los participantes de género masculino, el 61,54 % de las mediciones se encuentran dentro del rango de concordancia, con un MAE de 0,1129. Aunque este valor supera ligeramente el umbral de 0,1, los resultados siguen siendo aceptables. Se considera que un aumento en el tamaño de la muestra, junto con un ajuste más preciso en las estimaciones de las longitudes arteriales, podría mejorar significativamente la sensibilidad y precisión del sistema propuesto, fortaleciendo su aplicabilidad en diferentes perfiles clínicos.

Los resultados del análisis gráfico de Bland–Altman, presentados en la Figura 3.18, muestran que tanto para el ITB derecho como para el izquierdo, los errores

de estimación del sistema desarrollado, en comparación con el método estándar, se encuentran dentro del intervalo de confianza del 95 %. En ambos casos, 21 de las 22 mediciones se sitúan dentro de este rango, lo que evidencia una buena concordancia entre ambos métodos. La media de las diferencias fue de 0,0725 para el ITB derecho y de 0,064 para el ITB izquierdo, lo cual indica que estos valores de sesgo, al encontrarse dentro del umbral de $\pm 0,1$, sugieren que no existe una discrepancia clínicamente significativa entre los resultados obtenidos con el sistema propuesto y los obtenidos mediante el procedimiento tradicional. En relación con el resultado atípico identificado en un paciente cuyas mediciones se encuentran fuera del intervalo de confianza, es relevante señalar que su historial clínico incluye complicaciones cardiovasculares que afectan el flujo sanguíneo a través de las arterias. Esta condición puede haber influido directamente en la discrepancia observada entre ambos métodos de medición. Por ello, se considera importante llevar a cabo una evaluación complementaria con un grupo de pacientes que presenten afecciones cardíacas similares. Esta fase adicional permitiría analizar con mayor profundidad cómo estas patologías específicas pueden impactar la precisión del sistema propuesto, lo que fortalecerá la validez y utilidad clínica de este estudio.

Durante la exploración vascular mediante el método estándar, no se logró obtener un valor cuantitativo del ITB para el sujeto 11. Esto se asoció a un elevado grado de obstrucción arterial, lo que sugiere la posible presencia de calcificación arterial. Esta condición es frecuente en pacientes diabéticos con enfermedad renal crónica (Rocha-Singh et al., 2014). En este contexto clínico, es común que el ITB registre valores superiores a 1,3, lo cual se interpreta como una incompresibilidad arterial en las extremidades inferiores (Rincon et al., 2005). Sin embargo, la evaluación con el sistema propuesto sí permitió determinar un valor cuantitativo del estado de salud arterial del sujeto. Los resultados mostraron un valor mayor a 1,3 en ambos lados del cuerpo, como se detalla en la Tabla 3.2. En el caso del método estándar, el valor de ITB se asumió simplemente como $>1,3$. Este hallazgo sugiere que el sistema desarrollado podría representar una herramienta valiosa para la evaluación de pacientes con obstrucción o calcificación arterial, al proporcionar datos más precisos y útiles en contextos donde el método convencional resulta insuficiente.

Cabe destacar que, hasta la fecha, no se han encontrado estudios de validación médica en la literatura científica que establezcan una relación directa entre la PWV y el ITB, tal como se propone en esta investigación. Los resultados obtenidos muestran un alto nivel de concordancia, lo que sugiere que la PWV podría tener utilidad clínica

para mejorar el proceso diagnóstico de la EAP, especialmente en contextos de atención primaria. Esto representa un avance significativo, ya que tiene el potencial de reducir las dificultades asociadas a los métodos convencionales utilizados durante la exploración vascular. La medición de la PWV, al ser una técnica no invasiva y sencilla, podría acortar el tiempo necesario para diagnosticar la EAP, beneficiando tanto a los pacientes como a los profesionales de la salud.

3.5 CONCLUSIONES

En este capítulo se ha presentado el diseño, desarrollo y validación de un sistema no invasivo orientado a la ayuda en el diagnóstico de la EAP, proponiendo una alternativa al método tradicional de exploración vascular utilizado para medir el ITB. Esta propuesta busca reducir o mitigar las limitaciones y complicaciones asociadas a dicho procedimiento. En particular, se ha demostrado que es posible estimar el ITB a partir de la PWV, calculada mediante la adquisición simultánea de señales fisiológicas de ECG y PPG.

El sistema propuesto se basa en el uso de dispositivos electrónicos portátiles y compactos, diseñados para registrar señales fisiológicas tanto en las extremidades superiores e inferiores. Para ello, se incorporó el sensor MAX86150, reconocido por su alta precisión, eficiencia en la captura de señales y excelente capacidad de sincronización y resolución. El procesamiento de las señales se lleva a cabo mediante un algoritmo dividido en dos etapas, en la primera se aplica un filtro pasa alto para eliminar el ruido eléctrico; en la segunda, se utiliza la DWT para la reconstrucción de la señal y la atenuación de interferencias. Este enfoque ha demostrado ser especialmente robusto incluso en condiciones adversas, como la presencia de señales de baja amplitud, movimientos involuntarios o alteraciones patológicas, lo que permite una identificación precisa de parámetros clave como la HRV, el PTT y, finalmente, la PWV.

Los resultados obtenidos durante la fase de validación clínica evidenciaron una alta concordancia entre los valores de ITB estimados con el sistema desarrollado y los obtenidos mediante el método tradicional. En particular, el 66% de las mediciones se ubicaron dentro del margen de diferencia establecido como aceptable de $\pm 0,1$. El análisis de Bland-Altman mostró sesgos por debajo de este umbral en ambos lados del cuerpo, sin que se observaran diferencias clínicamente relevantes. Además, se identificaron casos en los que el sistema propuesto logró calcular un valor cuantitativo

del ITB incluso cuando el método convencional no lo permitió, como en pacientes con calcificación arterial o en contextos donde las señales son difíciles de registrar con un equipo Doppler. Estos hallazgos subrayan el potencial del sistema para ampliar las posibilidades diagnósticas, especialmente en situaciones clínicas complejas.

En general, los hallazgos presentados en este capítulo respaldan la viabilidad técnica y clínica del sistema propuesto para el apoyo en el diagnóstico de la EAP. Este método representa una alternativa prometedora, ya que puede reducir la dependencia de personal médico especializado y de equipos complejos, facilitando así una evaluación más rápida y accesible, especialmente en entornos de atención primaria. Sin embargo, se reconoce la importancia de ampliar el estudio a una muestra más representativa de pacientes, incluyendo distintas condiciones patológicas, con el fin de validar plenamente su uso en entornos médicos reales.

3.6 PROGRAMAS DE FINANCIACIÓN PARA LA VALORIZACIÓN E IMPULSO DEL PROYECTO

El sistema propuesto en esta tesis doctoral ha formado parte de programas de financiación enfocados en la innovación y la transferencia tecnológica, con el objetivo de promover la valorización de sus resultados y favorecer su proyección hacia el ámbito empresarial.

En 2023, el proyecto fue beneficiario del programa INNOPROPEL UMH 2023, impulsado por la Fundación Universitat Miguel Hernández de la Comunitat Valenciana. Esta iniciativa tenía como propósito fomentar el avance en el grado de madurez de las tecnologías desarrolladas en el entorno universitario y promover su transferencia al mercado, mediante la financiación de actividades orientadas a la formación y al desarrollo tecnológico de los proyectos seleccionados.

La financiación obtenida con el proyecto presentado, titulado “Sistema para la obtención del índice dedo-brazo” y registrado bajo el acrónimo *ValorIDB*, permitió adquirir material fungible necesario para la realización de pruebas electrónicas y el ensamblaje de los dispositivos desarrollados. Asimismo, los fondos obtenidos hicieron posible cubrir los costes asociados al estudio de validación clínica descrito en este capítulo, que entre otras cosas, permitió recopilar la perspectiva de los profesionales sanitarios sobre el uso del sistema. Este proceso resultó clave para

identificar oportunidades de mejora para adaptar el diseño a las necesidades reales del entorno clínico.

En 2024, el proyecto fue beneficiario de una de las ayudas para la valorización, transferencia y explotación empresarial de resultados de I+D, convocadas por la Agencia Valenciana de Innovación (IVACE+i Innovación). Esta convocatoria tiene como objetivo impulsar el desarrollo de demostradores de producto, servicios o tecnologías basados en resultados de investigación generados por grupos del sistema científico valenciano, promoviendo así su acercamiento al mercado y su potencial de aplicación en el entorno empresarial.

El proyecto titulado “Sistema de monitorización doméstica de la evolución de patologías relacionadas con la Enfermedad Arterial Periférica”, registrado bajo el acrónimo *HomeITB*, cuenta con financiación hasta diciembre de 2026. Esta financiación permitirá la realización de estudios clínicos de validación en entornos reales, con pacientes diagnosticados con EAP. El objetivo principal del proyecto es desarrollar una tecnología original e innovadora que facilite tanto el diagnóstico como el seguimiento domiciliario de pacientes con EAP y otras enfermedades cardiovasculares asociadas.

La iniciativa se centra en validar un sistema que simplifique la medición del ITB, superando las limitaciones del método tradicional basado en Doppler arterial, el cual no resulta viable para un uso extendido en el ámbito doméstico. Esta propuesta se apoya en los resultados obtenidos en el estudio de validación clínica previamente presentado, así como en la invención comunicada a la Universidad Miguel Hernández de Elche. Esta invención cuenta con un Informe Técnico de Patentes emitido por la Oficina Española de Patentes y Marcas, con número de referencia 101934/P9784, fechado el 13 de febrero de 2024. Asimismo, el proyecto ha sido aprobado por el Comité de Ética del Hospital General de Alicante, bajo el número de referencia CEIm: PI2021-131, con vigencia hasta diciembre de 2026, coincidiendo con la finalización prevista de la financiación del proyecto.

SISTEMA DE MEDIDA DE LA ACTIVIDAD ELECTRODÉRMICA PARA AYUDA A LA MONITORIZACIÓN DE NEUROPATÍA PERIFÉRICA

El trabajo presentado en este capítulo ha sido parcialmente publicado en el artículo de congreso: Romero-Ante, J. D.; Vicente-Samper, J. M.; Manrique-Cordoba, J.; Esteve-Sala, V.; Casa Lillo, M. Á. d. l. y Sabater Navarro, J. M. (2024a), “Actividad electrodérmica como indicador preventivo de complicaciones por neuropatía periférica”, *Jornadas de Automática - Comité Español de Automática (CEA)* (45), DOI: [10.17979/ja-cea.2024.45.10884](https://doi.org/10.17979/ja-cea.2024.45.10884).

Además, parte del trabajo de validación del sistema, centrado en el análisis de la correlación entre la conductancia eléctrica y el contenido de humedad en un tejido poroso, ha sido aceptado para su presentación en la edición del presente año del mismo congreso: Romero-Ante, J. D.; Montenegro-Bravo, J. S.; Rodríguez-López, D. A.; Vicente-Samper, J. M.; Casa-Lillo, M. Á. de la y Rodríguez-Martínez, A. (2025a), “Validación del uso de conductancia eléctrica para estimar la humedad en tejidos absorbentes”, *Jornadas de Automática - Comité Español de Automática (CEA)*.

Para complementar el contenido de estos trabajos y facilitar su comprensión, en la introducción de este capítulo se presenta el concepto de EDA y su relevancia como indicador en el seguimiento de la NP. A continuación, se describe el diseño electrónico del sistema propuesto, así como la fabricación del dispositivo y el procesamiento de las señales registradas. Por último, se presentan los resultados experimentales de validación, comparando el desempeño del sistema propuesto con un dispositivo comercial de referencia.

4.1 INTRODUCCIÓN

La EDA se basa en la medición de la conductancia o impedancia eléctrica de la piel y se emplea comúnmente para evaluar estados emocionales y psicológicos, como el nivel de estrés, proporcionando información relevante en situaciones de tensión o ansiedad (Najström y Jansson, 2007; Santos Sierra et al., 2011).

La conductancia de la piel, expresada en microsiemens (μS), se determina como el inverso de la resistencia eléctrica medida entre dos electrodos colocados sobre la superficie cutánea. La señal obtenida se compone de dos elementos principales, el nivel de conductancia de la piel (SCL, Skin Conductance Level) y la respuesta de conductancia de la piel (SCR, Skin Conductance Response). El SCL representa la actividad basal de las glándulas sudoríparas en ausencia de estímulos externos y se determina como el promedio de las mediciones realizadas en estado de reposo (Posada-Quintero y Chon, 2020). La SCR evalúa los cambios transitorios en la conductancia provocados por estímulos específicos, como eventos emocionales o cognitivos (Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures et al., 2012). Estos cambios se reflejan en la componente fásica de la señal de EDA, y se manifiestan como picos sobrepuestos al SCL, los cuales regresan a la línea base tras un breve periodo de tiempo (Posada-Quintero y Chon, 2020).

La EDA puede medirse mediante dos técnicas principales. La medición endosomática registra la actividad eléctrica de la piel sin aplicar corrientes ni voltajes externos. Para ello, se coloca un electrodo en una zona con alta concentración de glándulas sudoríparas, como las palmas de las manos o las plantas de los pies, y otro en una zona con baja concentración (Posada-Quintero y Chon, 2020). Por el contrario, la medición exosomática implica la aplicación de una corriente o voltaje externo entre dos electrodos ubicados en la misma región de interés. En este caso, la corriente circula entre los electrodos y la amplitud de la señal depende de la resistencia de la piel, de acuerdo con la ley de Ohm (Posada-Quintero y Chon, 2020).

La calidad de la señal de EDA depende en gran medida del tipo de electrodos utilizados. Para evitar diferencias de potencial no deseadas, estos deben estar fabricados con el mismo material. Los más comunes son los de plata/cloruro de plata (Ag/AgCl), considerados el estándar en la medición de EDA, y suelen incorporar un hidrogel que mejora la conductividad (Posada-Quintero y Chon, 2020). También existen electrodos secos, elaborados con materiales no metálicos como el carbono, que ofrecen la ventaja de mayor durabilidad y permiten el registro de señales a largo plazo sin degradación

(Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures et al., 2012).

La EDA sirve como un indicador de la actividad del sistema nervioso autónomo (Posada-Quintero; Florian et al., 2016) y más precisamente, en el contexto de la NP, las alteraciones en la actividad de las glándulas sudoríparas se manifiestan como variaciones en la magnitud de la señal registrada. Por ello, la medición de la EDA se convierte en una herramienta valiosa para evaluar la sensibilidad de la piel y la regulación del sudor en personas con NP (Ewing y Clarke, 1982). Además de ofrecer una evaluación objetiva de la función autónoma, el análisis de esta señal permite monitorear la progresión de la enfermedad y valorar la eficacia de intervenciones terapéuticas orientadas a mejorar la función sudomotora en estos pacientes.

En el ámbito clínico, el Sudoscan se ha consolidado como una herramienta útil para la evaluación rápida y no invasiva de la EDA, siendo eficaz en el diagnóstico y seguimiento de disfunciones autonómicas asociadas a la NP (Lefaucheur, 2023; Selvarajah; Cash et al., 2015). Su funcionamiento se basa en la colocación de electrodos en las palmas de las manos y las plantas de los pies, zonas con alta densidad de glándulas sudoríparas. A través de estos electrodos se aplica una corriente eléctrica de baja intensidad, lo que permite medir la conductancia de la piel y, con ello, evaluar la función sudomotora.

La literatura científica respalda el uso de la EDA como herramienta para evaluar la NP. Por ejemplo, en estudios como (Deanfield et al., 1980), se observó que la amplitud de la señal de EDA disminuye en pacientes diabéticos a medida que avanza la neuropatía, especialmente durante actividades como el agarre, la tos o la activación de reflejos involuntarios. Por su parte, en (H.-X. Wang et al., 2008), se analizó la variación de la señal de EDA en pacientes con NP, encontrándose que la mayoría presentaba alteraciones en la transmisión de estímulos hacia las glándulas sudoríparas, lo que evidencia una disfunción en la regulación sudomotora. Asimismo, en (Farina et al., 2009), se utilizó el estímulo de Valsalva para evaluar la respuesta SCR en personas con DM1 y DM2, obteniéndose niveles más bajos en comparación con un grupo sano. De igual manera, en (Bolaños et al., 2019) se evaluó un dispositivo portátil y de bajo costo diseñado para el diagnóstico de NP. Este sistema mide el nivel promedio de conductancia de la piel (M-SCL) y la respuesta promedio de conductancia (M-SCR). Los resultados mostraron una correlación significativa entre la disminución de estas señales y el grado de neuropatía, lo que confirma su utilidad en el monitoreo de esta condición.

Está claro que la EDA es una herramienta útil para detectar alteraciones asociadas a la NP; no obstante, los equipos actualmente disponibles, como el Sudoscan, están principalmente diseñados para su uso en entornos clínicos. En este contexto, la propuesta de esta tesis doctoral consiste en el desarrollo de un sistema propio de medición de EDA, que no solo permita analizar la señal y su relación con la NP, sino que también pueda adaptarse en el futuro a contextos de monitorización ambulatoria. Esta capacidad de adaptación ofrecería una alternativa útil para el seguimiento de pacientes fuera del entorno hospitalario. Así, la propuesta busca complementar las soluciones existentes y ampliar las posibilidades de evaluación y control de la NP en distintos escenarios.

En la sección de materiales y métodos se detalla el diseño del sistema de medición de EDA, así como el procesamiento y análisis de la señal registrada. A continuación, se presentan los resultados de la validación del dispositivo en comparación con un equipo comercial, junto con una experimentación adicional que explora la relación entre la conductancia y la humedad. Finalmente, se discuten los hallazgos obtenidos y se exponen las conclusiones generales del capítulo.

4.2 MATERIALES Y MÉTODOS

4.2.1 *Propiedades eléctricas de la piel*

Las glándulas sudoríparas se encuentran principalmente en la dermis y son responsables de la secreción de sudor. Dentro de estas, las glándulas eccrinas, distribuidas por toda la superficie de la piel, cumplen una función clave en la regulación térmica y en la hidratación cutánea, al liberar agua y sales minerales (Cui y Schlessinger, 2015). Por su parte, la capa córnea (*stratum corneum*), que constituye la parte más externa de la epidermis, carece de membranas activas, pero actúa como una esponja al absorber y liberar agua tanto del medio externo como del interno. Estas variaciones en el nivel de hidratación cutánea afectan directamente las propiedades conductivas de la piel, lo que incide en la señal de EDA (Wilke et al., 2007).

Según (Boucsein, 2012, pág. 66), las propiedades eléctricas del sistema piel/glándulas sudoríparas pueden modelarse mediante un conjunto de resistencias conectadas en serie y en paralelo. En este modelo, una resistencia variable representa el *stratum corneum*, mientras que otras resistencias fijas, de distintos valores, corresponden a

la barrera epidérmica, los conductos de las glándulas sudoríparas y las capas más profundas de la piel, como la hipodermis, que no se ve afectada por la sudoración superficial de la piel. La variación en la resistencia de la capa córnea permite cuantificar los cambios en la conductancia. Sin embargo, una limitación importante de este modelo es que se basa exclusivamente en parámetros resistivos, por lo que solo contempla variaciones de resistencia. En consecuencia, es adecuado únicamente para mediciones de EDA realizadas con señales de excitación en corriente continua (DC).

Por otro lado, los modelos que incorporan propiedades capacitivas ofrecen una alternativa más completa para evaluar el sistema piel/glándulas sudoríparas. En este caso, por ejemplo, se propone incluir un condensador en paralelo a la resistencia que representa el stratum corneum, junto con dos resistencias en serie que modelan la epidermis y la dermis (Boucsein, 2012, pág. 79). Este tipo de configuración permite realizar mediciones con señales de corriente alterna (AC), lo que facilita la caracterización tanto de la componente conductiva como de la susceptancia, esta última asociada al comportamiento capacitivo de la piel.

En este capítulo, la propuesta desarrollada se centra en la evaluación de las propiedades eléctricas de la piel a nivel resistivo, utilizando señales de excitación en DC para el registro de la EDA. El análisis de las propiedades capacitivas, así como su implicación en la respuesta de la piel a señales de AC, se presenta en detalle en un capítulo posterior.

4.2.2 Circuito de medida de actividad electrodérmica

La conductancia eléctrica de la piel se determina como la inversa de la resistencia entre dos puntos de la superficie cutánea, lo que requiere la colocación de electrodos en la zona a evaluar. Para este propósito, se utiliza la técnica de medición exosomática, que consiste en aplicar una corriente externa y registrar cómo fluye a través de la piel. La intensidad de esta corriente varía en función de la resistencia eléctrica, lo que permite obtener una estimación de la conductancia.

En el diseño del circuito de medición de EDA se implementa un divisor de tensión sobre la resistencia de la piel (R_{skin}). De aquí se obtiene una expresión que relaciona R_{skin} con otras resistencias y tensiones conocidas en el circuito. Esta fórmula permite calcular la resistencia de la piel en función de las variables eléctricas medidas.

El circuito electrónico diseñado para la medición de EDA se estructura en tres etapas principales. La primera se encarga de captar la señal a través de los electrodos, representando la conductancia de la piel mediante la resistencia R_{skin} . La segunda etapa consiste en la amplificación de la señal, para lo cual se utiliza un amplificador operacional en configuración no inversora. Por último, la tercera etapa incorpora un filtro destinado a reducir el ruido presente en la señal medida. La Figura 4.1 muestra el esquema completo del circuito, donde cada etapa está identificada por color, rojo para la etapa de captación, azul para la amplificación y verde para el filtrado.

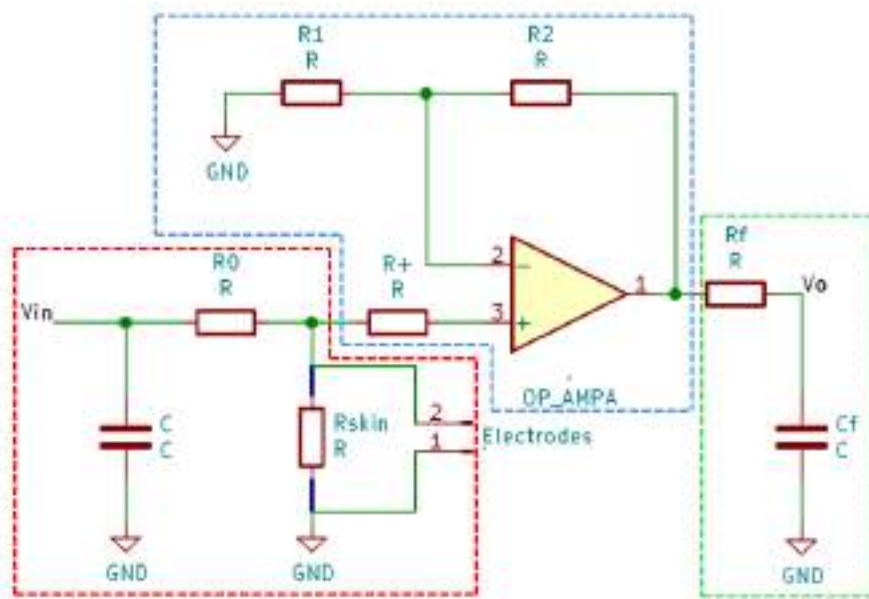


Figura 4.1: Esquema completo del circuito para la medida de EDA. En rojo la etapa de captación de la señal, en azul la etapa amplificación y en verde la etapa de filtrado de la señal (J. D. Romero-Ante; Vicente-Samper; Manrique-Cordoba et al., 2024b).

En la primera etapa, la señal de entrada V_{in} corresponde a una tensión continua que se aplica a través de la piel. Esta se conecta en serie con un condensador C , que actúa como filtro inicial para suavizar posibles variaciones o ruidos en la línea de alimentación. De este modo, se reduce el rizado de V_{in} y se minimizan las fluctuaciones no deseadas que puedan afectar al funcionamiento del circuito.

La etapa de amplificación está compuesta por un amplificador operacional en configuración no inversora, cuya entrada positiva (V_+) recibe la señal resultante del divisor de tensión formado por la resistencia fija R_0 y la resistencia de la piel R_{skin} . Este divisor genera una tensión proporcional a la relación entre V_{in} y las resistencias del circuito. Dado que V_{in} y R_0 son valores conocidos, cualquier variación en la salida del

divisor reflejará directamente los cambios en R_{skin} , lo que permite detectar y amplificar las variaciones en la conductancia de la piel. La ecuación 4.1 corresponde a la expresión que define la tensión en V_+ .

$$V_+ = V_{in} \cdot \frac{R_{skin}}{R_0 + R_{skin}} \quad (4.1)$$

En la configuración de un amplificador operacional ideal, se incorpora una resistencia de alto valor (R_+) en serie con la entrada positiva del amplificador. El objetivo de esta resistencia es aumentar la impedancia de entrada, idealmente hasta un valor infinito, lo que garantiza que la corriente que circula por esta rama sea prácticamente nula. Este diseño tiene como objetivo crear un amplificador operacional ideal en el cual la tensión en las entradas del operacional sea iguales, es decir, $V_+ \approx V_-$.

La salida de la etapa de amplificación (V_0) se determina por la configuración de las resistencias R_1 y R_2 , que definen la ganancia del amplificador. Esta ganancia depende de la relación entre ambas resistencias y se ajusta en función de ese cociente, tomando como referencia la tensión de entrada en V_+ . De este modo, es posible controlar el nivel de amplificación aplicado a la señal proveniente del divisor de tensión. La ecuación 4.2 muestra la expresión que define la salida de esta etapa.

$$V_0 = V_+ \cdot \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \quad (4.2)$$

La expresión general para calcular la resistencia de la piel se obtiene al sustituir la ecuación 4.1 en la ecuación 4.2 y despejar R_{skin} . El resultado de este procedimiento se muestra en la ecuación 4.3.

$$R_{skin} = \frac{V_0 \cdot R_0}{\left[V_{in} \cdot \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)\right] - V_0} \quad (4.3)$$

A partir de la expresión obtenida para la resistencia, la conductancia de la piel (C_{skin}) se define como su inversa, tal como se muestra en la ecuación 4.4.

$$C_{skin} = \frac{1}{R_{skin}} = \frac{\left[V_{in} \cdot \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right)\right] - V_0}{V_0 \cdot R_0} \quad (4.4)$$

La última etapa del circuito corresponde a un filtro paso bajo de primer orden, diseñado para suprimir el ruido eléctrico que puede aparecer como una componente de corriente alterna inducida por la red eléctrica.

En cuanto a los valores de los componentes del circuito, uno de los elementos clave es la resistencia R_0 , ya que define el rango de resistencia de la piel que puede medirse. Es importante tener en cuenta que la resistencia cutánea varía según la zona del cuerpo. En este sentido, se ha tomado como referencia un estudio previo (Dooren; Janssen et al., 2012) que reporta mediciones de conductancia en 16 regiones corporales diferentes. Los resultados muestran una amplia variabilidad, con valores que van desde $1 \mu\text{S}$ hasta $10 \mu\text{S}$, lo que resalta la necesidad de ajustar R para adaptarse a este rango. En concreto, se espera que con el circuito propuesto se puedan medir valores de resistencia que se encuentren en un rango mínimo de valores comprendido entre $100 \text{ k}\Omega$ y $1 \text{ M}\Omega$. Por ello, la selección de R debe permitir generar una señal de salida suficientemente grande como para ser detectada con facilidad, pero sin alcanzar niveles que provoquen la saturación del amplificador. En este contexto, R_0 funciona como parte del divisor de tensión junto con R_{skin} , por lo que su valor debe elegirse con cuidado para garantizar una respuesta del circuito que sea adecuada para su procesamiento posterior.

Además de establecer el rango de resistencia que puede medirse, la resistencia R cumple una función clave como elemento de protección. En particular, define tanto la caída de tensión como la corriente que se aplica a través de los electrodos sobre la piel. Aunque el condensador de entrada C se carga completamente durante el funcionamiento normal y bloquea el paso de corriente directa, en el estado inicial, cuando el capacitor aún está descargado, puede circular una corriente transitoria por el circuito. En este momento, R limita la corriente que atraviesa la piel, actuando como elemento de protección. Esto es importante para cumplir con los requisitos de seguridad establecidos en la normativa para equipos médicos, que indican que la corriente no debe superar los 2 mA en dispositivos de estimulación eléctrica transcutánea, como es el caso de los sistemas utilizados para la medición de EDA (International Organization for Standardization, 2025).

Considerando los aspectos mencionados anteriormente, se ha seleccionado un valor de $3 \text{ M}\Omega$ para la resistencia R_0 . Esta elección no solo permite ajustar el circuito al rango esperado de medición, sino que también asegura que la caída de tensión a través de R_{skin} se mantenga por debajo de 1 V , evitando así la saturación del amplificador. Con este valor, el sistema puede medir resistencias comprendidas entre $20 \text{ k}\Omega$ y $2.5 \text{ M}\Omega$, lo que equivale a un rango de conductancia de $0,4 \mu\text{S}$ a $50 \mu\text{S}$. Este intervalo

es comparable al que ofrece el dispositivo comercial Shimmer3 GSR+ (Shimmer sensing, 2025), ampliamente utilizado en la medición de EDA. Además, en términos de seguridad, la corriente que circula por el circuito se mantiene por debajo de los $2 \mu\text{A}$, cumpliendo con los límites establecidos por la normativa para dispositivos médicos.

De acuerdo con los requisitos de diseño, como se mencionó anteriormente, la resistencia R_+ debe tener un valor lo suficientemente alto como para aumentar la impedancia en la entrada positiva del amplificador. Esto permite que el circuito se aproxime al comportamiento de un amplificador operacional ideal, en el cual las tensiones en ambas entradas tienden a igualarse. Siguiendo estos criterios, se ha seleccionado un valor de $3 \text{ M}\Omega$ para R_+ .

Respecto al amplificador operacional, se ha elegido el amplificador de precisión AD8552 de Analog Devices (Analog Devices, 2025a). Este se destaca por disponer de dos canales de amplificación y una velocidad de respuesta de $400 \text{ mV}/\mu\text{s}$, lo que le permite una alta capacidad para seguir cambios rápidos en la señal. Esta característica resulta importante en la medición de EDA, ya que permite capturar de forma precisa las variaciones en la resistencia de la piel que pueden producirse durante el registro.

En cuanto a su configuración, el amplificador se ha dispuesto en modo no inversor, con una ganancia fijada en 2. Esta elección asegura que la señal de salida se mantenga dentro del rango de alimentación de 0 a $3,3 \text{ V}$, evitando así la saturación del dispositivo. Para ello, se han elegido valores típicos de $10 \text{ k}\Omega$ tanto para la resistencia R_1 como para R_2 , con lo cual se asegura una respuesta estable para el procesamiento posterior de la señal.

En lo que respecta a la etapa final del circuito, se han seleccionado valores de $100 \text{ k}\Omega$ para R_f y 100 nF para C_f . Con esta configuración se establece una frecuencia de corte de aproximadamente 16 Hz , adecuada para atenuar las componentes de alta frecuencia no deseadas presentes en la señal, lo que contribuye a obtener mediciones libres de artefactos. La Tabla 4.1 presenta los valores y referencias finales de los componentes del circuito de medida de EDA.

A partir del esquema del circuito de medición de EDA mostrado en la Figura 4.1, y utilizando los valores y referencias indicados en la Tabla 4.1, se llevó a cabo la simulación del circuito con el objetivo de verificar su funcionamiento. Para ello, se empleó el software de simulación electrónica LTspice (Analog Devices, 2025b).

La Figura 4.2 presenta el resultado de la simulación, donde se muestra la variación del voltaje de salida en función de la resistencia de la piel. En el gráfico, las

Tabla 4.1: Valores y referencias de los componentes electrónicos utilizados para el circuito de medición de EDA.

Componente	Valor/Referencia
R_0	3 M Ω
R_+	3 M Ω
R_1	10 k Ω
R_2	10 k Ω
R_f	100 k Ω
C_f	100 nF
C	1 μ F
Amp	AD8552

líneas horizontales punteadas de color azul representan los límites de saturación del amplificador operacional, mientras que las líneas verticales punteadas en negro delimitan el rango de resistencias analizado, desde 20 k Ω a 2,5 M Ω , junto con sus respectivas salidas de tensión. Dentro de este intervalo, la salida varía desde 43,69 mV, para 20 k Ω , hasta 2,99 V para 2,5 M Ω . Estos resultados demuestran que el circuito opera dentro de un margen seguro, sin alcanzar la saturación del amplificador, lo que garantiza un funcionamiento estable. En consecuencia, el diseño propuesto permite registrar una amplia gama de valores de resistencia de la piel sin comprometer la calidad de los datos obtenidos.



Figura 4.2: Resultado de la simulación del circuito de medición de EDA. Se aprecia la variación del voltaje de salida en función de la resistencia de la piel. Las líneas horizontales punteadas en azul indican los límites de saturación del amplificador operacional. Las líneas verticales punteadas en negro delimitan el rango de medición (J. D. Romero-Ante; Vicente-Samper; Manrique-Cordoba et al., 2024b).

4.2.3 Dispositivo de medida de actividad electrodérmica

Una vez definido el circuito de medición de EDA, se procede al diseño electrónico del sistema completo. En esta etapa, es fundamental establecer el módulo de control y comunicación, el cual permitirá gestionar la adquisición de datos y su transmisión. Con esta integración se procede al paso de diseño y fabricación final del dispositivo.

4.2.3.1 Control y comunicación

Para la gestión central del dispositivo se ha integrado la tarjeta de desarrollo Seeed Studio XIAO nRF52840 (Seeed Studio, 2025), equipada con un microcontrolador Nordic nRF52840 ARM Cortex-M4 de 32 bits, que opera a 64 MHz, con 256 KB de RAM y 2 MB de memoria flash. Esta tarjeta destaca por su eficiencia energética, ya que puede funcionar en modo de espera con un consumo inferior a 5 μ A. Además, incorpora una antena integrada con conectividad Bluetooth 5.0, lo que permite la transmisión de datos sin necesidad de módulos externos.

Otro aspecto relevante es que incluye un gestor de batería, que permite la carga y descarga segura de baterías de litio. Su diseño compacto, con dimensiones de 21 x 17,8 mm, la convierte en una opción ideal para aplicaciones en dispositivos portátiles o wearables. Asimismo, ofrece una amplia gama de interfaces de comunicación, incluyendo UART, I²C, SPI, además de funcionalidades como PWM y ADC, que amplían su funcionalidad en tareas de control y adquisición de señales. Además, la tarjeta es compatible con el entorno de programación Arduino.

La tarjeta XIAO se encarga de controlar el funcionamiento completo del sistema de medición de EDA, incluyendo la alimentación del circuito mediante la señal de entrada V_{in} , que corresponde a una tensión DC de 3,3 V. También gestiona la lectura de la señal de salida V_o , obtenida a través de uno de los pines GPIO configurados para lectura analógica. La transmisión de los datos se realiza mediante el protocolo Bluetooth Low Energy (BLE). El programa comienza con la inclusión de la librería de comunicación BLE y la definición de los pines correspondientes para la alimentación y la lectura analógica. En la configuración BLE se define un servicio personalizado, con su respectiva característica de envío de datos, y se establece el nombre del dispositivo como 'EDA'. En el bucle principal del programa, se espera la conexión con un receptor BLE. Una vez establecida la conexión, se leen los valores analógicos desde el pin asignado,

con una resolución de 12 bits, y se transmiten a través de BLE a una frecuencia de 20 Hz.

La frecuencia de muestreo establecida es suficiente para capturar con precisión las variaciones características de la señal de EDA. La información recibida se guarda en archivos de texto en un ordenador, mediante un programa de recepción desarrollado en Python (Python, 2025), y posteriormente los datos se procesan en MATLAB (MathWorks, 2025b).

4.2.3.2 *Fabricación del dispositivo*

Una vez definidos el circuito de medición de EDA, sus componentes, y el sistema de control y comunicación, se procedió al diseño de la placa PCB utilizando el software de diseño electrónico KiCad EDA (KiCad EDA, 2025).

Con el objetivo de ampliar la funcionalidad del sistema, se diseñó la placa para incorporar cuatro puntos de conexión de electrodos, lo que permite realizar mediciones simultáneas de la señal de EDA en cuatro zonas distintas del cuerpo. Para ello, se replicó el circuito de medición cuatro veces, empleando únicamente dos amplificadores operacionales, ya que cada uno cuenta con dos canales de amplificación, lo que optimiza el uso de componentes y reduce el tamaño de la placa.

Para mejorar la autonomía del sistema y aprovechando las capacidades integradas de la tarjeta XIAO, se incorporó una batería Li-Po recargable de 3,7 V con una capacidad de hasta 1,8 Ah (RS Iberia, 2025). El sistema presenta un consumo promedio de 10,9 mA durante la transmisión de datos vía BLE, lo que permite un tiempo de funcionamiento continuo de aproximadamente 165 horas con la batería completamente cargada. Esta duración es suficiente para garantizar un uso prolongado del dispositivo sin necesidad de recargas frecuentes.

Para controlar la alimentación y el consumo de energía, se incorporó un interruptor de encendido que regula el paso de corriente desde la batería hacia la tarjeta XIAO. La Figura 4.3a muestra una vista 3D de la PCB, en la que se observa la parte superior de la placa, cuyas dimensiones son de 32,42 x 68,58 mm. En la imagen, se destacan mediante recuadros rojos numerados del 1 al 4 los siguientes elementos; el interruptor de encendido, el conector de la batería, los pines de conexión de los electrodos y la tarjeta de desarrollo XIAO, respectivamente.

Para completar el montaje del sistema, se diseñó una carcasa para mejorar tanto la sujeción como la portabilidad del dispositivo. La Figura 4.3b muestra el ensamble final del sistema visto desde una perspectiva frontal, donde se pueden apreciar los conectores para los electrodos, así como un espacio intermedio que permite la conexión del cable utilizado tanto para la programación como para la recarga de la batería.

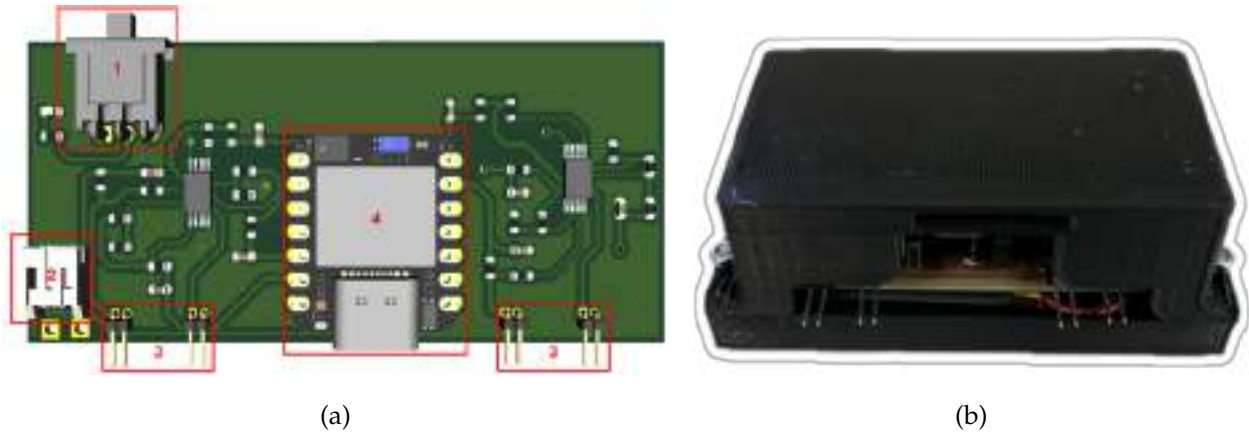


Figura 4.3: **a)** Vista 3D del sistema de medida de EDA. Se identifican el interruptor de encendido (1), conector de la batería (2), conexión de los electrodos (3) y tarjeta de desarrollo XIAO (4) (Figura elaborada por el autor).
b) Montaje final del dispositivo con la carcasa (Figura elaborada por el autor).

4.2.4 *Procesamiento de la señal de actividad electrodérmica*

El procesamiento de las señales de EDA se divide en dos etapas principales. La primera consiste en un proceso de filtrado, cuyo objetivo es eliminar interferencias no deseadas presentes en la señal, mejorando así su calidad y estabilidad. La segunda etapa se centra en la descomposición de la señal para obtener el componente tónico (SCL) y el componente fásico (SCR).

4.2.4.1 *Filtrado de la señal*

La etapa de filtrado de la señal se lleva a cabo utilizando un filtro de media móvil, que calcula el promedio de los valores dentro de una ventana deslizante a lo largo de la señal, lo cual permite atenuar las fluctuaciones de alta frecuencia y reducir el ruido, preservando al mismo tiempo la forma general de la señal. De esta manera, se logra un suavizado temporal, sin comprometer la información relevante contenida en la señal.

Para este proceso, se emplea una ventana de 20 muestras, equivalente a un segundo de datos, considerando la frecuencia de muestreo definida para el sistema. Esta configuración permite reducir el ruido, al tiempo que mantiene los cambios significativos presentes en la señal de EDA.

La Figura 4.4 muestra un ejemplo de la señal de EDA sin filtrar, en azul, y la señal resultante tras aplicar el filtro de media móvil, en rojo. Se puede observar el efecto del filtrado, el cual atenúa las variaciones de alta frecuencia, al tiempo que preserva la forma general y la tendencia de la señal en el tiempo. Esto demuestra que el proceso no altera la información relevante, lo que permite conservar las componentes de la señal.

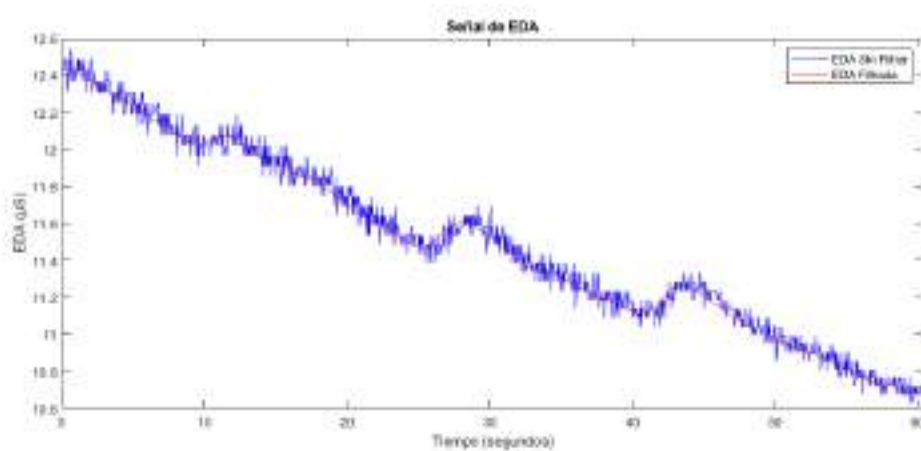


Figura 4.4: Comparación entre la señal de EDA sin filtrar, en azul, y la señal de EDA filtrada, en rojo (Figura elaborada por el autor).

4.2.4.2 Componente tónico y fásico de la señal de actividad electrodérmica

Tal como se mencionó en la introducción de este capítulo, la señal de EDA está compuesta por dos elementos principales, el nivel de conductancia de la piel (SCL), también conocido como componente tónico, y la respuesta de conductancia de la piel (SCR), o componente fásico. En conjunto, el análisis de estas dos componentes ofrece una visión más completa del estado del sujeto. La SCL refleja el nivel general de activación de las glándulas sudoríparas (Posada-Quintero y Chon, 2020), la SCR está asociada a respuestas rápidas ante estímulos internos o externos específicos (Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures et al., 2012). La Figura 4.5 muestra un ejemplo de descomposición de la señal de EDA, en la parte superior se

observa la señal original, y en las gráficas inferiores se representan las componentes tónica y fásica.

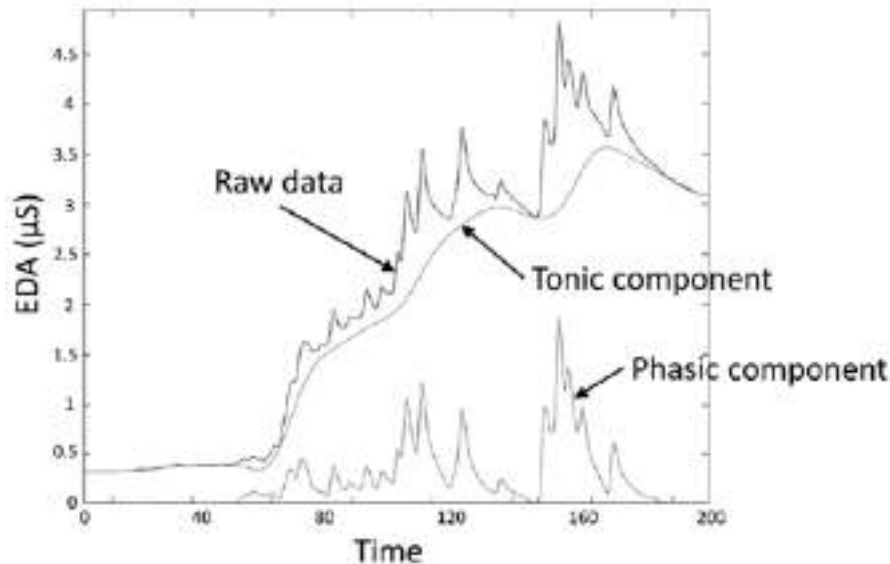


Figura 4.5: Descomposición de la señal de EDA en sus dos componentes principales (Posada-Quintero y Chon, 2020).

Para la separación de las componentes tónica y fásica de la señal de EDA, se han propuesto diversos métodos de análisis. Entre los más destacados se encuentran *cvxEDA* (Greco et al., 2015), basado en técnicas de optimización convexa, y *SparsEDA* (Hernando-Gallego et al., 2017), que utiliza criterios de esparcidad para modelar las respuestas fásicas. Si bien ambos enfoques presentan ventajas, su rendimiento puede verse afectado por factores como el nivel de ruido o la calidad de la señal registrada. En este caso se ha optado por el algoritmo *cvxEDA*, ya que ofrece un buen equilibrio entre robustez frente al ruido y facilidad de implementación, gracias a la disponibilidad de librerías que simplifican su integración en entornos de programación como Python y MATLAB (Luca Citi, 2025). Este método descompone la señal de EDA como la suma de tres componentes principales, el componente fásico, el componente tónico y un término de ruido de medida. El algoritmo requiere el ajuste del parámetro α que controla la esparcidad del componente fásico y γ , que regula el nivel de suavizado del componente tónico.

Si bien en la literatura científica existen estudios que respaldan el uso del análisis de la componente fásica para el seguimiento de la NP, es importante señalar que esta componente está relacionada con respuestas cognitivas o emocionales ante estímulos

específicos. Esto implica que su análisis depende de la presencia y control de eventos externos que generen dichas respuestas, lo que puede limitar su utilidad en contextos de evaluación continua o en reposo.

En esta tesis doctoral se propone analizar la componente tónica, la cual representa la actividad basal de las glándulas sudoríparas en ausencia de estímulos externos. El estudio de la SCL permite obtener una medida más estable y sostenida de la función sudomotora, lo que resulta valioso para el seguimiento de la progresión de la NP en distintos estados del paciente (Posada-Quintero; Florian et al., 2016), lo que favorece una evaluación continua de la evolución de la enfermedad.

4.3 EXPERIMENTACIÓN

La experimentación desarrollada se divide en dos etapas. La primera corresponde a la fase de validación del equipo de medición de EDA, cuyo objetivo es evaluar su capacidad para registrar la señal de EDA en comparación con un sistema comercial de referencia. Para ello, se llevaron a cabo mediciones simultáneas y sincronizadas sobre una misma región del cuerpo, utilizando como referencia el dispositivo Shimmer3 GSR+ (Shimmer sensing, 2025), ampliamente reconocido en aplicaciones de monitorización fisiológica.

La segunda fase experimental corresponde con una propuesta metodológica planteada en esta tesis doctoral, orientada a estimar el contenido de humedad en tejidos biológicos a partir de la medición de conductancia eléctrica. Esta línea de trabajo se plantea como una alternativa prometedora para aplicaciones clínicas, especialmente en el monitoreo del nivel de hidratación de la piel y la detección de posibles disfunciones sudomotoras.

4.3.1 *Validación del sistema*

La etapa de validación del dispositivo desarrollado en esta tesis, denominado MRU durante esta fase, tiene como objetivo evaluar su capacidad para registrar y seguir la señal de EDA en comparación con el equipo comercial Shimmer3 GSR+ Unit. Si bien, como se indicó en la fase de diseño, el MRU presenta un rango de medición similar al del sistema de referencia, es importante señalar que la validación no se basa en la coincidencia exacta de los valores absolutos de conductancia, ya que estas diferencias

pueden surgir por las variaciones en el diseño electrónico de cada dispositivo. Por esta razón, el análisis se centra en evaluar la capacidad del MRU para registrar la evolución temporal de la señal de EDA, con especial atención a su componente tónica. El objetivo es valorar el desempeño del dispositivo en el seguimiento de la actividad basal de las glándulas sudoríparas, un aspecto clave para el análisis de la función sudomotora en contextos clínicos.

4.3.1.1 *Procedimiento experimental*

Con el objetivo de evaluar el comportamiento basal de las glándulas sudoríparas y validar la capacidad del dispositivo para seguir la señal de EDA en el tiempo, la experimentación se plantea con los sujetos en condiciones de reposo, evitando así interferencias provocadas por estímulos externos que puedan inducir respuestas fisiológicas. Si bien es posible que se produzcan sobresaltos en la señal asociados a la componente fásica, estos no se consideran en este análisis, ya que el propósito principal es validar el desempeño del dispositivo en condiciones de reposo, donde predomina la componente tónica.

Por otra parte, se propone realizar las mediciones en la región metatarsal de la planta del pie, ya que esta zona presenta una alta concentración de glándulas sudoríparas y, en pacientes con NP y EAP, es propensa a la aparición de heridas y úlceras que pueden derivar en complicaciones graves como gangrena o amputaciones (Vinik et al., 2003).

Para garantizar que ambas mediciones se obtuvieran de las mismas áreas, se colocaron los electrodos de ambos dispositivos en forma de cuadro. Los dos electrodos del equipo MRU se situaron de manera diagonal en una dirección, mientras que los electrodos del sistema Shimmer3 GSR+ se colocaron en la otra diagonal opuesta, manteniendo una distancia aproximada de 1cm entre las áreas activas de cada electrodo. Esta disposición en cuadrante permitió cubrir las mismas regiones de interés en ambas zonas, asegurando la comparabilidad de las señales obtenidas por ambos sistemas.

Las mediciones se tomaron simultáneamente para garantizar la sincronización de las señales y obtener una comparación directa entre los registros de cada dispositivo. Además, aunque los electrodos compartían la misma región de contacto, se verificó previamente que el funcionamiento de un equipo no interfería con el del otro, asegurando así la integridad de las mediciones.

Con el objetivo de validar el desempeño del dispositivo MRU, en esta etapa participaron 10 sujetos adultos sanos, 5 mujeres y 5 hombres, con una edad media

de 38 años (± 15). Todos los participantes reportaron buenas condiciones de salud y no presentaban antecedentes dermatológicos, neurológicos ni cardiovasculares. Para minimizar posibles influencias externas, la experimentación se llevó a cabo en un entorno tranquilo, con la temperatura ambiente controlada entre 22 y 24°C. Además, las mediciones se realizaron en horario diurno, entre las 10:00 y las 14:00, con el fin de reducir la variabilidad circadiana entre los participantes y asegurar condiciones uniformes durante las pruebas.

4.3.1.2 *Protocolo experimental*

El protocolo de adquisición de señales fue diseñado para garantizar la comodidad del participante y, al mismo tiempo, asegurar la calidad del registro, minimizando posibles interferencias causadas por el movimiento o la tensión muscular. Para ello, se pidió a cada sujeto que se sentara en una silla, con la pierna derecha extendida y apoyada sobre otra silla colocada frente a él. Esta posición permitía mantener el pie descubierto y en reposo, favoreciendo una postura relajada durante toda la medición.

Una vez adoptada la posición, se procedió a la colocación de los electrodos correspondientes a ambos dispositivos, utilizando en cada caso electrodos de Ag/AgCl con un área activa aproximada de 2cm².

Antes de iniciar la adquisición de señales, se solicita al participante que permanezca en reposo durante un minuto, con el fin de favorecer la estabilización del estado emocional y reducir posibles alteraciones fisiológicas. Transcurrido este período de adaptación, se da comienzo a la adquisición sincrónica de los datos durante un minuto.

La Figura 4.6a muestra la posición de la persona durante el proceso experimental de adquisición de datos, sentado en una silla con la pierna derecha extendida en posición horizontal. La Figura 4.6b ofrece una vista frontal en la que se puede observar tanto la postura del sujeto como la ubicación de los electrodos en la región metatarsal de la planta del pie, junto con los dispositivos de medición, el equipo MRU, resaltado en verde, y el sistema Shimmer3 GSR+, indicado en rojo.

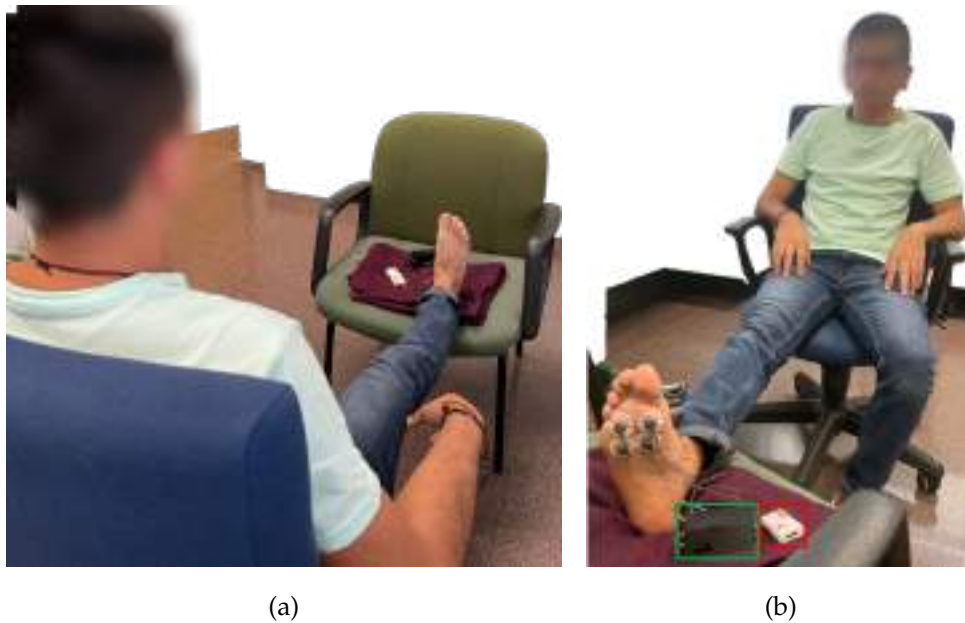


Figura 4.6: **a)** Posición de la persona durante la adquisición de datos (Figura elaborada por el autor).

b) Vista frontal con ubicación de los electrodos en la región metatarsal del pie y los dispositivos de medida, el equipo MRU, resaltado en verde, y el sistema Shimmer3 GSR+, indicado en rojo (Figura elaborada por el autor).

4.3.2 Resultados de validación

La validación del equipo MRU se enfoca en comprobar su desempeño para registrar la evolución temporal de la señal EDA. Para ello, primero se analiza su capacidad para seguir la dinámica general de la señal y, posteriormente, se evalúa su precisión en el registro de las variaciones de la componente tónica.

4.3.2.1 Seguimiento de señal

En la primera fase de validación del sistema se busca determinar si el equipo MRU es capaz de registrar la dinámica de la señal EDA con un comportamiento similar al dispositivo comercial Shimmer GSR3+. Para ello, se propone normalizar ambas señales en torno a un mismo valor. Esta estrategia permite enfocar el análisis en la forma y evolución temporal de la señal, dejando de lado las diferencias en los valores absolutos que pueden surgir por variaciones en el diseño electrónico de cada equipo.

En este caso, se ha optado por aplicar una normalización centrada en el promedio, que consiste en restar el valor medio de la señal a cada uno de sus puntos. Esta técnica desplaza la señal de forma que su media se vuelve igual o cercana a cero, sin modificar su forma original. De este modo, es posible comparar directamente las dinámicas temporales de ambas señales, evaluando si el MRU refleja los mismos patrones de variación que el equipo de referencia.

Si bien, como se explicó en el procedimiento experimental, el objetivo principal es evaluar el comportamiento basal de las glándulas sudoríparas en condiciones de reposo y evitar en lo posible la presencia de estímulos no controlados, es normal que durante las pruebas ocurran cambios en el estado emocional de los sujetos, que pueden provocar alteraciones que se reflejan en la señal EDA como pequeñas variaciones o respuestas fásicas, que no son de interés en este caso. Sin embargo, en esta fase de validación también es importante comprobar que el equipo MRU sea capaz de detectar este tipo de variaciones, ya que esto permite confirmar que el sistema responde de forma adecuada frente a cambios reales en la EDA.

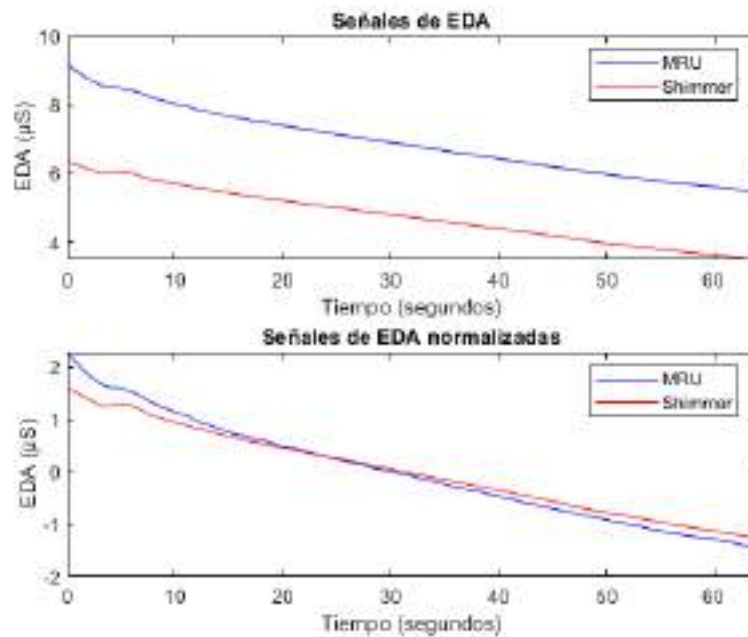


Figura 4.7: Comparación entre las señales de EDA registradas por el equipo MRU, en azul y el dispositivo Shimmer3 GSR+, en rojo. En la parte superior se muestran las señales originales y en la parte inferior se presentan tras aplicar el proceso de normalización (Figura elaborada por el autor).

La Figura 4.7 presenta una comparación entre las señales de EDA registradas por el equipo MRU, en azul, y el dispositivo comercial Shimmer3 GSR+, en rojo. En la parte superior se muestran las señales en su forma original, mientras que en la parte inferior se observa el resultado tras aplicar el proceso de normalización centrado en el promedio, en la cual se aprecia la evolución de la dinámica temporal de las dos señales, reflejando un comportamiento similar en ambos casos. Por ejemplo, entre los segundos 1 y 10, ambas señales exhiben un incremento, que podría asociarse a una respuesta fásica provocada por algún estímulo vinculado al estado emocional del sujeto. Este demuestra que el equipo MRU es capaz de detectar variaciones rápidas en la EDA, al igual que el dispositivo de referencia. En general, este resultado respalda la capacidad del sistema MRU para registrar adecuadamente tanto las variaciones lentas como las rápidas de la señal EDA.

Por otra parte, con el fin de analizar la precisión en el registro temporal de la señal EDA, se utilizó el método de Bland-Altman como herramienta de comparación, aplicándolo a las señales previamente normalizadas. Esta técnica ofrece una visión complementaria para evaluar la concordancia entre los registros obtenidos con el dispositivo MRU y el equipo de referencia.

La Figura 4.8 muestra el gráfico de Bland-Altman construido a partir de los registros obtenidos en los 10 sujetos que participaron en esta fase del estudio. En el eje horizontal se representa el promedio de las mediciones obtenidas por ambos dispositivos, mientras que en el eje vertical se muestra la diferencia entre estas mediciones, expresada en valor absoluto. Se optó por trabajar con valores absolutos para facilitar la visualización, dado que la normalización centra las señales alrededor de cero, lo que implica la presencia de valores tanto positivos como negativos.

La línea roja discontinua indica la media de las diferencias, con un valor de $0,175S$, mientras que las líneas negras representan los límites de concordancia, ubicándose en $0,081S$ para el límite inferior y $0,270S$ para el superior. Como puede observarse, todos los puntos se encuentran dentro de este rango, lo que sugiere una buena concordancia entre ambos dispositivos en cuanto al seguimiento de los valores medios de la señal EDA.

Para comparar cuantitativamente los registros obtenidos con ambos dispositivos, se calculó el coeficiente de correlación de Pearson para cada uno de los 10 sujetos del estudio. Como resultado, se obtuvo un valor medio de $r = 0,982$, lo que indica un alto grado de correspondencia entre las señales, lo cual demuestra que, en términos generales, los registros presentan una dinámica temporal muy similar, ya que los

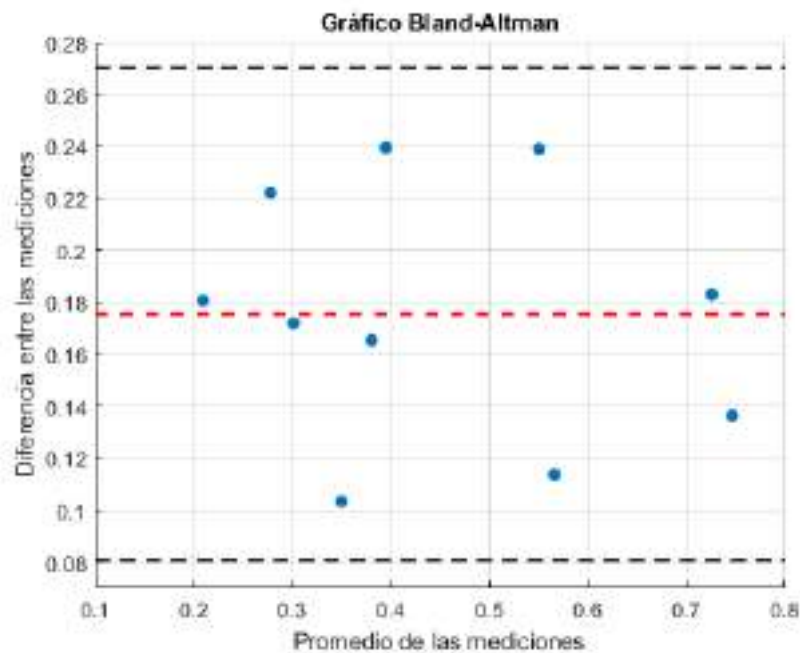


Figura 4.8: Diagrama de Bland-Altman construido a partir de los valores medios de las señales normalizadas de EDA, obtenidas con el dispositivo MRU y el Shimmer GSR₃₊. La línea roja discontinua indica la media de las diferencias entre ambos registros, mientras que las líneas negras indican los límites de concordancia (Figura elaborada por el autor).

cambios captados por el MRU siguen el mismo patrón de variación que los observados con el sistema de referencia, tanto en los aumentos como en las disminuciones de la señal.

4.3.2.2 Componente tónico

La segunda etapa de validación de los registros de la señal EDA se enfoca en evaluar la precisión con la que el dispositivo MRU es capaz de captar las variaciones de la componente tónica (SCL), utilizando como referencia los registros obtenidos con el dispositivo comercial Shimmer GSR₃₊.

El proceso de separación de los componentes de la señal EDA se llevó a cabo aplicando el algoritmo cvxEDA a los registros originales obtenidos con ambos dispositivos, es decir, sin aplicar ningún tipo de normalización. Como se mencionó previamente, este estudio se enfoca en el análisis de la SCL, ya que refleja el nivel basal de actividad de las glándulas sudoríparas. El seguimiento de esta componente

es especialmente importante porque puede funcionar como un indicador clínico de disfunción sudomotora, lo que resalta la importancia de validar la capacidad del dispositivo MRU para registrarla de manera precisa.

Para dar continuidad a los resultados presentados en la sección anterior, la Figura 4.9 muestra el mismo ejemplo de señal utilizado en la Figura 4.7, esta vez con el análisis de la componente SCL. En la parte superior se presenta la señal registrada por el dispositivo MRU, junto con su correspondiente componente tónico, mientras que en la parte inferior se muestra el mismo procesamiento aplicado al registro obtenido con el dispositivo Shimmer GSR3+. En ambas gráficas, la señal original se ilustra en color azul, y la componente SCL extraída se muestra en rojo.

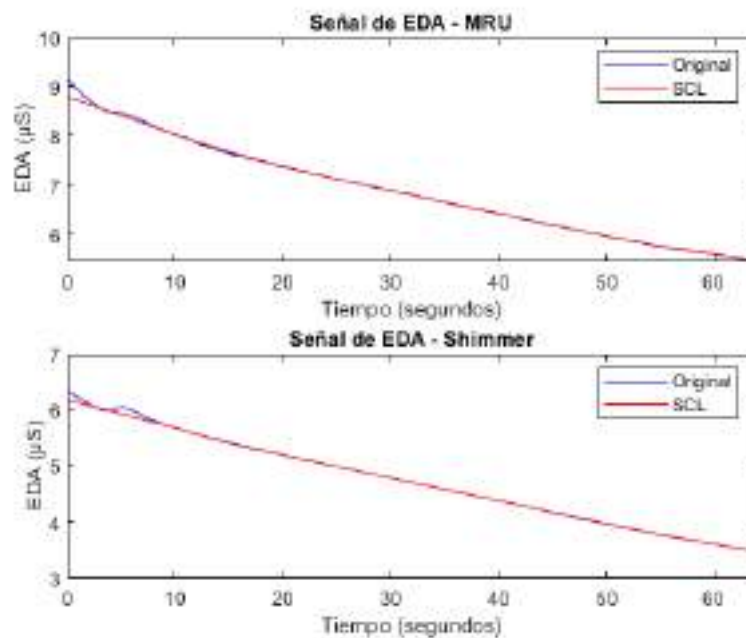


Figura 4.9: Ejemplo de separación de la componente tónica (SCL) a partir de la señal EDA original. En la parte superior se muestra el resultado correspondiente al dispositivo MRU y en la parte inferior al Shimmer GSR3+. En ambas gráficas, la señal original se representa en azul y la componente SCL en rojo (Figura elaborada por el autor).

Como se puede observar, la evolución de la componente SCL sigue un patrón muy similar en ambos casos, lo que evidencia una clara correspondencia en la dinámica basal registrada por los dos dispositivos. A lo largo del intervalo analizado, se aprecia una tendencia descendente sostenida, interrumpida por pequeñas fluctuaciones que son detectadas de forma consistente por ambos sistemas. Además, se destaca la ausencia del incremento registrado entre los segundos 1 y 10 en la señal original, el cual, si bien

no puede atribuirse con certeza a un evento específico, podría estar asociado a una respuesta fásica espontánea.

Desde una perspectiva visual, estos resultados destacan la capacidad del dispositivo MRU para registrar con precisión las variaciones lentas de la señal de EDA, asociadas al nivel basal de actividad de las glándulas sudoríparas. Esta cualidad es relevante para aplicaciones de monitoreo fisiológico en pacientes con NP bajo condiciones controladas, alineándose con el objetivo de esta tesis.

Como complemento a la presentación de resultados, se utilizaron diagramas de cajas y bigotes con el fin de comparar tanto los valores medios de la componente tónica como su variabilidad, medida a través de la desviación estándar. Esta representación gráfica permite visualizar de forma clara la distribución de los datos y analizar la consistencia de las mediciones obtenidas con cada dispositivo.

La Figura 4.10 presenta los diagramas de cajas y bigotes correspondientes a los registros de SCL obtenidos en los 10 sujetos del estudio. En la Figura 4.10a, se muestra la comparación del promedio del SCL medido con ambos dispositivos. Como era de esperarse, se observan diferencias en los valores absolutos, debidas a las características electrónicas de cada sistema. Sin embargo, más allá de estas diferencias en escala, lo relevante es analizar la estabilidad y consistencia del comportamiento general de la señal entre los dos dispositivos, lo cual se evidencia en la Figura 4.10b, donde se comparan las desviaciones estándar de los registros. En este caso, ambos dispositivos muestran un nivel de dispersión similar, lo que indica una buena concordancia en la medición de la variabilidad del nivel basal de la señal EDA.

Para respaldar la validación cuantitativa de los registros correspondientes a la componente tónica, se calcularon métricas estadísticas que permiten complementar el grado de similitud entre las señales obtenidas con ambos dispositivos. El MAE fue de 2,174S. Por otra parte, el coeficiente de correlación de Pearson arrojó un valor de $r = 0,988$, lo que indica una correlación lineal muy alta entre las señales captadas por ambos sistemas. Este resultado fue respaldado por el coeficiente de Spearman $\rho = 0.969$, que confirma una fuerte concordancia en el comportamiento temporal de las señales, demostrando que las tendencias crecientes o decrecientes son registradas de forma similar por ambos dispositivos. Estos valores refuerzan la validez del sistema MRU para el seguimiento de la dinámica de la componente tónica.

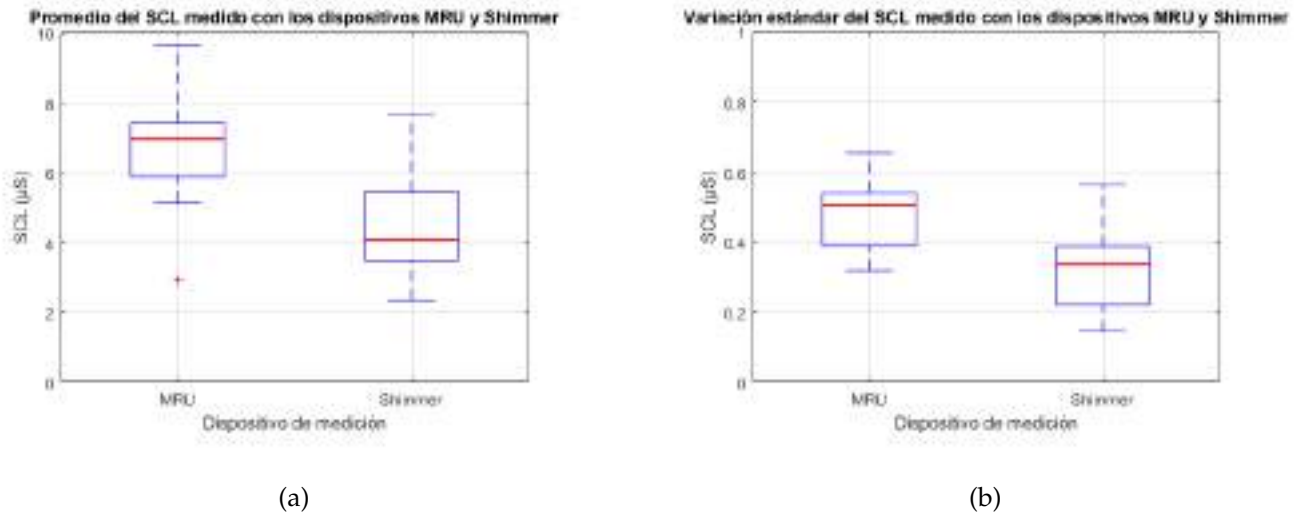


Figura 4.10: Diagramas de cajas y bigotes de los valores de la componente tónica obtenidos en los 10 sujetos del estudio.

- a)** Promedio del SCL registrado por los dispositivos (Figura elaborada por el autor).
b) Desviación estándar del SCL registrada por ambos dispositivos (Figura elaborada por el autor).

4.3.3 Correlación entre conductancia y humedad

La medida de la humedad superficial y subcutánea de la piel se ha vinculado con estudios dermatológicos, control de hidratación, diagnóstico de enfermedades cutáneas y la evaluación de la barrera epidérmica (Pinnagoda et al., 1990). Estas aplicaciones suelen requerir dispositivos de medición no invasivos, portátiles y de respuesta rápida, lo cual motiva el desarrollo de herramientas basadas en propiedades eléctricas, como el sistema propuesto en esta tesis doctoral.

En este contexto, la medida de EDA cobra especial relevancia, ya que está directamente relacionada con la actividad de las glándulas sudoríparas, cuya función es primordial en la regulación del contenido de humedad en la piel. Los cambios en esta función pueden indicar problemas que afectan la transpiración, comprometiendo la capacidad de la piel para mantenerse hidratada y protegida. Este desequilibrio puede favorecer la aparición de heridas crónicas, úlceras o infecciones cutáneas, especialmente en pacientes con DM, donde estas complicaciones pueden evolucionar hacia consecuencias graves como amputaciones (T.-Y. Lee et al., 2019).

La metodología propuesta tiene como objetivo establecer una correlación entre la variación del contenido de humedad de un material y su respuesta en términos de conductancia eléctrica, de manera que un incremento en la humedad se refleje en un aumento en la conductancia. La propuesta se basa en los principios del análisis gravimétrico, que permite determinar el contenido de humedad de una muestra a partir de la diferencia de masa registrada antes y después de un proceso de secado o adición de agua de forma controlada (Martines-López et al., 2024).

4.3.3.1 *Diseño experimental*

En esta fase experimental se utilizó un bloque de papel absorbente de uso común en entornos de laboratorio, empleado para la limpieza y protección de superficies. Este material fue seleccionado por su estructura homogénea y su alta capacidad de absorción de agua (Dutt et al., 2012), cualidades que lo hacen adecuado para detectar las variaciones en el contenido de humedad y su impacto sobre la conductancia eléctrica. El bloque presentaba una forma de prisma rectangular, con un área de 56cm^2 en sus caras superior e inferior, lo que proporciona una superficie adecuada tanto para el depósito controlado de agua como para la colocación de los electrodos utilizados en la medición. La altura del bloque fue de 2cm, lo que da como resultado un volumen total aproximado de 112cm^3 .

Para evaluar la relación entre la cantidad de agua absorbida por el material y su conductancia eléctrica, se definió un procedimiento sistemático de hidratación y medición. En cada ciclo experimental, se aplicó una muestra de 0.5mL de agua, lo que representa aproximadamente 0,5g de masa adicional, permitiendo un control preciso y cuantificable sobre el nivel de humedad contenido en el bloque de papel. La adición de agua se realizó con una pipeta automática calibrada, utilizada para garantizar la precisión en el volumen dispensado en cada ciclo. Por su parte, el registro del peso del material se llevó a cabo con una balanza digital de alta precisión, con una resolución de 1 mg, lo que permitió detectar los pequeños incrementos de masa producidos en cada etapa del proceso.

Por otro lado, la medición de la conductancia eléctrica se llevó a cabo utilizando el dispositivo desarrollado en esta tesis, junto con un par de electrodos de Ag/AgCl recubiertos con hidrogel, cada electrodo con una área activa aproximada de 2cm^2 .

4.3.3.2 *Protocolo experimental*

El procedimiento experimental se llevó a cabo en un ambiente controlado, con una temperatura ambiente constante de 20°C, dentro de un espacio cerrado, a fin de evitar que las variaciones térmicas afectaran el comportamiento del material o la medición eléctrica. El objetivo fue registrar la variación de la conductancia eléctrica del bloque de papel en función del contenido de humedad añadido de forma progresiva.

El proceso comenzaba con el pesado inicial del bloque seco, utilizando la balanza digital, este valor se tomaba como punto de referencia. Luego, se aplicaban 0,5mL de agua sobre la superficie superior del bloque, directamente sobre la balanza, utilizando la pipeta automática calibrada. El agua se depositaba cuidadosamente en el centro del bloque para favorecer una absorción homogénea. Tras la absorción, se registraba el nuevo peso, y se colocaban los electrodos de Ag/AgCl sobre la zona humedecida, con una separación aproximada de 1cm entre sus áreas activas.

Posteriormente, se realizaba un registro continuo de la señal de conductancia durante 1 minuto, con el objetivo de permitir la estabilización de la señal y capturar las posibles fluctuaciones iniciales debidas al proceso de absorción. Finalizado el registro, se retiraban los electrodos y se repetía el proceso con una nueva adición de 0,5mL de agua, repitiendo las etapas de pesado, colocación de electrodos y registro de conductancia.

Las señales de conductancia fueron procesadas posteriormente mediante un filtro de media móvil con una ventana de 20 muestras, equivalente a 1 segundo, dada la frecuencia de muestreo de 20Hz, lo cual permitió suavizar la señal, reducir el ruido de alta frecuencia y mejorar su estabilidad. Finalmente, el valor de conductancia de cada ciclo se obtuvo como el promedio de la señal filtrada durante el minuto completo de registro. El porcentaje de humedad en cada ciclo se calculó utilizando la ecuación estándar que define el contenido de humedad en relación con la masa total del material. Esta relación se define en la ecuación 4.5.

$$\%H = \left(\frac{M_h - M_s}{M_h} \right) \cdot 100 \quad (4.5)$$

Donde M_h representa la masa del material húmedo y M_s la masa del material seco. Esta fórmula permitió obtener una medida relativa del contenido de humedad progresivo a medida que se realizaban las adiciones de agua, sirviendo como base para establecer la correlación con los valores de conductancia eléctrica obtenidos.

El procedimiento completo se repitió de forma secuencial hasta que el material comenzó a mostrar signos de deterioro como consecuencia de la acumulación de agua. En esta fase, el bloque de papel perdió su estructura superficial homogénea y empezó a presentar deformaciones físicas, lo que afectó el contacto adecuado de los electrodos y, en consecuencia, la fiabilidad de las mediciones eléctricas.

La Figura 4.11 muestra el montaje experimental empleado para el registro simultáneo de la masa y la conductancia eléctrica del material. Todo el conjunto se dispone sobre la balanza digital. En rojo se destaca el bloque de papel absorbente, sobre el cual se colocaron dos electrodos conectados al sistema de medición de conductancia, señalado en azul. Por último, en verde, se indica la pipeta automática calibrada, utilizada para aplicar con los volúmenes de agua de 0,5mL en cada ciclo de hidratación.

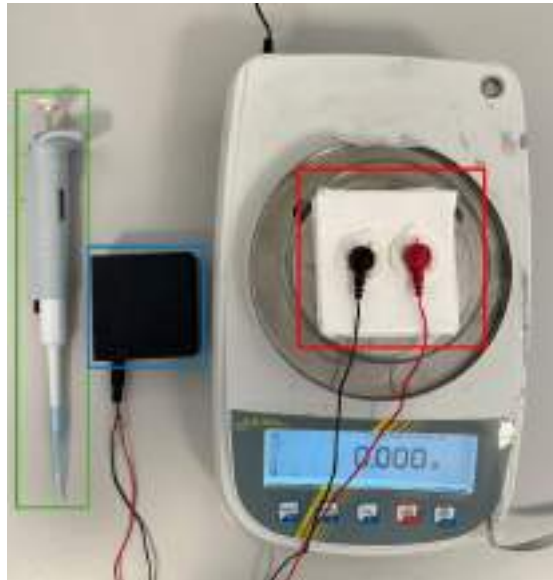


Figura 4.11: Montaje experimental utilizado para la medición simultánea de masa y conductancia eléctrica. En color verde se resalta la pipeta calibrada. En azul, el dispositivo electrónico de registro de la conductancia. En rojo, el bloque de papel absorbente dispuesto sobre la balanza, con los electrodos conectados para la adquisición de la señal eléctrica (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Rodríguez-López et al., 2025b).

4.3.3.3 Resultados

Los resultados de esta etapa experimental corresponden a la evolución del contenido de humedad del material y su medida de conductancia eléctrica. La Tabla 4.2

resume los valores obtenidos en cada ciclo de hidratación, incluyendo el aumento progresivo del peso del bloque de papel debido a la adición de agua, el porcentaje de humedad calculado, y la conductancia eléctrica promedio registrada para cada ciclo del experimento.

Tabla 4.2: Resultados experimentales del peso, porcentaje de humedad y conductancia eléctrica del material en función del volumen de agua añadido (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Rodríguez-López et al., 2025b).

Agua (mL)	Peso (g)	Humedad (%)	Conductancia (μS)
0	13,03	0	0
0.5	13,52	3,67	12,08
1	14,01	7,05	18,16
1.5	14,52	10,28	29,96
2	15,01	13,23	39,48
2.5	15,53	16,09	46,17
3	16,04	18,79	49,75
3.5	16,56	21,32	53,56
4	17,05	23,59	55,91
4.5	17,57	25,84	58,90
5	18,08	27,95	61,46
5.5	18,59	29,92	64,98
6	19,08	31,71	69,41

A partir de los datos experimentales obtenidos, se construyó un gráfico de dispersión que representa la relación entre la conductancia eléctrica y el porcentaje de humedad del bloque de papel. La Figura 4.12 muestra los puntos experimentales en color azul, junto con la curva de ajuste polinomial de segundo orden, representada en color rojo. Esta gráfica describe la tendencia creciente observada, a medida que aumenta el contenido de humedad, también lo hace la conductancia eléctrica. La relación evidenciada permite modelar la evolución de la conductancia en función del nivel de hidratación del material. El modelo cuadrático obtenido a partir del ajuste se presenta en la ecuación 4.6, donde $\%H$ representa el porcentaje de humedad estimado y C la conductancia eléctrica medida en μS .

$$\%H = 0.004025 * C^2 + 0.1761 * C + 0.8324 \quad (4.6)$$

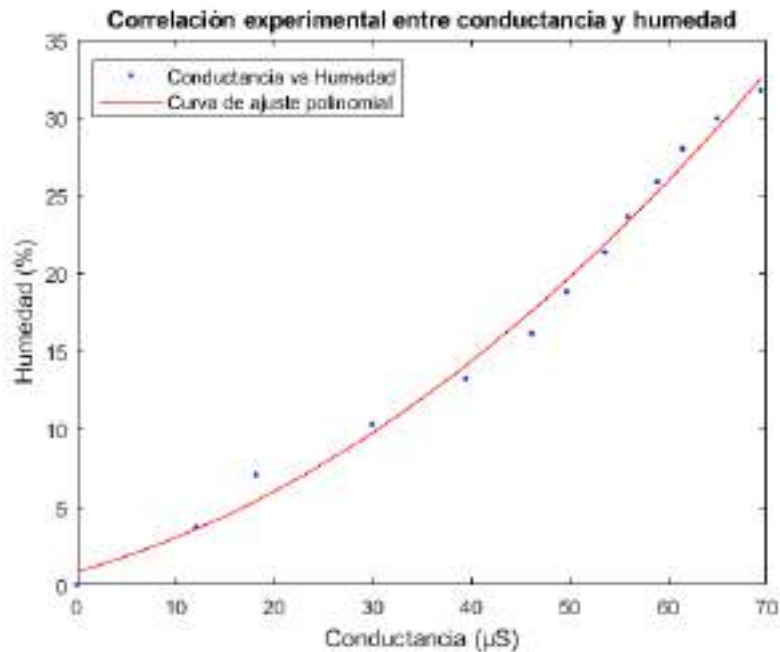


Figura 4.12: Relación entre la conductancia eléctrica y el porcentaje de humedad en el bloque de papel absorbente. Los puntos azules representan los datos experimentales, mientras que la línea roja corresponde al ajuste polinomial de segundo grado aplicado a los datos (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Rodríguez-López et al., 2025b).

El ajuste mostró una alta concordancia con los datos experimentales, con un coeficiente de determinación $R^2 = 0,992$, lo que indica que el modelo representa el 99,2 % de la variabilidad observada en los datos. Además, la raíz del error cuadrático medio (RMSE, Root Mean Square Error) fue de 1,008, lo que equivale a un error promedio absoluto inferior al 3 % respecto al valor máximo de humedad registrado, del 33 %. Estos resultados respaldan la fiabilidad del modelo polinomial de segundo grado para estimar el contenido de humedad en función de los valores de conductancia eléctrica en el rango de trabajo.

4.4 DISCUSIÓN

El sistema desarrollado en esta tesis doctoral se plantea como una alternativa tecnológica para la monitorización de la degeneración del sistema nervioso simpático, encargado de regular funciones como la actividad de las glándulas sudoríparas. La disfunción de este sistema es una de las manifestaciones características de la NP y su progresión se

reconoce como un marcador clínico del avance de la enfermedad (Ewing y Clarke, 1982), lo cual resalta la necesidad de contar con herramientas precisas y adaptables tanto para el seguimiento clínico como para su posible aplicación en contextos ambulatorios, facilitando una detección y control más oportuno de las alteraciones sudomotoras. En este contexto, la propuesta de seguimiento basada en la EDA se presenta como una herramienta no invasiva para cuantificar el deterioro progresivo de la función sudomotora (Posada-Quintero; Florian et al., 2016).

La experimentación de validación comparó la capacidad del sistema MRU desarrollado para registrar la señal de EDA con los resultados obtenidos mediante el dispositivo comercial Shimmer GSR3+. Las mediciones se realizaron en condiciones de reposo y en un entorno controlado, con el objetivo de analizar la componente tónica de la señal, que refleja el nivel basal de actividad de las glándulas sudoríparas. Además, uno de los propósitos del sistema es su aplicación en contextos ambulatorios, por lo que el análisis de la componente SCL adquiere especial relevancia, ya que en entornos no controlados no es posible aislar al paciente de estímulos externos. En este sentido, se ha reportado que una disminución en los niveles de SCL se asocia con alteraciones en la función simpática, lo que refuerza su valor como marcador clínico en el seguimiento de la NP (Posada-Quintero; Florian et al., 2016).

En la primera etapa de validación, orientada a evaluar el seguimiento temporal de la señal EDA, se observó una alta correspondencia entre los registros obtenidos de los dos dispositivos. Tras aplicar un proceso de normalización centrado en el promedio, ambas señales mostraron una evolución muy similar a lo largo del tiempo, incluyendo variaciones rápidas asociadas a respuestas fásicas espontáneas. Si bien, la experimentación se realizó en condiciones de reposo, se reconoce que este tipo de respuestas pueden aparecer como resultado de estímulos fisiológicos internos del paciente. El análisis de correlación de Pearson $r = 0.982$ confirmó esta similitud, reforzada además por el análisis de Bland-Altman, en el que todos los puntos se mantuvieron dentro de los límites de concordancia. Esto respalda que, aunque puedan existir diferencias en la magnitud absoluta por variaciones en el diseño electrónico, el MRU es capaz de reproducir el comportamiento fisiológico de la señal EDA al igual que el equipo comercial.

La segunda etapa de validación se centró en el análisis de la componente tónica de la señal de EDA. Al aplicar el algoritmo cvxEDA sobre las señales originales, sin normalización, se compararon visualmente las curvas de SCL obtenidas de ambos dispositivos y se observó una dinámica muy similar. Esta similitud también se reflejó en

el análisis estadístico de la distribución de valores, donde los diagramas de cajas y bigotes mostraron un patrón consistente entre ambos dispositivos, a pesar de las diferencias en magnitud absoluta. Los resultados cuantitativos respaldaron esta observación, el MAE fue de 2,174S, mientras que los coeficientes de correlación de Pearson $r = 0,988$ y Spearman $\rho = 0,969$ indicaron una alta correspondencia tanto en términos de de tendencia. En particular, el coeficiente de Spearman confirma que ambos sistemas detectan las variaciones crecientes o decrecientes en la señal de SCL, independientemente de las diferencias en escala. Estos resultados permiten concluir que el sistema MRU no solo es capaz de registrar adecuadamente la señal de EDA, sino que también refleja con precisión las variaciones lentas y sostenidas de la componente tónica, las cuales son clave para evaluar el estado funcional de las glándulas sudoríparas.

Si bien en el estudio de validación desarrollado no se incluyeron pacientes con NP, los resultados obtenidos demuestran que el sistema propuesto puede funcionar como una herramienta alternativa para el seguimiento de la progresión de complicaciones asociadas a esta patología. Esto complementa los resultados presentados en (Bolaños et al., 2019), donde se evaluaron ambas componentes de la señal de EDA en un entorno controlado como posibles marcadores del deterioro funcional de las glándulas sudoríparas. No obstante, el objetivo final del sistema desarrollado en esta tesis es su adaptación a contextos de monitorización ambulatoria, en los que no es posible controlar los estímulos externos que podrían inducir respuestas fásicas. En este escenario, el seguimiento de la SCL cobra relevancia, ya que permite evaluar la actividad basal de las glándulas sudoríparas, ofreciendo un indicador más fiable para el monitoreo continuo de la disfunción sudomotora en pacientes con NP.

Cabe mencionar que, en contextos clínicos reales, la SCL debe interpretarse con prudencia, ya que puede estar influenciada por factores como la temperatura ambiente, el estado emocional o la actividad física. Por ello, en la valoración clínica, se deberán establecer valores de referencia individuales durante una primera medición en condiciones controladas, a partir de estos se podrán valorar los cambios en la señal a lo largo del tiempo, lo que permitirá una mejor interpretación de los cambios en la función sudomotora del paciente.

Por otro lado, la segunda fase de la experimentación se centró en analizar la relación entre la conductancia eléctrica y el nivel de humedad, teniendo en cuenta que las alteraciones en la hidratación de la piel pueden reflejar problemas en la función sudomotora asociadas a un mayor riesgo de heridas, úlceras e infecciones cutáneas, especialmente en los pies (Vinik et al., 2003).

En este caso, como primera exploración, se propuso realizar el seguimiento sobre el contenido de humedad en un material absorbente. Los resultados de la tendencia creciente observada en la curva de regresión polinomial sugiere una relación consistente entre ambas variables, con un alto grado de correlación, con un coeficiente de correlación $R^2 = 0,992$. Este modelo mostró un error cuadrático medio bajo $RMSE = 1,008$, lo que equivale a un error absoluto promedio inferior al 3 % respecto al valor máximo de humedad. Sin embargo, este contenido máximo de humedad fue del 33 % debido a que la estructura del material absorbente comenzó a deteriorarse a partir de ese punto. Este daño físico, manifestado en la pérdida de homogeneidad en la superficie del bloque de papel, afectó la estabilidad del contacto entre los electrodos y el material, lo que impidió continuar con las mediciones. Es importante señalar que esta limitación es propia del tipo de material empleado, y que en el caso de materiales biológicos, como tejidos humanos o vegetales, el rango de humedad es naturalmente más amplio. Estos materiales poseen estructuras que permiten una mayor retención de agua sin comprometer de inmediato su integridad física, lo cual ampliaría significativamente el rango operativo del sistema de medición. Por tanto, se plantea que la metodología propuesta no solo es válida en entornos controlados con materiales homogéneos, sino que también podría adaptarse a contextos biomédicos o fisiológicos, donde el contenido de humedad puede superar el 50 % o más, dependiendo del tipo de tejido.

Aunque estos resultados respaldan la existencia de una correlación entre la conductancia eléctrica y el contenido de humedad en un medio homogéneo como el papel, es importante considerar las limitaciones al trasladar esta relación a tejidos biológicos reales. A diferencia del papel, los tejidos vivos presentan una estructura heterogénea, una distribución no uniforme de fluidos y una composición compleja con presencia de sales y compuestos orgánicos (C. Gabriel et al., 1996), siendo factores que influyen en la conductividad eléctrica y podrían afectar la precisión del sistema en la estimación del nivel de hidratación. Por ello, se considera necesario llevar a cabo una fase experimental adicional con muestras biológicas, como tejidos animales, que permita evaluar el desempeño del sistema en un entorno fisiológico más representativo. Esta etapa será importante para determinar la sensibilidad del dispositivo frente a la variabilidad biológica y avanzar hacia su posible aplicación clínica.

4.5 CONCLUSIONES

En este capítulo se ha presentado el diseño, implementación y validación de un sistema propio de medición EDA, orientado al seguimiento de la componente SCL de la señal como marcador clínico de disfunciones sudomotoras en pacientes con NP.

En términos generales, los resultados obtenidos durante la fase de validación, tanto en el seguimiento de la dinámica de la señal como en el registro de las variaciones tónicas, evidenciaron una fuerte correlación entre las mediciones del sistema propuesto y las obtenidas con el dispositivo comercial Shimmer GSR3+. En particular, el coeficiente de correlación de Pearson y el análisis de Bland-Altman confirmaron que el dispositivo MRU reproduce de forma adecuada las variaciones dinámicas de la señal de EDA, incluyendo las respuestas espontáneas de tipo fásico, posiblemente asociadas a estímulos cognitivos internos percibidos por los participantes durante la medición. En cuanto al registro específico de la componente SCL, ambas señales mostraron una tendencia y variabilidad similares. Este análisis se complementó mediante el cálculo del coeficiente de correlación de Spearman $\rho = 0,969$, lo que indica que el sistema MRU refleja correctamente las tendencias crecientes y decrecientes en la evolución de la señal tónica a lo largo del tiempo.

Estos resultados confirman que el dispositivo MRU es técnicamente adecuado para aplicaciones de monitoreo continuo de la actividad de las glándulas sudoríparas. Aunque la validación se realizó en sujetos sanos, los hallazgos destacan su potencial aplicación en pacientes con NP, al ofrecer una herramienta de seguimiento de la disfunción simpática a través de un parámetro estable y cuantificable como la componente tónica de la señal EDA. Adicionalmente, los resultados obtenidos en la exploración de la correlación entre la conductancia eléctrica y el nivel de humedad abren una línea prometedora de trabajo, orientada a validar el sistema EDA propuesto en tejidos biológicos reales. Esta aplicación adquiere importancia en entornos clínicos donde se requiere monitorear la integridad de la piel con una variable más familiar, como la humedad. No obstante, será fundamental llevar a cabo estudios adicionales que evalúen el desempeño del sistema en tejidos biológicos, con especial atención a aquellos con características similares a las de la piel humana, con el fin de confirmar su viabilidad en escenarios clínicos reales.

En general, los hallazgos presentados en este capítulo respaldan la viabilidad técnica del sistema propuesto y su potencial utilidad clínica para la monitorización de la evolución de complicaciones sudomotoras en pacientes con NP. No obstante,

se reconoce la necesidad de ampliar los estudios de validación, incorporando una muestra representativa de pacientes, incluidos aquellos con un alto grado de afectación patológica. Esto permitirá evaluar con mayor precisión el desempeño del sistema en entornos clínicos controlados, y avanzar hacia su aplicación como herramienta de apoyo en el seguimiento de la disfunción de la actividad de las glándulas sudoríparas.

USO DE CORRIENTE ALTERNA EN LA MEDIDA DE ACTIVIDAD ELECTRODÉRMICA

El trabajo descrito en este capítulo ha sido parcialmente publicado en el artículo Romero-Ante, J. D.; Montenegro-Bravo, J. S.; Vicente-Samper, J. M.; Esteve-Sala, V. M.; Casa-Lillo, M. Á. d. l. y Sabater-Navarro, J. M. (2025), "Feasibility Study of Using Alternating Current Excitation to Obtain Electrodermal Activity with a Wearable System", *Sensors* 25(12), DOI: [10.3390/s25123603](https://doi.org/10.3390/s25123603), incluido también en el anexo A de esta memoria. Además, parte de los resultados preliminares han sido aceptados para presentación en la 47th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, con referencia: Romero-Ante, J. D.; Vicente-Samper, J. M.; Esteve-Sala, V. y Sabater Navarro, J. M. (2025), "AC and DC Excitation for Electrodermal Activity Measurement to Assess Sweat Gland Sensitivity and Activity for Diagnosis of Peripheral Neuropathy", en: *2025 47th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*.

Para complementar el contenido de estos trabajos y facilitar su comprensión, la introducción contextualiza la problemática del uso de señales en DC, que motiva la elección de la excitación en AC. A continuación, se describe el diseño electrónico del sistema propuesto para registrar señales de EDA con excitación en AC, junto con el procesamiento de las señales adquiridas y la separación de sus componentes de conductancia y susceptancia. Finalmente, se presentan los resultados experimentales comparando los registros obtenidos con ambas técnicas de excitación y se analizan las ventajas del método AC, destacando su capacidad para mejorar la calidad y la estabilidad de los registros de EDA.

5.1 INTRODUCCIÓN

La medición exosomática de la EDA suele realizarse mediante excitación por voltaje o corriente directa (DC), debido a la simplicidad instrumental y analítica (Fowles et al., 1981). No obstante, este método presenta una limitación relacionada con el efecto de polarización en la interfaz de contacto entre el electrodo y la piel (Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures et al., 2012). Con el tiempo, la acumulación de cargas en los electrodos genera una fuerza electromotriz (f.e.m.) que se opone a la señal aplicada, alterando el potencial de referencia y provocando variaciones en los valores de conductancia registrados. Esta interferencia introduce una deriva en la señal que no se debe a cambios reales en el tejido ni en la actividad de las glándulas sudoríparas, sino al propio efecto de polarización (Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures et al., 2012). Como consecuencia, esta deriva afecta la estabilidad de la medición y dificulta obtener lecturas fiables. En este sentido, se recurre al uso de voltaje o corriente alterna (AC), ya que la inversión periódica de polaridad reduce la f.e.m. inducida y, por ende, la polarización de los electrodos (Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures et al., 2012).

Además, la piel se comporta de forma similar a un condensador, ya que es capaz de almacenar y liberar carga eléctrica. Este comportamiento está determinado por la estructura de la epidermis y la dermis, donde se localizan las glándulas sudoríparas que influyen directamente en la modulación de la EDA (Edelberg, 1972). Cuando se aplica una señal de AC, las membranas celulares funcionan como capacitores, permitiendo que la corriente invierta su dirección en cada ciclo (Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures et al., 2012). Este proceso de carga y descarga constante posibilita la medición tanto de la conductancia como de la susceptancia, esta última vinculada a la componente capacitiva de la piel. A diferencia de la excitación con DC, que registra principalmente el potencial eléctrico del estrato córneo (Pabst et al., 2017), el uso de AC permite un análisis más completo del estado bioeléctrico de la piel y su respuesta fisiológica.

Estudios como (Tronstad; Gjein et al., 2008) han investigado el uso de señales de AC unipolares para medir la EDA, demostrando su eficacia en la evaluación del nivel de sudoración en distintas zonas del cuerpo. Esta metodología emplea un único electrodo activo junto con un electrodo de referencia ubicado en otra parte del cuerpo, lo que permite identificar patrones de sudoración de forma localizada. Por su parte, en (Pabst

et al., 2017) comparó la medición de EDA utilizando señales de excitación en AC y DC, y se encontró una alta correlación entre ambos métodos al aplicar una señal de AC de media onda a 20 Hz. A pesar de que esta señal no incluía componente negativa, los resultados respaldan la validez del uso de AC como una alternativa prometedora frente a la técnica tradicional con DC. No obstante, se requiere mayor investigación para confirmar su superioridad. En este sentido, (Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures et al., 2012) señala que profundizar en este campo permitirá analizar con mayor precisión los componentes resistivos y capacitivos de la piel, proporcionando información sobre su comportamiento bioeléctrico. Asimismo, (Boucsein, 2012, pág. 84) destaca que la aplicación de un espectro amplio de frecuencias en señales AC podría mejorar la comprensión de las propiedades eléctricas del sistema electrodérmico, además de facilitar la correlación entre los componentes tónicos y fásicos de la señal de EDA.

A pesar de los avances, las investigaciones previas no han logrado superar por completo las principales limitaciones asociadas a la excitación con DC, como la deriva de la señal y el ruido por polarización en la interfaz de contacto entre el electrodo y la piel. Si bien las señales de AC de media onda y unipolares han mostrado resultados prometedores, carecen de inversión de polaridad lo que les impide contrarrestar estos efectos, dando lugar a mediciones menos estables. Algunos sistemas comerciales y de investigación ya han adoptado la adquisición de EDA mediante AC de onda completa, los cuales se basan en ajustes sobre la amplitud, la frecuencia y la forma de la señal durante la excitación, sin mantener la frecuencia y forma de onda constantes (Asiain et al., 2025).

En esta tesis doctoral, como continuidad del sistema de medición de EDA presentado en el capítulo 4, se propone un estudio orientado a mejorar la calidad y estabilidad de las señales de SCL. El objetivo es lograr una mayor precisión en la señal y en la caracterización de las componentes bioeléctricas de la piel. Para ello, se desarrolla un sistema de medida de EDA para la excitación de la piel mediante señales de AC de onda completa. El objetivo principal es comparar las mediciones obtenidas mediante excitación en DC y AC, evaluando la capacidad de esta última para reducir la deriva causada por la polarización en la interfaz entre el electrodo y la piel, además de caracterizar las propiedades capacitivas del tejido cutáneo.

La sección de materiales y métodos describe la simulación de las propiedades eléctricas de la piel, el diseño del sistema de medición de EDA con AC propuesto en este estudio y el procesamiento de las señales adquiridas. Posteriormente, en la

sección de resultados, se presentan los hallazgos obtenidos y, finalmente, se discuten las ventajas del uso de la excitación con AC en comparación con el método tradicional de medición de EDA con DC.

5.2 MATERIALES Y MÉTODOS

5.2.1 Señal de excitación AC para el análisis de actividad electrodérmica

Las tensiones alternas, como las señales sinusoidales, se caracterizan por una variación periódica tanto en intensidad como en dirección. Estas señales se definen principalmente por la amplitud de tensión (A) y la frecuencia (f) y matemáticamente, pueden representarse mediante la ecuación 5.1:

$$V_{AC}(t) = A \sin(2\pi ft) \quad (5.1)$$

Cuando se mide la corriente y la tensión en los terminales de un condensador, se observa un desfase entre ambas magnitudes. La corriente alcanza su valor máximo cuando la tensión es cero, y se anula cuando la tensión llega a su valor máximo. Este comportamiento se describe mediante el ángulo de fase (ϕ), que permite analizar la capacidad del condensador para almacenar y liberar energía. En el contexto del análisis de EDA, la variación de este ángulo proporciona información sobre las propiedades capacitivas de la piel (Boucsein, 2012, pág. 56).

La admitancia (Y), definida como el inverso de la impedancia (Z), describe la facilidad con la que la corriente eléctrica fluye a través de un sistema cuando se aplica una señal de AC. A partir del ángulo de fase ϕ , es posible descomponer la admitancia en dos componentes principales, la conductancia (G) y la susceptancia (B), que corresponden a las partes real e imaginaria, respectivamente. La conductancia representa la capacidad del sistema para conducir corriente, similar al comportamiento observado en circuitos excitados con señales de DC. Por su parte, la susceptancia refleja la respuesta de los elementos reactivos, como los condensadores, lo cual representa las propiedades capacitivas de la piel. En el trabajo de esta tesis doctoral se emplean las definiciones propuestas en (Boucsein, 2012, pág. 59) para caracterizar tanto la resistencia como la capacidad de almacenamiento de energía de la piel frente a señales

AC. Esta formulación, expresada en las ecuaciones 5.2 y 5.3, permite una evaluación más completa de sus propiedades bioeléctricas.

$$G(f) = Y(f) \cos(\varphi(f)) \quad (5.2)$$

$$B(f) = Y(f) \sin(\varphi(f)) \quad (5.3)$$

5.2.2 Simulación de la respuesta eléctrica de la piel a señales de excitación de AC

Con el objetivo de analizar la distribución de la corriente a través de las distintas capas de la piel y comprender la interacción de la señal de excitación en AC, se desarrolló una simulación basada en un modelo eléctrico multicapa del tejido cutáneo. Este modelo representa la piel como un sistema con propiedades eléctricas diferentes en cada una de sus capas, estrato córneo, epidermis, dermis y tejido subcutáneo, teniendo en cuenta la conductividad eléctrica (σ) y la permitividad relativa (ϵ) específicas de cada una.

El estudio se llevó a cabo utilizando COMSOL Multiphysics 6.0 (COMSOL Multiphysics, 2025), un software de simulación basado en el método de elementos finitos. Para este caso, se empleó el módulo de corriente eléctrica, que permite calcular la densidad de corriente en función de la conductividad eléctrica y la permitividad relativa de cada capa de la piel. El análisis se realizó en el dominio de la frecuencia, lo que permitió evaluar la respuesta del tejido cutáneo frente a señales de AC aplicadas a diferentes frecuencias.

Para la simulación, se empleó una configuración de estimulación con dos electrodos, donde uno se configuró como terminal de excitación positiva y el otro conectado a tierra. Esta disposición permitió analizar la interacción de la corriente entre ambos electrodos y su propagación a través de las distintas capas de la piel.

La densidad de corriente se calcula considerando tanto la componente real como la imaginaria. La componente real está relacionada con la conductividad eléctrica (σ) de cada capa de la piel y con el campo eléctrico aplicado (E), se expresa mediante la ecuación 5.4:

$$J_{real} = \sigma \cdot E \quad (5.4)$$

Por otro lado, la componente imaginaria está relacionada con la frecuencia (f) de la señal de excitación en AC y con el desplazamiento eléctrico (D), que se define como el producto entre la permitividad del vacío (ϵ_0), la permitividad relativa (ϵ_r) del material y el campo eléctrico aplicado (E), tal como se expresa en la ecuación 5.5:

$$D = \epsilon_0 \cdot \epsilon_r \cdot E \quad (5.5)$$

Por lo tanto, la parte imaginaria de la densidad de corriente se expresa según la ecuación 5.6:

$$J_{ima} = j \cdot \omega \cdot D \quad (5.6)$$

Finalmente, la densidad de corriente total es la combinación de las componentes real e imaginaria, lo que da lugar a una cantidad compleja. Para obtener su magnitud, se calcula el módulo de dicha cantidad, el cual representa el valor total de la densidad de corriente que fluye a través del tejido cuando se aplica una señal de excitación en AC.

Existen diversos estudios que han caracterizado eléctricamente las capas del tejido cutáneo, evaluando parámetros como la permitividad y la conductividad eléctrica en función de la frecuencia de excitación. Por ejemplo, en (Grant et al., 1988) se reportan estos valores para un rango de frecuencias desde 0,5 MHz hasta 2 GHz, mientras que en (Komarov, 2012) se analizan las mismas propiedades para frecuencias superiores a 433 MHz.

La elección de la frecuencia de excitación en señales de AC debe hacerse en función del objetivo del análisis. De acuerdo con (Martinsen et al., 2015), las frecuencias altas, mayores a 1 kHz, son más adecuadas para detectar cambios rápidos, mientras que las frecuencias bajas resultan más efectivas para evaluar la conductancia asociada a la actividad de las glándulas sudoríparas. En (Pabst et al., 2017) se recomienda específicamente el uso de frecuencias inferiores a 100 Hz, señalando el rango de 10 a 20 Hz como el más adecuado.

Con base en el objetivo de esta tesis, orientado a evaluar la sensibilidad de la actividad de las glándulas sudoríparas como marcador de disfunciones asociadas a la NP, se propone utilizar las propiedades eléctricas reportadas en (C. Gabriel et al., 1996; S. Gabriel et al., 1996), donde se presenta una caracterización detallada de las capas de la piel desde 1 Hz de frecuencia. Los valores específicos de los parámetros eléctricos de

conductividad y permitividad de cada capa a frecuencias de 1 Hz, 100 Hz y 10 kHz se describen en (Enomoto et al., 2021) y se resumen en las Tablas 5.1 y 5.2, respectivamente.

Tabla 5.1: Valores de conductividad eléctrica (σ) en las capas de la piel a frecuencias de 1 Hz, 100 Hz y 10 kHz (Enomoto et al., 2021).

Tejido		Conductividad, σ (S/m)		
		1 Hz	100 Hz	10 kHz
Capa córnea		1,00E-05	1,82E-05	1,18E-04
Epidermis	Axial	0,95	0,95	0,95
	Radial	0,15	0,15	0,15
Dermis	Axial	2,57	2,57	2,57
	Radial	1,62	1,62	1,62
Tejido subcutáneo		0,035	0,041	0,043

Tabla 5.2: Valores de permitividad relativa (ϵ_r) en las capas de la piel a frecuencias de 1 Hz, 100 Hz y 10 kHz (Enomoto et al., 2021).

Tejido		Permitividad relativa, ϵ_r (S/m)		
		1 Hz	100 Hz	10 kHz
Capa córnea		1,00E+04	2,00E+03	1,11E+03
Epidermis	Axial	8,97E+08	5,05E+06	6,07E+04
	Radial	2,31E+07	4,60E+05	2,64E+04
Dermis	Axial	7,13E+08	5,41E+06	2,42E+05
	Radial	1,13E+09	1,03E+07	9,62E+04
Tejido subcutáneo		9,91E+06	1,52E+05	9,12E+02

La construcción del modelo geométrico de la piel en COMSOL Multiphysics se realizó tomando como referencia los espesores definidos para cada capa, según lo establecido en (Tsai et al., 2019) y (Caduff et al., 2010). Para la configuración de los electrodos, se

utilizó el material predeterminado de plata (Ag) disponible en la biblioteca del software de simulación.

La Figura 5.1 muestra el modelo estructural de la piel utilizado en la simulación en COMSOL, donde se distinguen sus diferentes capas y tamaños. La capa córnea, en rojo; la epidermis, en amarillo; la dermis, en azul y el tejido subcutáneo, en verde. En la parte superior se presenta el modelo de los electrodos de estimulación, el signo (+) indica el electrodo con polarización positiva, y el otro corresponde al electrodo de referencia (REF), los cuales se utilizan para aplicar la señal de excitación.

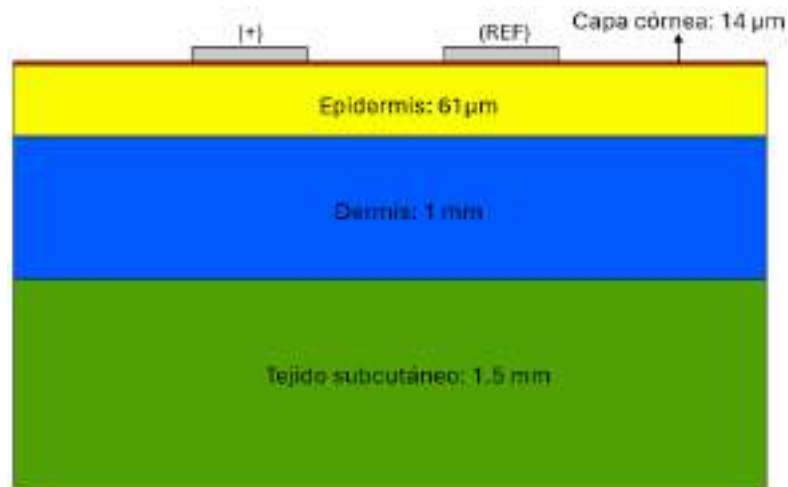


Figura 5.1: Representación 2D de la piel utilizado para la simulación en COMSOL. En la parte superior se ilustran los electrodos con polarización positiva (+) y el de referencia (REF). Las capas de la piel se representan por colores, la capa córnea, en rojo; la epidermis, en amarillo; la dermis, en azul y el tejido subcutáneo, en verde (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025).

En la simulación se utilizó una señal alterna de $\pm 1,65$ V, equivalente a una amplitud total de 3,3 V, la cual se seleccionó porque puede generarse con un microcontrolador, ya sea a través de modulación por ancho de pulso (PWM, Pulse Width Modulation) o mediante una salida de conversión digital a analógica (DAC, Digital to Analogue Convertor). Esta elección permite evaluar el nivel de penetración e interacción de una señal que puede implementarse en sistemas electrónicos reales, ofreciendo así una referencia práctica sobre su efecto en las distintas capas de la piel.

La dermis es la capa de la piel que concentra la mayor cantidad de glándulas sudoríparas, especialmente en las palmas de las manos, las plantas de los pies y la frente (Cui y Schlessinger, 2015). En el contexto de la medición de EDA, las glándulas ecrinas, encargadas de la termorregulación, son relevantes, ya que su actividad se ve

influida por estímulos emocionales y cognitivos (Cui y Schlessinger, 2015). Dado que estas glándulas modifican la conductividad eléctrica de la piel, resulta fundamental analizar cómo la AC penetra y se propaga en la dermis. Debido a su comportamiento capacitivo, esta capa también influye en la respuesta dieléctrica del tejido, por lo que la simulación se centra en estudiar la interacción de la señal AC con la dermis, evaluando su grado de penetración y su impacto en la precisión de la medición de la EDA.

Las Figuras 5.2a y 5.2b muestran el resultado de la distribución de la densidad de corriente a través de las distintas capas de la piel al aplicar una señal de excitación en AC con frecuencias de 1 Hz y 100 Hz, respectivamente. Aunque en ambas simulaciones la corriente presenta un patrón similar, con una mayor concentración bajo los electrodos, se observan diferencias en cuanto a su intensidad y propagación. A 100 Hz, la densidad de corriente alcanza valores máximos cercanos a 50 mA/cm², mientras que a 1 Hz estos valores son menores, alrededor de 30 mA/cm². Este comportamiento confirma que, al aumentar la frecuencia, disminuye la impedancia del tejido, determinada en gran medida por la permitividad relativa de cada capa, lo que facilita un mayor flujo de corriente a través de la piel.

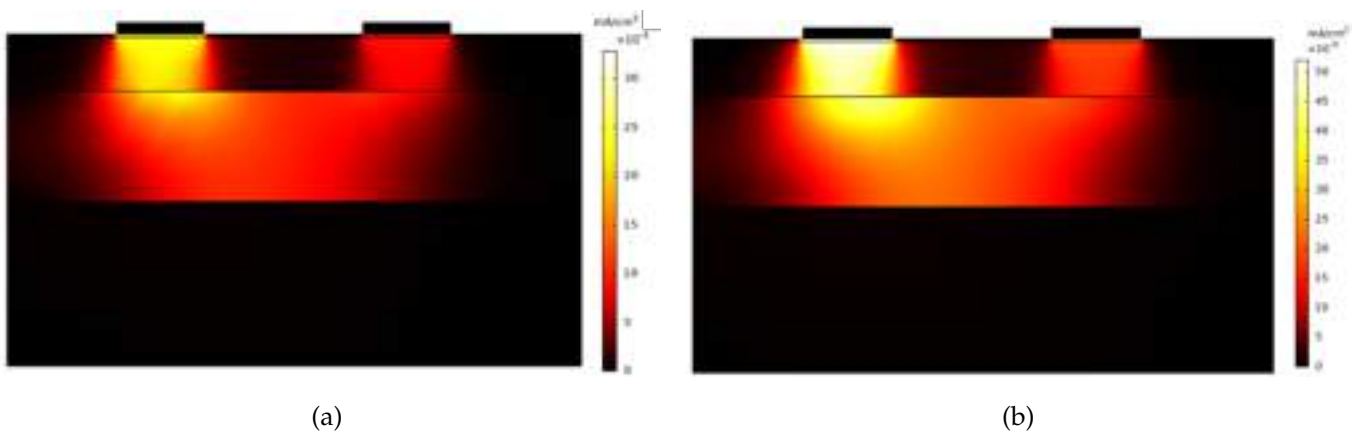


Figura 5.2: **a)** Distribución de la densidad de corriente en la piel para una señal de excitación AC de 1 Hz (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025).
b) Distribución de la densidad de corriente en la piel para una señal de excitación AC de 100 Hz (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025).

Los resultados de la simulación muestran que, al aplicar una señal de excitación en AC desde frecuencias bajas como 1 Hz, la corriente logra penetrar hasta la dermis, donde se localizan las glándulas sudoríparas. Esto sugiere que, en este rango de frecuencia, es posible obtener información significativa sobre la componente capacitiva de la piel, lo que permite evaluar la variación de la susceptancia asociada. Además, la

capacidad de la señal para atravesar las distintas capas del tejido, junto con el cambio constante de polaridad propio de la excitación AC, contribuye a reducir los efectos de polarización en la interfaz de contacto entre el electrodo y la piel, favoreciendo la estabilidad en las mediciones.

5.2.3 *Dispositivo portable para medida de actividad electrodérmica con excitación en AC*

En esta tesis doctoral se propone el diseño y desarrollo de un dispositivo portátil para la medición de EDA, utilizando una señal de excitación en AC de onda completa, es decir, con componentes tanto positiva como negativa. El sistema está conformado por dos etapas principales, una destinada a la generación y control de la señal de excitación, y otra encargada de la adquisición y transmisión de los datos. A continuación, se detallan los componentes que conforman el dispositivo y su funcionamiento.

5.2.3.1 *Diseño del dispositivo*

Los sistemas de medición de EDA tradicionales utilizan señales de excitación en DC (Bolaños et al., 2019; Petrellis et al., 2019), se basan en la medición de la caída de tensión a través de la resistencia de la piel, utilizando un par de electrodos. Estos sistemas suelen incorporar amplificadores operacionales que permiten la amplificación y modulación de la señal. Sin embargo, el dispositivo propuesto en esta tesis se diferencia por emplear una señal de excitación en AC de onda completa. La incorporación de este tipo de señal implica modificaciones importantes en el diseño electrónico, lo cual marca una diferencia respecto a los dispositivos convencionales basados en DC.

La Figura 5.3 presenta el diseño del circuito para la medición de la EDA mediante excitación en AC. En el esquema se distinguen tres etapas principales; en rojo, la generación y acondicionamiento de la señal de excitación; en verde, la medición de la resistencia de la piel; y en naranja, la adecuación de la señal para su posterior digitalización.

La señal V_{in} es una señal PWM generada por el microcontrolador, con un rango de oscilación entre 0 y 3,3 V. En la etapa de generación y acondicionamiento de la señal de excitación, resaltada en rojo en la Figura 5.3, se aplica un desplazamiento de nivel que permite centrar la señal resultante simétricamente en torno a un voltaje de referencia de 1,65 V. El diodo $D2$ actúa como elemento de protección, limitando la señal para

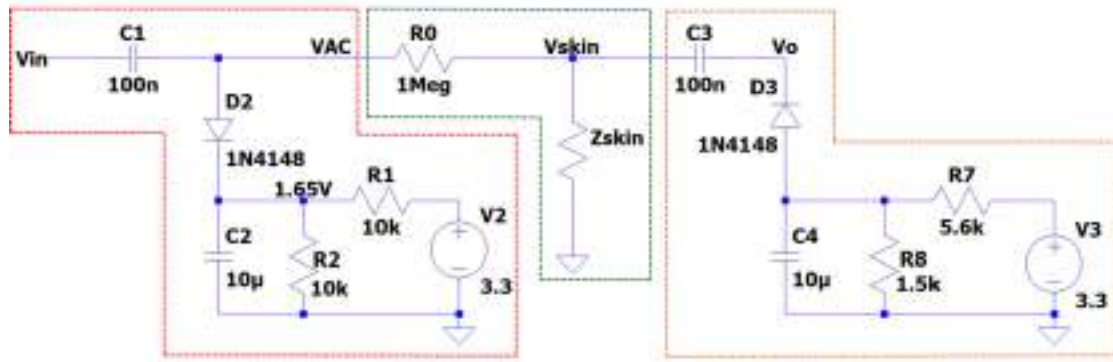


Figura 5.3: Circuito para medida de EDA mediante excitación en AC. En rojo se muestra la etapa de generación y acondicionamiento de la señal de excitación, en verde la medición de la resistencia de la piel y en naranja la adecuación de la señal para su posterior digitalización (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025).

evitar que supere el voltaje de alimentación. A su vez, el divisor de voltaje conformado por las resistencias R_1 y R_2 establece la referencia de tensión constante necesaria para polarizar la señal. Como resultado, la señal de excitación en el nodo V_{AC} se convierte en una señal de onda completa centrada en 0 V, con una amplitud de $\pm 1,65$ V.

La segunda etapa del circuito corresponde a la medición de la impedancia de la piel (Z_{skin}) a través de dos electrodos en contacto con la piel, a partir de una señal de excitación en AC (V_{AC}). La resistencia R_0 actúa como un limitador de corriente, asegurando que la corriente de excitación aplicada a la piel no supere los $20 \mu\text{A}$, cumpliendo así con los estándares de seguridad establecidos para dispositivos médicos en contacto con el cuerpo humano (International Organization for Standardization, 2025).

La caída de tensión sobre la piel V_{skin} , depende de la relación entre R_0 y Z_{skin} . De esta manera, el sistema puede modelarse a partir de la ecuación 5.7:

$$V_{skin} = V_{AC}(t) \cdot \frac{Z_{skin}}{R_0 + Z_{skin}} \quad (5.7)$$

Donde la impedancia de la piel se define de acuerdo con la ecuación 5.8:

$$Z_{skin} = \frac{V_{skin} \cdot R_0}{V_{AC}(t) - V_{skin}} \quad (5.8)$$

La etapa final del sistema ajusta la señal V_{skin} a un rango óptimo para su adquisición por el convertidor analógico digital (ADC, Analog-to-Digital Converter) del microcontrolador. Para ello, se implementa un circuito limitador positivo, que desplaza la señal hacia el rango positivo, permitiendo que la salida V_0 sea captada y procesada correctamente.

La Figura 5.4 muestra el resultado de la simulación del circuito, donde se observa la variación del voltaje de salida V_0 en función de la impedancia de la piel. En el gráfico, las líneas verticales punteadas indican el rango de impedancias analizado, que va desde 20 k Ω hasta 2,5 M Ω , con el propósito de mantener la compatibilidad con el equipo presentado en el capítulo 4 de esta tesis. Dentro de este intervalo, la salida del circuito presenta un aumento continuo no lineal, variando desde 33,13 mV para una impedancia de 20 k Ω hasta 1,97 V para 2,5 M Ω , lo cual confirma que el circuito opera dentro de un rango seguro de voltaje, adecuado para ser procesado por el ADC de cualquier microcontrolador.

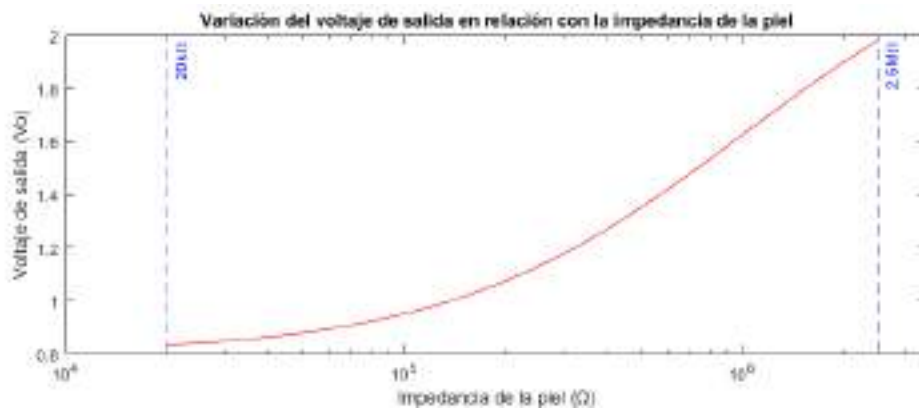


Figura 5.4: Resultado de la simulación del circuito de medición de EDA. Se aprecia la variación del voltaje de salida V_0 en función de la impedancia de la piel. Las líneas verticales punteadas en azul delimitan el rango de medición (Figura elaborada por el autor).

5.2.3.2 Control, comunicación y características técnicas del dispositivo

El equipo de medición incorpora una tarjeta de desarrollo Teensy 3.2 (PJRC, 2025a), equipada con un microcontrolador ARM Cortex-M4 de 32 bits que opera a 72 MHz, con 64 KB de RAM y 256 KB de memoria flash, lo que garantiza un manejo eficiente de variables y registros. Esta tarjeta gestiona el funcionamiento del sistema, incluyendo la generación de la tensión de alimentación V_{in} , una señal alterna entre 0 y 3,3 V, cuya frecuencia puede ajustarse según los requerimientos de la medición, para lo cual

se emplea una señal PWM con frecuencias variables. Además, el Teensy genera las tensiones de nivelación para la adaptación de las señales y su posterior procesamiento.

Por otro lado, la tarjeta recibe a través de una entrada analógica la señal V_0 , correspondiente a la salida de tensión del sistema, con la que se calcula la impedancia de la piel. La transferencia de datos se realiza mediante comunicación serie UART, enviando la información a un ordenador central encargado del almacenamiento y procesamiento de los datos. La conexión entre la placa Teensy y el ordenador se establece a través de un puerto USB, lo que facilita la transmisión de datos y proporciona la alimentación de 5 V necesaria para el funcionamiento del sistema.

El sistema opera con una frecuencia de muestreo inicial de 20 Hz, suficiente para capturar con precisión las variaciones características de la señal de EDA. Para la interacción con el usuario, se emplea una interfaz gráfica desarrollada en Python (Python, 2025), que permite visualizar la señal en tiempo real, gestionar el proceso de adquisición de datos y facilitar el control del sistema. La información registrada se almacena en archivos de texto en un ordenador, y posteriormente se procesa y analiza en MATLAB (MathWorks, 2025b).

El diseño del prototipo final, que integra el circuito completo para la medición de EDA con excitación en AC, presenta unas dimensiones aproximadas de 38 mm × 50 mm, lo que facilita su incorporación en aplicaciones portátiles o wearables. El dispositivo se alimenta mediante una conexión USB de 5V, con un consumo típico de corriente de alrededor de 40mA, lo que se traduce en una potencia estimada de 200mW. Además, pensando en la comodidad del usuario, el sistema incorpora una entrada tipo Jack de audio de 3,5 mm para la conexión de los cables de los electrodos, lo que permite fijarlos de forma segura, tanto al circuito de medición como a la superficie de la piel.

La Figura 5.5a muestra el diseño de la placa PCB, destacando la placa Teensy 3.2 y el conector tipo Jack utilizado para la conexión de los electrodos. La Figura 5.5b presenta el prototipo dentro de una carcasa compacta, con la conexión USB para alimentación y transmisión de datos, así como los cables de los electrodos utilizados para el registro de las señales.

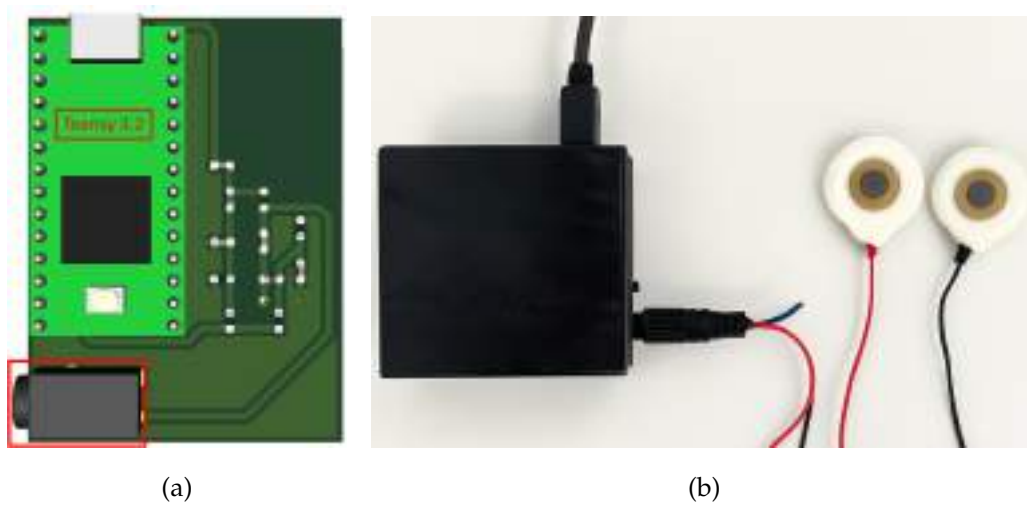


Figura 5.5: a) PCB del sistema de medida de EDA desarrollado con una tarjeta Teensy 3.2. En rojo se resalta el conector Jack utilizado para la conexión de los electrodos (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025).
b) Prototipo final, con una carcasa protectora, una conexión USB para alimentación y transferencia de datos, y los cables de los electrodos conectados mediante el conector Jack (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025).

5.2.3.3 Señal de excitación en AC

El sistema genera una señal de excitación en AC de onda completa a partir de una señal PWM de onda positiva. Se optó por este método utilizando uno de los pines de la tarjeta de desarrollo, ya que ofrece un mayor control sobre la señal en comparación con la salida generada por el DAC. La señal PWM inicial tiene una amplitud máxima de 3,3V y un ciclo de trabajo del 50 %, y luego se somete a un proceso de adaptación y desplazamiento de nivel mediante el circuito descrito en la sección 5.2.3.1 Este tratamiento permite convertir la señal en una forma completamente alterna, asegurando que la tensión aplicada a través de los electrodos oscile de manera simétrica.

Tal como se mencionó anteriormente, el enfoque propuesto en esta tesis doctoral se centra en analizar la sensibilidad de la conductancia relacionada con la actividad de las glándulas sudoríparas. Para ello, el uso de frecuencias de excitación en el rango de 10 a 100 Hz resulta adecuado, ya que permite captar las variaciones asociadas a dicha actividad. No obstante, se recomienda evitar frecuencias cercanas a la frecuencia de red, a fin de simplificar el proceso de filtrado y reducir la interferencia en las señales adquiridas.

Siguiendo estas recomendaciones, para este estudio se emplearon señales de excitación en AC de onda positiva con una frecuencia de 20 Hz, con el objetivo de analizar el grado de correspondencia entre esta medición y la obtenida mediante el método tradicional de excitación en DC. Por otro lado, para la excitación en AC de onda completa se utilizaron frecuencias de 5 Hz, 20 Hz, 70 Hz y 100 Hz, con el propósito de evaluar la estabilidad de la señal, en particular la componente tónica, y caracterizar las propiedades eléctricas de la piel en función de la frecuencia de excitación.

5.2.3.4 *Procesamiento de la señal*

En esta sección se describe el procesamiento aplicado a las señales de EDA registradas por el sistema. En primer lugar, se detalla el procedimiento de filtrado, cuyo objetivo es eliminar interferencias y mejorar la calidad de la señal. A continuación, se aborda la descomposición de la señal para diferenciar los componentes de conductancia y susceptancia.

a. Filtrado de la señal

El filtrado de la señal de EDA se lleva a cabo utilizando un filtro de media móvil, siguiendo el mismo procedimiento descrito en la Sección 4.2.4.1. En este caso también se emplea una ventana de 20 muestras, lo que equivale a un segundo de datos, considerando la frecuencia de muestreo del sistema.

La Figura 5.6 presenta un ejemplo de aplicación del filtro de media móvil sobre una señal de EDA obtenida con el sistema desarrollado bajo excitación en AC. En la gráfica, la señal original, en azul, se compara con la señal filtrada, en rojo, la cual refleja un suavizado significativo que reduce el ruido sin modificar las características principales de la señal. Este proceso permite conservar la tendencia general, facilita la detección de variaciones relevantes y atenúa fluctuaciones indeseadas, lo que mejora la calidad de la señal y su análisis posterior.

Es importante recordar que la ventana del filtro de media móvil corresponde a un segundo de datos. Por esta razón, en los casos donde se utilizaron frecuencias de excitación superiores a 20 Hz, como 70 Hz y 100 Hz, fue necesario aumentar la frecuencia de muestreo del sistema a 200 Hz, con el fin de garantizar una captura adecuada de la señal. En consecuencia, para estas condiciones, la ventana de filtrado se amplió a 200 muestras, conservando así la equivalencia temporal de un segundo en el procesamiento de la señal.

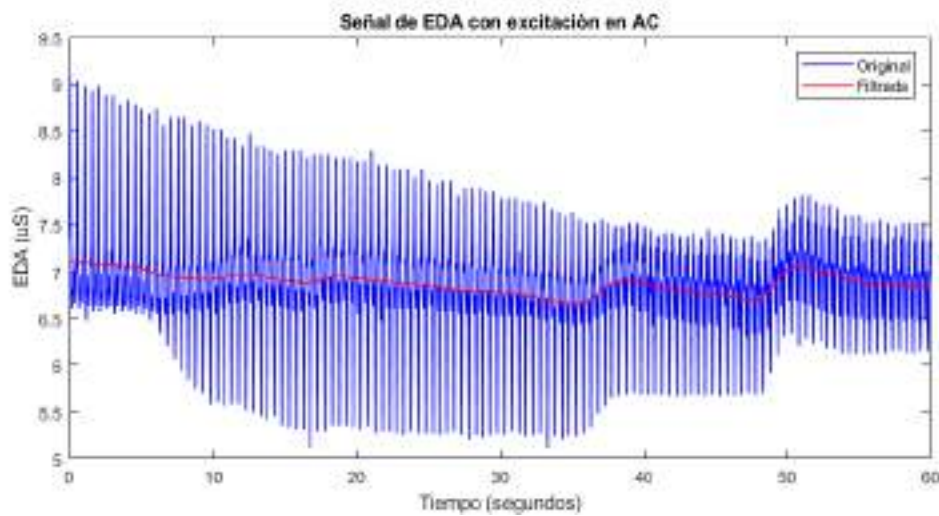


Figura 5.6: Aplicación del filtro de media móvil a una señal de EDA obtenida con el sistema desarrollado bajo excitación en AC. La señal original, en azul, se compara con la señal filtrada, en rojo (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025).

b. Ángulo de fase de la señal de EDA

Como se mencionó en la sección 5.2.1, la medición del ángulo de fase (φ) permite analizar las propiedades eléctricas de la piel al descomponer la admitancia en sus componentes de conductancia y susceptancia, teniendo en cuenta las ecuaciones 5.2 y 5.3.

En este caso, se implementa la técnica conocida como amplificación lock-in (Armen, 2008), la cual ha sido empleada en estudios relacionados con el análisis de señales de EDA (Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures et al., 2012), (Pabst et al., 2017). Esta metodología es útil en aplicaciones donde las señales son débiles y están afectadas por un alto nivel de ruido.

El principio de funcionamiento del método lock-in se basa en generar una señal de referencia con la misma frecuencia que la señal de excitación en AC utilizada durante la medición, lo que permite determinar con precisión la fase de la señal adquirida. El proceso consiste en multiplicar la señal medida por dos señales de referencia, una en fase y otra en cuadratura. La señal en fase se obtiene al multiplicar la señal medida por la referencia original, que generalmente es una onda sinusoidal. Por otro lado, la señal en cuadratura se obtiene al multiplicar la señal medida por la misma referencia, pero desfasada 90 grados, usualmente una onda cosenoidal. Finalmente, se aplica un filtro

de baja frecuencia para aislar las componentes de la señal en la frecuencia de interés, eliminando las interferencias y asegurando que la señal resultante esté libre de ruido.

La componente en fase, denominada X , y la componente en cuadratura, denominada Y , se emplean para determinar tanto la amplitud como la fase de la señal medida que se está analizando.

La amplitud (A) se calcula como la magnitud de los componentes, según la ecuación 5.9.

$$A = \sqrt{X^2 + Y^2} \quad (5.9)$$

Por otra lado, la fase (φ) se determina aplicando la función tangente inversa a la razón entre la componente en cuadratura y la componente en fase, tal como se muestra en la ecuación 5.10.

$$\varphi = \arctan\left(\frac{Y}{X}\right) \quad (5.10)$$

5.2.3.5 Componentes de la señal de EDA

La separación de los componentes de la señal de EDA se realiza siguiendo el procedimiento descrito en la sección 4.2.4.2 de esta tesis. Como se ha mencionado anteriormente, el objetivo central de este trabajo, y en particular del dispositivo presentado en este capítulo, es contribuir a la mejora de la calidad de las señales de EDA, con el fin de obtener mediciones más precisas de la componente tónica o SCL, y que permita un mejor seguimiento de la variación en la actividad de las glándulas sudoríparas.

En este contexto, se plantea el análisis del componente tónico con el propósito de evaluar la consistencia de las mediciones obtenidas mediante señales de excitación en DC y AC. El objetivo es determinar el grado de correspondencia entre ambos métodos y valorar la viabilidad del uso de señales AC como una alternativa fiable a las técnicas tradicionales basadas en DC. Además, la posibilidad de utilizar señales de AC para mejorar la calidad de los registros del SCL resulta interesante para aplicaciones orientadas a la evaluación de la experiencia de usuario en sistemas biomecánicos (Badesa; Diez et al., 2020; Martínez-Pascual et al., 2024), así como en el control adaptativo de terapias de rehabilitación (Badesa; Morales et al., 2014). Estos representan campos

de aplicación relevantes a los que los resultados de esta tesis doctoral pueden aportar de manera significativa.

5.2.4 *Procedimiento experimental*

El procedimiento experimental se desarrolló en dos etapas. En la primera, se compararon las señales de EDA obtenidas mediante excitación en DC y en AC de media onda positiva a una frecuencia de 20 Hz, con el objetivo de evaluar la correspondencia entre ambos métodos en relación con el componente tónico de la señal. En la segunda etapa, se evaluaron las señales registradas con excitación en DC y en AC de onda completa con frecuencias de 5 Hz, 20 Hz, 70 Hz y 100 Hz. Estas frecuencias fueron seleccionadas a partir de los resultados de simulación que analizaron la respuesta de la piel en el rango entre 1 Hz y 100 Hz. Esta configuración permitió no solo comparar la dinámica de la señal SCL, sino también analizar la variación de las propiedades eléctricas de la piel en función de la frecuencia de excitación.

Las mediciones se realizaron en las palmas de ambas manos, aplicando excitación en DC en la mano izquierda y en AC en la mano derecha, de forma simultánea. Esta configuración permitió asegurar la sincronización temporal de las señales y facilitó una comparación directa entre los dos métodos de excitación, sin inducir eléctricamente ruido de medida entre los dispositivos. Si bien en experimentaciones anteriores la evaluación se había realizado en los pies, en este caso se optó por utilizar las manos como punto de partida para esta experimentación. En particular, se eligieron las palmas debido a su alta concentración de glándulas sudoríparas, ya que al tratarse del primer estudio empleando señales de AC, se consideró que esto podría favorecer la obtención de resultados más claros y aplicables a otros campos como la evaluación de experiencias de usuario, entre otros.

Es importante destacar que, para el registro de las señales de EDA con excitación en DC, se utilizó el dispositivo presentado en el capítulo 4 de esta tesis. La Figura 5.7 muestra a un sujeto durante la experimentación, destacando en color azul el sistema de medición con excitación en AC, mientras que el dispositivo basado en excitación en DC se señala en color rojo.

Durante el protocolo experimental, cada participante se sentó cómodamente en una silla, con las manos apoyadas sobre una mesa para evitar movimientos involuntarios.



Figura 5.7: Disposición experimental durante la adquisición de las señales de EDA. Se indica en color azul el dispositivo con excitación en AC, mientras que el sistema con excitación en DC se señala en color rojo (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025).

Previamente a la colocación de los electrodos, la piel fue limpiada con alcohol isopropílico con el fin de eliminar residuos que pudieran interferir con la medición.

Para el registro de la señal, se utilizaron electrodos de Ag/AgCl recubiertos con hidrogel y con un área activa de 2 cm². Tras su colocación, el participante permaneció en reposo durante un minuto para estabilizar posibles variaciones emocionales o movimientos previos.

En la primera etapa experimental, la duración total de cada adquisición fue de aproximadamente 65 segundos por participante. En la segunda etapa, cada frecuencia de excitación fue aplicada durante 180 segundos, asegurando entre cada medición un periodo de reposo mínimo de 2 minutos de descanso tuvo, con la finalidad de reducir posibles interferencias provocadas por estímulos externos o movimientos espontáneos que afectarían las señales.

El estudio contó con la participación de diez adultos sanos, cinco mujeres y cinco hombres, con una edad promedio de 38 ± 15 años. Todos los participantes se encontraban en buen estado de salud general y no reportaron antecedentes de afecciones dermatológicas, neurológicas ni cardiovasculares. Los participantes fueron reclutados

mediante una invitación institucional y firmaron un consentimiento informado antes de participar en el estudio.

Para garantizar la consistencia de las señales y minimizar la influencia de factores externos, todas las mediciones se realizaron en un ambiente interior tranquilo y controlado, con una temperatura mantenida entre 22 y 24°C. Además, las sesiones experimentales se llevaron a cabo durante el día, entre las 10:00 y las 14:00 horas, con el fin de reducir al mínimo la variabilidad circadiana que pudiera afectar la respuesta de EDA.

5.3 RESULTADOS

El estudio se estructuró en dos etapas, con el objetivo de comparar las características del componente SCL de la señal de EDA obtenida mediante excitación en DC y AC. En la primera etapa se utilizó una señal de AC de media onda positiva con una frecuencia de 20 Hz, mientras que en la segunda se empleó una señal de AC de onda completa a diferentes frecuencias. Cabe recordar que la separación de los componentes de conductancia y susceptancia se realizó mediante la implementación del método de amplificación lock-in y el procesamiento matemático descrito en la sección 5.2.1.

En las dos fases experimentales los participantes se mantuvieron en reposo y sin exposición a estímulos externos, con el fin de evaluar la variación basal de la señal. No obstante, se reconoce la posibilidad de que aparezcan fluctuaciones espontáneas asociadas a respuestas fásicas o SCR, las cuales pueden originarse por factores emocionales internos no controlados de cada persona.

5.3.1 *Etapa experimental 1*

La Figura 5.8 muestra un ejemplo de adquisición experimental correspondiente a un intervalo de aproximadamente 65 segundos. En la gráfica se presenta el resultado de la conductancia obtenida mediante excitación en DC (G_{DC}), representada en color azul, la conductancia con excitación en AC (G_{AC}), en rojo, y la componente de susceptancia (B_{AC}), en color verde.

Se observa una alta correspondencia en la dinámica de las medidas de conductancia obtenidas mediante ambos métodos. En términos generales, tanto la señal de

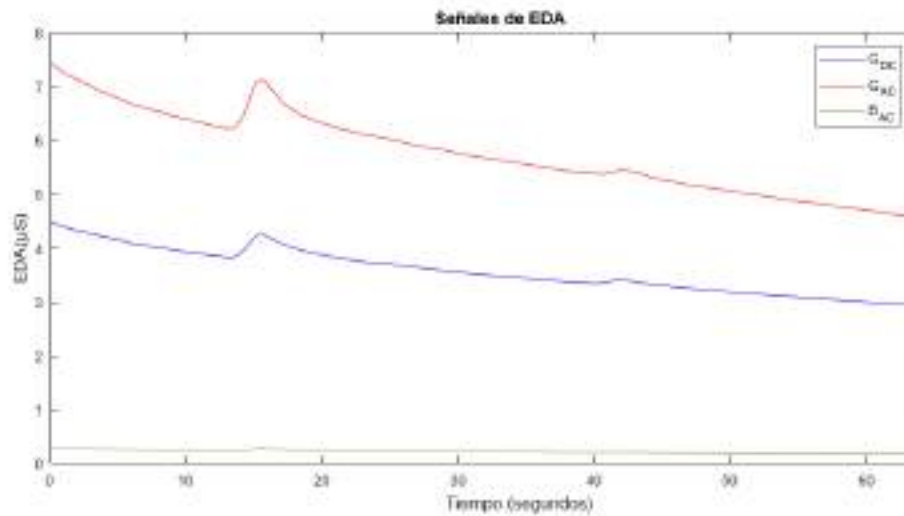


Figura 5.8: Resultado de la adquisición experimental correspondiente a la etapa 1. Medida de conductancia con señal de excitación en DC en color azul, y con señal de excitación en AC en rojo, la componente de susceptancia asociada a la señal AC se representa en color verde (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025).

conductancia con excitación en DC como la obtenida con AC muestran una tendencia descendente a lo largo del tiempo, interrumpida por leves fluctuaciones alrededor de los segundos 15 y 40. Tras estos picos, ambas señales retoman su trayectoria decreciente, lo que puede interpretarse como un retorno al estado basal de conductancia del sujeto en reposo. En cuanto a la componente de susceptancia, sigue una dinámica similar a la de G_{AC} , aunque con una magnitud menor. Esto sugiere que, si bien ambas reflejan aspectos relacionados con la EDA, la susceptancia captura propiedades distintas del comportamiento eléctrico de la piel vinculadas a su componente capacitiva.

La Figura 5.9 muestra las señales de EDA registradas mediante excitación en DC y AC, en color azul, junto con sus respectivos componentes tónicos, en color rojo, extraídos utilizando el algoritmo *cvxEDA*, y reflejan el nivel basal de actividad de las glándulas sudoríparas durante el estado de reposo. Se puede observar que las fluctuaciones presentes alrededor de los segundos 15 y 40 son descartadas en la estimación del componente SCL, lo que permite enfocar el análisis en la evolución tónica de la señal. Esta representación resulta adecuada en este estudio, ya que facilita la comparación del seguimiento del componente SCL entre ambos métodos de excitación.

La Figura 5.10 presenta un diagrama de cajas y bigotes que muestra los valores medios individuales de SCL registrados en cada uno de los 10 sujetos durante la etapa

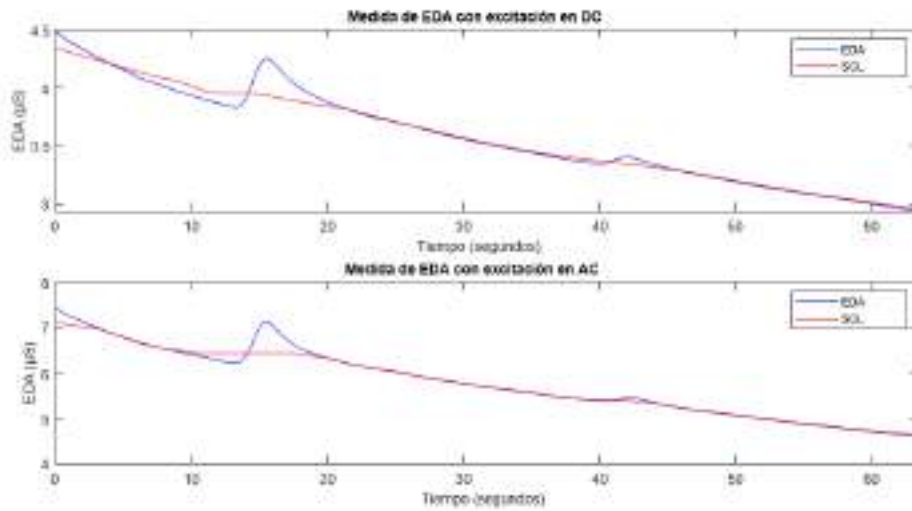


Figura 5.9: Señales de EDA obtenidas mediante excitación en DC y AC, en color azul, junto con sus respectivos componentes tónicos SCL, en rojo (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025).

1 de experimentación. Aunque los valores obtenidos con excitación en AC tienden a ser ligeramente más altos en magnitud que los obtenidos con DC, la consistencia en la forma de la distribución indica que la dinámica basal de la señal se conserva entre ambos métodos. Esta representación permite comparar no solo la tendencia central, indicada por las líneas de color rojo, sino también la dispersión de las medidas, y aporta un indicio sobre la equivalencia funcional entre ambas técnicas para el seguimiento del componente tónico de la señal de EDA en condiciones de reposo.

Para comparar cuantitativamente las señales SCL obtenidas mediante los dos métodos de excitación, se calculó el coeficiente de correlación de Pearson para cada uno de los diez participantes. El valor promedio obtenido fue de $r = 0,943$, lo que indica un alto grado de similitud entre ambas señales. En términos de amplitud, el valor absoluto medio del componente SCL fue de $6,359 \pm 0,593$ S bajo excitación en DC y de $7,957 \pm 0,645$ S bajo excitación en AC. El RMSE entre ambos conjuntos de datos fue de $1,636$ S, lo que refleja la diferencia promedio en los valores de señal entre ambas condiciones.

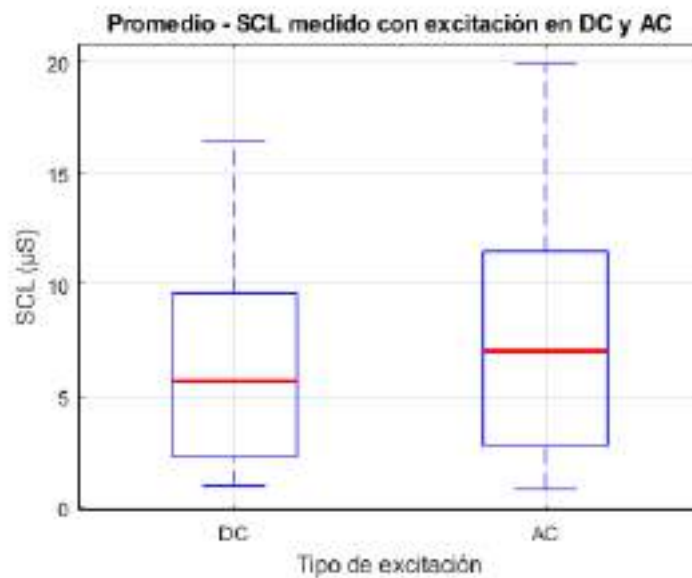


Figura 5.10: Diagrama de cajas y bigotes de los valores medios individuales de SCL obtenidos con excitación en DC y AC durante la etapa experimental 1. En rojo se indica la tendencia central obtenida con cada método de excitación. (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025).

5.3.2 Etapa experimental 2

La segunda etapa experimental comenzó con la adquisición de señales de EDA utilizando excitación en DC y AC de onda completa a una frecuencia de 20 Hz. La Figura 5.11 ilustra un ejemplo de la evolución de la conductancia obtenida mediante estos dos métodos, en la cual la señal registrada con excitación en DC se representa en color azul, mientras que la correspondiente a excitación en AC se muestra en color rojo.

Se observa que la señal G_{DC} presenta una mayor variabilidad a lo largo del tiempo y una mayor sensibilidad a pequeños cambios o estímulos, reflejando respuestas fisiológicas propias del sujeto. No obstante, esta aparente sensibilidad se ve afectada por el fenómeno de polarización de los electrodos, manifestado como una deriva progresiva descendente de la señal. En contraste, la señal G_{AC} exhibe una mayor estabilidad, con menor deriva, lo cual resulta interesante en estudios prolongados, ya que se minimizan los efectos de polarización y se mejora la calidad del registro basal.

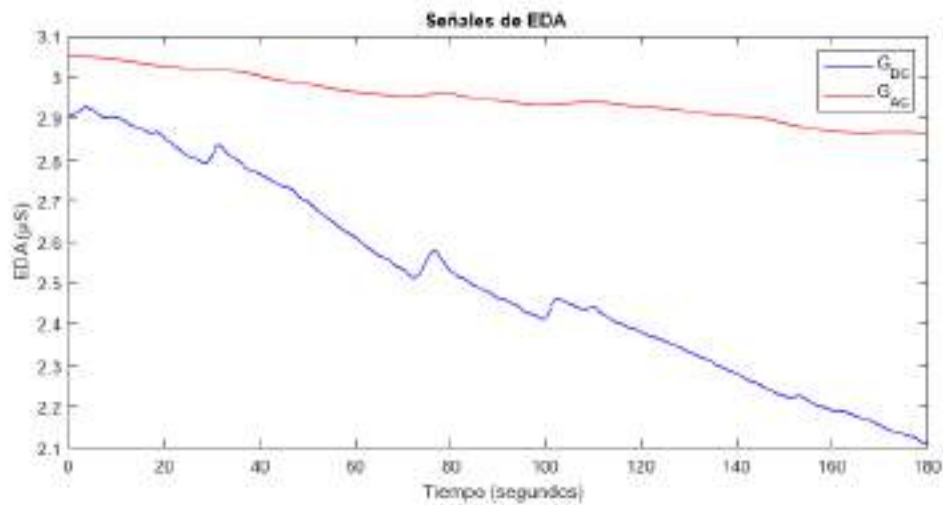


Figura 5.11: Evolución temporal de la conductancia de la piel obtenida mediante excitación en DC, en color azul, y AC de onda completa a 20 Hz, en rojo (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025).

La Figura 5.12 presenta, en la parte superior, la señal de EDA registrada mediante excitación en DC, y en la parte inferior, la obtenida con excitación en AC. En ambas gráficas se incluye la correspondiente componente tónica, representada en color rojo.

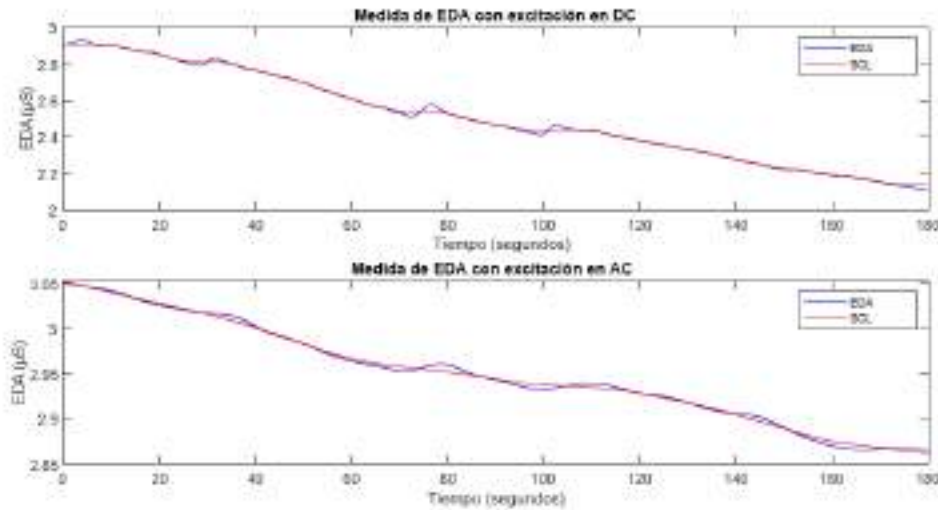


Figura 5.12: En la parte superior la señal de EDA registrada mediante excitación en DC, y en la parte inferior, la obtenida con excitación en AC. En ambas gráficas se incluye la correspondiente componente tónica, representada en color rojo (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025).

Se observa que, en ambos casos, la SCL se ajusta correctamente a la tendencia basal de la señal de conductancia. No obstante, al igual que en la Figura 5.11, la señal registrada con excitación en DC muestra mayores fluctuaciones y una deriva decreciente más pronunciada, lo cual refleja una mayor influencia del fenómeno de polarización en la interfaz de contacto entre el electrodo y la piel. En contraste, la señal obtenida con excitación en AC presenta una SCL más estable, con menor deriva, lo que indica una mejor calidad en la señal obtenida con este método, por lo que esta estabilidad la convierte en una alternativa más adecuada para estudios centrados en el análisis del componente tónico de la señal de EDA, como es el caso del objetivo planteado en esta tesis.

La Figura 5.13 presenta una comparación entre la media y la dispersión de los valores de SCL obtenidos mediante excitación en DC y AC en los 10 participantes del estudio. La Figura 5.13a muestra la distribución de los valores promedio de SCL para cada método, mientras que la Figura 5.13b representa la desviación estándar correspondiente.

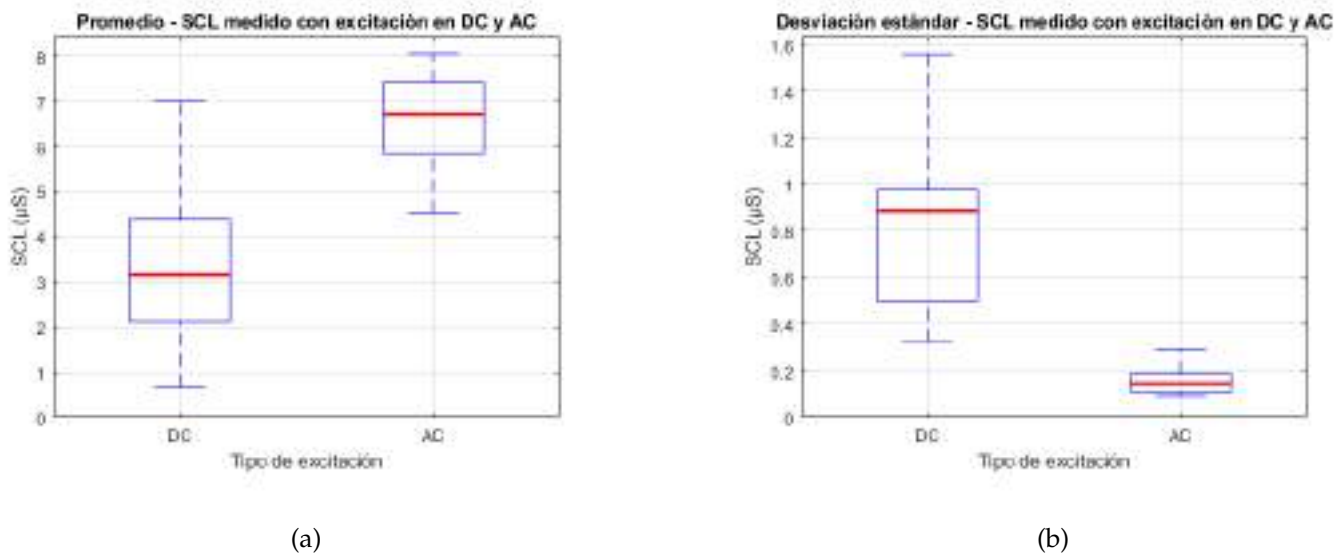


Figura 5.13: **a)** Distribución de los valores promedio de SCL para cada tipo de excitación (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025). **b)** Variación estándar de los valores promedio de SCL obtenidos con cada tipo de excitación (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025).

Se observa que la excitación en AC produce valores promedio de SCL más elevados en comparación con los obtenidos mediante excitación en DC. Esto podría atribuirse a una mayor penetración de la señal de excitación en las capas profundas de la piel, lo que favorece una medición más representativa. Por otro lado, la menor desviación estándar registrada con la señal de AC indica que estas mediciones son más estables y consistentes a lo largo del tiempo, lo cual refuerza su utilidad en estudios centrados en el análisis tónico de la señal de EDA.

En la segunda etapa experimental, centrada en la estabilidad de la señal durante periodos de adquisición más prolongados, el coeficiente de correlación de Pearson promedio entre las señales obtenidas con excitación en DC y AC fue de $r = 0.758$, lo que indica una similitud moderada. El valor medio de SCL fue de 3,345 S para la excitación en DC y de 6,575 S para la excitación en AC. Por otro lado, el RMSE entre ambas señales se incrementó a 3,612 S, reflejando una diferencia de amplitud más marcada. También hay que destacar que la desviación estándar promedio de las señales obtenidas con AC fue de $\pm 0,079$ S, lo que indica un alto nivel de estabilidad temporal.

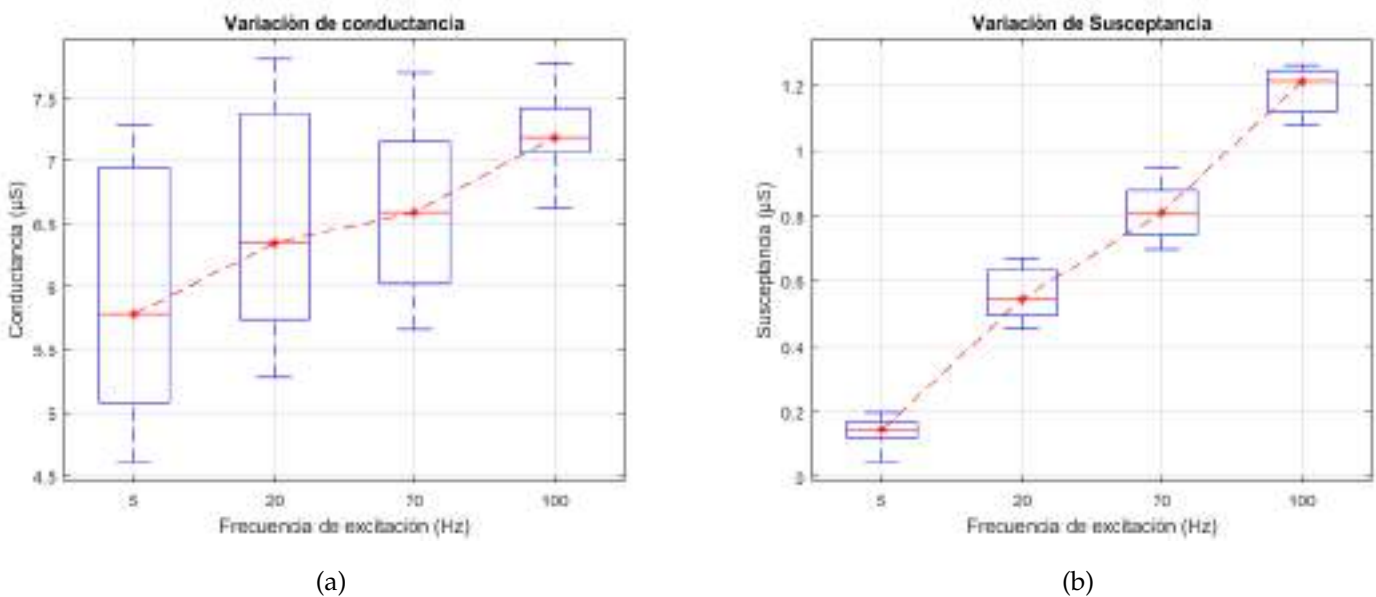


Figura 5.14: **a)** Variación de la conductancia medida en la piel bajo excitación con AC a distintas frecuencias (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025). **b)** Variación de la susceptancia medida en la piel bajo excitación con AC a distintas frecuencias (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Vicente-Samper et al., 2025).

La Figura 5.14 muestra la variación de la conductancia y la susceptancia de la piel en respuesta a señales de excitación en AC aplicadas a diferentes frecuencias, 5 Hz, 20 Hz, 70 Hz y 100 Hz. Los diagramas de caja y bigotes reflejan la distribución de los valores medidos en los 10 sujetos del estudio. La línea punteada en color rojo conecta las medianas de cada grupo, permitiendo identificar la tendencia general.

Los resultados muestran un aumento tanto en la conductancia como en la susceptancia a medida que se incrementa la frecuencia de la señal de excitación. Esta tendencia indica que las frecuencias más altas favorecen una mayor penetración de la corriente en las diferentes capas de la piel y, en consecuencia, permiten una caracterización más completa de sus propiedades eléctricas, al evidenciar cambios en los componentes eléctricos asociados con la profundidad alcanzada por la propagación de la corriente de excitación.

5.4 DISCUSIÓN

En el contexto del análisis de la señal de EDA, resulta relevante explorar su medición mediante señales de excitación en AC. Tal como se reporta en la literatura (Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures et al., 2012), la inversión periódica de polaridad propia de las señales AC contribuye a reducir el efecto de polarización en la interfaz de contacto entre el electrodo y la piel, lo que se traduce en señales más estables y con menor deriva. Esta mejora en la estabilidad es valiosa para el desarrollo de sistemas portátiles o wearables, destinados a entornos de monitorización fisiológica continua e incluso aplicaciones biomecánicas.

En el caso de la señal de excitación en AC, resulta fundamental comprender la respuesta bioeléctrica de la piel con el fin de seleccionar una frecuencia de excitación adecuada. Por ello, se ha reportado que las bajas frecuencias son especialmente útiles para evaluar la sensibilidad de la conductancia asociada a la actividad de las glándulas sudoríparas (Martinsen et al., 2015). En este sentido, en (Pabst et al., 2017) se indica que las frecuencias comprendidas entre 10 y 100 Hz son las más apropiadas para este tipo de análisis.

Debido a lo anterior, la simulación de la respuesta eléctrica de la piel presentada en la Sección 5.2.2 proporciona información clave sobre la distribución de la corriente a través de sus diferentes capas. Los resultados obtenidos respaldan los hallazgos de los estudios previos, al demostrar, como se observa en la Figura 5.2, que señales AC de

baja frecuencia logran penetrar hasta la dermis, capa que alberga la mayor densidad de glándulas sudoríparas (Wilke et al., 2007). Esta penetración no solo contribuye a mitigar el efecto de polarización, sino que también permite acceder a información relacionada con la componente capacitiva de la piel. Adicionalmente, los resultados de la simulación muestran cómo la interacción del campo eléctrico entre los electrodos en contacto con la piel se incrementa a medida que aumenta la frecuencia de excitación.

La fase experimental de este estudio resalta la importancia de mantener a los sujetos en un estado de relajación durante las mediciones, con el objetivo de analizar la respuesta basal de la actividad de las glándulas sudoríparas a través de la señal SCL. Tal como se plantea en esta tesis doctoral, el seguimiento de esta componente puede contribuir al monitoreo de disfunciones sudomotoras asociadas a patologías como la NP. Para garantizar condiciones adecuadas, las pruebas se realizaron en un entorno controlado, minimizando la influencia de factores externos que pudieran alterar la respuesta fisiológica de los participantes.

Bajo este enfoque, se propuso inicialmente comparar la señal de EDA obtenida mediante excitación en DC con la adquirida utilizando excitación en AC de media onda positiva a una frecuencia de 20 Hz. Como se observa en los resultados de la Figura 5.8, la señal de conductancia obtenida mediante excitación en DC y en AC exhiben una tendencia decreciente a lo largo del tiempo, acompañada de pequeñas fluctuaciones. Esta misma dinámica se refleja en la componente de susceptancia asociada a la señal de AC, lo cual coincide con los hallazgos reportados en (Pabst et al., 2017; Martinsen et al., 2015), donde se evidencia una alta correspondencia entre las mediciones realizadas mediante ambos métodos de excitación. Cabe destacar que, al tratarse de una señal AC sin componente negativa, no se produce una inversión de polaridad, por lo que no se mitiga el efecto de polarización en la interfaz entre el electrodo y la piel, lo que resulta en una deriva descendente similar a la observada con la excitación en DC. La similitud observada entre las señales SCL obtenidas se respaldó por el análisis de correlación, el cual evidenció una fuerte relación temporal. Por lo tanto, a pesar de las limitaciones del uso de señales AC de media onda para mitigar el efecto de la deriva, ambas técnicas son capaces de detectar con precisión una actividad tónica en la señal EDA, lo que indica la presencia de procesos fisiológicos similares.

Por otra parte, en relación con la distribución de los registros de SCL obtenidos mediante cada método de excitación, mostrada en la Figura 5.10, se observa una alta consistencia entre ambos, a pesar de las diferencias en magnitud. Esta diferencia puede atribuirse al uso de electrodos húmedos, que además de facilitar la penetración de

la señal eléctrica en las capas más profundas de la piel, también permiten un mayor acceso a los conductos sudoríparos en las capas superficiales (Tronstad; Johnsen et al., 2010).

Los resultados indican una baja discrepancia general entre las señales obtenidas con los dos métodos de excitación, lo que refuerza la correspondencia entre las mediciones. Aunque se observaron diferencias en la amplitud absoluta, la dinámica temporal de la señal SCL se mantuvo consistente entre ambos métodos, en línea con el objetivo principal de esta etapa experimental, que es evaluar la equivalencia en el comportamiento de la señal tónica.

En la segunda fase experimental, se empleó una señal de excitación en AC de onda completa. Los resultados presentados en la Figura 5.11 permiten observar con claridad el efecto de esta señal sobre la medición de conductancia. En comparación con la señal obtenida en la primera etapa, se evidencia una mayor estabilidad temporal, con una deriva reducida y menor sensibilidad frente a estímulos menores, lo cual es consistente con lo reportado en (Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures et al., 2012). Esta menor variabilidad sugiere que la señal SCL obtenida mediante AC de onda completa es menos modulada en el tiempo, reflejando un comportamiento más estable. La correlación entre las señales obtenidas con los dos métodos de excitación fue menor que en la primera fase debido a la supresión de la deriva en las señales obtenidas con excitación en AC. Este resultado respalda la idea de que, además de mejorar la estabilidad, la excitación en AC de onda completa ofrece una representación más clara de la actividad tónica de la señal EDA.

Respecto a la magnitud de las mediciones, representadas en la Figura 5.13a, se observan diferencias consistentes con las registradas en la primera etapa experimental. Estas diferencias pueden atribuirse tanto al uso de electrodos húmedos, como a la mayor capacidad del método de excitación en AC para penetrar en capas más profundas de la piel (Tronstad; Amini et al., 2022), lo que permite una captación más representativa de la actividad galvánica. Además, la excitación en AC tiende a generar señales más limpias, al minimizar la captación de ruido e interferencias, lo que contribuye a una mayor estabilidad en las mediciones. Estos efectos se reflejan en la diferencia de amplitud entre las señales obtenidas con excitación en DC y en AC. Lo anterior refuerza las ventajas del método de adquisición basado en AC para captar la actividad tónica de la señal EDA.

Finalmente, en relación con la estabilidad temporal de las señales, incluso bajo condiciones controladas sin estímulos externos, el análisis de la desviación estándar,

presentado en la Figura 5.13b, muestra una variabilidad notablemente menor en las mediciones obtenidas con AC en comparación con las de DC. El valor promedio de la desviación estándar en AC fue de $\pm 0,079 \mu\text{S}$, lo cual refuerza la conclusión de que este método proporciona mediciones más estables, con menor variabilidad relativa y menor sensibilidad ante pequeños cambios en la medida de EDA.

Los resultados obtenidos a partir de la variación en la frecuencia de excitación revelan una tendencia creciente tanto en la conductancia como en la susceptancia de la piel, como se observa en la Figura 5.14. Esta tendencia corresponde con lo reportado en (Boucsein, 2012), donde se describe que un incremento en la frecuencia de la señal de excitación induce un aumento en el ángulo de fase del sistema, lo que a su vez refleja una mayor participación de la componente capacitiva en la respuesta bioeléctrica de la piel. Aunque frecuencias superiores a 20 Hz han demostrado ser efectivas para captar información relevante asociada a la actividad de las glándulas sudoríparas, los resultados de simulación obtenidos en este trabajo sugieren que el uso de frecuencias más bajas, cercanas a 1 Hz, también podrían ser una estrategia viable para mitigar el efecto de polarización en la interfaz entre el electrodo y la piel, especialmente si el objetivo principal es minimizar el ruido y mejorar la calidad del registro basal.

5.5 CONCLUSIONES

En este capítulo se presentó el diseño e implementación de un sistema propio para la medición de EDA utilizando señales de excitación en AC de onda completa. El objetivo fue evaluar su potencial y sus ventajas frente al método tradicional basado en DC, como complemento al estudio descrito en el capítulo 4, en el cual se abordó el seguimiento del componente tónico de la señal de EDA como un marcador de disfunciones sudomotoras asociadas a la NP.

En primer lugar, las simulaciones realizadas con modelos multicapa de la piel confirmaron que las señales de AC desde bajas frecuencias logran penetrar hasta la dermis, la capa con mayor densidad de glándulas sudoríparas. Esto favorece una medición más representativa de la actividad sudomotora, ya que permite acceder directamente a la región responsable de la modulación de la conductancia eléctrica de la piel.

En segundo lugar, los resultados de la experimentación demostraron que la excitación con señales de AC de onda completa mitiga el fenómeno de polarización en la interfaz

de contacto entre el electrodo y la piel. Aunque este efecto ya ha sido reportado en la literatura, no se había abordado en profundidad, y en este estudio se evidenció mediante la obtención de señales más estables y con menor deriva en comparación con la excitación en DC. Esto se reflejó en la reducción de la desviación estándar de las señales SCL y en la menor variabilidad observada durante registros prolongados de la señal completa de EDA.

Asimismo, la separación de las componentes de conductancia y susceptancia mediante técnicas de amplificación lock-in permitió caracterizar no solo la respuesta resistiva de la piel, sino también su comportamiento capacitivo, ofreciendo un análisis más completo del sistema electrodérmico. Además, al complementar el seguimiento del componente capacitivo a una determinada frecuencia, se pueden detectar cambios que reflejen de forma más directa la disfunción sudomotora, incluso antes de que estas alteraciones se manifiesten en la capa córnea de la piel.

En términos generales, los resultados obtenidos mostraron que las señales adquiridas mediante excitación en AC de onda completa ofrecieron ventajas claras en cuanto a estabilidad durante periodos prolongados, siendo valioso para aplicaciones que requieren el seguimiento continuo del componente tónico de la señal de EDA, tal como se propone en esta tesis doctoral como marcador de disfunción sudomotora. Además, estas mejoras pueden ser de gran utilidad en contextos de la evaluación de la experiencia de usuario, como es el caso de sistemas biomecánicos.

Por otra parte, resulta interesante proponer un nuevo escenario de evaluación para este sistema, centrado en el análisis de la respuesta fásica de la señal de EDA. Esto permitiría comprobar su desempeño con este método de excitación frente a eventos discretos o estímulos específicos, clave para aplicaciones en entornos de uso ambulatorio y para el desarrollo de sistemas de monitoreo sensibles a cambios rápidos en la actividad fisiológica.

Si bien la experimentación se realizó con sujetos sanos, será necesario evaluar el desempeño del sistema en pacientes que permitan confirmar estos hallazgos y explorar su aplicación clínica en casos de NP, lo cual se complementaría con los resultados presentados en el capítulo 4 y consolidar el uso de este tipo de sistemas como una herramienta adicional para el seguimiento de la disfunción simpática, a través de un parámetro estable y cuantificable como la componente tónica de la señal de EDA.

SISTEMA PARA AYUDA A LA MONITORIZACIÓN AMBULATORIA DE LA NEUROPATÍA PERIFÉRICA

El trabajo presentado en este capítulo ha sido parcialmente publicado en el artículo de congreso: Romero-Ante, J. D.; Montenegro-Bravo, J. S.; Rodríguez-Lopez, D. A.; Vicente-Samper, J. M.; Rodríguez-Martínez, A. y Navarro, J. M. S. (2024a), “Análisis de presión plantar para el diseño de plantillas personalizadas”, *Jornadas de Automática - Comité Español de Automática (CEA)* (45), DOI: [10.17979/ja-cea.2024.45.10885](https://doi.org/10.17979/ja-cea.2024.45.10885). En esta publicación se presenta un estudio de análisis de la presión plantar con el objetivo de identificar las zonas de mayor carga, que constituyen los puntos clave para el seguimiento personalizado en el sistema de monitorización ambulatoria que se describe en este capítulo.

Para facilitar la comprensión del contenido de este trabajo y facilitar su comprensión, en la introducción de este capítulo se destaca la importancia de contar con sistemas diseñados para un uso continuo y ambulatorio en el seguimiento individualizado de la actividad sudorípara. A continuación, se describe en detalle el diseño conceptual y la fabricación de del sistema propuesto en esta tesis, basado en un análisis de la presión plantar que permite identificar las zonas que soportan mayor carga. Finalmente, los resultados de la validación funcional del sistema destacan su potencial aplicación en el seguimiento ambulatorio de la señal de EDA en pacientes con NP.

6.1 INTRODUCCIÓN

De acuerdo con lo expuesto en los capítulos anteriores, el monitoreo de la actividad de las glándulas sudoríparas permite evaluar la progresión de la NP y contribuir a la prevención de complicaciones asociadas, como la formación de heridas y úlceras que pueden conducir a amputaciones. Aunque se ha mencionado a Sudoscan como una herramienta no invasiva para este fin, su uso está limitado por ser una plataforma

fija. Por ello, se reconoce la necesidad de desarrollar un sistema que permita la monitorización ambulatoria y en tiempo real de esta disfunción.

Por otro lado, el seguimiento ambulatorio orientado a prevenir riesgos asociados a la NP también puede realizarse mediante el control de variables como la presión y la temperatura plantar, ya que son consideradas útiles para la detección temprana del riesgo de ulceración. Por ejemplo, en (Najafi et al., 2017) se presentó un estudio en el que se validó la relación entre la medición de la temperatura y la variación de la presión plantar en pacientes con ND, utilizando un calcetín con sensores de fibra óptica. Los resultados demostraron que la combinación de estas variables permite identificar procesos patológicos y reducir el riesgo de ulceración.

En términos generales, la monitorización de la presión plantar, la temperatura y la humedad son variables que se relacionan entre sí. La presión excesiva en zonas del pie con pérdida de sensibilidad puede provocar la aparición de úlceras (Moulaei et al., 2021; Tekscan, 2025a; Perrin et al., 2021). Asimismo, la temperatura es un indicador de inflamación o posible lesión tisular (Scholten et al., 2022), mientras que una alta concentración de humedad dentro del calzado favorece el riesgo de infecciones sobre lesiones preexistentes (Moulaei et al., 2021; Bencheikh y Boukhenous, 2018).

Teniendo en cuenta la relación entre estas variables, esta tesis doctoral propone implementar su monitorización de manera personalizada. En continuidad con los aportes sobre el seguimiento de la actividad de las glándulas sudoríparas presentados en los capítulos 4 y 5, se plantea el desarrollo de un sistema ambulatorio para medir la EDA y detectar alteraciones asociadas a posibles complicaciones de la NP. En particular, se propone analizar la distribución de la presión plantar para identificar las zonas de mayor carga, las cuales son más susceptibles a lesiones. Con esta información, se plantea el diseño de una plantilla equipada con electrodos ubicados en estas áreas, lo que permitiría monitorear la variación en el nivel de humedad de la piel y contribuir a prevenir la formación de heridas de forma personalizada según las necesidades de cada usuario.

Aunque la propuesta de plantilla está pensada inicialmente para personas sin lesiones y en etapas tempranas de disfunción sudomotora, se considera que su uso con el pie descubierto favorecería la ventilación y permitiría medir la humedad real a partir de la variación de la conductancia de la piel.

En la sección de materiales y métodos se describe el análisis de la presión plantar y el estudio biomecánico de la pisada, así como la fabricación de la plantilla personalizada

para medir la EDA. A continuación, se detallan el procesamiento de la señal obtenida en condiciones ambulatorias y los resultados experimentales obtenidos con el uso de la plantilla.

6.2 MATERIALES Y MÉTODOS

6.2.1 *Análisis de la presión plantar*

El estudio de la presión plantar permite detectar anomalías en el desplazamiento, la distribución del peso y posibles asimetrías. En el caso de la NP, la pérdida de sensibilidad en los pies provoca una distribución irregular del peso, afectando principalmente el borde lateral del pie, así como la primera y quinta cabeza metatarsiana, ocasionando la degradación de la piel (Abbott et al., 2022; Boulton, 2004).

En podología, el estudio biomecánico de la pisada consiste en una serie de pruebas destinadas a evaluar la salud de los pies y detectar posibles lesiones que puedan afectar la postura y la alineación corporal (Lacalle et al., 2012). El proceso comienza con una evaluación clínica donde se revisa el historial del paciente, los síntomas que presenta y sus hábitos de vida, especialmente en relación con la actividad física. Luego se realiza una evaluación estática con el paciente en reposo, analizando la distribución del peso y la estabilidad, lo que permite identificar problemas como pie plano o arco alto. Finalmente, se lleva a cabo un análisis dinámico en el que el paciente camina o corre sobre una superficie equipada con sensores de presión que registran la distribución de la presión plantar durante la marcha, con el objetivo de evaluar cómo se reparte el peso en el desplazamiento (Shapiro, 2019).

En el marco de esta tesis doctoral, se propone realizar un estudio estático y dinámico de la marcha utilizando el sistema F-Scan64 (Tekscan, 2025b). Los resultados de este análisis permitieron identificar las zonas con mayor concentración de presión plantar, en las cuales se plantea monitorear la variación de la señal de conductividad para evaluar de forma personalizada la actividad de las glándulas sudoríparas. De este modo, se busca detectar disfunciones sudomotoras que pueden derivar en la formación de heridas en estas áreas de alta presión, donde la disminución de la actividad sudorípara provoca resequedad y vuelve la piel más propensa a agrietarse (Van Netten et al., 2016).

6.2.1.1 Sistema F-Scan64

El F-Scan64 es un sistema diseñado para evaluar la concentración de la presión plantar al usar calzado, especialmente durante la marcha. Cuenta con un software de análisis gráfico que muestra de forma detallada la distribución la presión en la planta del pie (Tekscan, 2025b).

El sistema incorpora plantillas en seis tallas diferentes, con un espesor de 0,23 mm, equipadas con 64 sensores de tecnología resistiva organizados en 16 celdas, que se conectan a un dispositivo con transmisión inalámbrica por Bluetooth y permiten frecuencias de muestreo de hasta 100 Hz según las necesidades del estudio. Además, dispone de una batería con una autonomía de hasta 90 minutos y una correa de velcro que facilita su sujeción a los cordones del calzado.

La Figura 6.1a muestra el modelo de las plantillas del sistema, mientras que la Figura 6.1b ilustra un ejemplo de integración de las plantillas en un zapato deportivo, destacando la sujeción del dispositivo de control y comunicación a los cordones.

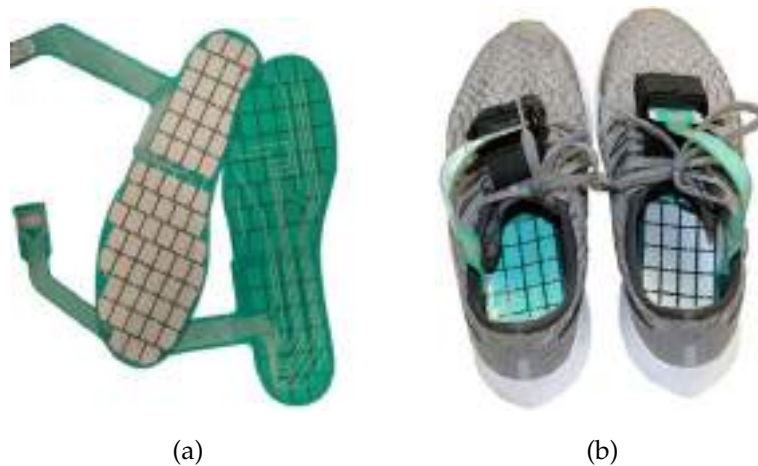


Figura 6.1: **a)** Modelo de las plantillas del sistema F-Scan64 (Tekscan, 2025b).
b) Ejemplo de integración de la plantilla en un zapato deportivo, destacando la sujeción del dispositivo de control y comunicación a los cordones (Tekscan, 2025b).

La Figura 6.2 muestra una vista general de la interfaz del software del sistema F-Scan64, donde en la parte superior se encuentra la barra de herramientas que permite procesar los datos del estudio de la presión plantar, con funciones para visualizar la carga de presión en formatos 2D y 3D, calcular promedios, analizar áreas específicas del pie y ajustar la configuración general del sistema. Los resultados se presentan como

mapas de calor que destacan las zonas críticas de presión según los límites definidos para cada caso, mientras que en la parte inferior de la interfaz se visualiza el estado de conexión de cada dispositivo de control de las plantillas y el nivel de batería. Además, los datos se registran en fotogramas y pueden exportarse en formato .CSV para su análisis en hojas de cálculo.

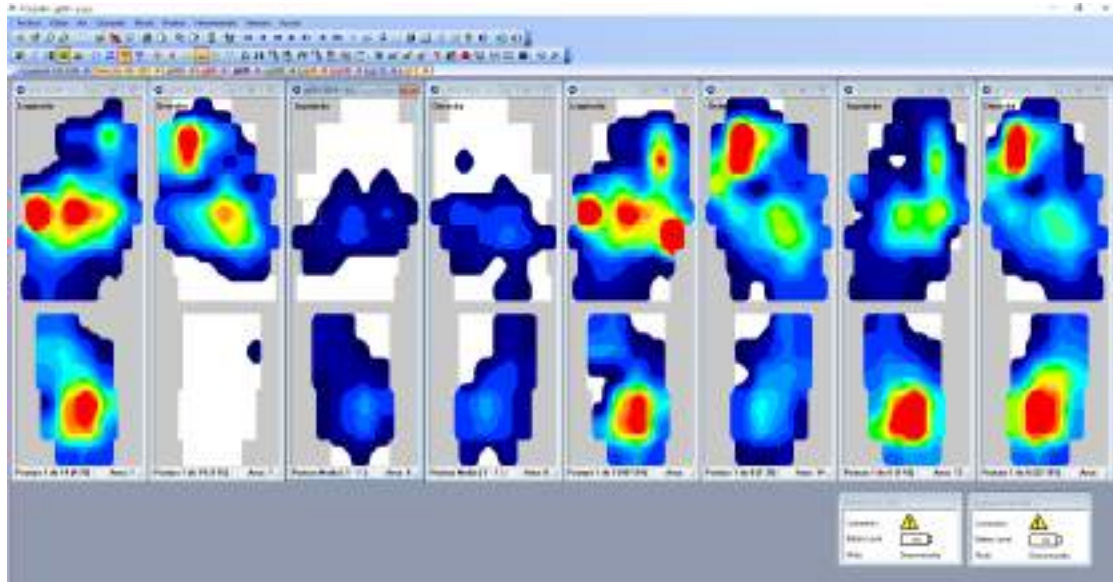


Figura 6.2: Vista general de la interfaz del software del sistema F-Scan64 (Tekscan, 2025b). En la parte superior la barra de herramientas para procesar datos del estudio presentados en mapas de calor.

6.2.1.2 Identificación de áreas de mayor presión plantar

Como se mencionó anteriormente, el software del sistema F-Scan64 ofrece herramientas para analizar la información recolectada por los sensores y así identificar las áreas de mayor presión plantar, de acuerdo con los objetivos de cada estudio. En este trabajo se utiliza como referencia un umbral crítico de 420kPa, reportado en (Abbott et al., 2022), considerado un valor predictor de zonas sensibles y con alto riesgo de desarrollar heridas, por lo que se empleará en el análisis planteado en esta tesis doctoral para determinar las áreas con mayor riesgo de lesión.

El software permite visualizar en detalle las presiones máximas registradas durante la fase de apoyo del pie, promediando los picos en toda la planta al dividirla en cuatro zonas; falanges, metatarsal, medio pie y talón. Esta segmentación genera una representación completa con un mapa de colores que resalta las áreas cercanas al

umbral de presión de 420kPa, facilitando la identificación de regiones críticas. Además, el análisis de los datos permite comparar la variación de presión entre ambos pies y conocer mejor su distribución, mientras que, una vez identificadas en color rojo las zonas que superan el umbral de referencia, se delimita su contorno para calcular el área total donde se ejerce esta presión, definiendo así las ubicaciones de los electrodos para el seguimiento de la señal EDA.

La Figura 6.3 presenta un mapa de calor con el promedio de los picos de presión durante la fase de apoyo del pie al suelo, donde se distingue la división en las cuatro zonas anatómicas definidas previamente. El mapa de colores permite identificar las áreas críticas en las que se supera el umbral de 420kPa, marcadas en rojo, mientras que también se observa el desplazamiento de la presión a lo largo de la marcha. Como ejemplo, se destaca un pico de presión de 473kPa en la región metatarsal, identificada como una zona para ubicar los electrodos destinados al seguimiento de la variación de humedad.

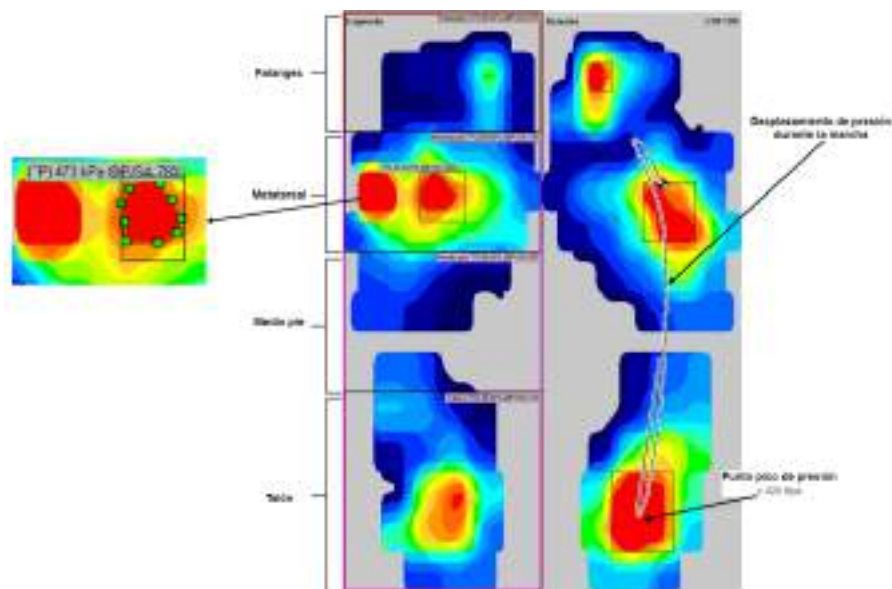


Figura 6.3: Mapa de calor del promedio de los picos de presión plantar durante la fase de apoyo, con división en cuatro zonas anatómicas. Se resaltan en rojo las áreas que superan el umbral crítico de 420kPa (Figura elaborada por el autor).

6.2.2 *Análisis experimental de la presión plantar*

Para el análisis experimental de la presión plantar se propone registrar los valores de presión mediante un estudio biomecánico de la pisada en condiciones estáticas y dinámicas, con el fin de replicar el procedimiento habitual en una consulta de podología. Además, para evaluar la variación de la presión en diferentes situaciones dinámicas, se incluyen actividades como caminar en terreno plano, subir y bajar una pendiente con aproximadamente un 6% de inclinación, así como subir y bajar escaleras.

En cuanto a la duración de cada escenario experimental, se definió un registro de 10 segundos para la condición estática, aproximadamente 20 segundos para la caminata en superficie plana y 10 segundos para las pruebas de subida y bajada tanto en la pendiente como en las escaleras.

Para esta experimentación se utilizó calzado ortopédico con suela rígida y plana, para favorecer una distribución uniforme de la presión a lo largo del pie. En particular, se empleó el modelo Orliman CP01 (Salunatur, 2025), sobre la base en contacto con el pie se colocó la plantilla del sistema F-Scan64 para registrar las medidas. La Figura 6.4 muestra la integración del calzado ortopédico con las plantillas previo a la experimentación.



Figura 6.4: Integración del calzado ortopédico Orliman CP01 con la plantilla del sistema F-Scan64 utilizada para el registro experimental de la presión plantar (Figura elaborada por el autor).

El estudio estático consiste en utilizar el calzado ortopédico con las plantillas de presión mientras se adopta una postura erguida, procurando mantener el cuerpo alineado y equilibrado durante todo el registro de datos. Este análisis es relevante en el desarrollo de la propuesta de esta tesis, ya que permite cuantificar la fuerza ejercida por

cada pie sobre el suelo e identificar las zonas con mayor presión que podrían derivar en lesiones. Además, facilita la detección de posibles problemas biomecánicos relacionados con una distribución desigual del peso entre ambos pies.

Por otra parte, el estudio dinámico tiene como objetivo evaluar las variaciones de la presión en la planta del pie durante el movimiento, considerando también la adaptación de la distribución del peso corporal en diferentes condiciones topográficas. De este modo, los resultados permiten estimar la superficie total de contacto y analizar la presión a lo largo de la marcha, lo que contribuye a comprender mejor la interacción dinámica entre la estructura del pie y la mecánica corporal.

La Figura 6.5 presenta las actividades definidas para el análisis estático y dinámico, que incluyen, de izquierda a derecha, la posición estática, caminando en superficie plana, subida y bajada una pendiente, y subida y bajada de escaleras.



Figura 6.5: Actividades definidas para el análisis estático y dinámico. De izquierda a derecha, posición estática, caminata en superficie plana, subida y bajada de una pendiente, y subida y bajada de escaleras (J. D. Romero-Ante; Montenegro-Bravo; Rodríguez-Lopez et al., 2024b).

En esta fase experimental participaron ocho personas, cuatro mujeres y cuatro hombres, con edades entre 25 y 50 años y un peso promedio de 75kg. Todos se encontraban en buen estado de salud, practicaban regularmente actividades deportivas y no reportaron condiciones médicas que pudieran afectar la sensibilidad de sus pies.

6.2.2.1 Resultados del estudio de presión plantar

Aunque el análisis de presión se realizó de forma personalizada para cada uno de los ocho participantes, los resultados que se presentan a continuación corresponden

al estudio de un solo caso, que sirve como ejemplo para ilustrar el proceso completo de diseño empleado como referencia en la fabricación de la plantilla personalizada, y permitirá mostrar los resultados finales obtenidos en la monitorización de la conductancia en las zonas identificadas como más propensas a lesiones. El participante elegido es un hombre de 29 años y 65kg de peso.

Los resultados muestran los valores promedio de presión (PP_{media}) correspondientes a cada una de las cuatro zonas en que se dividió la planta del pie. Es importante señalar que las mediciones se expresan en kilopascales (kPa), conforme al sistema internacional de unidades, lo que facilita su comparación con los valores de referencia establecidos para identificar áreas propensas a lesiones.

Los resultados se presentan mediante mapas de presión plantar que utilizan una escala de colores que va del azul al rojo para representar los rangos de medida en kPa. En esta escala, los colores se vuelven más cálidos a medida que la presión aumenta, alcanzando el rojo como límite superior para señalar las zonas donde la presión supera los 400kPa. Además, se incluirán tablas que muestran los valores de presión máxima registrados en cada una de las cuatro regiones anatómicas en las que se ha dividido la planta del pie.

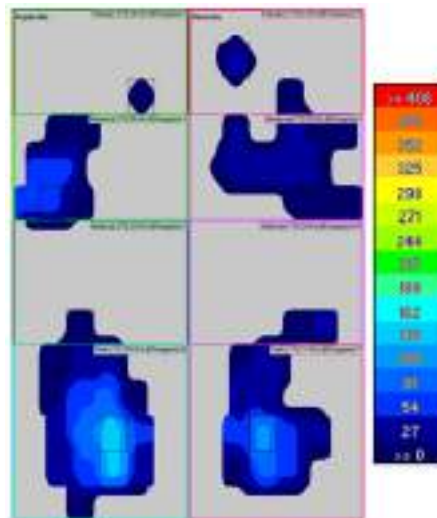


Figura 6.6: Mapa de distribución de la presión plantar obtenida en condiciones estáticas para el pie izquierdo y derecho (Figura elaborada por el autor).

La Figura 6.6 muestra el mapa de distribución de la presión plantar obtenida en condiciones estáticas para el pie izquierdo y derecho, donde se aprecia una mayor

concentración de presión en la región del talón en ambos casos. Por su parte, la Tabla 6.1 resume los valores promedio de presión plantar en cada zona de la planta del pie, destacando que el talón concentra las mayores cargas, seguido de la región metatarsal. Sin embargo, en este caso particular, los valores se encuentran lejos del umbral crítico, por lo que, aunque la representación gráfica permite identificar los puntos de apoyo en estático, existen áreas del pie sin datos o referencias de presión, lo que resalta la importancia de analizar el contacto con la superficie durante el estudio dinámico.

Tabla 6.1: Promedio de la presión plantar en cada zona del pie derecho e izquierdo en condiciones estáticas.

Zona	Estático PP_{media} (kPa)	
	Pie izquierdo	Pie derecho
Falanges	25 ± 5	20 ± 4
Metatarsal	59 ± 12	50 ± 10
Medio pie	26 ± 6	23 ± 5
Talón	152 ± 20	137 ± 18

La Figura 6.7 muestra los mapas de calor que ilustran la distribución de las presiones obtenidas en las pruebas dinámicas. De izquierda a derecha, los gráficos corresponden a la caminata en superficie plana, la subida de pendiente, la bajada de pendiente y la subida y bajada de escaleras, respectivamente. En estos mapas se observan regiones en color rojo que indican valores de presión superiores a los 400kPa.

Cabe señalar que durante el análisis se identificaron valores atípicos muy superiores al promedio, los cuales fueron descartados por considerarse producto del ruido instrumental de los sensores y no representar el patrón real de carga en la superficie de contacto del pie con el suelo. La Tabla 6.2 resume los valores promedio de presión obtenidos en cada pie durante los experimentos dinámicos, mostrando que las desviaciones estándar no superan el 25 % de la media, lo que se considera un resultado óptimo para el análisis de la presión en cada región del pie y facilita la identificación cuantitativa de las zonas marcadas en color rojo.

Tabla 6.2: Valores promedio de la presión plantar registrados en cada zona anatómica del pie izquierdo y derecho durante las actividades dinámicas.

Zona	Caminando PP_{media} (kPa)		Subir pendiente PP_{media} (kPa)		Bajar pendiente PP_{media} (kPa)		Subir escaleras PP_{media} (kPa)		Bajar escaleras PP_{media} (kPa)	
	Pie izquierdo	Pie derecho	Pie izquierdo	Pie derecho	Pie izquierdo	Pie derecho	Pie izquierdo	Pie derecho	Pie izquierdo	Pie derecho
Falanges	392 ± 98	419 ± 105	409 ± 102	423 ± 106	422 ± 106	433 ± 108	417 ± 104	457 ± 114	422 ± 106	414 ± 104
Metatarsal	454 ± 114	478 ± 120	427 ± 107	442 ± 111	328 ± 82	451 ± 113	409 ± 102	467 ± 117	357 ± 89	515 ± 129
Medio pie	187 ± 47	156 ± 39	164 ± 41	163 ± 41	188 ± 47	164 ± 41	179 ± 45	157 ± 39	119 ± 30	277 ± 69
Talón	523 ± 131	503 ± 126	556 ± 139	583 ± 146	550 ± 138	589 ± 147	415 ± 104	455 ± 114	508 ± 127	472 ± 118

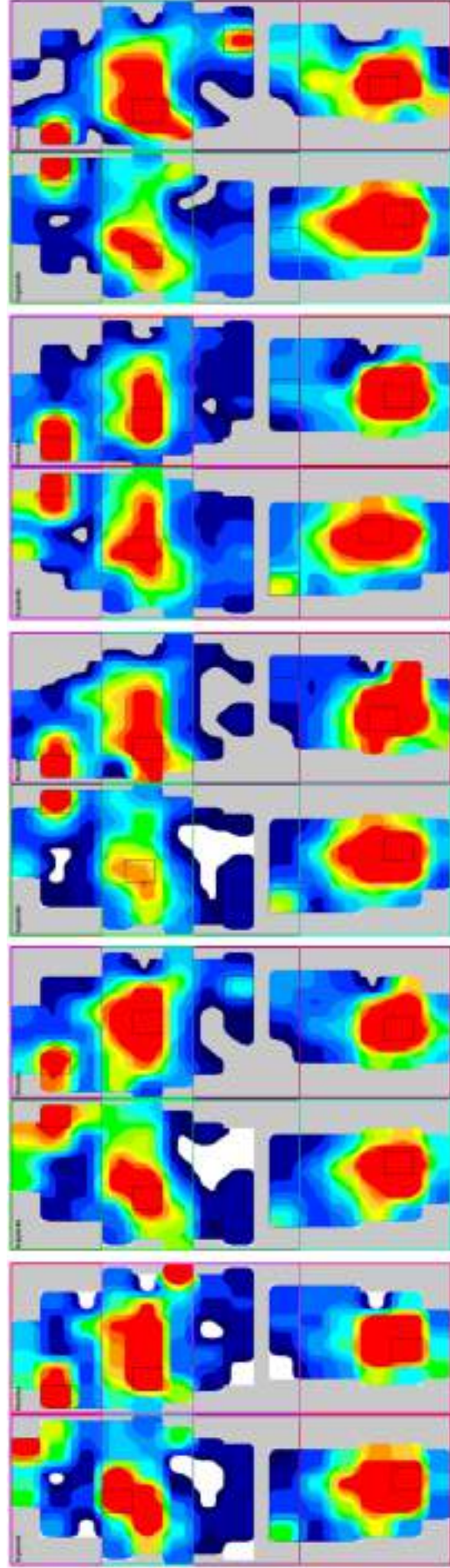


Figura 6.7: Distribución de la presión plantar durante las distintas actividades dinámicas evaluadas. De izquierda a derecha se ilustran la caminata en superficie plana, la subida de pendiente, la bajada de pendiente y la bajada de escaleras. Las áreas en color rojo indican valores de presión superiores a 400kPa (Figura elaborada por el autor).

Tal como se observa en la distribución de la presión plantar, el estudio dinámico refleja la variación de la presión a lo largo de toda la superficie de contacto del pie, mostrando que la mayor concentración de presión se localiza en el área de las falanges, especialmente en la zona de apoyo del dedo hallux, así como en la parte media de la región metatarsal y en los talones. Además, los valores de presión registrados en el pie derecho son superiores a los del pie izquierdo en las distintas pruebas, lo que podría deberse a un desbalance postural propio del sujeto analizado.

Al incorporar diferentes tipos de pruebas dinámicas, este estudio permite caracterizar de forma más completa la variabilidad de la presión plantar en condiciones funcionales y contribuye a identificar con mayor precisión las áreas de contacto y riesgo. Aunque en este análisis los resultados gráficos muestran un patrón relativamente consistente, con las zonas de mayor presión repitiéndose en las mismas regiones en cada prueba, es importante considerar que este patrón podría ser diferente en personas con NP, ya que la pérdida de sensibilidad a la presión y al dolor altera la marcha y puede generar patrones de carga distintos en la planta del pie, especialmente en la región media, favoreciendo así el desarrollo de deformidades como el pie plano y aumentando el riesgo de lesiones, incluidas las úlceras plantares.

Si bien los resultados presentados corresponden a un sujeto sano, coinciden con los hallazgos del estudio descrito en (Ulbrecht et al., 2014), donde se emplea un umbral de alerta de 450kPa y se destaca la importancia de monitorear especialmente las regiones metatarsal y del talón, identificadas como las áreas más críticas. Estas conclusiones se refuerzan con las recomendaciones de (J. Kim et al., 2014), que sugieren que reducir en más de un 30% la presión máxima en estas zonas contribuye a disminuir la sensación de desgaste y ayuda a minimizar el riesgo de desarrollar heridas.

6.2.3 *Plantilla personalizada para medida de actividad electrodérmica*

Después de completar el análisis de la distribución de la presión plantar, se avanza continúa hacia el objetivo principal de la propuesta presentada en este capítulo de la tesis doctoral, que consiste en desarrollar una plantilla personalizada para monitorizar la variación del nivel de humedad en las zonas con mayores picos de presión mediante la medición de EDA. Con ello se busca crear una herramienta que facilite el seguimiento de estas regiones de la planta del pie y así contribuir a prevenir la aparición de heridas,

considerando el desgaste generado por la fricción con el suelo y la resequedad de la piel asociada a la disfunción sudorípara provocada por la NP.

En esta sección se presenta la distribución final de los electrodos destinados a la medición de EDA en la plantilla, junto con la descripción de los electrodos utilizados para este propósito, y se detalla el proceso completo de fabricación de la plantilla.

6.2.3.1 Distribución de los electrodos en la plantilla

La Figura 6.8 muestra la distribución de los electrodos en la plantilla, diseñada a partir de los mapas de calor de presión plantar obtenidos en las pruebas del estudio dinámico, con el objetivo de cubrir las áreas identificadas como críticas. Las regiones metatarsal y del talón destacaron con amplias zonas en color rojo en todas las pruebas, lo que confirmó su papel como principales zonas de carga y justificó la colocación de electrodos en estos sectores.



Figura 6.8: Distribución de los electrodos en la plantilla para la medición de EDA. Se muestran las ubicaciones definidas para cubrir las zonas críticas identificadas en el análisis dinámico de presión plantar, incluyendo las regiones de las falanges, metatarsal y talón (Figura elaborada por el autor).

En la región metatarsal se dispusieron dos pares de electrodos por pie, ilustrados en color amarillo, y ubicados en el borde superior para abarcar el área que mostró

mayor relevancia en las pruebas de caminata en superficie plana y en las actividades de subida y bajada de pendiente, y los de color azul, que complementan la cobertura en la parte media de esta zona. Los electrodos verdes se colocaron para monitorear la zona de las falanges, especialmente sobre el área de apoyo del dedo hallux y el borde superior de la región metatarsal. Finalmente, los electrodos de color rojo se asignaron al talón, ya que registró los valores más elevados en las pruebas, confirmando su papel como principal punto de apoyo.

6.2.3.2 *Electrodos secos para medida de actividad electrodérmica*

Tradicionalmente, la medición de EDA se realiza con electrodos de plata y cloruro de plata (Ag/AgCl) con gel conductor (Posada-Quintero y Chon, 2020). Sin embargo, estos presentan limitaciones para aplicaciones de larga duración, ya que con el tiempo el gel se degrada, lo que afecta tanto la estabilidad como la precisión de las mediciones y puede resultar incómodo para el usuario (Posada-Quintero y Chon, 2020). Además, la dificultad de integrar este tipo de electrodos en dispositivos portátiles representa un desafío para lograr mediciones continuas de EDA en entornos clínicos o domésticos.

El uso de electrodos secos, sin gel conductor, representa una solución a los problemas de degradación de la calidad de la señal asociados con los electrodos convencionales. Esta ventaja los hace adecuados para mediciones continuas y prolongadas de la EDA, ya que mantienen un rendimiento más estable a lo largo del tiempo y pueden fabricarse con materiales flexibles que mejoran las sensaciones de comodidad en el usuario, facilitando su integración en dispositivos portátiles.

Se han investigado diferentes tipos de electrodos secos, como los elaborados con espuma conductora de níquel y cobre (J. Kim et al., 2014), combinaciones de carbono y sal (Posada-Quintero; Rood et al., 2016), e incluso versiones secas de los electrodos tradicionales de Ag/AgCl (Haddad et al., 2017), todos ellos han demostrado su capacidad en cuanto a un seguimiento eficaz de la dinámica de la señal de EDA. Aunque pueden presentar variaciones en la amplitud de la señal debido a la ausencia del gel conductor, lo importante es que los electrodos secos mantienen la capacidad de registrar la evolución temporal de la señal. Además, los estudios referenciados muestran que se han explorado diferentes geometrías en su diseño, sin afectar la capacidad de seguimiento.

Si bien la integración de electrodos secos en materiales flexibles ha demostrado ser una solución cómoda para el paciente y adecuada para aplicaciones prolongadas,

actualmente no existen estudios que permitan concluir sobre su grado de adaptación y la calidad de las señales de EDA obtenidas en la planta del pie, especialmente en condiciones dinámicas a nivel ambulatorio.

Teniendo en cuenta lo anterior, se propone la fabricación de electrodos secos sobre un sustrato flexible utilizando tinta conductora de plata, que luego se integran en la plantilla para la medición de EDA desarrollada en este capítulo. A continuación, se describen las propiedades de la tinta conductora empleada, el procedimiento seguido para la fabricación de los electrodos y los resultados de la experimentación de validación en comparación con los electrodos tradicionales.

a. Fabricación de electrodos

La fabricación de los prototipos de electrodos se llevó a cabo utilizando la tinta conductiva Conductor 3 de Voltera (Voltera, 2025b), que permite imprimir trazos sobre diversos sustratos. Esta tinta, a base de plata, ofrece alta conductividad eléctrica y estabilidad química, características similares de los electrodos tradicionales de Ag/AgCl empleados en la medida de EDA. Con una resistividad eléctrica de $1,27 \times 10^{-3} \Omega \cdot m$, que la hace adecuada en aplicaciones que demandan baja resistencia eléctrica y medidas estables, además de facilitar la integración en dispositivos ligeros y adaptables.

Los electrodos se imprimieron sobre un sustrato de acetato elegido por sus propiedades de flexibilidad y adaptabilidad, lo que les permite ajustarse a distintas superficies corporales, especialmente a la planta del pie, caracterizada por su curvatura y variabilidad anatómica. Esta elección resulta relevante para mantener la calidad de la medición y garantizar la comodidad del usuario durante periodos prolongados de seguimiento.

En cuanto al diseño geométrico de los electrodos, en (Haddad et al., 2017) se indica que para garantizar una captura adecuada de la señal de EDA, los electrodos secos deben cubrir al menos un área de $0,15 \text{cm}^2$, suficiente para abarcar aproximadamente 140 glándulas sudoríparas. No obstante, en este caso se propone como primer prototipo la fabricación de electrodos con el mismo diseño y dimensiones que los tradicionales, por lo que se optó por un área de $0,78 \text{cm}^2$, equivalente a un electrodo circular con un radio aproximado de $0,5 \text{cm}$ en su zona activa.

El diseño geométrico de los electrodos se realizó utilizando el software de código abierto KiCad (KiCad EDA, 2025), reconocido por su aplicación en el diseño de PCBs. Este programa permite generar archivos Gerber, un formato estándar en la fabricación

de circuitos, lo que facilitó integrar el diseño de los electrodos en estos archivos para su posterior fabricación.

Para el proceso de fabricación se utilizó el equipo de impresión Voltera V-One (Voltera, 2025a), especializado en la producción de circuitos electrónicos sobre diversos tipos de sustratos. Este sistema permite depositar con precisión la tinta conductora sobre el material base, lo que lo hace adecuado para la creación de los electrodos.

En general, el proceso comienza con la carga del archivo Gerber en el software del equipo de impresión, desde donde se gestiona y supervisa toda la fabricación, fijando sobre la zona de impresión de la Voltera una lámina de acetato transparente de 0,3mm de espesor que sirve como sustrato. La producción del electrodo inicia con la aplicación de una primera capa de tinta conductora que define su geometría y establece la base conductiva, después se incorpora un cable que actúa como conector entre el electrodo y el equipo de medición de EDA, seguido de una segunda capa de tinta conductora para mejorar la uniformidad y reforzar la resistencia mecánica frente a la fricción, asegurando además un contacto firme y estable con el cable para minimizar fallos en la conexión eléctrica. Para finalizar, se realiza el curado directamente sobre la plataforma de la Voltera, elevando la temperatura de manera controlada según las recomendaciones del fabricante de la tinta, que en el caso de la tinta Conductor 3 sugiere un curado a 170°C durante 15 minutos.

En la Figura 6.9 se muestra el proceso de fabricación de cuatro electrodos en simultáneo. A la izquierda de la imagen se ve la pantalla del ordenador con el software de impresión, desde donde se controla tanto la deposición de la tinta como el proceso de curado. A la derecha se encuentra el equipo de impresión Voltera V-One, y la zona remarcada en color rojo indica el área de impresión, donde puede apreciarse el resultado de la aplicación de la primera capa de tinta conductora.

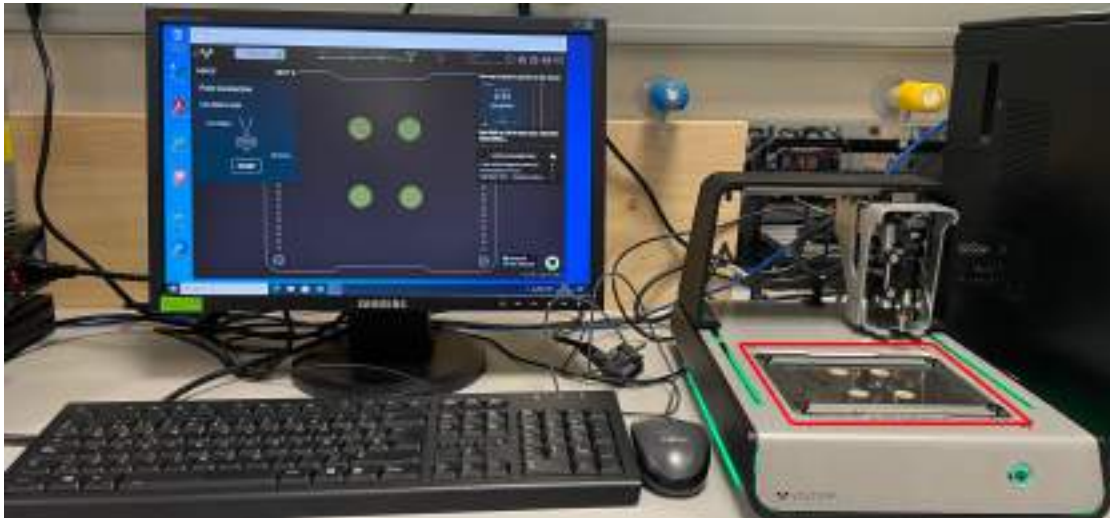


Figura 6.9: Proceso de fabricación de los electrodos secos utilizando el equipo de impresión Voltera V-One. Se observa a la izquierda el software de control que gestiona la deposición y el curado de la tinta conductora; a la derecha se muestra el área de impresión donde se fabrican simultáneamente cuatro electrodos (Figura elaborada por el autor).

b. Validación experimental de los electrodos de tinta conductora de plata

El objetivo de esta experimentación es evaluar la precisión y la fiabilidad de las señales de EDA registradas con los electrodos de tinta en condiciones de medición estándar, utilizando para ello el equipo MRU descrito en el capítulo 4 de esta tesis doctoral y empleando excitación en DC. Para llevar a cabo esta prueba se usaron electrodos tradicionales con gel conductor junto con los electrodos de tinta, conectados a dos entradas de medición de EDA del equipo MRU, de manera que ambas señales se registraran de forma sincronizada. Es importante señalar que, al igual que en la validación del equipo MRU presentada previamente, la prioridad en esta evaluación se centra en el seguimiento de la dinámica de la señal de EDA más que en las diferencias de magnitud, ya que los electrodos con gel tienden a aumentar los valores de conductancia medidos.

Las mediciones se realizaron en la zona metatarsal de la planta del pie, lo que permitió evaluar la respuesta de la señal de EDA en una región específica y mantener condiciones de prueba consistentes. Para ello, se colocaron dos electrodos fabricados con tinta de plata en la parte superior de la zona metatarsal y dos electrodos convencionales de Ag/AgCl con gel en la parte inferior, asegurando así la comparación de señales obtenidas en la misma región anatómica. Para evitar interferencias entre las mediciones

se mantuvo una separación aproximada de 1cm entre cada par de electrodos para minimizar posibles variaciones derivadas de diferencias en la colocación o interferencias cruzadas.

El protocolo de adquisición de datos siguió la metodología utilizada en la primera validación del sistema MRU presentada en el capítulo 4, para lo cual se pidió al participante que se sentara cómodamente en una silla y extendiera una pierna en posición horizontal apoyándola sobre otra silla frente a él con el pie completamente descubierto. Una vez colocados los electrodos y configurado el equipo de medición, se le solicitó permanecer en reposo durante un minuto para estabilizar su estado emocional y fisiológico, tras lo cual se realizó la adquisición sincronizada de datos durante otro minuto. Aunque se procuró mantener un entorno controlado para garantizar un estado relajado del participante, no se descartaron posibles respuestas fásicas espontáneas provocadas por estímulos internos o externos, lo que permitió evaluar la capacidad de los electrodos de tinta para registrar tanto la componente tónica como la fásica de la señal. En esta fase experimental participó el mismo grupo de ocho personas que formó parte del estudio de presión plantar, con edades comprendidas entre 25 y 50 años.

Con el objetivo de analizar el seguimiento temporal de la señal de EDA captada con los dos tipos de electrodos, se propone normalizar ambas señales alrededor de un mismo valor. Para ello, siguiendo el procedimiento descrito en la sección 4.3.2.1, se aplica una normalización centrada en el promedio que facilita la comparación directa de las dinámicas temporales de ambas señales y permite evaluar si los electrodos de tinta son capaces de capturar los mismos patrones de variación que los electrodos tradicionales.

La Figura 6.10 muestra el resultado obtenido de uno de los participantes, en la cual se comparan las señales de EDA registradas con los electrodos tradicionales, en color azul, y los electrodos de tinta, en color rojo. En la parte superior se presentan las señales en su forma original, donde se destaca una mayor magnitud registrada por los electrodos convencionales. En la parte inferior se observa el resultado tras aplicar la normalización centrada en el promedio, lo que permite comparar la evolución temporal de ambas señales y evidenciar un comportamiento similar en su dinámica. Por ejemplo, alrededor de los segundos 50 y 60, ambas señales muestran un incremento que podría asociarse a una respuesta fásica provocada por algún estímulo relacionado con el estado emocional del sujeto. Este resultado cumple con uno de los objetivos de la validación al demostrar que los electrodos de tinta también son capaces de detectar las variaciones rápidas características de la señal de EDA.

Para cuantificar la similitud entre los registros obtenidos con los dos tipos de electrodos en los ocho participantes del estudio, se calcularon los coeficientes de correlación de Pearson y Spearman. Los resultados mostraron un coeficiente de Pearson promedio de $r = 0,962$ y un coeficiente de Spearman de $\rho = 0,957$, valores que indican una correlación muy alta y que los electrodos fabricados con tinta de plata sobre sustrato de acetato permiten un registro confiable de la señal de EDA, ya que reproducen la forma y tendencia general de la señal obtenida con los electrodos tradicionales con gel conductor. Estos resultados respaldan la viabilidad de utilizar este tipo de electrodos en aplicaciones prácticas de monitoreo de EDA y apoyan el objetivo de esta tesis de integrarlos en una plantilla para el seguimiento de la señal en la planta de los pies.

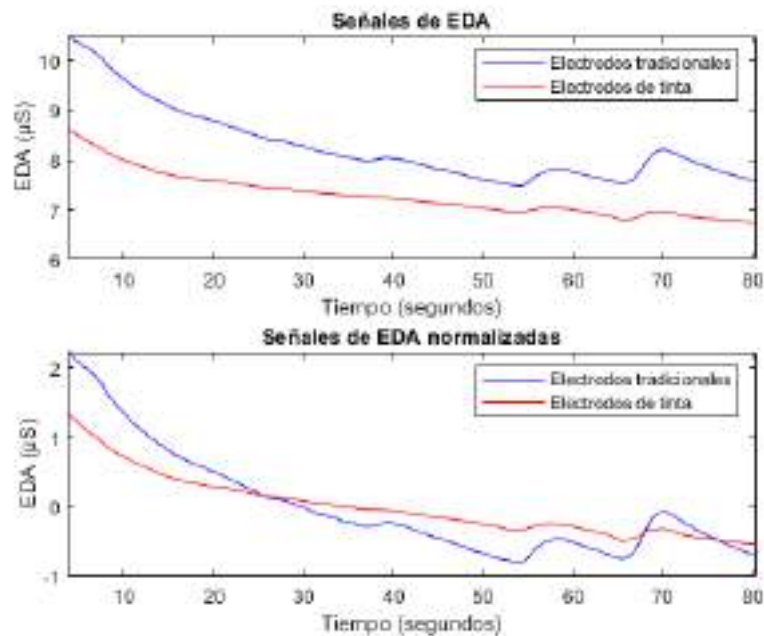


Figura 6.10: Comparación entre las señales de EDA registradas con los electrodos tradicionales, en azul y los electrodos de tinta, en rojo. En la parte superior se muestran las señales originales y en la parte inferior se presentan tras aplicar el proceso de normalización (Figura elaborada por el autor).

6.2.3.3 Fabricación de la plantilla

Para el diseño de la plantilla se tomó como base la propuesta de distribución de electrodos presentada en la Figura 6.8 para el sujeto de estudio, a partir de esta distribución conceptual se avanzó hacia la fabricación real, considerando como

referencia las dimensiones de una plantilla estándar de talla 43. Para ello se construyó un molde con filamento PLA mediante impresión 3D, adaptado a las dimensiones y la forma anatómica de la plantilla, y posteriormente se realizó un proceso de escala para transferir la ubicación de los electrodos del diseño conceptual al tamaño real del molde. La Figura 6.11a muestra la plantilla conceptual del pie izquierdo, mientras que la Figura 6.11b presenta el resultado del molde fabricado, en el cual los cuatro pares de electrodos se fijaron con la cara de contacto orientada hacia la base del molde, respetando la distribución anatómica previamente definida.



Figura 6.11: **a)** Distribución conceptual propuesta para la ubicación de los electrodos sobre la plantilla (Figura elaborada por el autor).

b) Molde de plantilla adaptado a las dimensiones reales mediante un molde en PLA para talla 43, con los electrodos fijados y cableados en cada posición (Figura elaborada por el autor).

Para la base de la plantilla se utilizó silicona líquida RTV-3214 (Fenasa, 2025), recomendado para la fabricación de moldes de yeso, poliéster, resinas, entre otros usos. Gracias a sus propiedades, al combinarla con un catalizador se transforma en un material sólido y elástico, lo que permitió obtener una base estable con la dureza

necesaria para proteger los cables de los electrodos y ofrecer al usuario comodidad durante el uso.

Para preparar la mezcla, se midieron aproximadamente 80 gramos de silicona y 5 gramos de catalizador por plantilla. El vertido de la mezcla se realizó de forma cuidadosa en el molde, asegurando que cubriera completamente los electrodos previamente fijados, dejando los cables expuestos hacia los laterales para facilitar su conexión posterior con el equipo de medición de EDA. Finalmente, el curado se realizó en un ambiente controlado con temperaturas entre 18 y 22°C, manteniendo la mezcla en reposo durante 24 horas hasta adquirir su forma sólida final, tras lo cual se procedió a retirar la pieza del molde para obtener la forma final de la plantilla con un grosor aproximado de 7 mm.

Para evitar deslizamientos durante el uso debidos al sudor y mejorar la comodidad, se cortaron con máquina láser piezas de tela del mismo tamaño de la plantilla, con espacios adecuados para los electrodos, y se fijaron en la cara superior de la plantilla. La Figura 6.12 muestra el resultado final de las plantillas, donde se pueden observar los pares de electrodos, cada uno con un área de contacto de 0,78cm².



Figura 6.12: Resultado final de la plantilla de silicona con los electrodos integrados y el recubrimiento de tela (Figura elaborada por el autor).

6.2.4 *Procesamiento de la señal de actividad electrodérmica obtenida en la planta del pie*

Para el procesamiento de la señal obtenida en la planta de los pies durante la marcha, es importante considerar la naturaleza dinámica del apoyo plantar. La señal de EDA registrada en cada zona de la plantilla presenta variaciones o saltos característicos, asociados con las fases del ciclo de marcha. En particular, cuando una región del pie entra en contacto con el suelo, se observa un aumento en la señal debido al mejor acoplamiento electrodérmico y la presión de contacto, lo que facilita la medición de la EDA. Por el contrario, durante las fases de oscilación o cuando la zona específica no está en contacto con la superficie, los valores de señal pueden fluctuar ampliamente, mostrar mayor ruido o incluso tender a valores cercanos a cero o nulos, reflejando la falta de contacto con los electrodos.

En esta tesis se propone trabajar con la envolvente superior de la señal de EDA obtenida en cada zona del pie analizada. Esta técnica permite resaltar los valores máximos que coinciden con los momentos de contacto efectivo con el suelo, al resaltar la envolvente superior se logra filtrar los tramos de la señal correspondientes a fases sin apoyo, que suelen presentar valores bajos o nulos, y se conservan únicamente aquellos segmentos que reflejan una representación más clara de la dinámica de la EDA durante la marcha, lo cual favorece una mejor interpretación del comportamiento electrodérmico en condiciones reales de movimiento.

El procesamiento de la señal se realiza con un algoritmo desarrollado en MATLAB (MathWorks, 2025b) que extrae la envolvente superior de la señal de EDA. El primer paso consiste en aplicar un filtro de media móvil con una ventana de 20 muestras, acorde con la frecuencia de muestreo del dispositivo de captura, con el objetivo de suavizar la señal y reducir el ruido de alta frecuencia. A continuación, se emplea la función 'findpeaks' para detectar los picos locales que definen la envolvente superior, configurando parámetros como la distancia y la altura mínima entre picos para garantizar que solo se identifiquen aquellos que corresponden a contactos reales con el suelo. Para mejorar la calidad del análisis, se aplica un criterio de filtrado que compara las diferencias entre picos sucesivos, eliminando así aquellos picos redundantes o inconsistentes que podrían haber surgido por falsos contactos o una ejecución incorrecta de la marcha en algún momento. Finalmente, se calcula la media de la señal compuesta por los picos identificados, generando una envolvente suavizada y continua que facilita una interpretación visual más clara y precisa del comportamiento de la señal de EDA durante la marcha.

La Figura 6.13 muestra un ejemplo del resultado obtenido al aplicar el proceso de extracción de la envolvente superior a la señal de EDA. En la parte superior se observa la señal original en bruto, representada en azul, junto con su envolvente en rojo, donde se puede apreciar cómo el procesamiento resalta los valores máximos que coinciden con los momentos de contacto con el suelo, mientras filtra las fases sin apoyo que suelen mostrar valores bajos o nulos. En la parte inferior de la figura se presenta la señal tras el proceso de filtrado y suavizado, en rojo, comparada nuevamente con la envolvente en azul, lo que permite visualizar de forma continua la evolución de la dinámica de la señal durante la marcha.

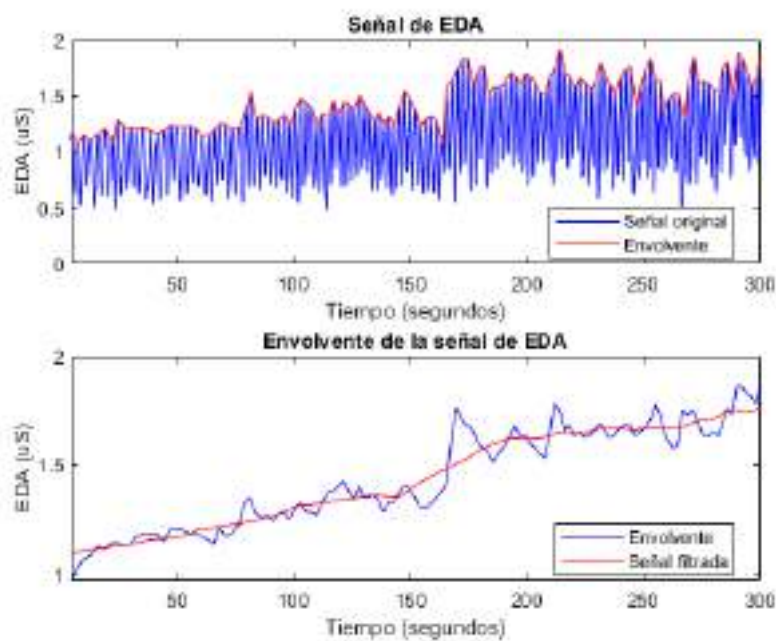


Figura 6.13: Ejemplo del resultado del proceso de extracción de la envolvente superior de la señal de EDA. En la parte superior se compara la señal original, en azul, con su envolvente, en rojo. En la parte inferior se muestra la señal filtrada, en rojo, junto a la envolvente, en azul (Figura elaborada por el autor).

6.2.5 Experimentación

En la fase experimental con las plantillas se busca validar su uso para la monitorización ambulatoria de la señal de EDA en los cuatro puntos de mayor concentración de presión plantar previamente identificados. Para ello, las plantillas se integraron en

los zapatos de uso quirúrgico empleados durante el estudio de presión plantar y se definió una prueba en la que el sujeto camina sobre una superficie plana durante 5 minutos. Es importante aclarar que, para garantizar un registro adecuado de la señal de EDA, el calzado con las plantillas debe usarse con los pies descubiertos, ya que esto permite un contacto directo entre la piel y los electrodos; además, como se explicó en el capítulo 4, el equipo MRU cuenta con conexión inalámbrica, lo que permite utilizar las plantillas sin necesidad de cables hacia el ordenador donde se almacenan los datos. La comunicación se realiza mediante un programa en Python que gestiona la transferencia y recepción de la información, mientras que el procesamiento posterior se lleva a cabo en MATLAB, siguiendo el método descrito en la sección anterior.



Figura 6.14: **a)** Vista frontal de las piernas del sujeto utilizando las plantillas de medida de EDA integradas en los zapatos de uso quirúrgico (Figura elaborada por el autor).
b) Vista lateral de las piernas del sujeto de estudio utilizando las plantillas de medida de EDA integradas en los zapatos de uso quirúrgico (Figura elaborada por el autor).

La Figura 6.14 muestra una vista frontal y lateral de las piernas del sujeto de estudio utilizando las plantillas integradas en los zapatos de uso quirúrgico. En la imagen se pueden ver los equipos MRU sujetos a las correas de los zapatos, con una carcasa de color negro para el pie derecho y blanca para el pie izquierdo, ofreciendo al usuario libertad de movimiento y comodidad en el manejo del calzado. Una vez que el participante se calzó los zapatos, se le pidió que adoptara una postura recta y realizara caminatas breves para acostumbrarse al uso de las plantillas antes de iniciar la fase

formal de captura de la señal, la cual consistió en caminar durante 5 minutos siguiendo el protocolo experimental establecido.

Con el objetivo de realizar un seguimiento de la variación de la señal de EDA y analizar los cambios en el nivel de conductancia en los puntos de monitorización, se planificó un control semanal con el sujeto de estudio. Para ello, se repitió la prueba de caminata con las plantillas una vez por semana, durante 5 semanas, siempre el mismo día y en el horario comprendido entre las 11 y las 12 del mediodía, esta se llevó a cabo en un pasillo cuya temperatura se mantuvo entre 20 y 22°C, buscando reducir la influencia de la variabilidad circadiana en las mediciones. En cada sesión, una vez calzados los zapatos con las plantillas, se dedicaron 10 minutos iniciales para que el participante se familiarizara nuevamente con el sistema y retomara confianza antes de comenzar la prueba formal.

6.3 RESULTADOS

En cuanto a los resultados de las pruebas, es importante recordar que, como se describió en la propuesta de distribución de los electrodos, se colocaron dos pares en la región metatarsal, por lo que se denominó metatarsal 1 al área superior de esta zona y metatarsal 2 a la región inferior.

Las Figuras 6.15 y 6.16 presentan los resultados obtenidos con la plantilla durante una de las sesiones de seguimiento de caminata de 5 minutos, correspondientes al pie derecho e izquierdo del sujeto, respectivamente. Los gráficos muestran la señal de EDA registrada en el hallux, las dos zonas metatarsales y el talón. En cada gráfico, la línea azul representa la extracción de la envolvente superior de la señal de EDA, mientras que la línea roja muestra la señal media de la envolvente, que ofrece una visión más clara y continua de la dinámica de la señal a lo largo del tiempo.

Respecto a los valores de la señal de EDA, se observa que se mantienen en un rango aproximado entre 0,6 y 1,8 μ S a lo largo de la caminata, con variaciones entre las diferentes zonas del pie. Las regiones con mayor presión plantar, como la zona metatarsal y el talón, tienden a mostrar niveles más altos, lo que sugiere una mayor activación de las glándulas sudoríparas en respuesta al contacto repetido con el suelo durante la marcha.

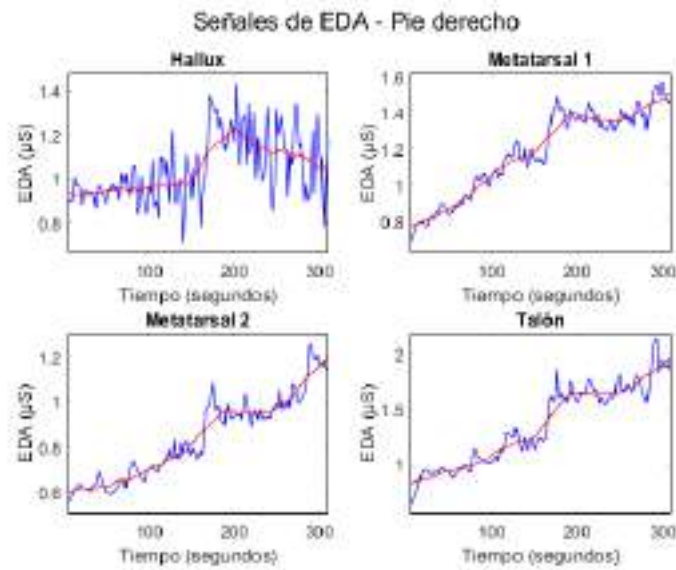


Figura 6.15: Resultado del registro de la señal de EDA del pie derecho durante una caminata de 5 minutos utilizando la plantilla. Los gráficos muestran la envolvente superior de la señal de EDA en azul y su media suavizada en rojo para las zonas del hallux, metatarsal 1, metatarsal 2 y talón (Figura elaborada por el autor).

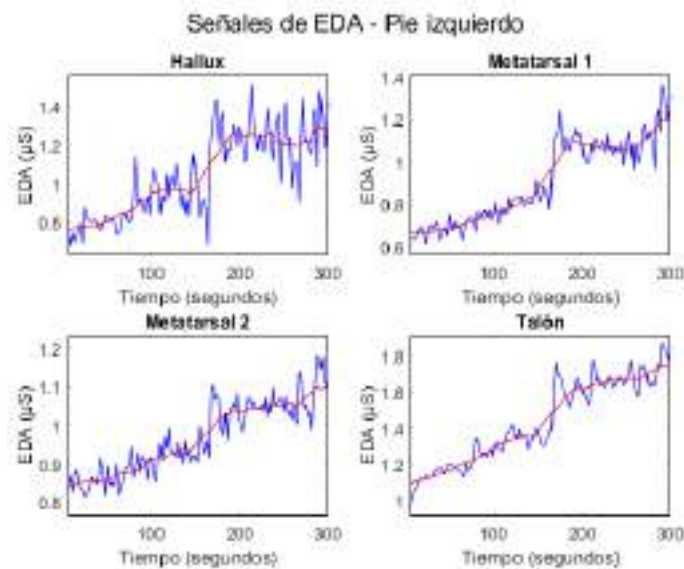


Figura 6.16: Resultado del registro de la señal de EDA del pie izquierdo durante una caminata de 5 minutos utilizando la plantilla. Los gráficos muestran la envolvente superior de la señal de EDA en azul y su media suavizada en rojo para las zonas del hallux, metatarsal 1, metatarsal 2 y talón (Figura elaborada por el autor).

En términos generales, se aprecia una tendencia ascendente a lo largo de la caminata de 5 minutos, asociado al movimiento y la estimulación progresiva de las glándulas sudoríparas durante la marcha, permitiendo el seguimiento del funcionamiento sudomotor en condiciones reales de desplazamiento.

A continuación, las Tablas 6.3 y 6.4 presentan los valores medios de la señal de la envoltura obtenida durante las cinco sesiones de seguimiento realizadas al sujeto. En ellas se detallan los resultados correspondientes a cada zona del pie derecho y del pie izquierdo, respectivamente.

Tabla 6.3: Valores medios de la señal de EDA obtenida en las zonas del pie derecho.

Zona medida	Valor medio (μS)
Hallux	$1,09 \pm 0,26$
Metatarsal 1	$1,21 \pm 0,22$
Metatarsal 2	$1,03 \pm 0,17$
Talón	$1,35 \pm 0,34$

Tabla 6.4: Valores medios de la señal de EDA obtenida en las zonas del pie izquierdo.

Zona medida	Valor medio (μS)
Hallux	$1,07 \pm 0,18$
Metatarsal 1	$1,17 \pm 0,18$
Metatarsal 2	$1,08 \pm 0,11$
Talón	$1,43 \pm 0,21$

Los resultados evidencian las diferencias en los valores medios de la señal entre las distintas zonas de cada pie, con niveles más altos en las regiones metatarsal 1 y el talón, lo que coincide con las áreas de mayor presión plantar y que por lo tanto permiten un mejor registro de la señal. La desviación estándar baja en cada medición indica una buena estabilidad de la señal a lo largo del tiempo, algo esperado en un sujeto sano en el que no se anticipan grandes variaciones en el nivel de conductancia.

6.4 DISCUSIÓN

El desarrollo de la propuesta presentada en este capítulo de la tesis doctoral, orientada a un sistema de monitorización ambulatoria de la disfunción en la actividad de las glándulas sudoríparas causada por la NP, representa un avance significativo frente a las limitaciones de las herramientas clínicas tradicionales como el Sudoscan, que si bien permite una evaluación no invasiva de la función sudorípara, su uso se restringe a condiciones estáticas y a un entorno clínico controlado. En contraste, la propuesta de esta tesis se centra en un sistema que permite un seguimiento dinámico y personalizado a través de la medición continua de la EDA, que actúa como marcador útil para monitorear esta disfunción.

Es importante resaltar la relación entre la presión plantar y la medición de la EDA como indicador del nivel de humectación de la piel. En pacientes con NP, la pérdida de sensibilidad y las alteraciones en la función sudomotora provocan sequedad y fragilidad en la planta del pie, lo que hace que las zonas con mayor concentración de carga sean más propensas a sufrir lesiones y ulceraciones (Tekscan, 2025a). En este contexto, la propuesta de esta tesis destaca por plantear la identificación de las regiones con mayor presión plantar para ubicar de forma personalizada, los electrodos destinados a monitorizar la actividad sudorípara en estas áreas críticas. El seguimiento continuo de la EDA en estas zonas permitiría detectar reducciones en el nivel de humedad de la piel, ofreciendo así una herramienta para la detección temprana del riesgo de lesiones.

Si bien la experimentación se ha realizado con un sujeto sano, los resultados obtenidos demuestran la funcionalidad del sistema y su capacidad para registrar la señal de EDA en las zonas de mayor presión plantar previamente identificadas. Las regiones metatarsales y el talón, señaladas como áreas críticas por su mayor presión, han mostrado valores más altos y estables de la señal de EDA, lo que coincide con la hipótesis de que un mejor contacto plantar facilita la medición de EDA.

En este sentido, dado que el registro se realiza directamente en la planta del pie, existe de forma natural una presión de contacto constante que varía según la fase del ciclo de marcha. Por esta razón, se optó por calcular la envolvente superior de la señal de EDA, extrayendo los picos que corresponden a los momentos de contacto efectivo del pie con el suelo, filtrando las fases de vuelo o de contacto débil que introducen ruido en la señal, asegurando así que el análisis represente el comportamiento electrodérmico durante la fase de contacto de la marcha. En este contexto, no se realizó un análisis del componente

tónico de la señal, como se hizo en capítulos anteriores, ya que en condiciones dinámicas y ambulatorias dicho componente se ve afectado por el movimiento. El procesamiento centrado en la envoltente superior proporciona información más relevante para un seguimiento clínico orientado a la prevención de complicaciones en pacientes con NP.

Si bien la experimentación presentada en este capítulo se realizó con un sujeto sano, con el objetivo de validar funcionalmente el sistema desarrollado, es importante considerar que al aplicarse en pacientes con NP se requerirá un enfoque más personalizado para el seguimiento de la señal de EDA. En particular, sería recomendable realizar previamente una experimentación de referencia para establecer el nivel de conductancia basal del paciente, siguiendo el procedimiento planteado en el capítulo 4, donde se describe la evaluación de la actividad basal de las glándulas sudoríparas. Aunque existen estudios que documentan la variabilidad de la conductancia de la piel (Dooren; Janssen et al., 2012), en pacientes con NP estos valores pueden tender a disminuir (Bolaños et al., 2019; H.-X. Wang et al., 2008). Por ello, un registro previo de la actividad basal permitiría definir valores de referencia, facilitando el análisis temporal, permitiendo la detección de alteraciones en la función sudorípara mediante el uso de la plantilla propuesta.

Aunque el prototipo aún requiere mejoras para su uso clínico más amplio, como la optimización del diseño de los electrodos y la miniaturización de la electrónica, los resultados obtenidos en esta primera fase de validación muestran que el sistema propuesto ofrece ventajas significativas para el seguimiento personalizado de la disfunción sudomotora en pacientes con NP. La posibilidad de realizar mediciones continuas durante la marcha abre la puerta a aplicaciones de monitorización remota, lo que contribuiría a prevenir lesiones y úlceras plantares en poblaciones de riesgo.

6.5 CONCLUSIONES

En este capítulo se presentó el diseño y la implementación de un sistema ambulatorio para la monitorización de la EDA en la planta del pie, enfocado en el seguimiento de pacientes con NP. Como primer paso, se realizó un análisis de la presión plantar que permitió identificar las zonas de mayor carga con el objetivo de desarrollar una plantilla personalizada, equipada con electrodos ubicados en las áreas más críticas y con mayor riesgo de lesión.

La plantilla resultante incorporó electrodos secos fabricados con tinta conductora de plata sobre un sustrato de acetato, lo que favoreció tanto la comodidad del usuario como un contacto constante entre los electrodos y la piel. La conceptualización y validación del sistema con un sujeto sano demostraron su capacidad para registrar la señal de EDA durante la marcha. Para ello, se diseñó un procesamiento específico que permitió extraer la envolvente superior de la señal, aislando así los momentos de contacto efectivo de cada zona de la planta del pie con el suelo y eliminando las fases sin apoyo que se consideran ruido en la medición.

Aunque la validación funcional del sistema se realizó en un sujeto sano, los resultados sugieren que esta herramienta puede ofrecer ventajas importantes para el seguimiento clínico de pacientes con NP, ya que en estos casos la disfunción sudomotora provoca resequedad y fragilidad en la piel, especialmente en las zonas de mayor presión plantar, lo que incrementa el riesgo de lesiones y ulceraciones. Por esta razón, la propuesta de este sistema radica en la importancia de una monitorización personalizada, diseñada para adaptarse a las necesidades específicas de cada paciente y permitir el seguimiento continuo de la EDA en áreas críticas del pie, lo cual facilitaría la detección temprana de reducciones en el nivel de humectación de la piel y permitiría intervenir de forma preventiva para reducir complicaciones y mejorar la calidad de vida de las personas afectadas.

Finalmente, se reconoce que el prototipo requiere mejoras adicionales para su uso clínico, como optimizar el diseño de los electrodos y miniaturizar la electrónica, este trabajo sienta las bases para un sistema de monitorización remota y personalizada. La posibilidad de realizar un seguimiento continuo de la disfunción sudomotora en condiciones reales de movimiento representa un aporte valioso al manejo integral de la NP.

CONCLUSIONES

7.1 CONCLUSIÓN

El SCP puede verse afectado por patologías como la EAP y la NP, que deterioran la circulación sanguínea y los nervios encargados de su regulación, lo que tiene un impacto relevante en personas con DM. Para abordar los desafíos clínicos que estas enfermedades plantean, así como su efecto en la calidad de vida de los pacientes y la carga sobre los sistemas de salud, esta tesis doctoral presenta el diseño, desarrollo y validación de soluciones tecnológicas que buscan mejorar los procedimientos de diagnóstico y monitorización de estas patologías.

Entre las principales aportaciones de esta tesis se destaca el desarrollo de un sistema para medir el ITB a partir de señales de ECG y PPG del sistema cardiovascular, proponiendo el cálculo de la PWV como base para determinar el ITB. Esta solución tecnológica busca superar las limitaciones del método tradicional, que requiere el uso de un equipo Doppler arterial y personal médico especializado en este tipo de prueba. Por el contrario, el sistema propuesto ofrece la posibilidad de utilizarse en contextos de atención primaria sin necesidad de equipamiento complejo ni personal altamente capacitado. Los resultados de la validación clínica mostraron un alto grado de concordancia con el método de referencia, lo que respalda su potencial como herramienta accesible para la detección temprana de la EAP.

Asimismo, se diseñó y validó un sistema de medición de EDA orientado a evaluar la función sudomotora en pacientes con NP, basado en el seguimiento de la componente tónica de la señal, que refleja el nivel basal de la actividad sudorípara. Desde el punto de vista funcional, la disminución de esta componente actúa como un marcador útil para identificar la disfuncionalidad en pacientes con NP.

Por otra parte, se exploró el uso de señales de excitación en AC de onda completa para la medición de EDA. Los resultados mostraron que este tipo de excitación ayuda

a reducir los efectos de polarización en la interfaz de contacto entre los electrodos y la piel, generando así una señal más limpia y estable. Este avance no solo fortalece el diseño del sistema propuesto para evaluar la función sudomotora en pacientes con NP, sino que también aporta mejoras aplicables de manera general a los sistemas de medición de EDA utilizados en contextos biomédicos y biomecánicos, así como en estudios centrados en el análisis del estrés fisiológico, entre otros.

Además, como complemento al sistema de medición de EDA desarrollado, se propuso el diseño de una plantilla equipada con electrodos ubicados en las zonas de mayor presión de la planta del pie para permitir el seguimiento de la señal de EDA. Este sistema ofrece una alternativa para la monitorización ambulatoria y personalizada del nivel de humedad en la piel, lo que facilitaría la detección temprana de cambios críticos y permitiría implementar intervenciones preventivas para reducir el riesgo de complicaciones asociadas a la formación de heridas que, en casos graves, pueden derivar en amputaciones.

En términos generales, los desarrollos tecnológicos propuestos en esta tesis contribuyen a mejorar la detección temprana y el seguimiento de factores de riesgo relacionados con la aparición de lesiones, úlceras o amputaciones en pacientes con EAP y NP, y promueven un enfoque preventivo y personalizado en el manejo de estas patologías.

7.2 CONTRIBUCIONES DE LA TESIS

A continuación se resumen las principales contribuciones originales de la tesis, destacando las tecnologías y metodologías realizadas en el desarrollo de dispositivos electrónicos para el diagnóstico y evaluación de pacientes con EAP y NP:

- Se ha desarrollado un sistema integrado que combina dispositivos electrónicos para la adquisición de señales cardiovasculares y permite calcular el ITB.
- El sistema propuesto para medir el ITB se ha validado en un grupo de pacientes con diferentes niveles de obstrucción arterial.
- Se ha desarrollado un sistema de medición de EDA orientado al seguimiento de la señal SCL, con el objetivo de monitorizar la actividad de las glándulas sudoríparas en pacientes con NP.

- Se ha explorado el uso de señales de excitación en AC de onda completa para medir la EDA, demostrando sus ventajas frente al método tradicional de excitación con DC.
- Se ha desarrollado un sistema ambulatorio y personalizado para monitorizar la variación de humedad en la planta del pie.

7.3 TRABAJOS FUTUROS

Aunque los resultados obtenidos respaldan la viabilidad y aplicación de los sistemas desarrollados, se identifican varias líneas de trabajo futuro que permitirán consolidar y ampliar su uso. Estas líneas se resumen en los siguientes puntos:

- A la fecha de redacción de esta memoria, se está trabajando en el desarrollo de una segunda versión del sistema de medición de ITB, que ofrecerá mejoras en términos de portabilidad y capacidad de procesamiento remoto de la información. Posteriormente, se realizará un nuevo estudio clínico con una muestra más amplia y representativa de pacientes, incluyendo diferentes grados de afectación de EAP, con el objetivo de continuar la validación del sistema en un entorno clínico real.
- Realizar experimentaciones de larga duración en un entorno clínico con pacientes en etapas iniciales de NP que presenten signos tempranos de disfunción sudomotora. Esto incluirá la medición de la actividad basal de las glándulas sudoríparas y el desarrollo de plantillas personalizadas adaptadas a las necesidades de estos pacientes, con el objetivo de emplearlas inicialmente en entornos controlados..
- Optimizar el diseño electrónico del dispositivo de medición de EDA con señales de excitación en AC, incorporando sistemas de comunicación inalámbrica. Además, evaluar su desempeño en aplicaciones ambulatorias que requieran la medición de la señal de EDA en la planta del pie y analizar las ventajas específicas que este tipo de excitación puede ofrecer para este uso.
- Integrar plataformas digitales para el seguimiento remoto de los pacientes, facilitando la telemonitorización y la conexión con sus historias clínicas.
- Explorar aplicaciones adicionales en el análisis de la actividad sudomotora en otras regiones del cuerpo o en condiciones especiales como el ejercicio físico, para ampliar el potencial clínico y preventivo del sistema.

BIBLIOGRAFÍA

- Abbott, C. A.; Chatwin, K. E.; Rajbhandari, S. M.; John, K. M.; Pabbineedi, S.; Bowling, F. L.; Boulton, A. J. y Reeves, N. D. (2022), "Site-specific, critical threshold barefoot peak plantar pressure associated with diabetic foot ulcer history: a novel approach to determine DFU risk in the clinical setting", *Medicina* **58**(2), pág. 166 (vid. págs. 127, 129).
- Ahn, S.-W.; Yoon, B.-N.; Kim, J.-E.; Seok, J. M.; Kim, K.-K.; Kwon, K.-H.; Park, K. D. y Suh, B. C. (2018), "Nerve conduction studies: basic principal and clinical usefulness", *Annals of Clinical Neurophysiology* **20**(2), págs. 71-78 (vid. pág. 19).
- Allen, J. (2007), "Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement", *Physiological measurement* **28**(3), R1 (vid. págs. 29, 30).
- AlMehmadi, B. A.; To, F. Z.; Anderson, M. A. y Johnson, S. R. (2021), "Epidemiology and treatment of peripheral neuropathy in systemic sclerosis", *The Journal of rheumatology* **48**(12), págs. 1839-1849 (vid. pág. 5).
- Amrani, S.; Eveilleau, K.; Fassbender, V.; Obeid, H.; Abi-Nasr, I.; Giordana, P.; Hallab, M. y Leftheriotis, G. (2022), "Assessment of the systolic rise time by photoplethysmography in peripheral arterial diseases: a comparative study with ultrasound Doppler", *European Heart Journal Open* **2**(3), oeaco32 (vid. pág. 26).
- Analog Devices (2025a), *Data Sheet AD8551/AD8552/AD8554*, Retrieved from https://www.mouser.es/datasheet/2/609/AD8551_8552_8554-3119941.pdf (vid. pág. 67).
- Analog Devices (2025b), *LTspice*, Retrieved from <https://www.analog.com/en/resources/design-tools-and-calculators/ltspace-simulator.html> (vid. pág. 67).
- Analog Devices, U. S. (2025), *MAX86150*, Retrieved from <https://www.analog.com/en/products/max86150.html> (vid. págs. 31, 32).
- Aqil, M.; Jbari, A. y Bourouhou, A. (2017), "ECG Signal Denoising by Discrete Wavelet Transform.", *International journal of online engineering* **13**(9) (vid. pág. 37).
- Armen, G. B. (2008), "Phase sensitive detection: the lock-in amplifier", *Department of Physics and Astronomy, The University of Tennessee* (vid. pág. 109).
- Ashwathi, A.; Patil, M. B. y Divya, G. (2023), "Corelation of Neuropathy Disability Score (NDS) With Nerve Conduction Study to Assess the Severity of Peripheral

- Neuropathy: A Cross-Sectional Study”, *Journal of Medical and Dental Science Research* **10**(4), págs. 62-67 (vid. pág. 19).
- Asiain, D.; De León, J. P. y Beltrán, J. R. (2025), “Wearable device for measuring EDA in constant alternating current”, *IEEE Sensors Journal* **25** (vid. pág. 96).
- Ata, R.; Gandhi, N.; Rasmussen, H.; El-Gabalawy, O.; Gutierrez, S.; Ahmad, A.; Suresh, S.; Ravi, R.; Rothenberg, K. y Aalami, O. (2018), “Clinical validation of smartphone-based activity tracking in peripheral artery disease patients”, *NPJ digital medicine* **1**(1), pág. 66 (vid. pág. 18).
- Awad, A. A.; Haddadin, A. S.; Tantawy, H.; Badr, T. M.; Stout, R. G.; Silverman, D. G. y Shelley, K. H. (2007), “The relationship between the photoplethysmographic waveform and systemic vascular resistance”, *Journal of clinical monitoring and computing* **21**, págs. 365-372 (vid. pág. 29).
- Azhary, H.; Farooq, M. U.; Bhanushali, M.; Majid, A. y Kassab, M. Y. (2010), “Peripheral neuropathy: differential diagnosis and management”, *American family physician* **81**(7), págs. 887-892 (vid. págs. 7, 13, 14).
- Badesa, F. J.; Diez, J. A.; Barios, J. A.; Catalan, J. M. y Garcia-Aracil, N. (2020), “Evaluation of performance and heart rate variability during intensive usage of a BCI-controlled hand exoskeleton”, en: *2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, IEEE, págs. 164-169 (vid. pág. 110).
- Badesa, F. J.; Morales, R.; Garcia-Aracil, N. M.; Sabater, J. M.; Zollo, L.; Papaleo, E. y Guglielmelli, E. (2014), “Dynamic adaptive system for robot-assisted motion rehabilitation”, *IEEE Systems Journal* **10**(3), págs. 984-991 (vid. pág. 110).
- Bailey, M. A.; Griffin, K. J. y Scott, D. J. A. (2014), “Clinical assessment of patients with peripheral arterial disease”, en: *Seminars in interventional radiology*, vol. 31, 04, Thieme Medical Publishers, págs. 292-299 (vid. pág. 16).
- Bardram, J. E.; Westermann, M.; Makulec, J. G. y Ballegaard, M. (2025), “The Neuropathy Tracker—A mobile health application for ambulatory and self-administred assessment of neuropathy”, *PLOS Digital Health* **4**(2), e0000725 (vid. pág. 20).
- Baron, R. (2000), “Peripheral neuropathic pain: from mechanisms to symptoms”, *The Clinical journal of pain* **16**(2), S12-S20 (vid. págs. 13, 15).
- Becker, D. E. (2006), “Fundamentals of electrocardiography interpretation”, *Anesthesia progress* **53**(2), pág. 53 (vid. pág. 27).
- Bencheikh, M. A. y Boukhenous, S. (2018), “A low cost smart insole for diabetic foot prevention”, en: *2018 international conference on applied smart systems (ICASS)*, IEEE, págs. 1-4 (vid. pág. 126).

- Benchimol, A.; Bernard, V.; Pillois, X.; Hong, N. T.; Benchimol, D. y Bonnet, J. (2004), "Validation of a new method of detecting peripheral artery disease by determination of ankle-brachial index using an automatic blood pressure device", *Angiology* **55**(2), págs. 127-134 (vid. pág. 25).
- Beutner, F.; Teren, A.; Gielen, S.; Schuler, G.; Wirkner, K.; Tiller, D.; Loeffler, M. y Scholz, M. (2012), "Automated photoplethysmography-based determination of ankle-brachial index: a validation study against Doppler sonography", *Clinical Research in Cardiology* **101**, págs. 875-883 (vid. pág. 26).
- Bland, J. M. y Altman, D. (1986), "Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement", *The lancet* **327**(8476), págs. 307-310 (vid. pág. 52).
- Bolaños, L. D.; Vicente-Samper, J. M.; Vinaroz, D. Z.; Vivas, O. A.; Sala, V. E. y Sabater-Navarro, J. M. (2019), "Low-cost eda device for screening diabetic neuropathy", en: *2019 IEEE 32nd International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS)*, IEEE, págs. 253-258 (vid. págs. 61, 90, 103, 153).
- Bonham, P. A. (2003), "Determining the toe brachial pressure index", *Nursing2024* **33**(9), págs. 54-55 (vid. pág. 16).
- Boucsein, W. (2012), *Electrodermal activity*, Springer: New York, NY, USA (vid. págs. 62, 63, 96, 97, 123).
- Boulton, A. J. (2004), "Pressure and the diabetic foot: clinical science and offloading techniques", *The American Journal of Surgery* **187**(5), S17-S24 (vid. pág. 127).
- Buisseret, F.; Dierick, F. y Van der Perre, L. (2022), *Wearable sensors applied in movement analysis* (vid. pág. 17).
- Caduff, A.; Talary, M. S. y Zakharov, P. (2010), "Cutaneous blood perfusion as a perturbing factor for noninvasive glucose monitoring", *Diabetes technology & therapeutics* **12**(1), págs. 1-9 (vid. pág. 100).
- Çakici, N.; Fakkal, T.; Van Neck, J.; Verhagen, A. y Coert, J. (2016), "Systematic review of treatments for diabetic peripheral neuropathy", *Diabetic medicine* **33**(11), págs. 1466-1476 (vid. pág. 15).
- Cao, Z.; Wang, F.; He, Y.; Zhang, Y. y Zhang, J. (2021), "Analysis of plantar pressure in elderly diabetic patients with peripheral neuropathy", en: *2021 International Conference on Public Health and Data Science (ICPHDS)*, IEEE, págs. 184-187 (vid. pág. 21).
- Castaneda, D.; Esparza, A.; Ghamari, M.; Soltanpur, C. y Nazeran, H. (2018), "A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care", *International journal of biosensors & bioelectronics* **4**(4), pág. 195 (vid. pág. 28).

- Castelli, G.; Desai, K. M. y Cantone, R. E. (2020), "Peripheral neuropathy: evaluation and differential diagnosis", *American family physician* **102**(12), págs. 732-739 (vid. págs. 13, 14, 20).
- Chaudhry, R.; Miao, J. y Rehman, A. (2023), "Physiology, cardiovascular.[updated 2022 Oct 16]", *StatPearls [internet]* (vid. pág. 1).
- Chen, S.; Kang, L.; Lu, Y.; Wang, N.; Lu, Y.; Lo, B. y Yang, G.-Z. (2019), "Discriminative information added by wearable sensors for early screening-a case study on diabetic peripheral neuropathy", en: *2019 IEEE 16th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)*, IEEE, págs. 1-4 (vid. pág. 21).
- Chen, Y.; Haacke, E. M. y Li, J. (2019), "Peripheral nerve magnetic resonance imaging", *F1000Research* **8**, F1000-Faculty (vid. pág. 20).
- Chitneni, A.; Rupp, A.; Ghorayeb, J. y Abd-Elsayed, A. (2022), "Early detection of diabetic peripheral neuropathy by fMRI: an evidence-based review", *Brain Sciences* **12**(5), pág. 557 (vid. pág. 20).
- Cohen, H. S.; Mulavara, A. P.; Peters, B. T.; Sangi-Haghpeykar, H.; Kung, D. H.; Mosier, D. R. y Bloomberg, J. J. (2013), "Sharpening the tandem walking test for screening peripheral neuropathy", *Southern medical journal* **106**(10), pág. 565 (vid. pág. 21).
- COMSOL Multiphysics (2025), *COMSOL - Software for Multiphysics Simulation*, Retrieved from <https://www.comsol.com/> (vid. pág. 98).
- Criqui, M. H. y Aboyans, V. (2015), "Epidemiology of peripheral artery disease", *Circulation research* **116**(9), págs. 1509-1526 (vid. págs. 2, 3).
- Csore, J.; Drake, M. y Roy, T. L. (2023), "Peripheral arterial disease treatment planning using noninvasive and invasive imaging methods", *Journal of Vascular Surgery Cases, Innovations and Techniques* **9**(4), pág. 101263 (vid. pág. 17).
- Cui, C.-Y. y Schlessinger, D. (2015), "Eccrine sweat gland development and sweat secretion", *Experimental dermatology* **24**(9), págs. 644-650 (vid. págs. 62, 101, 102).
- Davies, A.; Scott, A.; Davies, A. y Scott, A. (2014), "Principles of ECG analysis", *Starting to Read ECGs: The Basics*, págs. 49-61 (vid. pág. 27).
- Davins Riu, M.; Borrás Pérez, X.; Artigas Raventos, V.; Palomera Fanegas, E.; Serra Prat, M. y Alos Villacrosa, J. (2018), "Use of telehealth as a new model for following intermittent claudication and promoting patient expertise", *Telemedicine and e-Health* **24**(10), págs. 773-781 (vid. pág. 18).
- Deanfield, J.; Daggett, P. y Harrison, M. (1980), "The role of autonomic neuropathy in diabetic foot ulceration", *Journal of the neurological sciences* **47**(2), págs. 203-210 (vid. pág. 61).

- Dobrilovič, N.; Gerbec, N.; Pelicon, K.; Petek, K.; Blinc, A.; Boc, V.; Jug, B.; Mijovski, M. B.; Osredkar, J.; Kejžar, N. et al. (2025), "Prognostic value of biomarkers of ischaemia in patients with peripheral arterial disease following endovascular revascularisation", *Vasa* (vid. pág. 14).
- Dooren, M. van; Janssen, J. H. et al. (2012), "Emotional sweating across the body: Comparing 16 different skin conductance measurement locations", *Physiology & behavior* **106**(2), págs. 298-304 (vid. págs. 66, 153).
- Dutt, D.; Mishra, A.; Kumar, A. y Mishra, N. C. (2012), "Cost reduction and upgrading of basic properties of absorbent-grade paper", *BioResources* **7**(3) (vid. pág. 84).
- Eajazi, A.; Weinschenk, C. y Chhabra, A. (2024), "Imaging biomarkers of peripheral nerves: focus on magnetic resonance neurography and ultrasonography", en: *Seminars in Musculoskeletal Radiology*, vol. 28, 01, Thieme Medical Publishers, Inc., págs. 092-102 (vid. pág. 20).
- Edelberg, R. (1972), "Electrical activity of the skin: Its measurement and uses in psychophysiology", *Handbook of psychophysiology*, págs. 367-418 (vid. pág. 95).
- Elgendi, M. (2012), "On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals", *Current cardiology reviews* **8**(1), págs. 14-25 (vid. pág. 29).
- Enomoto, Y.; He, S.; Huang, S. Y. y Yu, W. (2021), "Effect of changes in skin thickness on pain-relief transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS)", en: *2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, IEEE, págs. 6504-6510 (vid. págs. xxix, 100).
- Ewing, D. y Clarke, B. (1982), "Diagnosis and management of diabetic autonomic neuropathy", *British medical journal (Clinical research ed.)* **285**(6346), pág. 916 (vid. págs. 61, 89).
- Farina, P. R.; Turiel, J. P.; González, L.; Sarmiento, E. G.; Herreros, A. e Higuero, S. (2009), "Neural network application to the development of a novel diabetic neuropathy diagnosis tool using the valsalva index and the SCR", en: *2009 9th International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine*, IEEE, págs. 1-4 (vid. pág. 61).
- Federación Española de Ortesistas y Protesistas (2025), *La diabetes, primera causa de amputación en España*, Retrieved from <https://fedop.org/noticias/la-diabetes-primera-causa-de-amputacion-en-espana/> (vid. pág. 6).
- Fenasa, S. (2025), *Silicona RTV-3214*, Retrieved from <https://fenasa.es/es/silicona-rtv-3214/5552-silicona-rtv-3214-bidon-de-5kg.html> (vid. pág. 144).

- Fife, C.; Smart, D.; Sheffield, P.; Hopf, H.; Hawkins, G. y Clarke, D. (2009), "Transcutaneous oximetry in clinical practice: consensus statements from an expert panel based on evidence.", *Undersea & Hyperbaric Medicine* **36**(1), pág. 43 (vid. pág. 17).
- Fowles, D. C.; Christie, M. J.; Edelberg, R.; Grings, W. W.; Lykken, D. T. y Venables, P. H. (1981), "Publication recommendations for electrodermal measurements", *Psychophysiology* **18**(3), págs. 232-239 (vid. pág. 95).
- Gabriel, C.; Gabriel, S. y Corthout, Y. (1996), "The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey", *Physics in medicine & biology* **41**(11), pág. 2231 (vid. págs. 91, 99).
- Gabriel, S.; Lau, R. y Gabriel, C. (1996), "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues", *Physics in medicine & biology* **41**(11), pág. 2271 (vid. pág. 99).
- Galiero, R.; Caturano, A.; Vetrano, E.; Beccia, D.; Brin, C.; Alfano, M.; Di Salvo, J.; Epifani, R.; Piacevole, A.; Tagliaferri, G. et al. (2023), "Peripheral neuropathy in diabetes mellitus: pathogenetic mechanisms and diagnostic options", *International Journal of Molecular Sciences* **24**(4), pág. 3554 (vid. pág. 5).
- Ghosh, S.; Banerjee, A.; Ray, N.; Wood, P. W.; Boulanger, P. y Padwal, R. (2016), "Continuous blood pressure prediction from pulse transit time using ECG and PPG signals", en: *2016 IEEE Healthcare Innovation Point-Of-Care Technologies Conference (HI-POCT)*, IEEE, págs. 188-191 (vid. pág. 29).
- Girach, A.; Julian, T. H.; Varrassi, G.; Paladini, A.; Vadalouka, A. y Zis, P. (2019), "Quality of life in painful peripheral neuropathies: a systematic review", *Pain Research and Management* **2019**(1), pág. 2091960 (vid. pág. 8).
- Golden, D. P.; Wolthuis, R. A. y Hoffler, G. (1973), "A spectral analysis of the normal resting electrocardiogram", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* (5), págs. 366-372 (vid. pág. 31).
- Gore, M.; Brandenburg, N. A.; Dukes, E.; Hoffman, D. L.; Tai, K. S. y Stacey, B. (2005), "Pain severity in diabetic peripheral neuropathy is associated with patient functioning, symptom levels of anxiety and depression, and sleep", *Journal of Pain and Symptom Management* **30**(4), págs. 374-385, DOI: [10.1016/j.jpainsymman.2005.04.009](https://doi.org/10.1016/j.jpainsymman.2005.04.009) (vid. pág. 15).
- Grant, J.; Clarke, R.; Symm, G. y Spyrou, N. (1988), "In vivo dielectric properties of human skin from 50 MHz to 2.0 GHz", *Physics in Medicine & Biology* **33**(5), pág. 607 (vid. pág. 99).

- Greco, A.; Valenza, G.; Lanata, A.; Scilingo, E. P. y Citi, L. (2015), "cvxEDA: A convex optimization approach to electrodermal activity processing", *IEEE transactions on biomedical engineering* **63**(4), págs. 797-804 (vid. pág. 73).
- Grimaldi, V.; Schiano, C.; Casamassimi, A.; Zullo, A.; Soricelli, A.; Mancini, F. P. y Napoli, C. (2016), "Imaging techniques to evaluate cell therapy in peripheral artery disease: state of the art and clinical trials", *Clinical Physiology and Functional Imaging* **36**(3), págs. 165-178 (vid. pág. 17).
- Gylfadottir, S. S.; Itani, M.; Kristensen, A. G.; Karlsson, P.; Krøigård, T.; Bennett, D. L.; Tankisi, H.; Andersen, N. T.; Jensen, T. S.; Sindrup, S. H. et al. (2022), "The characteristics of pain and dysesthesia in patients with diabetic polyneuropathy", *PLoS One* **17**(2), e0263831 (vid. pág. 5).
- Haddad, P. A.; Servati, A.; Soltanian, S.; Ko, F. y Servati, P. (2017), "Effects of flexible dry electrode design on electrodermal activity stimulus response detection", *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* **64**(12), págs. 2979-2987 (vid. págs. 138, 139).
- Halperin, J. L. (2002), "Evaluation of patients with peripheral vascular disease", *Thrombosis research* **106**(6), págs. V303-V311 (vid. págs. 1, 2).
- Hanewinckel, R.; Ikram, M. y Van Doorn, P. (2016), "Peripheral neuropathies", *Handbook of clinical neurology* **138**, págs. 263-282 (vid. pág. 5).
- Hanewinckel, R.; Oijen, M. van; Ikram, M. A. y Doorn, P. A. van (2016), "The epidemiology and risk factors of chronic polyneuropathy", *European journal of epidemiology* **31**, págs. 5-20 (vid. pág. 5).
- Hernando-Gallego, F.; Luengo, D. y Artés-Rodríguez, A. (2017), "Feature extraction of galvanic skin responses by nonnegative sparse deconvolution", *IEEE journal of biomedical and health informatics* **22**(5), págs. 1385-1394 (vid. pág. 73).
- Horváth, L.; Németh, N.; Fehér, G.; Kívés, Z.; Endrei, D. y Boncz, I. (2022), "Epidemiology of peripheral artery disease: narrative review", *Life* **12**(7), pág. 1041 (vid. págs. 3, 8).
- International Organization for Standardization (2025), *IEC 60601-1-11:2015 Medical electrical equipment*, Retrieved from <https://www.iso.org/es/contents/data/standard/06/55/65529.html/> (vid. págs. 66, 104).
- Iqbal, Z.; Azmi, S.; Yadav, R.; Ferdousi, M.; Kumar, M.; Cuthbertson, D. J.; Lim, J.; Malik, R. A. y Alam, U. (2018), "Diabetic peripheral neuropathy: epidemiology, diagnosis, and pharmacotherapy", *Clinical therapeutics* **40**(6), págs. 828-849 (vid. págs. 6, 7).
- Jelinek, H.; Cornforth, D. y Kelarev, A. (2016), "Machine learning methods for automated detection of severe diabetic neuropathy", *J. Diabet. Complicat. Med* **1**(02), págs. 1-7 (vid. pág. 21).

- Jin, H. Y. y Park, T. S. (2014), "Can nerve conduction studies detect earlier and predict clinical diabetic neuropathy?", *Journal of Diabetes Investigation* **6**(1), pág. 18 (vid. pág. 19).
- Khandakar, A.; Mahmud, S.; Chowdhury, M. E.; Reaz, M. B. I.; Kiranyaz, S.; Mahbub, Z. B.; Md Ali, S. H.; Bakar, A. A. A.; Ayari, M. A.; Alhatou, M. et al. (2022), "Design and implementation of a smart insole system to measure plantar pressure and temperature", *Sensors* **22**(19), pág. 7599 (vid. pág. 22).
- Khdour, M. R. (2020), "Treatment of diabetic peripheral neuropathy: a review", *Journal of Pharmacy and Pharmacology* **72**(7), págs. 863-872 (vid. pág. 7).
- KiCad EDA (2025), *KiCad EDA*, Retrieved from <https://www.kicad.org/> (vid. págs. 33, 70, 139).
- Kim, J.; Kwon, S.; Seo, S. y Park, K. (2014), "Highly wearable galvanic skin response sensor using flexible and conductive polymer foam", en: *2014 36th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society*, IEEE, págs. 6631-6634 (vid. págs. 136, 138).
- Kim, M. S.; Hwang, J.; Yon, D. K.; Lee, S. W.; Jung, S. Y.; Park, S.; Johnson, C. O.; Stark, B. A.; Razo, C.; Abbasian, M. et al. (2023), "Global burden of peripheral artery disease and its risk factors, 1990–2019: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2019", *The Lancet Global Health* **11**(10), e1553-e1565 (vid. pág. 2).
- Koehler-McNicholas, S. R.; Danzl, L. y Oddsson, L. (2017), "The effect of a lower-limb sensory prosthesis on balance and gait in people with peripheral neuropathy", en: *Frontiers in Biomedical Devices*, vol. 40672, American Society of Mechanical Engineers, V001T05A011 (vid. pág. 22).
- Komarov, V. V. (2012), *Handbook of dielectric and thermal properties of materials at microwave frequencies*, Artech house (vid. pág. 99).
- Kullo, I. J. y Rooke, T. W. (2016), "Peripheral artery disease", *New England Journal of Medicine* **374**(9), págs. 861-871 (vid. págs. 2-4, 14, 15).
- Lacalle, J. G. L. de; Romero, C. M. y Forés, A. I. S. (2012), "Calzado inestable y presión plantar, revisión de la literatura y estudio con encuesta en una muestra de la ciudad de Valencia.", *Revista española de podología* **23**(1), págs. 21-26 (vid. pág. 127).
- Lamotte, G. y Sandroni, P. (2022), "Updates on the diagnosis and treatment of peripheral autonomic neuropathies", *Current neurology and neuroscience reports* **22**(12), págs. 823-837 (vid. págs. 19, 20).
- Lanzi, S.; Boichat, J.; Calanca, L.; Mazzolai, L. y Malatesta, D. (2021), "Supervised exercise training improves 6 min walking distance and modifies gait pattern during

- pain-free walking condition in patients with symptomatic lower extremity peripheral artery disease", *Sensors* **21**(23), pág. 7989 (vid. pág. 17).
- Lau, J. F.; Weinberg, M. D. y Olin, J. W. (2011), "Peripheral artery disease. Part 1: clinical evaluation and noninvasive diagnosis", *Nature Reviews Cardiology* **8**(7), págs. 405-418 (vid. págs. 16, 25).
- Lee, B. Y.; Campbell, J. S. y Berkowitz, P. (1996), "The correlation of ankle oscillometric blood pressures and segmental pulse volumes to Doppler systolic pressures in arterial occlusive disease", *Journal of vascular surgery* **23**(1), págs. 116-122 (vid. pág. 25).
- Lee, T.-Y.; Kim, K.-B.; Han, S.-K.; Jeong, S.-H. y Dhong, E.-S. (2019), "Skin hydration level as a predictor for diabetic wound healing: a retrospective study", *Plastic and reconstructive surgery* **143**(4), 848e-856e (vid. pág. 83).
- Lefaucheur, J.-P. (2023), "Assessment of autonomic nervous system dysfunction associated with peripheral neuropathies in the context of clinical neurophysiology practice", *Neurophysiologie Clinique* **53**(2), pág. 102858 (vid. págs. 19, 20, 61).
- Lehmann, H. C.; Wunderlich, G.; Fink, G. R. y Sommer, C. (2020), "Diagnosis of peripheral neuropathy", *Neurological research and practice* **2**, págs. 1-7 (vid. págs. 5-7, 14, 15, 19).
- Lemmen, D. L.; Eijk, R. P. van; Unnik, J. W. van; Allen, J. A.; Rajabally, Y. A.; Berg, L. H. van den; Der Pol, W. L. van y Goedee, H. S. (2025), "Feasibility and Reliability of a Monitoring App for Chronic Inflammatory Neuropathies", *Journal of the Peripheral Nervous System* **30**(1), e70005 (vid. pág. 21).
- Levterova, B.; Naydenov, V.; Todorov, P. y Leterov, G. (2018), "Prevalence and impact of peripheral neuropathy on quality of life in patients with diabetes mellitus pilot study", *Trakia J Sci* **16**(Suppl 1), págs. 71-6 (vid. pág. 8).
- Lin, H.-Y.; Liang, S.-Y.; Ho, Y.-L.; Lin, Y.-H. y Ma, H.-P. (2014), "Discrete-wavelet-transform-based noise removal and feature extraction for ECG signals", *Irbm* **35**(6), págs. 351-361 (vid. págs. 37, 38).
- Luca Citi (2025), *cvxEDA Program*, Retrieved from <https://github.com/lciti/cvxEDA/> (vid. pág. 73).
- Lucangeli, L.; D'Angelantonio, E.; Camomilla, V. y Pallotti, A. (2021), "SISTINE: Sensorized socks for telemonitoring of vascular disease patients", en: *2021 IEEE International Workshop on Metrology for Industry 4.0 & IoT (MetroInd4.0&IoT)*, IEEE, págs. 192-197 (vid. pág. 18).
- Mandaglio-Collados, D.; Marín, F. y Rivera-Caravaca, J. M. (2023), "Peripheral artery disease: Update on etiology, pathophysiology, diagnosis and treatment", *Medicina clinica* **161**(8), págs. 344-350 (vid. págs. 3, 4, 14, 16, 23, 24, 53).

- Mansournia, M. A.; Waters, R.; Nazemipour, M.; Bland, M. y Altman, D. G. (2021), "Bland-Altman methods for comparing methods of measurement and response to criticisms", *Global Epidemiology* **3**, pág. 100045 (vid. pág. 52).
- Marchand, M. y Gin, K. (2022), "The cardiovascular system in heat stroke", *CJC open* **4**(2), págs. 158-163 (vid. pág. 1).
- Martines-López, E.; Cárdenas-García, D. y Cywiak-Córdova, D. (2024), "Measuring model for the gravimetric method by drying in n-stages applied to materials with high moisture content", *MAPAN* **39**(2), págs. 439-443 (vid. pág. 84).
- Martinez-Pascual, D.; Catalán, J. M.; Lledó, L. D.; Blanco-Ivorra, A.; Vales, Y. y Garcia-Aracil, N. (2024), "A genetic algorithm-based method to modulate the difficulty of serious games along consecutive robot-assisted therapy sessions", *Computers in Biology and Medicine* **181**, pág. 109033 (vid. pág. 110).
- Martinsen, Ø. G.; Pabst, O.; Tronstad, C. y Grimnes, S. (2015), "Sources of error in AC measurement of skin conductance", *Journal of Electrical Bioimpedance* **6**(1), págs. 49-53 (vid. págs. 99, 120, 121).
- Mathew, R. C. y Kramer, C. M. (2018), "Recent advances in magnetic resonance imaging for peripheral artery disease", *Vascular medicine* **23**(2), págs. 143-152 (vid. pág. 17).
- MathWorks (2025a), *App Designer*, Retrieved from <https://es.mathworks.com/products/matlab/app-designer.html> (vid. pág. 45).
- MathWorks (2025b), *MATLAB*, Retrieved from <https://es.mathworks.com/products/matlab.html> (vid. págs. 35, 70, 106, 146).
- MathWorks (2025c), *R Wave Detection in the ECG*, Retrieved from <https://es.mathworks.com/help/wavelet/ug/r-wave-detection-in-the-ecg.html> (vid. pág. 38).
- MathWorks (2025d), *Wavelet Interval-Dependent Denoising*, Retrieved from <https://es.mathworks.com/help/wavelet/ug/wavelet-interval-dependent-denoising.html> (vid. pág. 39).
- MathWorks (2025e), *Wavelet Toolbox*, Retrieved from <https://es.mathworks.com/products/wavelet.html> (vid. pág. 37).
- Misra, U. K.; Kalita, J. y Nair, P. P. (2008), "Diagnostic approach to peripheral neuropathy", *Annals of Indian Academy of Neurology* **11**(2), págs. 89-97 (vid. págs. 6, 7, 19).
- Morley, R. L.; Sharma, A.; Horsch, A. D. e Hinchliffe, R. J. (2018), "Peripheral artery disease", *Bmj* **360** (vid. págs. 2, 3, 14).
- Morshed, M. G.; Mukit, M. A.; Ahmed, K. I. U.; Mostafa, R.; Parveen, S. y Khandoker, A. H. (2020), "Heart rate variability analysis for diagnosis of diabetic peripheral

- neuropathy", en: *2020 IEEE Region 10 Symposium (TENSYMP)*, IEEE, págs. 1253-1256 (vid. pág. 21).
- Moulaei, K.; Malek, M. y Sheikhtaheri, A. (2021), "A smart wearable device for monitoring and self-management of diabetic foot: A proof of concept study", *International Journal of Medical Informatics* **146**, pág. 104343 (vid. pág. 126).
- Najafi, B.; Mohseni, H.; Grewal, G. S.; Talal, T. K.; Menzies, R. A. y Armstrong, D. G. (2017), "An optical-fiber-based smart textile (smart socks) to manage biomechanical risk factors associated with diabetic foot amputation", *Journal of diabetes science and technology* **11**(4), págs. 668-677 (vid. págs. 18, 126).
- Najström, M. y Jansson, B. (2007), "Skin conductance responses as predictor of emotional responses to stressful life events", *Behaviour research and therapy* **45**(10), págs. 2456-2463 (vid. pág. 60).
- National Institute of Neurological Disorders and Stroke, U. S. (2025), *Peripheral neuropathy*, Retrieved from <https://www.ninds.nih.gov/es/health-information/disorders/neuropatia-periferica> (vid. pág. 4).
- Norgren, L.; Hiatt, W. R.; Dormandy, J. A.; Nehler, M. R.; Harris, K. A.; Fowkes, F. G. R.; Group, T. I. W. et al. (2007), "Inter-society consensus for the management of peripheral arterial disease (TASC II)", *Journal of vascular surgery* **45**(1), S5-S67 (vid. pág. 4).
- Nugteren, M. J.; Catarinella, F. S.; Koning, O. H. e Hinnen, J.-W. (2021), "Mobile applications in peripheral arterial disease (PAD): A review and introduction of a new innovative telemonitoring application: JBZetje", *Expert Review of Medical Devices* **18**(7), págs. 581-586 (vid. pág. 18).
- Pabst, O.; Tronstad, C.; Grimnes, S.; Fowles, D. y Martinsen, Ø. G. (2017), "Comparison between the AC and DC measurement of electrodermal activity", *Psychophysiology* **54**(3), págs. 374-385 (vid. págs. 95, 99, 109, 120, 121).
- Paldán, K.; Simanovski, J.; Ullrich, G.; Steinmetz, M.; Rammos, C.; Jánosi, R. A.; Moebus, S.; Rassaf, T.; Lortz, J. et al. (2019), "Feasibility and clinical relevance of a mobile intervention using TrackPAD to support supervised exercise therapy in patients with peripheral arterial disease: study protocol for a randomized controlled pilot trial", *JMIR research protocols* **8**(6), e13651 (vid. pág. 18).
- Pardo-Fernández, J.; García-Sobrino, T. y Costa-Arpín, E. (2015), "Neuropatías, radiculopatías y plexopatías", *Medicine-Programa de Formación Médica Continuada Acreditado* **11**(78), págs. 4698-4710 (vid. pág. 5).
- Patel, T.; Baydoun, H.; Patel, N. K.; Tripathi, B.; Nanavaty, S.; Savani, S.; Mojadidi, M. K.; Agarwal, N.; Patel, G.; Patel, S. et al. (2020), "Peripheral arterial disease in women:

- the gender effect", *Cardiovascular Revascularization Medicine* **21**(3), págs. 404-408 (vid. pág. 54).
- Perpetuini, D.; Chiarelli, A. M.; Cardone, D.; Rinella, S.; Massimino, S.; Bianco, F.; Bucciarelli, V.; Vinciguerra, V.; Fallica, G.; Perciavalle, V. et al. (2020), "Photoplethysmographic prediction of the ankle-brachial pressure index through a machine learning approach", *Applied Sciences* **10**(6), pág. 2137 (vid. págs. 26, 54).
- Perrier, A.; Vuillerme, N.; Luboz, V.; Bucki, M.; Cannard, F.; Diot, B.; Colin, D.; Rin, D.; Bourg, J.-P. y Payan, Y. (2014), "Smart Diabetic Socks: Embedded device for diabetic foot prevention", *IRBM* **35**(2), págs. 72-76 (vid. pág. 18).
- Perrin, B. M.; Southon, J.; McCaig, J.; Skinner, I.; Skinner, T. C. y Kingsley, M. I. (2021), "The effect of structured exercise compared with education on neuropathic signs and symptoms in people at risk of neuropathic diabetic foot ulcers: A randomized clinical trial", *Medicina* **58**(1), pág. 59 (vid. pág. 126).
- Perveen, W.; Ahsan, H.; Shahzad, R.; Fayyaz, S.; Zaif, A.; Paracha, M. A.; Nuhmani, S.; Khan, M. y Alghadir, A. H. (2024), "Prevalence of peripheral neuropathy, amputation, and quality of life in patients with diabetes mellitus", *Scientific Reports* **14**(1), pág. 14430 (vid. pág. 8).
- Petrellis, N.; Birbas, M. y Gioulekas, F. (2019), "On the design of low-cost IoT sensor node for e-health environments", *Electronics* **8**(2), pág. 178 (vid. pág. 103).
- Piaggio, D.; Castaldo, R.; Garibizzo, G.; Iadanza, E. y Pecchia, L. (2024), "A smartphone-based tool for screening diabetic neuropathies: A mHealth and 3D printing approach", *Biomedical Signal Processing and Control* **89**, pág. 105807 (vid. pág. 21).
- Pinnagoda, J.; Tupkek, R.; Agner, T. y Serup, J. (1990), "Guidelines for transepidermal water loss (TEWL) measurement: a report from the Standardization Group of the European Society of Contact Dermatitis", *Contact dermatitis* **22**(3), págs. 164-178 (vid. pág. 83).
- PJRC, U. S. (2025a), *Teensy 3.2 Development Board*, Retrieved from <https://www.pjrc.com/store/teensy32.html> (vid. pág. 105).
- PJRC, U. S. (2025b), *Teensy 4.0 Development Board*, Retrieved from <https://www.pjrc.com/store/teensy40.html> (vid. pág. 31).
- Pop-Busui, R.; Ang, L.; Boulton, A. J.; Feldman, E. L.; Marcus, R. L.; Mizokami-Stout, K.; Singleton, J. R. y Ziegler, D. (2022), "Diagnosis and treatment of painful diabetic peripheral neuropathy" (vid. pág. 5).

- Posada-Quintero, H. F. y Chon, K. H. (2020), "Innovations in electrodermal activity data collection and signal processing: A systematic review", *Sensors* **20**(2), pág. 479 (vid. págs. 60, 72, 73, 138).
- Posada-Quintero, H. F.; Florian, J. P.; Orjuela-Cañón, A. D.; Aljama-Corrales, T.; Charleston-Villalobos, S. y Chon, K. H. (2016), "Power spectral density analysis of electrodermal activity for sympathetic function assessment", *Annals of biomedical engineering* **44**, págs. 3124-3135 (vid. págs. 61, 74, 89).
- Posada-Quintero, H. F.; Rood, R.; Noh, Y.; Burnham, K.; Pennace, J. y Chon, K. H. (2016), "Novel dry electrodes for recording electrodermal activity", en: *2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*, IEEE, págs. 5701-5704 (vid. pág. 138).
- Potier, L.; Abi Khalil, C.; Mohammedi, K. y Roussel, R. (2011), "Use and utility of ankle brachial index in patients with diabetes", *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* **41**(1), págs. 110-116 (vid. pág. 3).
- Protocentral Electronics, I. (2025), *protocentral_max86150_ecg_ppg*, Retrieved from https://github.com/Protocentral/protocentral_max86150_ecg_ppg (vid. pág. 32).
- Psychophysiological Research Ad Hoc Committee on Electrodermal Measures, S. for; Boucsein, W.; Fowles, D. C.; Grimnes, S.; Ben-Shakhar, G.; Roth, W. T.; Dawson, M. E. y Filion, D. L. (2012), "Publication recommendations for electrodermal measurements", *Psychophysiology* **49**(8), págs. 1017-1034 (vid. págs. 60, 61, 72, 95, 96, 109, 120, 122).
- Python (2025), *Python*, Retrieved from <https://www.python.org/> (vid. págs. 34, 70, 106).
- Ramanathan, A.; Conaghan, P. J.; Jenkinson, A. D. y Bishop, C. R. (2003), "Comparison of ankle-brachial pressure index measurements using an automated oscillometric device with the standard doppler ultrasound technique", *ANZ journal of surgery* **73**(3), págs. 105-108 (vid. pág. 25).
- Reyzelman, A. M.; Koelewyn, K.; Murphy, M.; Shen, X.; Yu, E.; Pillai, R.; Fu, J.; Scholten, H. J. y Ma, R. (2018), "Continuous temperature-monitoring socks for home use in patients with diabetes: observational study", *Journal of medical Internet research* **20**(12), e12460 (vid. pág. 18).
- Rincon, I. del; Haas, R. W.; Pogolian, S. y Escalante, A. (2005), "Lower limb arterial incompressibility and obstruction in rheumatoid arthritis", *Annals of the rheumatic diseases* **64**(3), págs. 425-432 (vid. pág. 55).

- Rocha-Singh, K. J.; Zeller, T. y Jaff, M. R. (2014), "Peripheral arterial calcification: prevalence, mechanism, detection, and clinical implications", *Catheterization and Cardiovascular Interventions* **83**(6), E212-E220 (vid. pág. 55).
- Romero-Ante, J. D.; Montenegro-Bravo, J. S.; Rodríguez-Lopez, D. A.; Vicente-Samper, J. M.; Rodríguez-Martínez, A. y Navarro, J. M. S. (2024b), "Análisis de presión plantar para el diseño de plantillas personalizadas", *Jornadas de Automática - Comité Español de Automática (CEA)* (45), DOI: [10.17979/ja-cea.2024.45.10885](https://doi.org/10.17979/ja-cea.2024.45.10885) (vid. pág. 132).
- Romero-Ante, J. D.; Montenegro-Bravo, J. S.; Rodríguez-López, D. A.; Vicente-Samper, J. M.; Casa-Lillo, M. Á. de la y Rodríguez-Martínez, A. (2025b), "Validación del uso de conductancia eléctrica para estimar la humedad en tejidos absorbentes", *Jornadas de Automática - Comité Español de Automática (CEA)* (vid. págs. 86-88).
- Romero-Ante, J. D.; Vicente-Samper, J. M.; Manrique-Cordoba, J.; Esteve-Sala, V.; Casa Lillo, M. Á. d. l. y Sabater Navarro, J. M. (2024b), "Actividad electrodérmica como indicador preventivo de complicaciones por neuropatía periférica", *Jornadas de Automática - Comité Español de Automática (CEA)* (45), DOI: [10.17979/ja-cea.2024.45.10884](https://doi.org/10.17979/ja-cea.2024.45.10884) (vid. págs. 64, 68).
- RS Iberia (2025), *Pila recargable nan de Polímero de Litio, 3.7V, 1.8Ah*, Retrieved from <https://es.rs-online.com/web/p/baterias-recargables-de-tamanos-especiales/1449405> (vid. pág. 70).
- Sadikoglu, F.; Kavalcioglu, C. y Dagman, B. (2017), "Electromyogram (EMG) signal detection, classification of EMG signals and diagnosis of neuropathy muscle disease", *Procedia computer science* **120**, págs. 422-429 (vid. pág. 19).
- Saenz-Pipaon, G.; Martinez-Aguilar, E.; Orbe, J.; Gonzalez Miqueo, A.; Fernandez-Alonso, L.; Paramo, J. A. y Roncal, C. (2021), "The role of circulating biomarkers in peripheral arterial disease", *International Journal of Molecular Sciences* **22**(7), pág. 3601 (vid. pág. 14).
- Salunatur (2025), *Zapato post quirúrgico Orliman*, Retrieved from <https://salunatur.com/especialistas/ortopedia/zapatos-ortopedicos/zapato-postquirurgico-ref-cp01-t-l3> (vid. pág. 131).
- Santos Sierra, A. de; Ávila, C. S.; Casanova, J. G. y Del Pozo, G. B. (2011), "Real-time stress detection by means of physiological signals", *Recent application in biometrics* **58**, págs. 4857-65 (vid. pág. 60).
- Satija, U.; Ramkumar, B. y Manikandan, M. S. (2016a), "A robust sparse signal decomposition framework for baseline wander removal from ECG signal", en: *2016 IEEE Region 10 Conference (TENCON)*, IEEE, págs. 2470-2473 (vid. pág. 37).

- Satija, U.; Ramkumar, B. y Manikandan, M. S. (2016b), "A unified sparse signal decomposition and reconstruction framework for elimination of muscle artifacts from ECG signal", en: *2016 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, IEEE, págs. 779-783 (vid. pág. 37).
- Scholten, H. J.; Shih, C.-D.; Ma, R.; Malhotra, K. y Reyzelman, A. M. (2022), "Utilization of a smart sock for the remote monitoring of patients with peripheral neuropathy: cross-sectional study of a real-world registry", *JMIR Formative Research* 6(3), e32934 (vid. págs. 22, 126).
- Seed Studio (2025), *Getting Started with Seed Studio XIAO nRF52840 Series*, Retrieved from https://wiki.seeedstudio.com/XIAO_BLE/ (vid. pág. 69).
- Selvarajah, D.; Cash, T.; Davies, J.; Sankar, A.; Rao, G.; Grieg, M.; Pallai, S.; Gandhi, R.; Wilkinson, I. D. y Tesfaye, S. (2015), "SUDOSCAN: a simple, rapid, and objective method with potential for screening for diabetic peripheral neuropathy", *PLoS one* 10(10), e0138224 (vid. pág. 61).
- Selvarajah, D.; Kar, D.; Khunti, K.; Davies, M. J.; Scott, A. R.; Walker, J. y Tesfaye, S. (2019), "Diabetic peripheral neuropathy: advances in diagnosis and strategies for prevention and early intervention", *The Lancet Diabetes & Endocrinology* 7(12), págs. 938-948 (vid. pág. 6).
- Shapiro, J. (2019), *Biomechanics of the Lower Extremity, An Issue of Clinics in Podiatric Medicine and Surgery E-Book: Biomechanics of the Lower Extremity, An Issue of Clinics in Podiatric Medicine and Surgery E-Book*, vol. 37, 1, Elsevier Health Sciences (vid. pág. 127).
- Shimmer sensing (2025), *Shimmer3 GSR+ Unit*, Retrieved from <https://www.shimmersensing.com/product/shimmer3-gsr-unit/> (vid. págs. 67, 74).
- Slapničar, G.; Mlakar, N. y Luštrek, M. (2019), "Blood pressure estimation from photoplethysmogram using a spectro-temporal deep neural network", *Sensors* 19(15), pág. 3420 (vid. pág. 28).
- Sociedad española de la imagen cardiaca, S. (2025), *Complejo QRS*, Retrieved from <https://ecocardio.com/documentos/biblioteca-preguntas-basicas/preguntas-al-cardiologo/ecg-en-estudios-tc-y-rmn/complejo-qrs.html> (vid. pág. 28).
- Soh, E. Z. F.; Htwe, O.; Naicker, A. S.; Nasirabadi, A. R.; Ghazali, M. J.; Mustafah, N. M.; Elamvazuthi, I.; Yuliawiratman, B. S. y Naicker, M. S. (2020), "Stepease™ diabetic socks: An answer to efficacious indoor foot pressure relief-A prospective study", *Journal of Tissue Viability* 29(2), págs. 104-109 (vid. pág. 22).

- Soyoye, D. O.; Abiodun, O. O.; Ikem, R. T.; Kolawole, B. A. y Akintomide, A. O. (2021), "Diabetes and peripheral artery disease: A review", *World journal of diabetes* **12**(6), pág. 827 (vid. págs. 3, 4, 8, 15).
- Tekscan, U. S. (2025a), *Confirming Diabetic Foot Ulcer Treatment with F-Scan*, Retrieved from <https://www.tekscan.com/resources/case-study/confirming-diabetic-foot-ulcer-treatment-f-scan> (vid. págs. 126, 152).
- Tekscan, U. S. (2025b), *F-Scan64*, Retrieved from <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan64> (vid. págs. 127-129).
- Telic Group, S. (2025), *Electrodo ECG Dormo LF-50*, Retrieved from <https://www.telic.group/es/electrodo-ecg-dormo-diametro-50-mm1.html> (vid. pág. 33).
- Thimmisetty, R. K.; Pedavally, S.; Rossi, N. F.; Fernandes, J. A. M. y Fixley, J. (2017), "Ischemic monomelic neuropathy: diagnosis, pathophysiology, and management", *Kidney International Reports* **2**(1), págs. 76-79 (vid. págs. 5, 14).
- Townsend, R. R.; Wilkinson, I. B.; Schiffrin, E. L.; Avolio, A. P.; Chirinos, J. A.; Cockcroft, J. R.; Heffernan, K. S.; Lakatta, E. G.; McEniery, C. M.; Mitchell, G. F. et al. (2015), "Recommendations for improving and standardizing vascular research on arterial stiffness: a scientific statement from the American Heart Association", *Hypertension* **66**(3), págs. 698-722 (vid. pág. 29).
- Tronstad, C.; Amini, M.; Bach, D. R. y Martinsen, Ø. G. (2022), "Current trends and opportunities in the methodology of electrodermal activity measurement", *Physiological measurement* **43**(2), 02TR01 (vid. pág. 122).
- Tronstad, C.; Gjein, G. E.; Grimnes, S.; Martinsen, Ø. G.; Krogstad, A.-L. y Fosse, E. (2008), "Electrical measurement of sweat activity", *Physiological measurement* **29**(6), S407 (vid. pág. 95).
- Tronstad, C.; Johnsen, G. K.; Grimnes, S. y Martinsen, Ø. G. (2010), "A study on electrode gels for skin conductance measurements", *Physiological measurement* **31**(10), pág. 1395 (vid. pág. 122).
- Tsai, B.; Xue, H.; Birgersson, E.; Ollmar, S. y Birgersson, U. (2019), "Dielectrical properties of living epidermis and dermis in the frequency range from 1 kHz to 1 MHz", *Journal of Electrical Bioimpedance* **10**(1), pág. 14 (vid. pág. 100).
- Tummala, S. y Scherbel, D. (2018), "Clinical assessment of peripheral arterial disease in the office: what do the guidelines say?", en: *Seminars in interventional radiology*, vol. 35, 05, Thieme Medical Publishers, págs. 365-377 (vid. pág. 16).
- Ulbrecht, J. S.; Hurley, T.; Mauger, D. T. y Cavanagh, P. R. (2014), "Prevention of recurrent foot ulcers with plantar pressure-based in-shoe orthoses: the CareFUL prevention

- multicenter randomized controlled trial", *Diabetes care* **37**(7), págs. 1982-1989 (vid. pág. 136).
- Van Netten, J.; Price, P. E.; Lavery, L.; Monteiro-Soares, M.; Rasmussen, A.; Jubiz, Y.; Bus, S. y Diabetic Foot (IWGDF), I. W. G. on the (2016), "Prevention of foot ulcers in the at-risk patient with diabetes: a systematic review", *Diabetes/metabolism research and reviews* **32**, págs. 84-98 (vid. pág. 127).
- Vecht, R.; Gatzoulis, M. A. y Peters, N. (2009), *ECG diagnosis in clinical practice*, Springer Science & Business Media (vid. pág. 27).
- Veličković, Z.; Dolijanovic, S. P.; Tomonjic, N.; Janjić, S.; Stojic, B. y Radunovic, G. (2023), "AB1524 a novel accelerometry-based method for early detection of peripheral neuropathy associated with systemic autoimmune rheumatic diseases", *Annals of the Rheumatic Diseases* **82**, págs. 1994-1995 (vid. pág. 22).
- Vinik, A. I.; Maser, R. E.; Mitchell, B. D. y Freeman, R. (2003), "Diabetic autonomic neuropathy", *Diabetes care* **26**(5), págs. 1553-1579 (vid. págs. 6, 75, 90).
- Viswanathan, V.; Ahmed Khan, B.; Nachimuthu, S. y Kumpatla, S. (2023), "Precision of Michigan neuropathy screening instrument (MNSI) tool for the diagnosis of diabetic peripheral neuropathy among people with type 2 diabetes—a study from South India", *The International Journal of Lower Extremity Wounds*, pág. 15347346231163209 (vid. pág. 19).
- Voltera, U. S. (2025a), *V-One PCB Printer*, Retrieved from <https://www.voltera.io/products/v-one> (vid. pág. 140).
- Voltera, U. S. (2025b), *Voltera Conductor 3*, Retrieved from <https://store.voltera.io/products/conductor-3-ink-cartridge-2ml> (vid. pág. 139).
- Wang, D.; Ouyang, J.; Zhou, P.; Yan, J.; Shu, L. y Xu, X. (2020), "A novel low-cost wireless footwear system for monitoring diabetic foot patients", *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems* **15**(1), págs. 43-54 (vid. pág. 21).
- Wang, H.-X.; Jia, Z.-R.; Shi, X.; Liang, W.; Sun, X.-R. y Huang, Y.-N. (2008), "Significance of sympathetic skin response in diagnosis diabetic small fiber neuropathy", *Zhonghua yi xue za zhi* **88**(25), págs. 1753-1755 (vid. págs. 61, 153).
- Watson, J. C. y Dyck, P. J. B. (2015), "Peripheral neuropathy: a practical approach to diagnosis and symptom management", en: *Mayo Clinic Proceedings*, vol. 90, 7, Elsevier, págs. 940-951 (vid. págs. 7, 14, 15).
- Whiteley, M.; Fox, A. y Horrocks, M. (1998), "Photoplethysmography can replace hand-held Doppler in the measurement of ankle/brachial indices", *Annals of the Royal College of Surgeons of England* **80**(2), pág. 96 (vid. pág. 26).

- Wilke, K.; Martin, A.; Terstegen, L. y Biel, S. (2007), "A short history of sweat gland biology", *International journal of cosmetic science* **29**(3), págs. 169-179 (vid. págs. 62, 121).
- Wu, H.; Ji, Z. y Li, M. (2019), "Non-invasive continuous blood-pressure monitoring models based on photoplethysmography and electrocardiography", *Sensors* **19**(24), pág. 5543 (vid. pág. 26).
- Yamashina, A.; Tomiyama, H.; Arai, T.; Hirose, K.-i.; Koji, Y.; Hirayama, Y.; Yamamoto, Y. y Hori, S. (2003a), "Brachial-ankle pulse wave velocity as a marker of atherosclerotic vascular damage and cardiovascular risk", *Hypertension Research* **26**(8), págs. 615-622 (vid. pág. 26).
- Yamashina, A.; Tomiyama, H.; Arai, T.; Hirose, K.-i.; Koji, Y.; Hirayama, Y.; Yamamoto, Y. y Hori, S. (2003b), "Brachial-ankle pulse wave velocity as a marker of atherosclerotic vascular damage and cardiovascular risk", *Hypertension Research* **26**(8), págs. 615-622 (vid. págs. 30, 42).
- Zhu, H.; Gao, Y.; Cheng, H.; Lu, Y.; Cheang, I.; Xu, D.; Yao, W.; Xu, T.; Zhou, F.; Zhou, Y. et al. (2019), "Comparison of arterial stiffness indices measured by pulse wave velocity and pulse wave analysis", *Blood pressure* **28**(3), págs. 206-213 (vid. pág. 26).



ANEXOS

La presente Tesis Doctoral está sustentada por un compendio de trabajos previamente publicados en revistas de impacto, indexadas según JCR Science Edition, cuyas referencias bibliográficas completas se indican a continuación:

Romero-Ante, J.; Chicharro-Luna, E.; Manrique-Córdoba, J.; Vicente-Samper, J.; Gracia-Sánchez, A. y Sabater-Navarro, J. (2024), "Validation of a New Ankle Brachial Index Measurement System Using Pulse Wave Velocity", *Biosensors* **14**(5), DOI: [10.3390/bios14050251](https://doi.org/10.3390/bios14050251) (vid. págs. iii, 12, 23, 33, 34, 36, 38, 39, 41, 43, 48-51, 53).

- Título de la revista: Biosensors (ISSN: 2079-6374)
- Factor de impacto JCR-SCI (2024): 5,6
- Categoría: Instruments & Instrumentation, Cuartil Q1 (9/79).




Romero-Ante, J. D.; Montenegro-Bravo, J. S.; Vicente-Samper, J. M.; Esteve-Sala, V. M.; Casa-Lillo, M. Á. d. l. y Sabater-Navarro, J. M. (2025), "Feasibility Study of Using Alternating Current Excitation to Obtain Electrodermal Activity with a Wearable System", *Sensors* **25**(12), DOI: [10.3390/s25123603](https://doi.org/10.3390/s25123603) (vid. págs. iii, 12, 94, 101, 102, 104, 107, 109, 112, 114-119).

- Título de la revista: Sensors (ISSN: 1424-8220)
- Factor de impacto JCR-SCI (2024): 3,5
- Categoría: Instruments & Instrumentation, Cuartil Q2 (24/79).

A continuación se anexan los documentos correspondientes a dichas publicaciones.

Article

Validation of a New Ankle Brachial Index Measurement System Using Pulse Wave Velocity

Juan David Romero-Ante ^{1,*}, Esther Chicharro-Luna ², Juliana Manrique-Córdoba ¹,
José María Vicente-Samper ¹, Alba Gracia-Sánchez ² and José María Sabater-Navarro ^{1,*}

¹ Neuroengineering Biomedical Group, Medical Robotics Unit, Institute of Bioengineering, Miguel Hernández University of Elche, 03202 Elche, Spain

² Department of Behavioural Sciences and Health, Nursing Area, Faculty of Medicine, Miguel Hernández University of Elche, 03550 San Juan de Alicante, Spain

* Correspondence: j.romero@umh.es (J.D.R.-A.); j.sabater@umh.es (J.M.S.-N.)

Abstract: Peripheral artery disease (PAD) is a common circulatory disorder characterized by the accumulation of fats, cholesterol, and other substances in the arteries that restrict blood flow to the extremities, especially the legs. The ankle brachial index (ABI) is a highly reliable and valid non-invasive test for diagnosing PAD. However, the traditional method has limitations. These include the time required, the need for Doppler equipment, the training of clinical staff, and patient discomfort. PWV refers to the speed at which an arterial pressure wave propagates along the arteries, and this speed is conditioned by arterial elasticity and stiffness. To address these limitations, we have developed a system that uses electrocardiogram (ECG) and photoplethysmography (PPG) signals to calculate pulse wave velocity (PWV). We propose determining the ABI based on this calculation. Validation was performed on 22 diabetic patients, and the results demonstrate the accuracy of the system, maintaining a margin of ± 0.1 compared with the traditional method. This confirms the correlation between PWV and ABI and positions this technique as a promising alternative to overcome some of the limitations of the conventional method.

Keywords: peripheral artery disease; ankle brachial index; pulse wave velocity; electrocardiogram; photoplethysmography; blood pressure wave



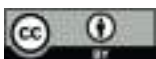
Citation: Romero-Ante, J.D.; Chicharro-Luna, E.; Manrique-Córdoba, J.; Vicente-Samper, J.M.; Gracia-Sánchez, A.; Sabater-Navarro, J.M. Validation of a New Ankle Brachial Index Measurement System Using Pulse Wave Velocity. *Biosensors* **2024**, *14*, 251. <https://doi.org/10.3390/bios14050251>

Received: 5 March 2024

Revised: 10 May 2024

Accepted: 14 May 2024

Published: 16 May 2024



Copyright: © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Peripheral artery disease (PAD) is a common circulatory disorder caused by atherosclerosis, a condition characterized by the buildup of fats, cholesterol, and other substances in the arteries and on their walls. This buildup causes the peripheral arteries to narrow, reducing blood flow from the heart to other parts of the body. PAD primarily affects the arteries of the lower extremities, causing reduced blood flow to the legs and feet. It can also affect the arteries that supply blood to the head, arms, and kidneys [1].

PAD affects approximately 6% of the adult population worldwide, and its prevalence continues to increase. Typically recognized as asymptomatic, PAD commonly manifests as muscle pain with walking that tends to resolve with rest. However, in advanced stages, symptoms may include rest pain, ulceration, and gangrene, with the potential risk of amputation if not managed appropriately [2]. Individuals with this condition have a significantly increased risk of developing cardiovascular disease and cerebrovascular events [3]. Smoking, diabetes mellitus (DM), arterial hypertension, and hypercholesterolemia have been identified as critical factors in the development of PAD [4]. Impaired and inadequate glycemic control is associated with PAD, although these patients may be asymptomatic due to the coexistence of neuropathy [5].

In the clinical setting, PAD is identified by healthcare professionals by observing signs during physical examination. Key indicators include a weakened pulse or evidence of impaired wound healing. For accurate diagnosis of PAD, ankle brachial index (ABI)

testing has been shown to be a highly reliable and valid assessment, especially when performed using Doppler ultrasound [6]. The ABI is a widely used non-invasive clinical test. The procedure involves placing blood pressure cuffs on the brachial arteries and around each ankle, specifically over the malleoli (between the tibia and fibula). The patient is initially placed in the supine position for a resting period of 5 to 10 mins. Systolic blood pressure (SBP) is then recorded in each brachial artery and lower extremity using a manual Doppler probe [7]. ABI is performed on both sides of the body, so SBP measurements are taken on the right and left arms and ankles, respectively. The result is obtained as the ratio between the SBP measured at the ankle and at the arm [8]. Arterial pressures in the ankle region are usually higher than brachial pressures measured in the arms; hence, $ABI \leq 0.9$ is used as a diagnostic criterion for PAD [9]. An ABI between 0.9 and 1.3 is considered normal [8,9], while values above 1.4 may be associated with an increased risk of stroke and heart failure [10].

The ABI measurement procedure has some drawbacks, such as the time required to perform it, the need for Doppler equipment, and the need for prior training of the clinical staff in charge to minimize the variability of the results. This has led to the exploration of alternative diagnostic methods for clinical practice. For example, the absence or weakness of pulses in the distal regions of the lower extremities was initially thought to be associated with PAD; however, some studies have refuted this hypothesis due to the lack of positive results [11]. Another method of measuring ABI has been to use an automated sphygmomanometer to record SBP. However, comparative studies between this measurement and that obtained by the traditional method did not show significant agreement, so this technique was discarded. In addition, the use of automated sphygmomanometers involves the occlusion of blood flow through the cuff, which could cause anxiety and discomfort in the patient, leading to unreliable measurements, especially in individuals with hypertension [12].

Thus, photoplethysmography (PPG) is emerging as a simple and non-invasive optical technique capable of detecting variations in blood volume caused by the expansion and contraction of arteries in response to the arterial pressure wave. Exploratory studies have demonstrated a correlation between blood pressure measurements obtained with Doppler devices and those obtained with PPG. In [13], the results of one of the first studies conducted in 1998 are presented, in which a correlation coefficient of 0.875 was obtained in ABI measurements performed on 52 limbs. This suggested that the PPG technique could be a viable replacement for Doppler equipment in the development of automated ABI measurement systems. The results of other studies have supported this hypothesis, with variation intervals ranging $[-0.27, 0.26]$; considering the discrepancy between measurements obtained with the traditional method and PPG-based systems, it is concluded that the PPG technique is easily implementable in general screening tests for PAD [14–16].

On the other hand, pulse wave velocity (PWV) is characterized as the rate at which the arterial pressure pulse travels through the circulatory system. This velocity can be estimated using the parameter pulse transit time (PTT), which is the time it takes for a pulse wave to travel between two points in the cardiovascular system. PTT can be derived from both electrocardiogram (ECG) and PPG signals [17]. This parameter can be used to define the ankle brachial pulse wave velocity (baPWV), an important measure for detecting cardiovascular risk and assessing the severity of atherosclerotic vascular damage [18]. Research has shown that baPWV correlates with the assessment of elasticity of both large and small arteries, highlighting its enhanced predictive value for hypertension [19]. The measurement of baPWV and ABI has been associated with the diagnosis of several diseases [20,21]. It would be interesting to explore the possibility of establishing a measure of ABI from PWV, as the latter is used as a method of assessing arterial stiffness, which is associated with the risk of developing atherosclerosis.

This article presents a system capable of simultaneously measuring ECG and PPG signals. The system is capable of determining heart rate variability (HRV) and PTT using characteristic points from the ECG and PPG signals. With this information, a method

is developed to calculate PWV, considering the approximate length of the arteries that carry blood from the heart to the index finger of the hand and the hallux toe, proposing to determine the ABI in this way. This system represents an interesting alternative that could mitigate the complications associated with the conventional ABI measurement procedure in the evaluation of patients with PAD. In the Materials and Methods section, the electronic devices designed for the acquisition of ECG and PPG signals, as well as the data processing and proposed methodology for the calculation of the ABI, are described in detail. The results section presents the results of the system validation and discusses the accuracy compared with the standard procedure using Doppler devices.

2. Materials and Methods

2.1. Physiological Signals and Biomedical Parameters

The system developed in this study uses simultaneously measured ECG and PPG signals with biomedical parameters such as PPT and PWV to determine the ABI. These signals and parameters are described below.

2.1.1. Electrocardiogram (ECG)

An electrocardiogram (ECG) is a direct recording of the heart's electrical activity, which reflects the heart's excitement as it contracts and relaxes with each heartbeat. This painless test is performed by placing two or more electrodes on the patient's skin at different points around the chest. The ECG plays a key role in diagnosing heart disease and assessing heart health [22]. For example, the R-R interval, which is the distance between two consecutive R waves, defines an individual's heart rate [23].

2.1.2. Photoplethysmography (PPG)

Photoplethysmography (PPG) is a simple and non-invasive optical technique used to monitor peripheral heart rate by detecting changes in blood volume through the skin. There are two main configurations for characterizing the blood pressure waveform using PPG. In the first, the LED diode is placed on one side of the tissue while the photodetector is placed on the other side to measure light; in this case, the voltage signal is inversely proportional to blood flow. In the second configuration, both the LED diode and the photodetector are placed in the same measurement area. During systole, as the pressure increases, the blood concentration increases, and so does the light absorption. The opposite occurs during diastole, where blood pressure decreases and light absorption decreases [24]. These changes in blood volume during the cardiac cycle allow blood pressure to be represented as a periodic signal in which systolic and diastolic peaks are identified. The systolic peaks are used to determine heart rate considering the time interval between them [25].

2.1.3. Pulse Wave Velocity (PWV)

Pulse wave velocity is defined as the speed at which the blood pressure pulse travels through the circulatory system. PWV is calculated as the distance traveled by the pulse wave divided by the time it takes to travel that distance. It is used as a measure of arterial stiffness and allows the diagnosis of cardiovascular disease [26]. To calculate PWV, it is necessary to know the time it takes for the pressure wave to travel a distance and the length of the distance. The former can be approximated by the parameter pulse transit time (PTT), which determines the time it takes for the pulse to travel between two points in the circulatory system. In particular, the behavior of PTT serves as a parameter for monitoring changes in blood pressure [27]. PTT can be obtained from the R-peaks of the ECG signal and the systolic amplitude maxima of the PPG waveform, which is usually measured through the fingertips. PTT can also be estimated from the Q-points of the ECG and the onset of the systolic rise in the PPG [17,28].

On the other hand, the length of the arteries is not an easily known parameter; it varies from individual to individual and complicates the PWV measurement procedure. Studies have been developed to automatically adjust for the length of arteries supplying blood

to the extremities. In [18], equations were obtained to estimate the length of the brachial artery and the artery that carries blood flow to the ankle, which could be related to the tibial artery.

2.2. Measuring Devices

The system consists of two devices. The first captures the ECG signal in the patient's chest and the PPG signal in the index finger of the hands. The second device records the PPG signal at the hallux. The devices were designed using a MAX86150 module from Analog Devices [29] and a Teensy 4.0 development board from PJRC [30] to acquire the signals. The design of the devices is described below.

2.2.1. MAX86150

Maxim Integrated's MAX86150 biosensor module enables ECG and PPG measurements from a single device with a 16-bit resolution. This device consists of LEDs, photodetectors, and an analog front end to provide high performance and accuracy in obtaining PPG and ECG measurements. It is also FDA (United States Food and Drug Administration)-cleared, which supports its reliability and accuracy in various applications. Its compact design and low power consumption make it easy to integrate into devices such as smartphones and laptops.

In terms of features, this device stands out for its ability to obtain ECG signal derivation with only two electrodes. PPG signals are captured by an encapsulation that integrates LEDs and photodetectors, which simplifies the acquisition of measurements in the same region. It also features an instrumentation amplifier with a high common mode rejection ratio (CMRR). With a miniature design (3.3 mm × 5.6 mm × 1.3 mm), this optical module operates from a typical 1.8-volt (V) supply, while the LEDs responsible for the infrared light require a separate 3.3 V supply. Communication with the integrated circuit is conducted via the inter-integrated circuit (I2C) protocol. It should be noted that at the input of each ECG electrode, according to the manufacturer's specifications, a low-pass R-C filter with a cutoff frequency of approximately 318 Hz is implemented, which ensures that the frequency spectrum of the ECG signal is obtained [31].

2.2.2. Teensy 4.0 Board

The devices are equipped with a Teensy 4.0 development board, which plays a central role in the signal acquisition phase. This module is characterized by high performance and versatility, making it ideal for applications in robotics, instrumentation and control, user interfaces, Internet of Things (IoT), and others.

The Teensy 4.0 features a microcontroller that integrates a 600 MHz ARM Cortex-M7 processor, 1984 kilobytes of flash memory, and 1024 kilobytes of RAM. It requires a typical supply voltage of 5.0 V and operates at 3.3 V. Among its communication interfaces, it has three I2C ports necessary for communication with the MAX86150 module, as well as a USB port that facilitates the transfer of acquired data to a central computer responsible for its management. An important advantage of these microcontrollers is their compatibility with the Arduino programming environment, thanks to the Teensyduino extension. This simplifies the implementation of libraries and codes developed for Arduino. In this case, the ProtoCentral MAX86150 PPG and ECG IC library [32] is used.

2.2.3. Signal Acquisition

The system consists of one device to measure the ECG signal on the chest and PPG on the index fingertip of the hand and another device to measure the PPG signal on the hallux fingertip. A printed circuit board (PCB) was fabricated for each device. These boards integrate the Teensy 4.0 development board and the MAX86150 biosensor. The circuit designs were based on the sensor data sheet specifications and included a 1.8 V voltage regulation circuit to power the optical module. In addition, the signal sampling frequency was set to 200 Hz.

In each device, the MAX86150 module acts as a slave to the Teensy 4.0 microcontroller to simplify the transfer of acquired data. In addition, the control module sends the information via the universal asynchronous receiver–transmitter (UART) serial communication protocol to a central computer responsible for storing and managing the data for further analysis. The Teensy is connected to the computer via the USB interface, which facilitates the transfer of information and provides the 5 V power supply.

Figure 1a shows the three-dimensional layout of the circuit boards. On the left is the PCB for the first unit, with the position of the optical module for capturing the PPG signal highlighted, along with the connectors for the cables used in the ECG measurement, identified as ECG_P and ECG_N. The PCB for the second unit is shown on the right. Figure 1b shows the manufactured measurement devices, highlighted for their compact size, equipped with housings to improve fixation and comfort. The picture also shows the connection of the cables and electrodes used for the ECG signal. To reduce the signal noise emission, the circuit boards were covered with insulating tape. Velcro was also used to attach the PPG meter to the hallux.

In addition, Figure 2 shows the placement of the index finger and hallux over each optical module to capture the PPG signals. It is important to completely cover the sensor area to minimize interference from external light. For the ECG signal, the position of each electrode is observed, with the N terminal placed on the individual's chest and the P terminal being in the axillary region, as shown in the diagram.

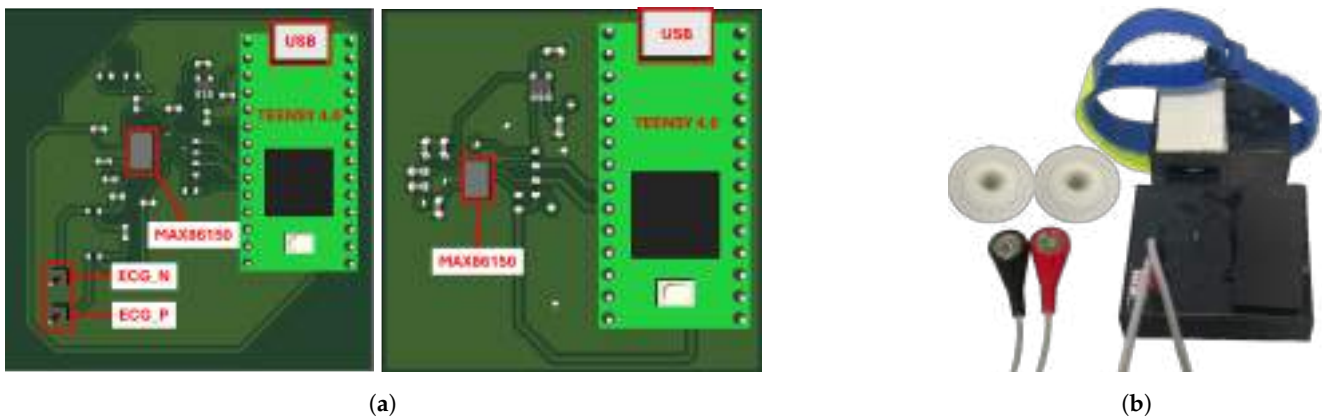


Figure 1. (a) The three-dimensional layout of the designed boards; (b) measuring devices.

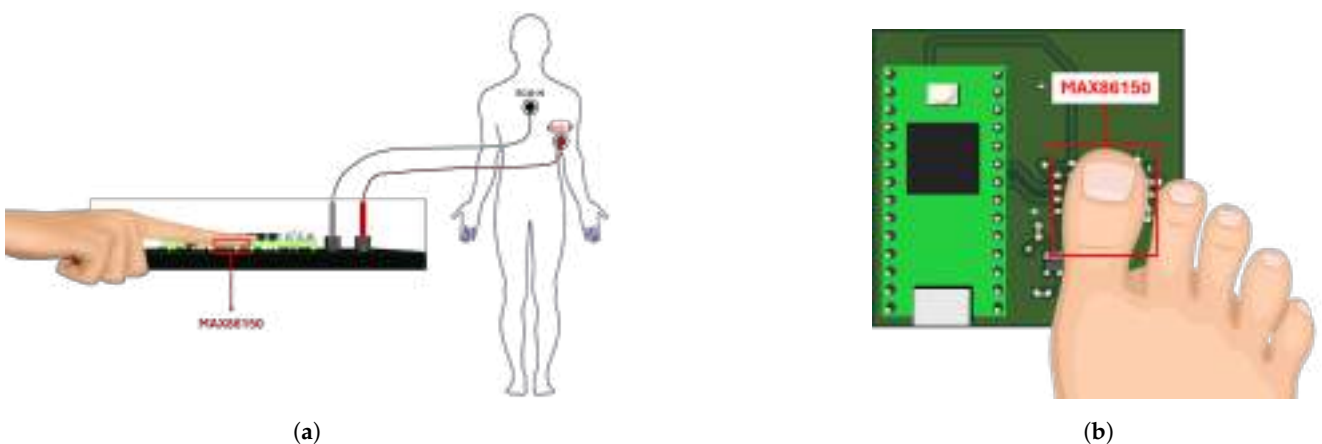


Figure 2. (a) Index finger position and electrodes connection; (b) hallux toe position.

2.3. Signal Processing

The information captured by the measuring devices is collected and stored in text files on a computer. The data are processed and analyzed using Matlab software [33]. Although the MAX86150 optical modules incorporate protection and rejection circuitry to ensure accurate measurements, it is essential to include an initial filtering stage to eliminate

potential electromagnetic interference. These interferences can manifest themselves, for example, as an alternating component due to noise emitted by the power grid. A high-pass filter with a cutoff frequency of 50 Hz is set up for both signals. Figure 3 illustrates the effect of filtering: the unfiltered signals are shown in red, while the filtered signals are shown in blue. The elimination of the alternating wave associated with the electric current is evident, resulting in a significant improvement in the clarity of the filtered signals.

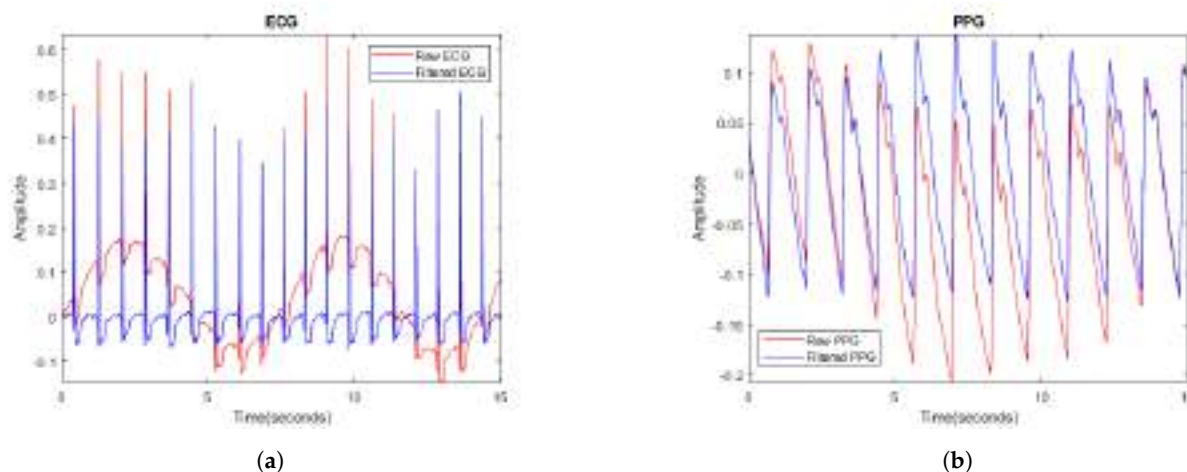


Figure 3. (a) Raw ECG signal in red and filtered signal in blue; (b) raw PPG signal in red and filtered signal in blue.

In order to improve the quality of the signals, a second processing stage was implemented to eliminate noise generated by the user's movements or potential cardiac problems that may manifest themselves in the ECG signals. For this purpose, a time–frequency analysis was performed using the Matlab Wavelet Toolbox [34].

For the ECG signal, a four-level decomposition was performed using the fourth-order wavelet of the Symlets family 'sym4', which is characterized by its similarity to the QRS complex, making it an ideal choice for R-peak detection [35]. In the wavelet transform, the information contained in the high frequencies is analyzed with greater precision at a smaller scale, while it is focused on the low frequencies at a larger scale. In this context, the results of the detail coefficients 2 and 4 of the decomposition are used. Coefficient 2 contains high-frequency information that allows us to identify the QRS complex and emphasize the R-peak of the signal. On the other hand, coefficient 4 contains low-frequency information, which in some cases facilitates the representation of P- and T-waves in the ECG signal. This reconstruction procedure makes it possible to characterize the signals obtained in people with a weak pulse, where it may be difficult to recognize the R-peak, or in cases where the ECG derivation obtained represents the QRS complex negatively. Figure 4a shows the original signal, characterized by significant variation and noise that make it difficult to identify the components of the ECG signal, together with the result of the reconstruction using the wavelet transform. Figure 4b shows another signal with the QRS complex in the negative, together with the result of the processing performed. The points highlighted in red indicate the identified R-peaks.

In the case of the PPG signals, the wavelet transform is used to smooth the signal obtained in the first stage of processing in order to obtain a signal that clearly identifies the peak that characterizes the systolic contraction, the phase of the cardiac cycle in which blood is being forced into the arteries. This procedure was performed according to the method described in [36], which involves decomposing the signal into different levels of detail, followed by a denoised reconstruction of the original signal. This type of processing allows for the characterization of a PPG signal, especially in those cases where the level of luminosity around the sensor and possible involuntary movements of the user have generated noise during the data acquisition, considering that the measurement points defined on the fingers and toes can be prone to this type of noise sources.

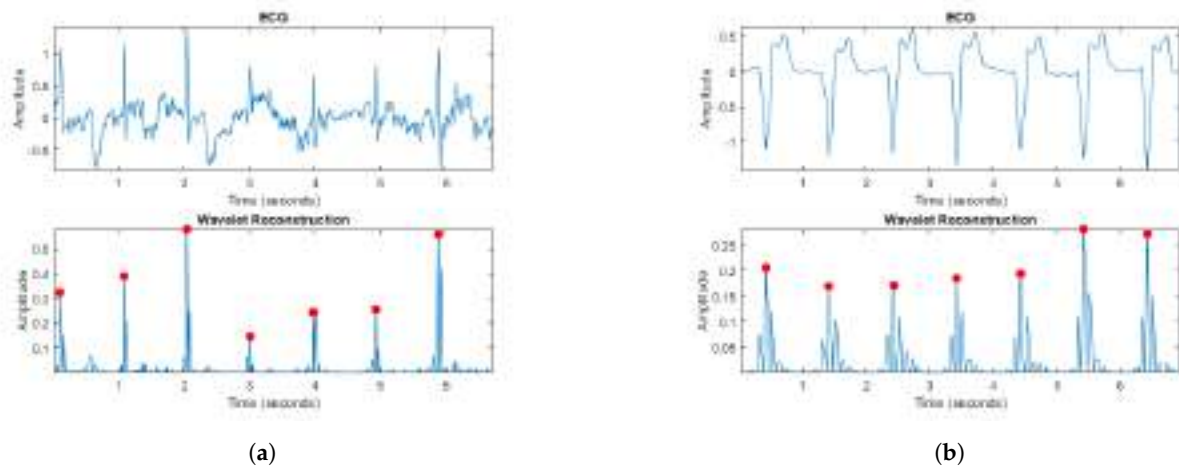


Figure 4. (a) ECG signal with variation and noise and result of wavelet processing; (b) ECG signal with negative QRS complex and result of wavelet processing. The points highlighted in red indicate the identified R-peaks.

Figure 5a shows the initial result of the PPG signal processing, highlighted in red, together with the reconstructed signal, highlighted in blue. An improvement in signal clarity is observed, which facilitates identification of the systolic contraction point. On the other hand, Figure 5b shows an initial signal with significant noise, highlighted in red, but the reconstruction result clearly describes the original signal, being clear and of sufficient quality for further analysis. These two extreme cases illustrate the ability of the processing to improve the quality of the signal from a clean initial signal to one with a high level of noise. This processing is different from traditional smoothing techniques, which are based on a smoothing factor that can vary from case to case, making it difficult to adapt the algorithm to different situations and not guaranteeing effective signal denoising.

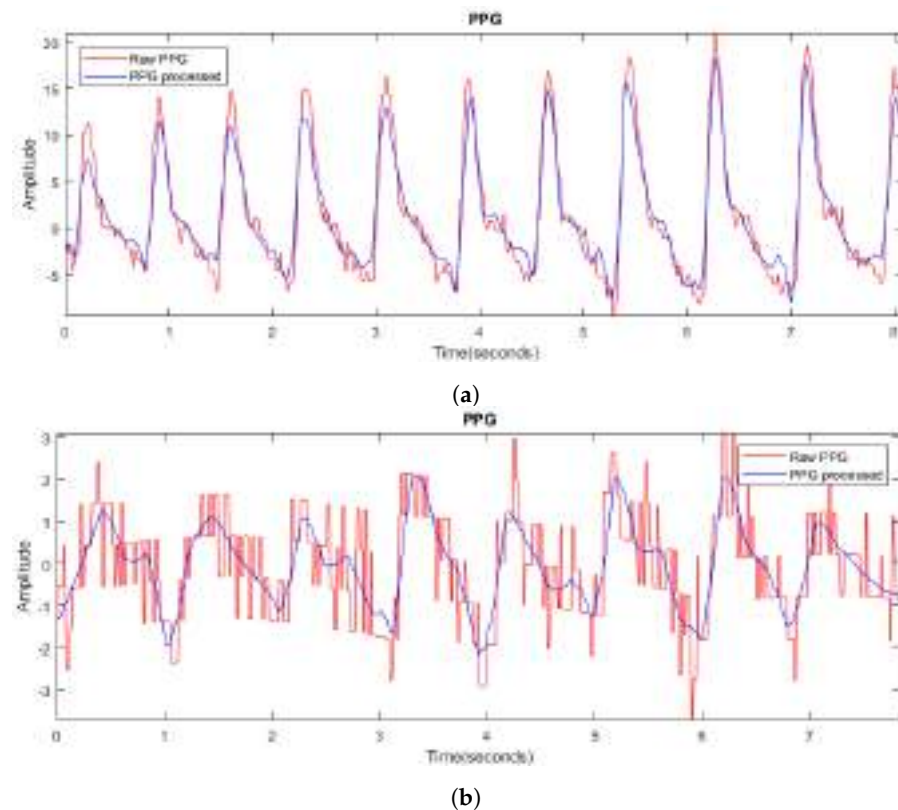


Figure 5. (a) Original signal of PPG 1 (in red) and its result after processing (in blue); (b) original signal of PPG 2 (in red) and its result after processing (in blue).

2.4. HRV and PTT Calculation

After processing the ECG and PPG signals, the characteristic points of these signals are extracted to determine the HRV and PTT parameters. For this purpose, the R-peaks in the ECG signal and the systolic amplitude in the PPG, called the S-point in this context, are identified.

An algorithm has been developed to identify the peaks of each signal. In the case of the ECG, the algorithm begins to evaluate the signal and detects an R-peak when a predefined threshold based on the signal magnitude is exceeded. In addition, a minimum time interval between consecutive peaks is set to ensure accurate identification. This information is used to calculate HRV, expressed as the approximate number of beats per minute. For the PPG signal, the algorithm uses the frequency of the R-peaks identified in the ECG to estimate the time of occurrence of each S-peak. This information is correlated because they represent the same phase of the cardiac cycle.

Because the ECG and PPG signals are acquired simultaneously, the PTT parameter can be determined as the time difference between the S-point on the PPG and the preceding R-peak on the ECG. Therefore, PTT_h and PTT_f are defined as the pulse transit time from when the blood leaves the heart to when it is reflected in the fingers and toes of the hand, respectively. Figure 6 shows the result of processing an ECG signal in blue and PPG in red, together with an example of the result of identifying R- and S-points, the latter measured on both the hand and foot. In addition, the graphs illustrate the PTT_h and PTT_f parameters.

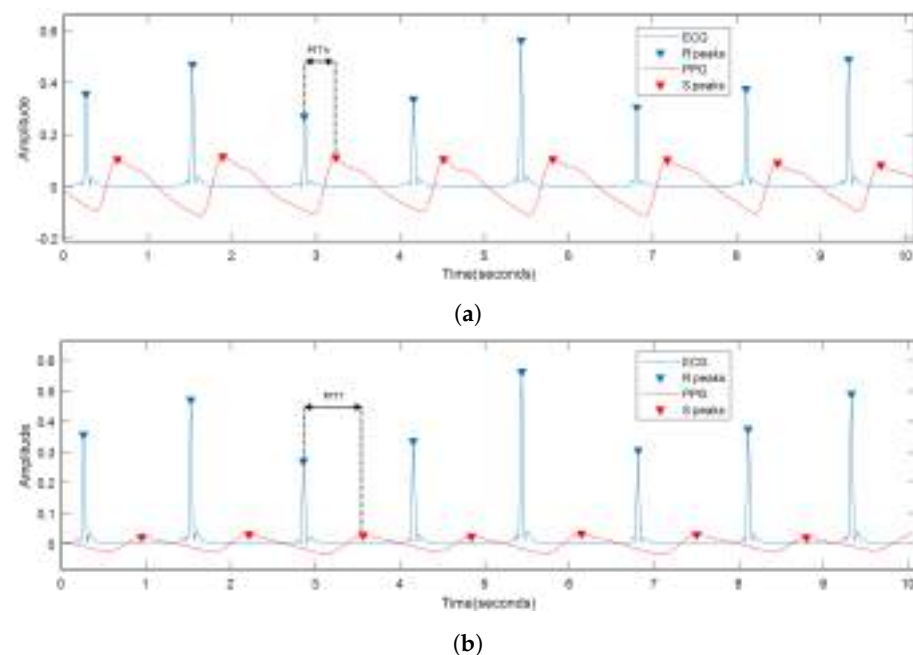


Figure 6. (a) ECG and PPG signal measured on the hand. Identification of the R- and S-peaks; (b) ECG and PPG signal measured on the foot. Identification of R- and S-peaks.

2.5. Pulse Wave Velocity

Once the time it takes for the blood pulse wave to travel from the heart to the fingers and toes has been determined, it is essential to calculate the distance traveled to determine the pulse wave velocity.

2.5.1. Arterial Length

Calculating the exact length of the arteries and capillaries that make up the circulatory system is not an easy task. Although it is possible to physiologically describe the arterial tree and make an approximate estimate of its length, this measurement would not be completely accurate due to anatomical variations between individuals. Previous studies, such as [18], establish a mathematical model between people's height and arterial lengths.

The formulas developed take into account the length of the brachial artery to the elbow and the distance from the heart to the ankle. However, these formulas are not applicable in this work because the measuring points do not coincide. Therefore, it is proposed to find a new mathematical relationship to estimate the approximate length of the arteries and blood vessels that carry blood from the heart to the fingers and toes.

The route of blood from the heart to the fingers is through the axillary artery, which then continues to the brachial artery and reaches the ulnar and radial arteries, where it is finally distributed to the blood vessels and capillaries of the fingers. The path to the toes, on the other hand, is more extensive, starting from the aorta, which bifurcates into the right and left iliac arteries of each lower extremity and then passes through the tibial arteries until it reaches the dorsalis pedis and plantar arch, which are responsible for carrying the blood flow to the vessels of the toes. Once the blood path has been identified, this study proposes three lengths to estimate these distances according to each side of the body. The lengths of the left and right arteries and the plantar artery represent the distance from the heart to the hallux of each foot.

- Right/Left arm artery: The length of the brachial arteries is measured from the end of the left clavicle attached to the sternum to the tip of each index finger.
- Right/Left artery: The set of arteries that carry blood from the heart to the heel. The distance is measured from the end of the left clavicle, similar to the previous case, directly to the heel.
- Plantar artery: The length is measured from the heel to the midpoint of the hallux.

Figure 7 illustrates a schematic of the proposed measurements to characterize the distances traveled on each side of the body, with the right side highlighted in red and the left side highlighted in blue.

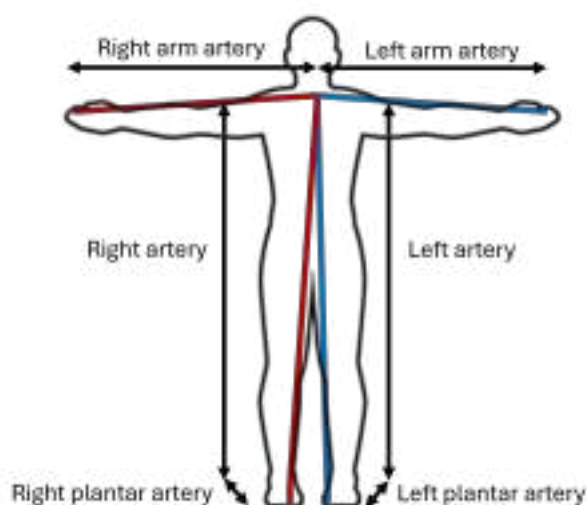


Figure 7. Proposed distances for the arteries on each side of the body. The right side is shown in red, and the left side is shown in blue.

Arterial length data were collected from a group of 35 individuals of different ages, sexes, heights, and physical characteristics. A least-squares fit was performed on these data to achieve a mathematical optimization that allowed for an automatic approximation of arterial lengths as a function of height in meters (m). This process resulted in the estimation of the coefficients of a continuous function that models and approximates the data. Five different equations were established to describe the lengths of the right (*RA*) and left (*LA*) arm arteries, the right (*AR*) and left (*AL*) arteries, and the plantar artery (*PA*), all as a function of height (*H*).

$$RA = -0.5263H^2 + 2.201H - 1.311 \quad (1)$$

$$LA = -0.5018H^2 + 2.083H - 1.245 \quad (2)$$

$$AR = -0.3993H^2 + 1.967H - 0.8949 \quad (3)$$

$$AL = -0.5543H^2 + 2.488H - 1.336 \quad (4)$$

$$PA = -0.2921H^2 + 1.055H - 0.736 \quad (5)$$

To calculate the total distance from the heart to the hallux of each foot, it is necessary to sum the lengths of the right (AR) and left (AL) arteries together with the measurement of the plantar artery (PA). Consequently, the parameters AR_f and AL_f are defined to characterize these combined distances.

2.5.2. PWV Calculation

Once the distances and PTT to the measurement points of the PPG signals have been determined, it is possible to define PWV as the quotient between these two parameters, expressed in units of meters per second (m/s). Therefore, the PWV to the toe (PWV_f) and the PWV to the fingertip (PWV_h), both on the right and left side, are determined according to the following expressions:

$$PWV_{rf} = \frac{AR_f}{PTT_{rf}} \quad (6)$$

$$PWV_{lf} = \frac{AL_f}{PTT_{lf}} \quad (7)$$

$$PWV_{rh} = \frac{RA}{PTT_{rh}} \quad (8)$$

$$PWV_{lh} = \frac{LA}{PTT_{lh}} \quad (9)$$

Where PTT_{rf} and PTT_{lf} are the time between the R-peak of the ECG and the S-peak of the PPG measured at the right and left toes, respectively. PTT_{rh} and PTT_{lh} are the time to reach the right and left fingertips, respectively.

2.6. ABI Calculation

In this study, it is proposed to relate the PWV to determine the ABI. For this purpose, the ABI is defined as the quotient between the PWV measured up to the foot and the PWV obtained up to the hand on both sides of the body, expressed by the following equations.

- Right ABI:

$$ABI_r = \frac{PWV_{rf}}{PWV_{rh}} \quad (10)$$

- Left ABI:

$$ABI_l = \frac{PWV_{lf}}{PWV_{lh}} \quad (11)$$

The proposed ABI calculation is performed for each measurement point, i.e., for each ECG R-peak in relation to the next PPG S-peak, both in the hand and in the foot. In this way, a specific number of measurements is obtained according to the amount of data available.

The measurement system is complemented by a desktop software application for computers developed in the Matlab App Designer tool [37]. This programming includes the creation of a graphical user interface (GUI), as well as the necessary algorithms for signal processing, including the calculation of the ABI according to the methodology proposed in this work. The final ABI value corresponds to the arithmetic mean of the data evaluated at 30-s intervals.

The GUI provides a visualization of the acquired ECG and PPG signals in addition to a slider that allows for the selection of the time period to analyze the data. This is useful in case involuntary movements have affected the measured signals.

3. Results

3.1. System Validation

The validation of the system included the assessment of its accuracy compared with the conventional ABI measurement method. The study included 22 subjects: 13 men and 9 women, aged between 46 and 86 years (mean age 64.3 years), diagnosed with diabetes mellitus and at risk for PAD. The study was conducted at the San Juan Medical Center in Alicante, Spain, with the approval of the Ethics Committee of the Health Department of the General Hospital of Alicante. Before the start of the examination, each participant signed an informed consent form to participate in the study. During the medical evaluation, general information was collected, including age, body weight, smoking habits, and diet.

The examination of each patient began with a vascular examination to measure the ABI using the traditional method. Subsequently, the evaluation was performed with the system developed in this work. The experimental protocol included a rest period of 5 to 10 mins before each test, with the patient being in the supine decubitus position.

3.1.1. ABI Measurement by Vascular Exploration

The ABI measurement procedure by vascular exploration was performed by medical personnel specialized in podiatry. It was performed using a sphygmomanometer with pressure cuff and a Bidop V3 vascular Doppler device. The patient was placed in the supine decubitus position, and the pressure cuff was placed above the elbow flexion point to locate the brachial artery. The Doppler equipment was then turned on, and SBP was recorded based on the sounds generated across the artery due to pressure changes. The same procedure was repeated on both ankles, with the cuffed sphygmomanometer placed over the malleoli and SBP measured over the pedal artery at the instep and posterior tibial artery behind the ankle. Figure 8 shows an example of the device setup and arterial locations.

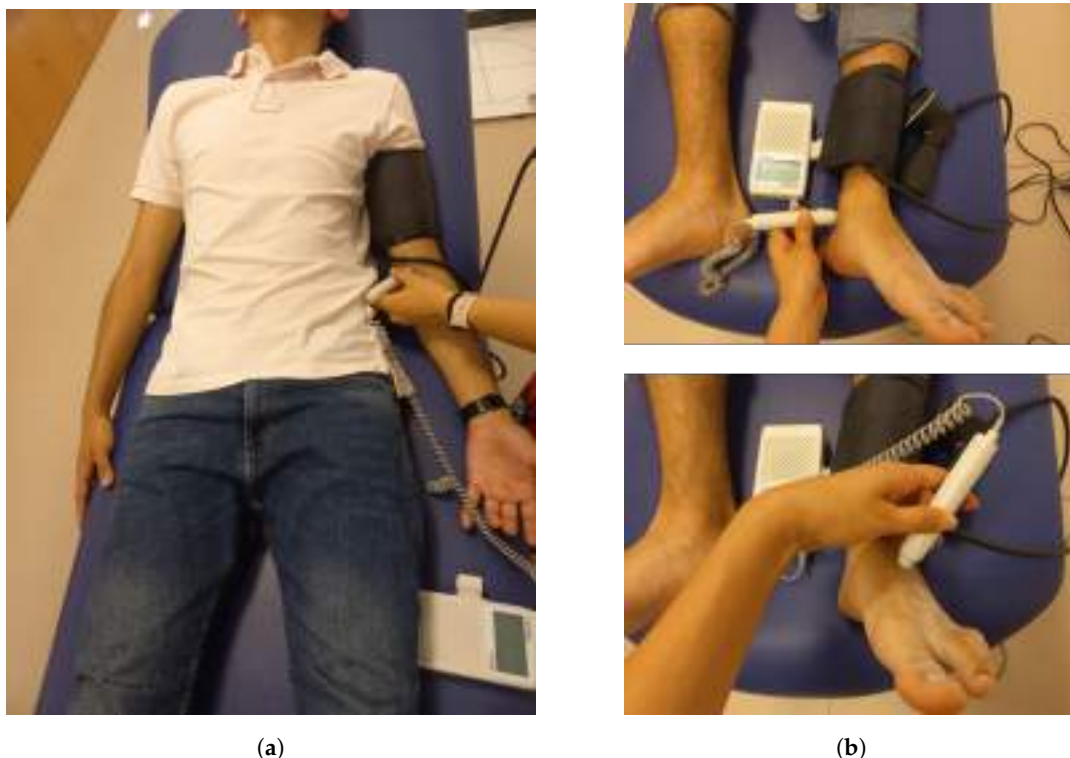


Figure 8. (a) Location of the brachial artery in the arm; (b) locations of the dorsalis pedis and posterior tibial arteries.

3.1.2. ABI Measurement Using the Developed System

The ECG and PPG signals are recorded simultaneously, starting with one pair of limbs, either the right or left hands and feet, and then moving to the other set. Similar

to the conventional method, the patient must remain lying down. The patient's height is recorded, and the two electrodes necessary for the acquisition of the ECG signal are placed, one in the left axillary region and the other on the line dividing the pectoral muscles. Next, the cables that facilitate the transmission of the signal from the electrodes to the acquisition device are connected, following the arrangement of the ECG_P and ECG_N inputs. In order to obtain the PPG signals, it is essential to ensure the correct positioning of the fingers so that the sensor is completely covered and there is optimal contact between the fingertip and the device, without exerting excessive pressure. This is performed according to the recommendations in Section 2.2.3. Signal acquisition is performed for 90 s on each side of the body. Once acquired, the data are visualized and processed in the developed application hosted on a computer. This application displays the corresponding ABI value. It is important to note that this result is the arithmetic mean of the data collected over a period of at least 30 s. Figure 9 shows an individual in the supine position and the setup configuration for acquiring measurements with the developed system and a computer where the data are stored and which has the GUI for its visualization.



Figure 9. Subject in supine position and configuration of the measurement acquisition system and a computer with the data display interface.

3.2. Validation Results

During the medical evaluation, additional information was collected for each patient, including clinical variables such as body weight, time since diagnosis of diabetes, and smoking habits, which may be related to the degree of PAD.

To facilitate the analysis of the results, Table 1 presents the data collected from the 22 subjects who participated in the validation study. The information is presented by sex and includes the ABI obtained with the traditional method and with the system developed in this work, together with data related to age, body weight and height.

In order to improve the visualization of the obtained ABI results, it is suggested to generate a comparative graph of the results obtained with the two calculation methods. This comparison is shown in Figure 10. The abscissa axis represents the 22 patients, and the ordinate axis represents the difference between the ABI results obtained with the traditional method and those obtained with the developed system. In order to evaluate the degree of agreement between the two measurement methods, a range of ± 0.1 difference is established to determine the degree of accuracy and variability of the proposed system. In the graphs, a horizontal line is included to delimit the defined difference range, which facilitates the identification of the number of results within and outside the established tolerance interval. The upper part of the figure represents the difference between the data obtained from the right ABI, while the lower part shows the difference between the data obtained from the left ABI.

Table 1. Subject information and ABI measurement results using the traditional method and developed system.

Subject	Sex	Age	Body Weight (Kg)	Height (m)	Traditional Method		Developed System	
					Right ABI	Left ABI	Right ABI	Left ABI
1	Female	77	76	1.535	1.03	1.12	1.083	1.137
2		61	59	1.53	1.18	1.20	1.132	1.104
3		46	93	1.64	1.10	1.13	1.018	1.118
4		56	93.5	1.63	1.35	1.23	1.071	1.099
5		52	46.5	1.465	1.14	1.14	1.079	1.014
6		66	75.3	1.48	1.11	1.11	1.107	1.021
7		74	60.5	1.55	1.21	1.26	1.199	1.166
8		79	75.2	1.49	1.17	1.05	1.081	1.245
9		64	70	1.535	1.18	1.12	0.960	1.204
10	Male	54	87	1.64	1.02	1.01	0.932	0.974
11		73	71	1.63	>1.30	>1.30	1.309	1.348
12		47	83.1	1.875	1.19	1.19	0.931	0.909
13		49	79	1.79	1.18	1.20	1.066	1.005
14		86	72	1.65	1.20	1.32	1.110	1.099
15		75	96.5	1.64	1.08	1.23	0.918	1.000
16		67	57.8	1.78	1.26	1.21	1.348	1.326
17		64	108.7	1.71	1.07	1.14	1.134	1.061
18		48	66	1.73	1.09	1.15	1.063	1.207
19		55	79.3	1.68	1.16	1.26	1.079	1.112
20		66	91	1.695	1.00	0.89	1.078	0.896
21		83	93.5	1.61	1.30	1.30	1.064	1.136
22		73	53.5	1.66	1.21	1.27	1.155	1.246

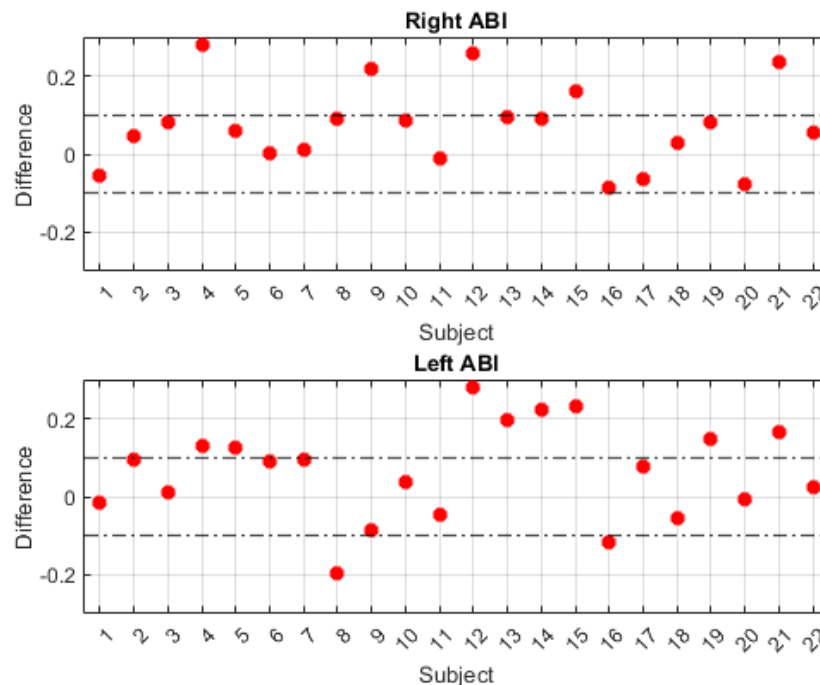


Figure 10. Comparison of right and left ABI measurements obtained with the traditional method and with the system developed in this work.

According to the validation results presented in Table 1 and Figure 10, a total of 17 right ABI measurements obtained from the subjects were found to be within the established tolerance interval, representing 77.3% of the total. With respect to the left ABI results, 12 measurements were found to be within the concordance interval of ± 0.1 , representing

54.54% of the total subjects. Overall, when considering measurements from both sides of the body, a total of 29 measurements, representing 65.9% of subjects, were found to be within the established precision interval.

In terms of sex, the results show that for female subjects, 77.78% of the ABI measurements on the right side had a difference of less than 0.1, while this percentage was 66.67% on the left side. For male subjects, 76.92% of the ABI measurements on the right side had a difference of less than 0.1 with respect to the standard, while this value was 46.15% on the left side.

On the other hand, the Bland–Altman method [38] is a graphical tool that is widely used to compare two measurement methods, allowing their accuracy to be evaluated and providing a relevant clinical interpretation. This type of graph shows the difference between the results obtained with the two methods compared with the mean of these results [39]. The horizontal lines of the graph represent the mean of the differences and the limits of agreement, which are defined as 1.96 times the standard deviation of the mean difference. This range of agreement provides a frame of reference within which most of the differences between measurements made with the two methods are expected to be found. In this context, the application of this method is essential for evaluating the reliability and appropriateness of the results obtained in this study, especially with regard to the potential clinical application of the developed system. Figure 11 illustrates the Bland–Altman graphical analysis for this study based on measurements performed on both sides of the body. In this graph, the red lines represent the mean of the differences between the methods, while the black lines indicate the limits of agreement.

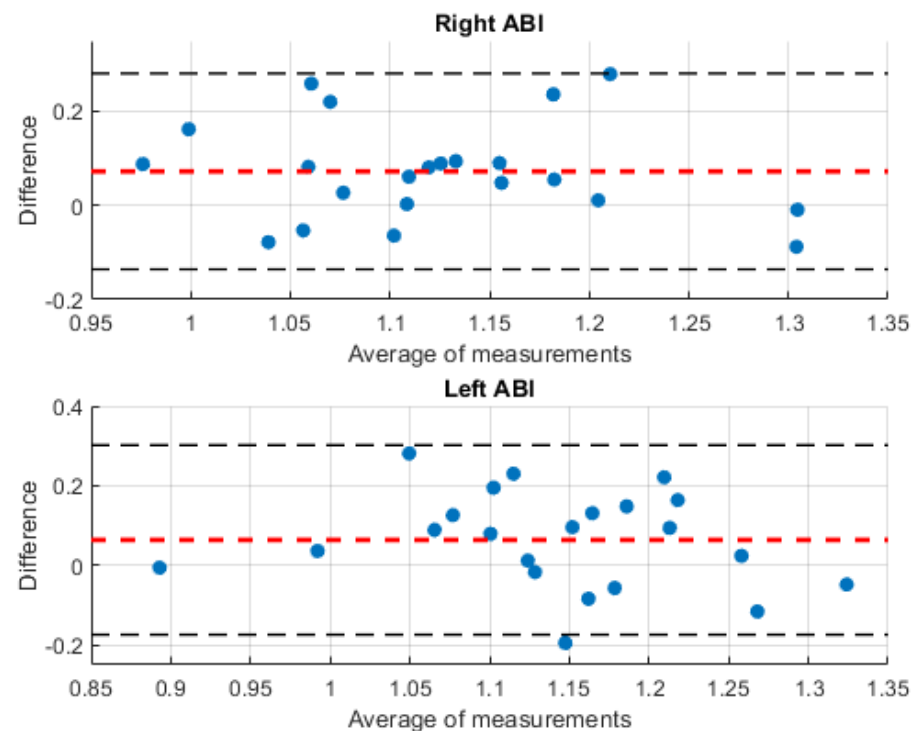


Figure 11. Bland–Altman plot comparing the ABI obtained with the traditional method and the ABI calculated with the developed system. The red lines represent the mean of the differences between the methods, while the black lines indicate the limits of agreement, the blue dots represent the difference between the results obtained with the two methods compared to the mean of these results.

4. Discussion and Conclusions

This study presents a system consisting of two electronic devices that allow for the simultaneous acquisition of ECG and PPG signals to calculate PWV and thus determine the ABI value on each side of the body. The PPG signals are recorded from both hands and feet. These devices are designed to be portable and non-invasive to ensure patient comfort and ease of use in both clinical and home settings. The MAX86150 sensor was selected for the design because of its high performance and accuracy in obtaining ECG and PPG measurements. This sensor offers an advanced manufacturing design that ensures efficient acquisition of the signal spectrum, which simplifies post-processing. For the signals, an algorithm has been developed to identify the characteristic parameters related to the ECG R-peak and the systolic amplitude of the PPG signal. This algorithm is divided into two distinct stages: in the first stage, a high-pass filter is applied to remove any measurement noise induced by the electrical signal; then, in the second stage, the wavelet transform is used for signal reconstruction and noise removal. There are several signal processing techniques that have proven effective in pattern recognition and arrhythmia identification in electrocardiogram (ECG) signals. Among these techniques are the application of wavelet transforms and machine learning methods [40,41]. In the context of this work, these techniques could be used. However, the signal decomposition strategy and the application of the wavelet transform 'sym4' proved to be simple and robust enough for the analysis of ECG signals. This second step was fundamental to validate the processing of different lead signals obtained in the ECG as well as to evaluate the cases in which the pulses are weak. Although the proposed system is designed for ambulatory and clinical use and with patients at rest, it could be affected by possible interferences or movements of the patient. Therefore, a signal processing approach divided into two sections has been chosen to mitigate such problems.

This study proposes a set of three distances that describe the trajectory of blood through the arteries to the fingers and toes. The goal is to achieve a mathematical optimization that automatically estimates the arterial lengths as a function of each individual's height. The time and distance from the heart to the PPG measurement points are calculated to obtain the corresponding PWV. In addition, the ABI is defined as the ratio of the PWV obtained at the foot to the PWV obtained at the hand.

After highlighting some of the design features of the developed system, the results of the experiments performed to validate the system at the medical level are discussed. For this purpose, the results obtained are compared with those of the traditional clinical procedure, which has been established as the gold standard for the diagnosis of PAD [6]. The results of the 22 patients who participated in the experiment are detailed in Table 1. In addition, the graphs in Figure 10 are used to compare the concordance results obtained for each patient. A variation interval between -0.1 and $+0.1$ was defined to analyze the degree of agreement of each result. This interval is defined to evaluate the accuracy of the developed system in comparison with the gold standard used. Because the intervals defining the diagnosis are very sensitive values that can lead to misdiagnosis, it has been considered that the results obtained with the proposed system, which present values lower than 0.9 and higher than 1.3 with a variation of ± 0.1 with respect to the traditional procedure, are not considered dangerous, at least in this first medical validation study.

Figure 10 shows two graphs that illustrate the correlation of the errors between the measurements obtained with the standard method and those obtained with the system proposed in this work. The graphs differentiate the number of results that fall within the acceptable evaluation range established in this research. Of the 44 results, 29 (66%) were within this range. However, upon closer analysis of the results obtained with the proposed system, it was observed that the mean absolute error (MAE) of the 44 measurements, considering both sides of the body, was 0.1051. This value indicates a fit very close to 0.1, which supports the results of previous studies that have already demonstrated the feasibility of implementing PPG signals for ABI measurement at the clinical level [16]. Considering the sex of the participants, 72.22% of the results obtained from female participants fell within

the agreement interval of ± 0.1 . The MAE for the differences between the measurements was 0.0939, which is less than 0.1, indicating significant agreement between the measurements using both methods. This initial study suggests that the system developed in this work may help to improve the diagnosis of PAD in women. This is particularly relevant given the observed increase in cases in recent years [42]. For the male participants, the results show that 61.54% of the measurements fell within the range of agreement, with an inter-measurement MAE of 0.1129. Although the mean variation of the measurements is slightly above 0.1, increasing the sample size and improving the adaptation of the arterial lengths would increase the sensitivity and accuracy of the developed system.

The results derived from the Bland–Altman graphical analysis, Figure 11, show that for both the right and left ABI, the estimation errors of the results obtained with the proposed system with respect to the standard measurements were distributed within the 95% confidence interval. In both cases, 21 out of 22 measurements were within this interval, indicating satisfactory agreement. Furthermore, the Root Mean Square Error (RMSE) is 0.3396 for the right ABI agreement analysis and 0.2991 for the left ABI. This statistical analysis highlights the consistency and accuracy of the proposed system in assessing ABI compared to the standard method, which reinforces its clinical validity and potential usefulness in healthcare settings. Regarding the atypical result observed in a subject outside the confidence interval, it is important to note that his clinical history reveals complications in his cardiac system that affect blood circulation through the arteries. Therefore, it is important to perform an evaluation of a group of subjects with similar cardiac problems to investigate and better understand how these conditions may affect the reliability of the results. This further investigation will identify strategies to improve the accuracy and interpretation of results in patients with cardiovascular complications, which will strengthen the validity and usefulness of this study in a clinical context.

In the case of subject 11, it was not possible to obtain a quantitative value of the patient's arterial health during vascular exploration using the standard method. This finding was associated with a high degree of arterial obstruction, suggesting the presence of arterial calcification, a common condition in diabetic patients with chronic kidney damage [43]. In this context, in these types of patients, the ABI value is expected to be higher than 1.3, indicating arterial incompressibility in the lower extremities [44]. However, the system developed in this work allowed for the determination of a quantitative value of the subject's arterial health status. The results showed a value greater than 1.3 on both sides of the body, as shown in the results table. The ABI value reported by the standard method was assumed to be >1.3 . This finding suggests that the system may be useful in evaluating patients with arterial obstruction and calcification.

It is worth noting that there are currently no medical validation studies in the scientific literature that establish the relationship between PWV and ABI as investigated in this study. The results demonstrate a high degree of agreement and accuracy, suggesting that PWV may be clinically useful in improving the diagnostic process for PAD, particularly in primary care settings. This finding is a notable improvement as it has the potential to alleviate the difficulties associated with conventional vascular assessment methods. The measurement of PWV, a non-invasive and simple technique, could reduce the time needed to diagnose PAD, benefiting patients and healthcare providers alike.

Future research should aim to validate these findings in a larger and more diverse population. In addition, the feasibility of integrating PWV measurement to determine ABI into routine clinical practice should be evaluated.

On the other hand, the integration of artificial intelligence techniques to adapt the model to the individual characteristics of each subject may be beneficial to improve the accuracy in estimating the distances traveled by blood flow in the arteries. This strategy could reduce discrepancies between model predictions and clinical data.

Author Contributions: Conceptualization, J.D.R.-A., E.C.-L. and J.M.S.-N.; methodology, J.D.R.-A., E.C.-L. and J.M.S.-N.; software, J.D.R.-A. and J.M.-C.; hardware, J.D.R.-A., J.M.-C. and J.M.V.-S.; validation, J.D.R.-A., J.M.S.-N., E.C.-L. and A.G.-S.; formal analysis, J.D.R.-A., J.M.S.-N., E.C.-L. and A.G.-S.; investigation, J.D.R.-A., J.M.S.-N. and E.C.-L.; resources, J.D.R.-A., J.M.S.-N. and E.C.-L.; data curation, J.D.R.-A., J.M.-C. and J.M.V.-S.; writing—original draft preparation, J.D.R.-A. and J.M.S.-N.; writing—review and editing, J.D.R.-A., J.M.V.-S. and J.M.S.-N.; supervision, J.D.R.-A., E.C.-L. and J.M.S.-N.; project administration, J.D.R.-A. and J.M.S.-N., funding acquisition, J.M.S.-N. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research was funded by Agencia Estatal de Investigación (AEI) through the PID2022-138206OB-C32 project and by Conselleria d'innovació, Universitats through the project CIPROM/2022/16.

Institutional Review Board Statement: This study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Ethics Committee of the Health Department of the General Hospital of Alicante. Registration code: PI2021-131 (1 December 2021).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: Data are contained within the article.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest.

References

1. Peripheral Artery Disease. Available online: <https://www.heart.org/en/health-topics/peripheral-artery-disease> (accessed on 1 March 2024).
2. Golledge, J. Update on the pathophysiology and medical treatment of peripheral artery disease. *Nat. Rev. Cardiol.* **2022**, *19*, 456–474. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
3. Crawford, F.; Welch, K.; Andras, A.; Chappell, F.M. Ankle brachial index for the diagnosis of lower limb peripheral arterial disease. *Cochrane Database Syst. Rev.* **2016**, *14*, 9. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
4. Fowkes, F.G.R.; Rudan, D.; Rudan, I.; Aboyans, V.; Denenberg, J.O.; McDermott, M.M.; Norman, P.E.; Sampson, U.K.; Williams, L.J.; Mensah, G.A.; et al. Comparison of global estimates of prevalence and risk factors for peripheral artery disease in 2000 and 2010: A systematic review and analysis. *Lancet* **2013**, *382*, 1329–1340. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
5. Selvin, E.; Wattanakit, K.; Steffes, M.W.; Coresh, J.; Sharrett, A.R. HbA1c and peripheral arterial disease in diabetes: The Atherosclerosis Risk in Communities study. *Diabetes Care* **2006**, *29*, 877–882. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
6. Donohue, C.M.; Adler, J.V.; Bolton, L.L. Peripheral arterial disease screening and diagnostic practice: A scoping review. *Int. Wound J.* **2020**, *17*, 32–44. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
7. McDermott, M.M. Ankle brachial index as a predictor of outcomes in peripheral arterial disease. *J. Lab. Clin. Med.* **1999**, *133*, 33–40. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
8. Aboyans, V.; Criqui, M.H.; Abraham, P.; Allison, M.A.; Creager, M.A.; Diehm, C.; Fowkes, F.G.R.; Hiatt, W.R.; Jönsson, B.; Lacroix, P.; et al. Measurement and interpretation of the ankle-brachial index: A scientific statement from the American Heart Association. *Circulation* **2012**, *126*, 2890–2909. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
9. Potier, L.; Abi Khalil, C.; Mohammedi, K.; Roussel, R. Use and utility of ankle brachial index in patients with diabetes. *Eur. J. Vasc. Endovasc. Surg.* **2011**, *41*, 110–116. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
10. Resnick, H.E.; Lindsay, R.S.; McDermott, M.M.; Devereux, R.B.; Jones, K.L.; Fabsitz, R.R.; Howard, B.V. Relationship of high and low ankle brachial index to all-cause and cardiovascular disease mortality: The Strong Heart Study. *Circulation* **2004**, *109*, 733–739. [[CrossRef](#)]
11. Lundin, M.; Wiksten, J.P.; Peräkylä, T.; Lindfors, O.; Savolainen, H.; Skyttä, J.; Lepäntalo, M. Distal pulse palpation: Is it reliable? *World J. Surg.* **1999**, *23*, 252. [[CrossRef](#)]
12. Ramanathan, A.; Conaghan, P.J.; Jenkinson, A.D.; Bishop, C.R. Comparison of ankle-brachial pressure index measurements using an automated oscillometric device with the standard doppler ultrasound technique. *Anz J. Surg.* **2003**, *73*, 105–108. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
13. Whiteley, M.; Fox, A.; Horrocks, M. Photoplethysmography can replace hand-held Doppler in the measurement of ankle/brachial indices. *Ann. R. Coll. Surg. Engl.* **1998**, *80*, 96. [[PubMed](#)]
14. Beutner, F.; Teren, A.; Gielen, S.; Schuler, G.; Wirkner, K.; Tiller, D.; Loeffler, M.; Scholz, M. Automated photoplethysmography-based determination of ankle-brachial index: A validation study against Doppler sonography. *Clin. Res. Cardiol.* **2012**, *101*, 875–883. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
15. Amrani, S.; Eveilleau, K.; Fassbender, V.; Obeid, H.; Abi-Nasr, I.; Giordana, P.; Hallab, M.; Leftheriotis, G. Assessment of the systolic rise time by photoplethysmography in peripheral arterial diseases: A comparative study with ultrasound Doppler. *Eur. Heart J. Open* **2022**, *2*, oeac032. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

16. Perpetuini, D.; Chiarelli, A.M.; Cardone, D.; Rinella, S.; Massimino, S.; Bianco, F.; Bucciarelli, V.; Vinciguerra, V.; Fallica, G.; Percivalle, V.; et al. Photoplethysmographic prediction of the ankle-brachial pressure index through a machine learning approach. *Appl. Sci.* **2020**, *10*, 2137. [CrossRef]
17. Wu, H.; Ji, Z.; Li, M. Non-invasive continuous blood-pressure monitoring models based on photoplethysmography and electrocardiography. *Sensors* **2019**, *19*, 5543. [CrossRef] [PubMed]
18. Yamashina, A.; Tomiyama, H.; Arai, T.; Hirose, K.i.; Koji, Y.; Hirayama, Y.; Yamamoto, Y.; Hori, S. Brachial-ankle pulse wave velocity as a marker of atherosclerotic vascular damage and cardiovascular risk. *Hypertens. Res.* **2003**, *26*, 615–622. [CrossRef]
19. Zhu, H.; Gao, Y.; Cheng, H.; Lu, Y.; Cheang, I.; Xu, D.; Yao, W.; Xu, T.; Zhou, F.; Zhou, Y.; et al. Comparison of arterial stiffness indices measured by pulse wave velocity and pulse wave analysis. *Blood Press.* **2019**, *28*, 206–213. [CrossRef]
20. Lee, C.C.; Tsai, M.C.; Liu, S.C.; Pan, C.F. Relationships between chronic comorbidities and the atherosclerosis indicators ankle-brachial index and brachial-ankle pulse wave velocity in patients with type 2 diabetes mellitus. *J. Investig. Med.* **2018**, *66*, 966–972. [CrossRef]
21. Wu, P.H.; Lin, Y.T.; Wu, P.Y.; Huang, J.C.; Chen, S.C.; Chang, J.M.; Chen, H.C. A low ankle-brachial index and high brachial-ankle pulse wave velocity are associated with poor cognitive function in patients undergoing hemodialysis. *Dis. Markers* **2019**, *2019*. [CrossRef]
22. Becker, D.E. Fundamentals of electrocardiography interpretation. *Anesth. Prog.* **2006**, *53*, 53–64. [CrossRef]
23. Vecht, R.; Gatzoulis, M.A.; Peters, N. *ECG Diagnosis in Clinical Practice*; Springer Science & Business Media: London, UK, 2009.
24. Castaneda, D.; Esparza, A.; Ghamari, M.; Soltanpur, C.; Nazeran, H. A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. *Int. J. Biosens. Bioelectron.* **2018**, *4*, 195.
25. Slapničar, G.; Mlakar, N.; Luštrek, M. Blood pressure estimation from photoplethysmogram using a spectro-temporal deep neural network. *Sensors* **2019**, *19*, 3420. [CrossRef] [PubMed]
26. Townsend, R.R.; Wilkinson, I.B.; Schiffrin, E.L.; Avolio, A.P.; Chirinos, J.A.; Cockcroft, J.R.; Heffernan, K.S.; Lakatta, E.G.; McEniery, C.M.; Mitchell, G.F.; et al. Recommendations for improving and standardizing vascular research on arterial stiffness: A scientific statement from the American Heart Association. *Hypertension* **2015**, *66*, 698–722. [CrossRef] [PubMed]
27. Ghosh, S.; Banerjee, A.; Ray, N.; Wood, P.W.; Boulanger, P.; Padwal, R. Continuous blood pressure prediction from pulse transit time using ECG and PPG signals. In Proceedings of the 2016 IEEE Healthcare Innovation Point-Of-Care Technologies Conference (HI-POCT), Cancun, Mexico, 9–11 November 2016; pp. 188–191.
28. Pulse Transit Time for Cuff-Less BP from ECG and PPG. Available online: <https://www.hackster.io/protocentral/pulse-transit-time-for-cuff-less-bp-from-ecg-and-ppg-06c229#team> (accessed on 1 March 2024).
29. MAX86150. Available online: <https://www.analog.com/en/products/max86150.html> (accessed on 1 March 2024).
30. Teensy 4.0. Available online: <https://www.pjrc.com/store/teensy40.html> (accessed on 1 March 2024).
31. Golden, D.P.; Wolthuis, R.A.; Hoffer, G. A spectral analysis of the normal resting electrocardiogram. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **1973**, *20*, 366–372. [CrossRef] [PubMed]
32. Protocentral max86150 ppg and ecg ic Library. Available online: <https://www.arduino.cc/reference/en/libraries/protocentral-max86150-ppg-and-ecg-ic-library/> (accessed on 1 March 2024).
33. MATLAB. Available online: <https://es.mathworks.com/products/matlab.html> (accessed on 1 March 2024).
34. Wavelet Toolbox. Available online: <https://es.mathworks.com/products/wavelet.html> (accessed on 1 March 2024).
35. R Wave Detection in the ECG. Available online: <https://es.mathworks.com/help/wavelet/ug/r-wave-detection-in-the-ecg.html> (accessed on 1 March 2024).
36. Wavelet Interval-Dependent Denoising. Available online: <https://es.mathworks.com/help/wavelet/ug/wavelet-interval-dependent-denoising.html> (accessed on 1 March 2024).
37. App Designer. Available online: <https://es.mathworks.com/products/matlab/app-designer.html> (accessed on 1 March 2024).
38. Bland, J.M.; Altman, D. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* **1986**, *327*, 307–310. [CrossRef]
39. Mansournia, M.A.; Waters, R.; Nazempour, M.; Bland, M.; Altman, D.G. Bland-Altman methods for comparing methods of measurement and response to criticisms. *Glob. Epidemiol.* **2021**, *3*, 100045. [CrossRef]
40. Subasi, A.; Dogan, S.; Tuncer, T. A novel automated tower graph based ECG signal classification method with hexadecimal local adaptive binary pattern and deep learning. *J. Ambient. Intell. Humaniz. Comput.* **2023**, *14*, 711–725. [CrossRef]
41. Tuncer, T.; Dogan, S.; Plawiak, P.; Subasi, A. A novel Discrete Wavelet-Concatenated Mesh Tree and ternary chess pattern based ECG signal recognition method. *Biomed. Signal Process. Control.* **2022**, *72*, 103331. [CrossRef]
42. Patel, T.; Baydoun, H.; Patel, N.K.; Tripathi, B.; Nanavaty, S.; Savani, S.; Mojadidi, M.K.; Agarwal, N.; Patel, G.; Patel, S.; et al. Peripheral arterial disease in women: The gender effect. *Cardiovasc. Revascularization Med.* **2020**, *21*, 404–408. [CrossRef]
43. Rocha-Singh, K.J.; Zeller, T.; Jaff, M.R. Peripheral arterial calcification: Prevalence, mechanism, detection, and clinical implications. *Catheter. Cardiovasc. Interv.* **2014**, *83*, E212–E220. [CrossRef] [PubMed]
44. del Rincon, I.; Haas, R.W.; Pogolian, S.; Escalante, A. Lower limb arterial incompressibility and obstruction in rheumatoid arthritis. *Ann. Rheum. Dis.* **2005**, *64*, 425–432. [CrossRef] [PubMed]

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.

Article

Feasibility Study of Using Alternating Current Excitation to Obtain Electrodermal Activity with a Wearable System

Juan David Romero-Ante ¹, Juan Sebastián Montenegro-Bravo ¹, José María Vicente-Samper ²,
Vicente Manuel Esteve-Sala ³, Miguel Ángel de la Casa-Lillo ^{1,*} and José María Sabater-Navarro ¹

- ¹ Institute of Bioengineering, Miguel Hernández University of Elche, 03202 Elche, Spain; j.romero@umh.es (J.D.R.-A.); juan.montenegro@goumh.umh.es (J.S.M.-B.); j.sabater@umh.es (J.M.S.-N.)
² Department of Civil Engineering, University of Alicante, 03690 San Vicente del Raspeig, Spain; jm.vicentesamper@ua.es
³ Department of Software and Computer Systems, University of Alicante, 03690 San Vicente del Raspeig, Spain; vesteve@ua.es
* Correspondence: mcase@umh.es; Tel.: +34-966-658-872

Abstract: This study investigates the feasibility of using a wearable system with full-wave alternating current (AC) excitation to measure electrodermal activity (EDA). Typically measured using direct current (DC) excitation, EDA is often affected by signal drift due to electrode–skin polarisation. To address this, a portable device was developed that applies fixed-amplitude, full-wave AC signals and records EDA under controlled conditions. The electrical behaviour of the skin was also simulated using a multilayer model to analyse current propagation at different frequencies. The experimental procedure was conducted with ten healthy participants under controlled conditions. Two stages were carried out: the first compared the similarity of the skin conductance level (SCL) between DC and half-wave alternating current (AC) signals; the second analysed signal stability and skin response at full-wave AC excitation. Compared to DC, full-wave AC excitation demonstrated reduced signal drift, greater temporal stability, and enhanced measurement of the skin’s capacitive response. These findings support the adoption of AC excitation for EDA measurement, especially in ambulatory and real-time biomechanical applications where signal reliability and stability are essential.

Keywords: electrodermal activity (EDA); skin conductance level (SCL); direct current (DC); alternating current (AC); conductance; susceptance; biomechanical systems; wearable systems



Academic Editor: Manuel E. Hernandez

Received: 7 May 2025

Revised: 2 June 2025

Accepted: 6 June 2025

Published: 8 June 2025

Citation: Romero-Ante, J.D.; Montenegro-Bravo, J.S.; Vicente-Samper, J.M.; Esteve-Sala, V.M.; Casa-Lillo, M.Á.d.l.; Sabater-Navarro, J.M. Feasibility Study of Using Alternating Current Excitation to Obtain Electrodermal Activity with a Wearable System. *Sensors* **2025**, *25*, 3603. <https://doi.org/10.3390/s25123603>

Copyright: © 2025 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Electrodermal activity (EDA) is based on the measurement of skin impedance or electrical conductance. It is a commonly used parameter for assessing physiological and emotional states, such as stress levels, and provides relevant information in situations of tension or anxiety [1,2]. Furthermore, EDA is employed in user experience studies to analyse individuals’ emotional responses when interacting with different products, interfaces or environments [3].

Changes in skin conductance, measured in microsiemens (μS), are determined by measuring the electrical resistance between two electrodes placed on the skin. The resulting signal consists of two main components: the skin conductance level (SCL) and the skin conductance response (SCR). SCL reflects basal sweat glands activity in the absence of external stimuli and is calculated as the average of measurements taken at rest [4]. In contrast, SCR evaluates transient changes in conductance induced by specific stimuli, such

as emotional or cognitive events [5]. These changes appear in the phasic component of the EDA signal, manifesting as peaks superimposed on the SCL that return to baseline over time [4].

SCL has been employed in the assessment of user adaptation and experience in biomechanical and rehabilitation systems [6,7], where the analysis of the tonic component of the EDA signal has enabled the quantification of physiological response changes in subjects. Based on this signal, control strategies have also been developed to enable the dynamic adaptation of robot-assisted therapies, particularly in virtual reality environments [8]. SCR has been widely used in emotion recognition systems linked to specific events, as it reflects physiological activation patterns in response to situations involving stress, fear, or calmness, thus providing valuable insights into individual behaviour [9–11]. Moreover, both SCL and SCR have proven to be useful tools for monitoring neurological disorders, such as peripheral neuropathy (PN), by facilitating the tracking of disease progression [12–14].

However, the effectiveness of these applications depends not only on how EDA is interpreted, but also on the reliability of the signal acquisition process. The exosomatic measurement of EDA is usually performed by voltage or direct current (DC) excitation due to its instrumental and analytical simplicity [15]. This method has a limitation related to the polarisation effect on the electrode–skin interface [5]. The accumulation of charges on the electrodes generates an electromotive force (EMF) that induces a voltage opposite to the applied signal, affecting the reference potential and introducing variability in the measured conductance values. Although this effect is not always immediate, it becomes increasingly significant over time, especially during prolonged recordings, where it can lead to substantial signal distortion [5]. This results in signal drift, which does not reflect actual changes in tissue or glandular activity but rather artefacts caused by electrode polarisation. This drift affects the stability of the measurement and makes it difficult to obtain reliable conductance values. In this case, the use of alternating current (AC) mitigates this problem, as the cyclic inversion of polarity minimises the induced EMF and reduces electrode polarisation [5].

In addition, the skin exhibits capacitive behaviour, allowing it to store and release electrical charge. This effect depends on the structure of the epidermis and dermis, where sweat glands modulate EDA [16]. When an AC signal is applied, cell membranes behave as capacitors, allowing the current flow to reverse in each cycle [5]. This process results in continuous charging and discharging, enabling the measurement of both conductance and susceptance, the latter being associated with the capacitive component of the skin. In contrast to DC excitation, which primarily captures the electrical potential related to the stratum corneum [17], AC-based measurements allow for a more comprehensive analysis of the skin's bioelectrical state, providing a more accurate reflection of its physiological response.

Studies such as [18] have explored the use of unipolar AC signals for EDA measurement and have demonstrated their effectiveness in assessing sweat levels across different body areas. These measurements are obtained using a single active electrode and a common reference electrode placed elsewhere on the body, which enables the evaluation of sweating patterns. Similarly, ref. [17] compared EDA measurements using AC and DC excitation signals, finding a high correlation between both methods when using a frequency of 20 Hz in AC. Although the AC signal used was half-wave, i.e., without a negative component, the results support the validity of this methodology and position it as a promising alternative to the traditional DC technique. However, further studies are required to confirm its superiority. In this context, ref. [5] suggests that further research in this area will allow a deeper analysis of the resistive and capacitive components of the skin, providing key information about its bioelectrical behaviour. Furthermore, (p. 84, [19]), highlights that the use of a broad spectrum of AC frequencies could enhance the understanding of the

electrical properties of the electrodermal system, facilitating the correlation between the tonic and phasic components of the EDA signal.

Despite these advances, previous studies have not fully overcome the key limitations of DC excitation, such as signal drift and electrode–skin polarisation noise. While half-wave and unipolar AC signals show promise, they lack the polarity inversion necessary to mitigate these effects, resulting in unstable measurements. Although some commercial and research systems already use AC-based EDA acquisition, these systems typically rely on current-controlled signals with dynamic adjustment [20]. In contrast, the present study proposes and validates the use of fixed-amplitude, full-wave AC excitation to focus on its effect on signal stability and skin interaction under controlled conditions.

This article presents a study on the electrical behaviour of the skin under full-wave AC excitation, which includes both positive and negative cycles. A custom-developed wearable system was designed to apply this excitation and acquire EDA signals. The primary objective of the study is to compare AC and DC excitation methods, with particular emphasis on the ability of full-wave AC to reduce signal drift caused by electrode–skin polarisation and to improve baseline stability. Additionally, the study explores the capacitive characteristics of the skin through electrical modelling and frequency-domain analysis. The methodology combines finite element simulations, hardware development, and experimental validation with human participants. The results section presents the findings obtained from the simulations and experiments. Finally, the advantages of using AC excitation compared to traditional DC EDA measurement methods are discussed.

2. Materials and Methods

2.1. Electrical Properties of Skin

Human skin, due to its multilayered structure and the presence of active sweat glands, can be modelled electrically as a system with resistive and capacitive properties, represented by combinations of resistors and capacitors (p. 64, [19]). The stratum corneum, which has no living membranes, acts as a sponge, absorbing and releasing water in response to environmental moisture. Increased perspiration increases its hydration, which modifies the skin's resistance (p. 65, [19]).

Traditional electrical models, such as the one proposed in [21], describe the resistive interaction between the skin and sweat glands. In these models, a fixed resistor represents the stratum corneum, while a variable resistor models the sweat gland ducts. However, these purely resistive models are only applicable to EDA measurements using DC signals. To address this limitation, an improved model was proposed in [22], incorporating a capacitor in parallel with the epidermal resistance, allowing for the characterisation of impedance (Z) and the influence of sweat glands on the stratum corneum. With this addition, the application of AC signals induces a continuous charge and discharge of the capacitor, helping to mitigate the polarisation effect on the contact of the electrode–skin interface [17].

AC Excitation Signal for EDA Analysis

Alternating voltages, characterised by their periodic variation in magnitude and direction, such as sinusoidal signals, are defined by their voltage amplitude (A) and frequency (f). Mathematically, they can be expressed as shown in Equation (1):

$$V_{AC}(t) = A \sin(2\pi ft) \quad (1)$$

When current and voltage are measured at the terminals of a capacitor, a phase shift between both signals is observed. The current reaches its maximum value when the voltage

is zero and becomes null when the voltage is at its peak. This phase shift is described by the phase angle (ϕ), which allows for the analysis of the capacitor's ability to store and release energy. In the context of EDA response analysis, phase variation provides key information about the capacitive properties of the skin (p. 56, [19]).

Admittance (Y), defined as the inverse of impedance (Z), describes the ease with which electric current flows through a system under an AC excitation signal. Based on the calculation of ϕ , admittance can be decomposed into its two main components: conductance (G) and susceptance (B), corresponding to the real and imaginary parts, respectively. Conductance reflects the ability of the system to conduct current effectively, analogous to the behaviour observed in circuits excited with DC signals. In contrast, susceptance characterises the response of reactive elements, such as capacitors, capturing the capacitive properties of the skin. In this work, the definitions presented in (p. 59, [19]) are used to characterise both the resistance and the energy storage capacity of the skin under AC excitation, as established in Equations (2) and (3), respectively. This approach enables a more comprehensive assessment of its bioelectrical properties.

$$G(f) = Y(f)\cos(\phi(f)) \quad (2)$$

$$B(f) = Y(f)\sin(\phi(f)) \quad (3)$$

2.2. Simulation of the Skin's Electrical Response to AC Excitation Signals

To analyse the current distribution across the different layers of the skin and evaluate the interaction of the AC excitation signal, a simulation based on a multilayer electrical model of the skin tissue has been developed. This model represents the skin as a system with different electrical properties in each of its layers: stratum corneum, epidermis, dermis and subcutaneous tissue, considering their respective characteristics of electrical conductivity (σ) and relative permittivity (ϵ).

The study was carried out using COMSOL Multiphysics 6.0 [23], a simulation software based on the finite element method (FEM). In this case, the electric current module was used, which allows the calculation of current density based on the electrical conductivity and relative permittivity of each skin layer. The analysis was performed in the frequency domain, enabling the evaluation of the tissue's response to AC signals at different frequencies.

A two-electrode stimulation configuration was used for the simulation: one with a positive excitation terminal and the other connected to ground. This scheme allowed the degree of interaction of the current between the two electrodes and its propagation through the different skin layers.

The current density is calculated considering both the real and imaginary components. The real component is related to the electrical conductivity of each skin layer and the applied electric field (E), expressed in Equation (4):

$$J_{\text{real}} = \sigma \cdot E \quad (4)$$

On the other hand, the imaginary component of the current density is related to the frequency (f) of the AC excitation signal and the electrical displacement (D). The latter is defined as the product of the vacuum permittivity (ϵ_0), the relative permittivity (ϵ) and the electric field, according to Equation (5):

$$D = \epsilon_0 \cdot \epsilon \cdot E \quad (5)$$

The imaginary part of the current density is defined by Equation (6):

$$J_{\text{im}} = j \cdot \omega \cdot D \quad (6)$$

Finally, the total current density is computed by combining the real and imaginary components to form a complex quantity. The modulus is then used to obtain its overall magnitude. This represents the total current density flowing through the tissue under AC excitation.

The geometric model of the skin was built according to the thickness definitions given in [24,25]. For the electrical characterisation of the tissue, the values of electrical conductivity and relative permittivity reported in [26] were used, where the specific parameters of each skin layer are presented as a function of frequency (1 Hz, 100 Hz and 1 kHz). These values are based on the dielectric property characterisation results described in [27]. Regarding the electrode configuration, the default material for silver (Ag-Silver) defined in COMSOL Multiphysics was chosen.

In the simulation, an alternating signal of ± 1.65 V (total amplitude of 3.3 V) was used. It can be generated by a microcontroller using pulse width modulation (PWM) or a digital-to-analogue conversion (DAC) output. This choice enables the analysis of the penetration depth and interaction of a signal that can be implemented in real electronic systems, providing a practical reference for its effect and interaction with the different layers of the skin.

Figure 1 shows the structural model of the skin used in the COMSOL simulation, where its different layers and sizes are clearly distinguished: stratum corneum (red), epidermis (yellow), dermis (blue) and subcutaneous tissue (green). The upper part shows the model of the stimulation electrodes: the sign (+) indicates the positively polarised electrode, and the other one corresponds to the reference electrode (REF), both used for the application of the excitation signal.

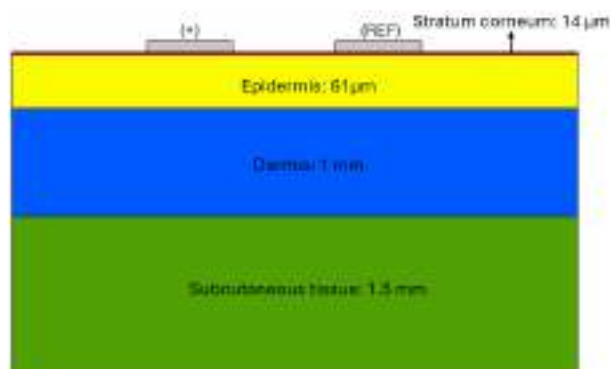


Figure 1. Two-dimensional model of the skin used for simulation in COMSOL. The electrodes are shown at the top: the positively polarised electrode (+) and the reference electrode (REF). The skin layers are represented by colours: stratum corneum (red), epidermis (yellow), dermis (blue), and subcutaneous tissue (green).

The dermis contains the highest concentration of sweat glands, particularly on the palms, soles and forehead [28]. In the context of EDA, eccrine glands, which play a key role in thermoregulation, are of particular interest, as their activity varies in response to emotional and cognitive stimuli [29]. Since these glands affect the skin's electrical conductivity, it is essential to analyse the penetration and propagation of current within the dermis under an AC excitation signal. Their capacitive behaviour influences the dielectric response of the tissue, making it crucial to evaluate the interaction of the AC signal with the dermis through simulation. This analysis determines the degree of penetration and its impact on EDA measurement.

Figures 2a,b show the current density distribution through the different layers of the skin when an AC excitation signal with a frequency of 1 Hz and 100 Hz is applied,

respectively. The primary difference between both cases lies in the intensity of the current density and its propagation.

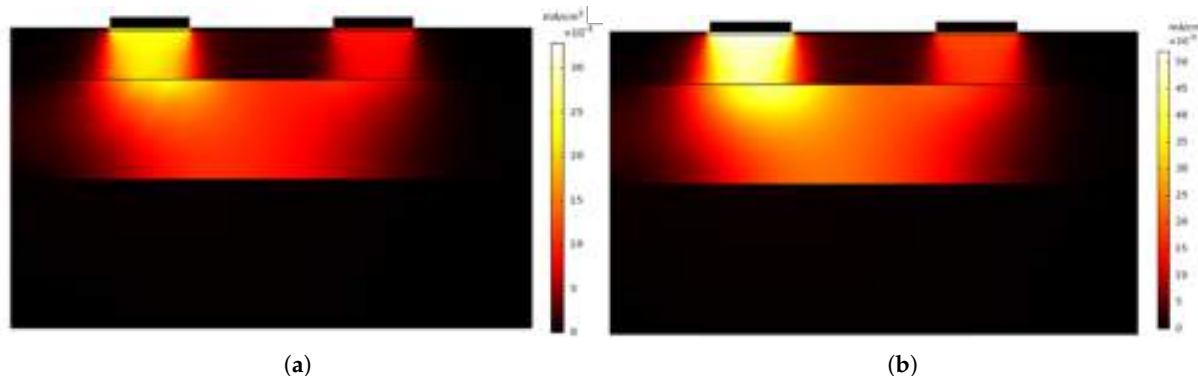


Figure 2. (a) Current density distribution in the skin for an AC excitation signal of 1 Hz frequency. (b) Current density distribution in the skin for an AC excitation signal of 100 Hz frequency.

In both simulations, the current distribution follows a similar pattern, with the maximum intensity concentrated in the region below the electrodes. However, at 100 Hz the current density is higher, reaching peak values close to 50 mA/cm², whereas at 1 Hz the peak values are lower, around 30 mA/cm². This confirms that at higher frequencies, the impedance—mainly determined by the permittivity of each skin layer—decreases, allowing a greater current flow.

The simulation results show that when an AC excitation signal is applied at 1 Hz and above, the current reaches the dermis where the sweat glands are located. This suggests that in this frequency range it is possible to obtain relevant information about the capacitive component of the skin and thus to evaluate the associated susceptance variation. In addition, the penetration of the current into the different layers of the skin, together with the constant exchange of polarity of the excitation signal, helps minimise the effects at the electrode–skin interface, improving the measurement stability.

2.3. Portable Device for EDA Measurement with AC Excitation

In this work, the design and development of a portable device for measuring EDA using a full-wave AC excitation signal, i.e., with both positive and negative components, is presented. The device consists of an excitation signal generation and control stage, as well as a data acquisition and transmission stage. The components and operation of the system are described below.

2.3.1. Device Design

Traditional measurement systems using direct current (DC) excitation signals [14,30] are based on the determination of the voltage drop across the skin resistance measured by two electrodes. In addition, these systems incorporate operational amplifiers to amplify and modulate the output signal to improve its interpretation.

On the other hand, the device proposed in this work is characterised by the use of a full-wave AC excitation signal. The inclusion of this type of signal introduces significant changes in the instrumental design compared to conventional systems.

Figure 3 shows the circuit design for EDA measurement using AC excitation. It highlights three main stages: in red, the generation and conditioning of the excitation signal; in green, the measurement of skin resistance; and in orange, the signal conditioning for subsequent digitisation.

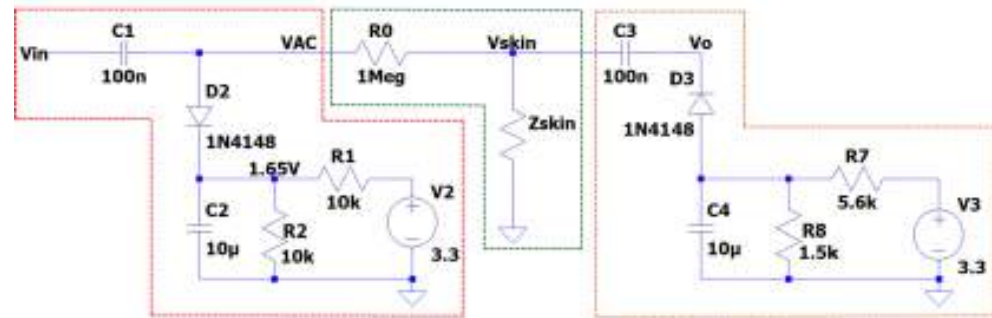


Figure 3. EDA measurement circuit using AC excitation. In red, the stage for the generation and conditioning of the excitation signal is shown; in green, the measurement of skin resistance; and in orange, the signal conditioning for subsequent digitisation.

V_{in} is a pulse width modulation (PWM) signal generated by the microcontroller that oscillates between 0 and 3.3 V. In the first stage of the circuit (highlighted in red), a level-shifting and DC biasing stage is used to offset the AC signal symmetrically around a 1.65 V reference voltage. The diode $D2$ clamps the signal to protect it from exceeding the supply voltage, while the voltage divider sets the DC reference voltage for biasing the signal. Consequently, the excitation signal at node V_{AC} transforms into a full-wave AC waveform centred around 1.65 V. When coupled through the capacitor, this waveform oscillates around 0 V with an amplitude of ± 1.65 V.

The second stage of the circuit corresponds to the measurement of the skin impedance (Z_{skin}) through two electrodes in contact with the skin, using an AC excitation signal (V_{AC}). The resistor R_0 acts as a current limiter, ensuring that the excitation current applied to the skin does not exceed 20 μ A, thus complying with the safety standards established for medical devices in contact with the human body [31]. The developed system is capable of recording conductance variations within a range of 0.2 to 100 μ S, which covers the typical interval according to the specifications of the commercial Shimmer3 GSR+ device [32]. This sensitivity range enables accurate detection of both the tonic and phasic components of the EDA signal.

The voltage drop recorded across the skin, V_{skin} , depends on the relationship between R_0 and Z_{skin} . Thus, the system can be modelled from the expression in Equation (7):

$$V_{skin} = V_{AC}(t) \cdot \frac{Z_{skin}}{R_0 + Z_{skin}} \quad (7)$$

where the skin impedance is defined according to Equation (8):

$$Z_{skin} = \frac{V_{skin} \cdot R_0}{V_{AC}(t) - V_{skin}} \quad (8)$$

The final stage of the system adjusts the V_{skin} signal to an optimal range for acquisition by the analogue-to-digital converter (ADC) of a microcontroller. For this purpose, a positive clamper circuit is implemented, which shifts the signal into the positive range, allowing the V_o output to be correctly captured and processed.

2.3.2. System Control, Communication and Technical Features

The measurement equipment includes a Teensy 3.2 development board [33] equipped with a 32-bit ARM Cortex-M4 microcontroller, manufactured by STMicroelectronics, which runs at 72 MHz, with 64 KB of RAM, 256 KB of flash memory and an ADC with up to 16-bit resolution, ensuring efficient handling of variables and registers. This board manages the operation of the system, including the generation of the supply voltage V_i , an

alternating signal between 0 and 3.3 V, with a frequency that can be adjusted according to the measurement requirements. To achieve this, a PWM signal with variable frequencies is used. Additionally, the Teensy generates the reference voltages used in the clamper circuits, allowing proper adaptation of the signals for measurement acquisition and processing.

On the other hand, the board receives the signal V_o through an analogue input, corresponding to the system's output voltage, from which the skin impedance is calculated. The data is transmitted via UART serial communication to a central computer, which is responsible for storing and processing the information. The connection between the Teensy and the computer is established via USB, which facilitates data transmission and provides the necessary 5 V power for its operation.

The system operates at a sampling rate of 20 Hz, which is sufficient to accurately capture the characteristic variations of the EDA signal. A Python 3.12.10-based user interface is used to visualise the signal in real time, manage data acquisition and facilitate user interaction. The acquired data is stored in text files on the host computer for traceability purposes. These raw data files are then post-processed in MATLAB R2024a [34], where signal processing and statistical analysis are carried out.

In addition to signal generation and communication, the system was developed with portability and safety in mind. The complete hardware prototype, which includes the signal conditioning and excitation circuits, has a compact footprint of around 38 mm × 50 mm, enabling integration into wearable setups. It is powered via a 5 V USB connection and has a typical current consumption of around 40 mA, resulting in an estimated power usage of 200 mW. The device is compact, has low power consumption and is suitable for physiological monitoring. For user convenience, the device includes a 3.5 mm audio jack input for connecting the electrode cables, enabling them to be easily and securely attached to the skin surface.

Figure 4a presents the PCB layout, highlighting the Teensy 3.2 board and the jack-type connector used for the electrode interface, Figure 4b shows the prototype in a compact housing with USB power and data connections, as well as electrode cables for signal acquisition.

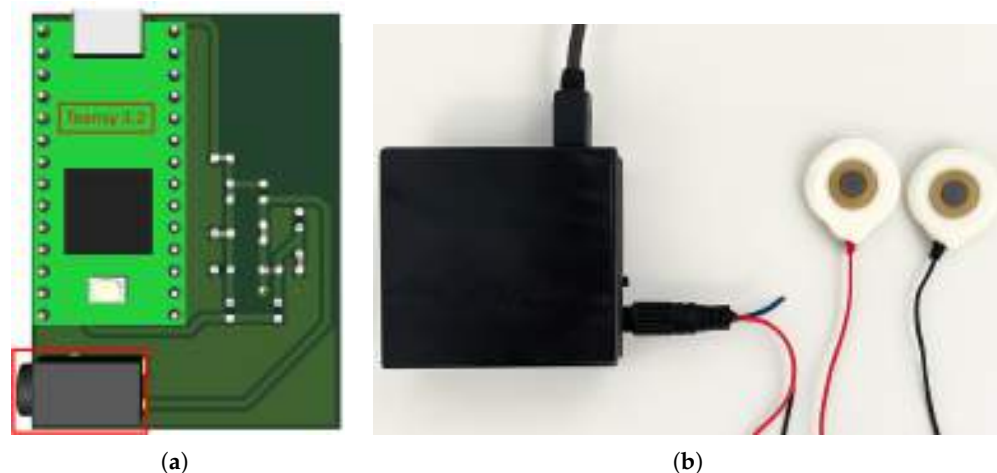


Figure 4. (a) PCB layout of the EDA acquisition system developed based on a Teensy 3.2 board. The red box highlights the 3.5 mm jack connector that is used for the electrode interface. (b) Final prototype, complete with a protective enclosure, a USB power and data connection, and electrode cables that are attached via the jack connector.

2.3.3. Excitation Signal in AC

The system generates a full-wave AC excitation signal from a positive-going PWM signal. This method was chosen by utilizing one of the pins of the development board, as it provides a cleaner signal with a lower noise level compared to one generated through a

digital-to-analogue converter (DAC). The initial PWM signal has a maximum amplitude of 3.3 V and a 50% duty cycle. It is then subjected to an adaptation and shifting process through the clamper diode circuit described in Section 2.3.1. This ensures that the voltage supplied to the skin through the electrodes is full-wave alternating.

The excitation frequency in AC signals should be selected according to the objectives of the analysis. According to [35], high frequencies (>1 kHz) are suitable for detecting rapid changes, whereas lower frequencies are more effective for assessing the sensitivity of conductance related to sweat gland activity. In [17], frequencies below 100 Hz are recommended, highlighting the 10–20 Hz range as ideal. Frequencies between 10 and 100 Hz allow for a more precise analysis of sudomotor activity; however, frequencies near the power line frequency should be avoided to simplify signal filtering.

In this context, following the mentioned recommendation, this study employs positive-wave AC excitation signals at a frequency of 20 Hz to analyse the degree of correspondence between this measurement and the traditional DC excitation method. Likewise, for full-wave AC excitation, frequencies of 5 Hz, 20 Hz, 70 Hz, and 100 Hz were used, excluding 50 Hz because it coincides with the power frequency, which could introduce interference and make the signal analysis difficult. This selection of frequencies enables the evaluation of signal stability and the characterisation of the skin's electrical properties as a function of the applied excitation frequency.

2.4. Signal Processing

In this section, the processing applied to the EDA signals obtained from the system is detailed. First, the filtering process is described, which aims at eliminating possible interferences and improving the signal quality. Then, the decomposition of the signal is discussed, differentiating its conductance and susceptance components.

2.4.1. Signal Filtering

The EDA signal filtering is performed using a moving average filter, which calculates the average of values within a sliding data window along the signal. This helps attenuate high-frequency fluctuations and reduce noise, preserving the overall trend and ensuring temporal smoothing without losing relevant information.

For this process, a window of 20 samples is used, equivalent to one second of data, as it matches the system's sampling frequency. This configuration ensures adequate noise elimination while preserving the significant changes present in the signal.

Figure 5 shows an example of the application of the moving average filter to an EDA signal obtained with the system developed in this work under full-wave AC excitation. In the graph, the original signal (in blue) is compared with the filtered signal (in red), which shows a significant smoothing that reduces the noise without altering the main characteristics of the signal. This process preserves the general trend of the signal, facilitates the identification of relevant variations, and attenuates unwanted fluctuations, thus improving the quality of the measurement and its subsequent analysis.

It is important to note that the window filter used corresponds to one second of the data segment. Therefore, in cases where excitation frequencies higher than 20 Hz were used, such as 70 Hz and 100 Hz, it was necessary to increase the sampling frequency of the system up to 200 Hz to ensure adequate signal acquisition. Consequently, for these conditions, the applied filter window covered 200 samples, maintaining the time equivalence of one second.

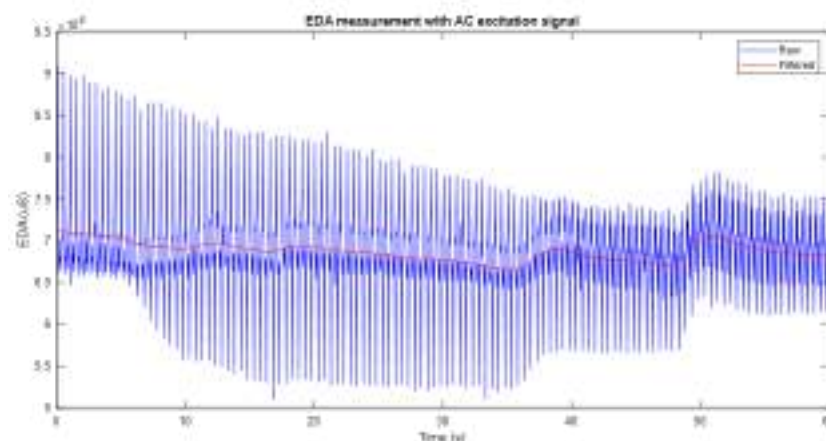


Figure 5. Application of a moving average filter to an EDA signal. The original signal (blue) is compared to the filtered signal (red).

2.4.2. Phase Angle of EDA Signal

As mentioned in Section 2.1, the measurement of the phase angle (ϕ) allows for the analysis of the skin's electrical properties by decomposing admittance into its two components: conductance and susceptance.

In this work, the method known as lock-in amplification [36] is implemented, which has been used in previous studies related to the analysis of EDA signals [5,17]. This technique is employed in applications where signals are weak and have a high noise level. Its principle of operation is based on generating a reference signal with the same frequency as the AC excitation signal used in the measurement, allowing for precise determination of the phase of the measured signal.

The process consists of multiplying the measured signal by two reference signals: one in phase and the other with a 90° positive offset. Typically, the reference signal is a sine wave, while the second is a cosine wave. Both reference signals must have the same frequency (f). Finally, a low-frequency pass filter is applied to isolate the components of the signal at the frequency of interest, removing any interference and ensuring that the resulting signal is free from noise. In this way, both the magnitude and the phase angle relative to the established reference can be obtained.

2.5. EDA Signal Components

The EDA signal consists of two components: tonic and phasic, whose decomposition allows for the analysis of sweat gland activity and its relationship with emotional, cognitive, and physiological states [4]. The tonic component reflects the baseline skin conductance level, including drifts and spontaneous fluctuations [5], and is key in monitoring autonomic neuropathy [12]. The phasic component captures rapid and transient responses to external stimuli [5].

Several analysis methods have been proposed for the separation of these two components, among which cvxEDA [37], based on convex optimisation techniques, and SparsEDA [38], which relies on sparsity criteria, stand out. Although both methods offer advantages, their performance may be affected by noise levels or signal quality. In this study, cvxEDA was selected due to its balance between noise robustness and ease of implementation, thanks to the libraries available in [39].

This work focuses on the analysis of the tonic component of the EDA signal, with the aim of evaluating the consistency of this measurement when obtained using DC and AC excitation signals. The purpose is to determine the correspondence between both stimulation methods and, thus, to assess the feasibility of using AC signals as a reliable

alternative to traditional DC-based measurements. This comparison is relevant in contexts where it is necessary to minimise or avoid electrode polarisation effects in order to obtain more stable and accurate measurements. The possibility of using AC signals without compromising the quality of the SCL measurement can be very useful in applications related to user experience assessment in biomechanical systems [6,7] as well as in the adaptive control of rehabilitation therapies [8].

2.6. Experimental Procedure

An exosomatic approach was employed, in which skin conductance is determined by applying a voltage or current between two electrodes [5]. For the measurements using DC and positive half-wave AC excitation, a device based on the system described in [14] was used, while the measurements with full-wave AC signals were obtained using the system presented in this work.

The experimental procedure was divided into two stages. In the first stage, EDA signals obtained through DC and positive half-wave AC excitation at a frequency of 20 Hz were compared, with the aim of analysing the correspondence between both methods in terms of the tonic component of the signal. The second stage involved carrying out measurements using DC and full-wave AC excitation at frequencies of 5 Hz, 20 Hz, 70 Hz and 100 Hz. These frequencies were specifically chosen based on simulation results that explored the skin's response across a broader range (from 1 Hz to 100 Hz) to evaluate field penetration and current distribution. By selecting representative frequencies within this range, the experimental setup enabled the comparison of SCL signal dynamics and the analysis of how the skin's electrical behaviour evolves with increasing excitation frequency.

Measurements were conducted on the palms of both hands, with DC excitation applied to the left hand and AC excitation to the right hand simultaneously. This setup ensured temporal synchronisation of the signals and allowed a direct comparison between the excitation methods. Figure 6 shows a participant during the data acquisition process. The image highlights the two devices used: the AC excitation measurement system is marked in blue, while the DC-based device is indicated in red.

The study included ten healthy adult participants (five female, five male) with an average age of 38 (± 15) years. All participants were in good general health and reported no dermatological, neurological or cardiovascular conditions. Participants were excluded if they were taking medications that affect autonomic function, had visible skin damage in the electrode area, or had a diagnosed autonomic disorder. Participants were recruited via institutional invitation and provided written informed consent prior to taking part in the study. To ensure consistent signals and minimise environmental influences, all measurements were carried out in a quiet, controlled indoor environment with a room temperature maintained between 22 and 24 °C. Measurements were performed during the day (between 10:00 and 14:00) to minimise circadian variability.

During the experimental protocol, each participant was seated comfortably in a chair with their hands resting on a table to minimise involuntary movements. Before placing the electrodes, the skin was cleaned with isopropyl alcohol to remove any residues that could interfere with the measurement.

In the first experimental stage, the total duration of each acquisition was approximately 65 s per participant. In the second stage, each excitation frequency was applied for 180 s (3 min), with a minimum rest period of 2 min between measurements to reduce potential interference from external stimuli or spontaneous movements.

For signal acquisition, Dormo [40] Ag/AgCl electrodes coated with hydrogel were used, with an active area of 2 cm². After electrode placement, participants remained at rest for one minute to stabilise any emotional fluctuations or previous movements.



Figure 6. Experimental setup during EDA signal acquisition. The subject is simultaneously connected to the AC excitation device, indicated in blue, and the DC excitation system, marked in red.

3. Results

The study was divided into two phases with the aim of comparing the characteristics of the SCL component of the EDA signal obtained by DC and AC excitation. In the first stage, a positive half-wave AC signal at a frequency of 20 Hz was used, while in the second stage, a full-wave AC signal was employed. During both phases, participants remained at rest and were not exposed to external stimuli in order to assess the baseline behaviour of the signal. However, the potential occurrence of spontaneous fluctuations associated with phasic responses (SCR), due to individual emotional factors, is acknowledged.

3.1. Experimental Stage 1

Figure 7 shows an example of experimental acquisition during an interval of approximately 65 s. It shows three signals: the conductance obtained with DC excitation (G_{DC}) in blue, the conductance with AC excitation (G_{AC}) in red, and the susceptance component (B_{AC}) in green.

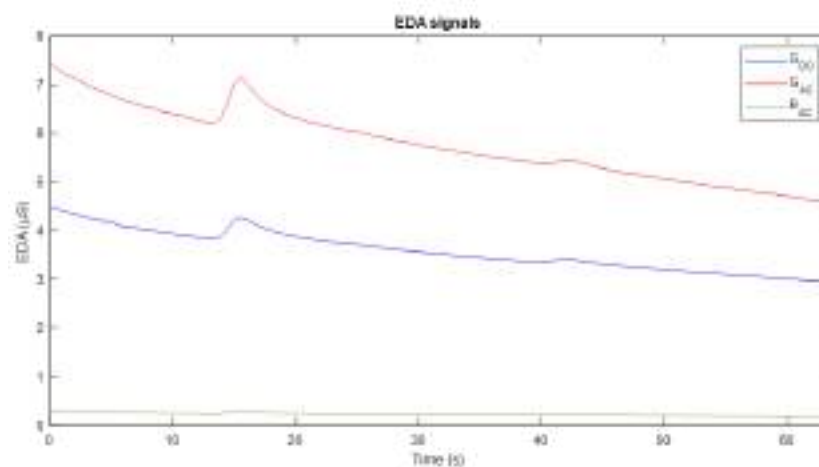


Figure 7. Experimental acquisition result corresponding to Stage 1. Conductance measured with DC excitation is shown in blue, and conductance with AC excitation in red. The susceptance component associated with the AC signal is represented in green.

A high correspondence is observed in the dynamics of the conductance measurements obtained by both methods. In general terms, the two conductance signals exhibit a decreasing trend over time, interrupted by slight fluctuations or increases around seconds 15 and 40. However, following these peaks, the signals resume their downward trend, which can be interpreted as an indication of the subject's return to a baseline conductance state. Regarding the susceptance component, it follows a similar dynamic to G_{AC} , although with lower magnitude, reflecting different aspects of the skin's electrical activity.

Figure 8 shows the EDA signals obtained through DC and AC excitation, in blue, along with their respective tonic components (SCL), in red, extracted using the cvxEDA algorithm. This component reflects the basal level of sweat gland activity at rest. It can be seen that the fluctuations around seconds 15 and 40 are excluded in the estimation of the SCL component, allowing an analysis focused exclusively on the tonic variation. This representation is appropriate for the purpose of the study, which is to compare the SCL tracking between the two excitation methods.

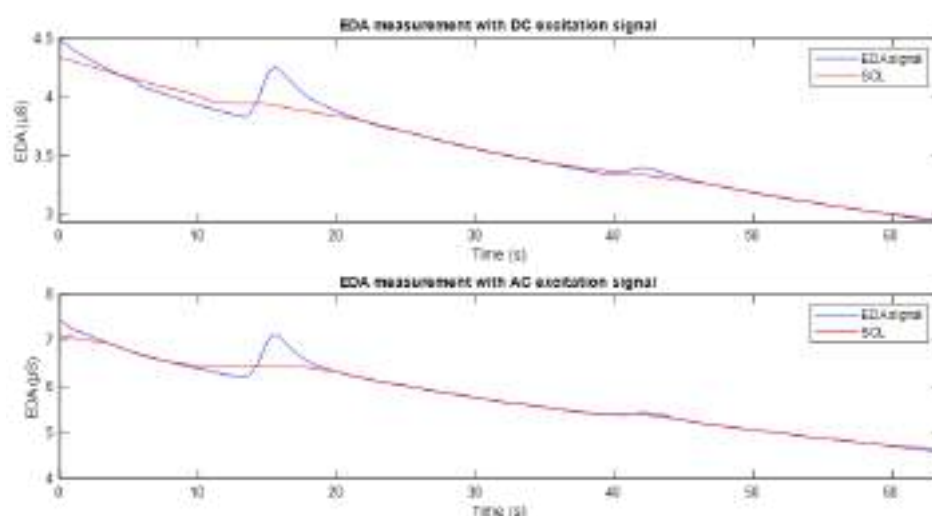


Figure 8. EDA signals obtained through DC and AC excitation (in blue), with their respective tonic components (SCL) estimated using the cvxEDA algorithm (in red).

Figure 9 presents a box-and-whisker plot showing the individual mean values of SCL recorded from each of the 10 participants during Stage 1 of the experiment. Although the values obtained with AC excitation tend to be slightly higher in magnitude than those obtained with DC, the consistency in the shape of the distribution indicates that the baseline dynamics of the signal are preserved between both methods. This representation allows for the comparison not only of the central tendency, indicated by the red lines, but also the dispersion of the measurements, providing insight into the functional equivalence between both techniques for tracking the tonic component of the EDA signal under resting conditions.

To quantitatively compare the SCL signals obtained using the two excitation methods, the Pearson correlation coefficient was calculated for each of the ten participants, yielding an average value of $r = 0.943$. This indicates a high degree of similarity between the signals.

In terms of amplitude, the mean absolute SCL value was $6.359 \pm 0.593 \mu\text{S}$ under DC excitation and $7.957 \pm 0.645 \mu\text{S}$ under AC excitation. The root mean square error (RMSE) between the two datasets was $1.636 \mu\text{S}$, reflecting the average difference in signal values between conditions.

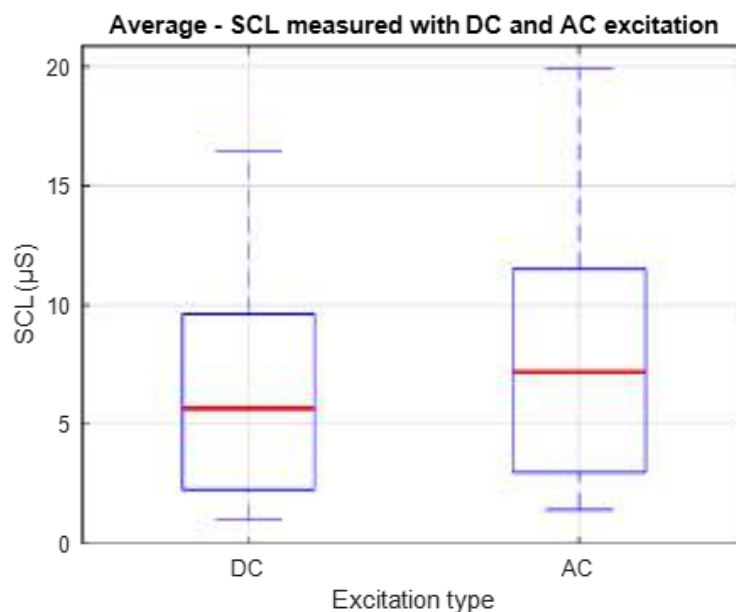


Figure 9. Box-and-whisker plot of individual mean SCL values obtained with DC and AC excitation during Experimental Stage 1. The red lines indicate the central tendency for each excitation method.

3.2. Experimental Stage 2

The second experimental stage began with the acquisition of EDA signals using DC excitation and full-wave AC excitation at a frequency of 20 Hz. Figure 10 illustrates an example of the conductance evolution obtained through these two methods: the signal recorded with DC excitation is shown in blue, while the signal corresponding to AC excitation is displayed in red.

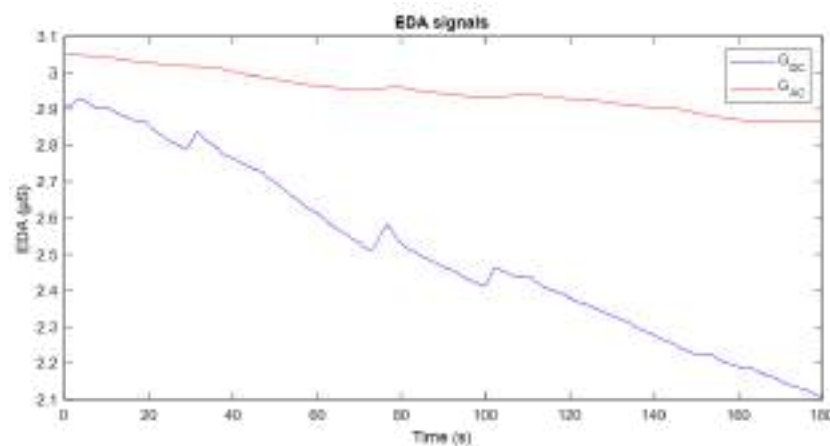


Figure 10. Temporal evolution of skin conductance obtained using DC excitation (blue) and full-wave AC excitation at 20 Hz (red).

The G_{DC} signal exhibits greater variability over time and higher sensitivity to minor changes or stimuli, reflecting individual physiological responses. However, this apparent sensitivity is affected by electrode polarisation, which manifests as a progressive downward drift in the signal. In contrast, the G_{AC} signal demonstrates greater stability and reduced drift, which is particularly advantageous for long-term studies, as it minimises polarisation effects and enhances the quality of baseline recording.

Figure 11 shows the EDA signal recorded using DC excitation (top) and full-wave AC excitation (bottom). In both plots, the corresponding tonic component (SCL) is overlaid in

red. It can be observed that in both cases, the SCL appropriately follows the baseline trend of the conductance signal. However, as can be seen in Figure 10, the signal obtained with DC excitation exhibits fluctuations and a downward drift, reflecting the influence of the polarisation phenomenon. In contrast, the SCL derived from the AC-excited signal shows higher stability and reduced drift, making it more robust and suitable for studies focusing on the tonic component of the EDA signal.

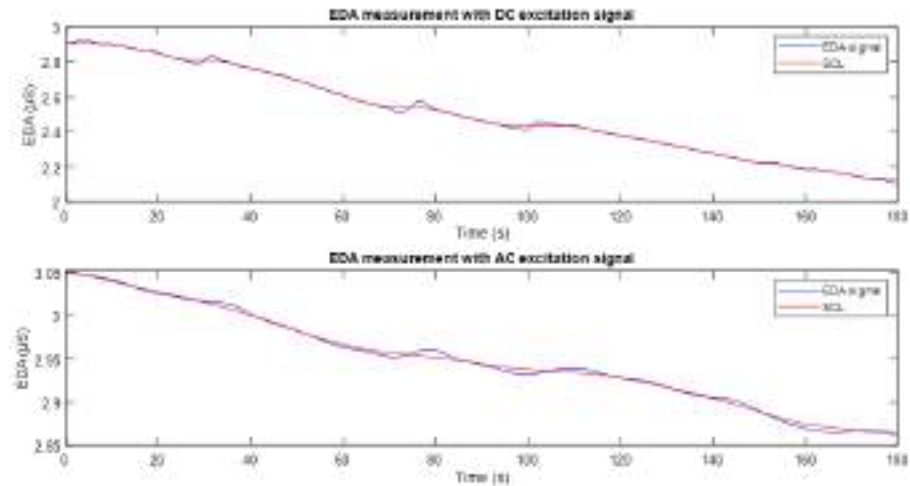


Figure 11. Conductance signals recorded with DC excitation (**top**) and AC excitation (**bottom**), shown in blue. In both plots, the tonic component (SCL) is included and represented in red.

Figure 12 presents a comparison between the average and variability of the SCL signals obtained using DC and AC excitation. Specifically, Figure 12a shows the distribution of average values, while Figure 12b presents the standard deviation associated with these measurements. It is observed that AC excitation results in higher average SCL values compared to DC excitation. This outcome may be attributed to deeper penetration of the excitation signal into the skin layers. On the other hand, the plot on the right shows that the standard deviation of the signals obtained with AC excitation is lower than that recorded with DC. This suggests that measurements under AC excitation are more stable and consistent over time.

In the second experimental stage, which focused on signal stability over longer acquisition periods, the average Pearson correlation coefficient between signals obtained using DC and AC excitation was $r = 0.758$, indicating moderate similarity. The mean SCL was $3.345 \mu\text{S}$ for DC excitation and $6.575 \mu\text{S}$ for AC excitation. Meanwhile, the RMSE between the two signals increased to $3.612 \mu\text{S}$, reflecting a more pronounced difference in amplitude. It is also notable that the average standard deviation of the AC-based signals was $\pm 0.079 \mu\text{S}$, indicating a high level of temporal stability.

Figure 13a shows the evolution of skin conductance, while Figure 13b presents the skin susceptance in response to AC excitation signals applied at different frequencies: 5 Hz, 20 Hz, 70 Hz, and 100 Hz. The box-and-whisker plots reflect the distribution of the values measured in the 10 subjects. The red dashed line connects the medians of each group, facilitating the visualisation of the general trend.

The results show an increase in both conductance and susceptance as the excitation signal frequency increases. This trend suggests that higher frequencies promote greater signal penetration into the different layers of the skin. Consequently, the use of higher frequencies allows for a more comprehensive characterisation of the skin's electrical properties, highlighting changes in its electrical components that depend on penetration depth.

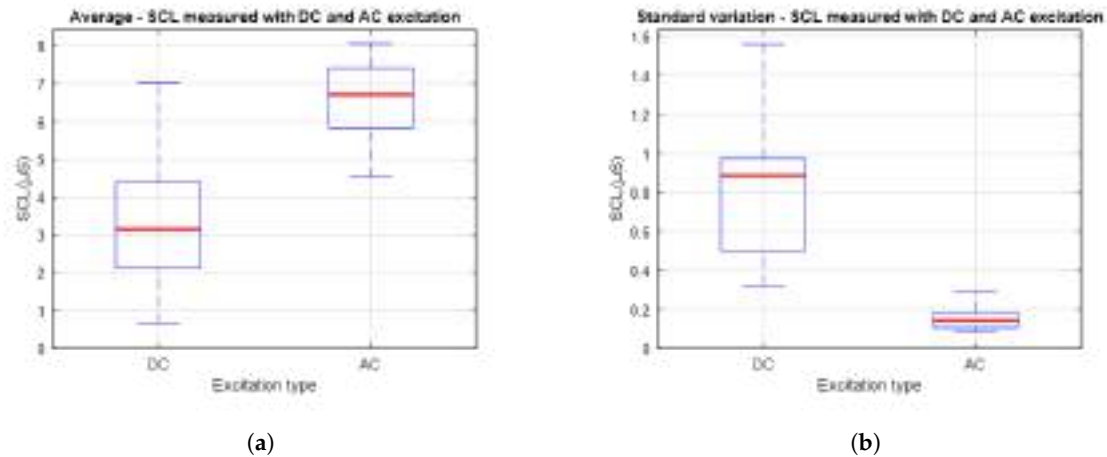


Figure 12. (a) Distribution of average SCL values for each type of excitation. The red lines indicate the central tendency for each excitation method. (b) Standard deviation of the average SCL values obtained with each excitation method. The red lines indicate the central tendency for each excitation method.

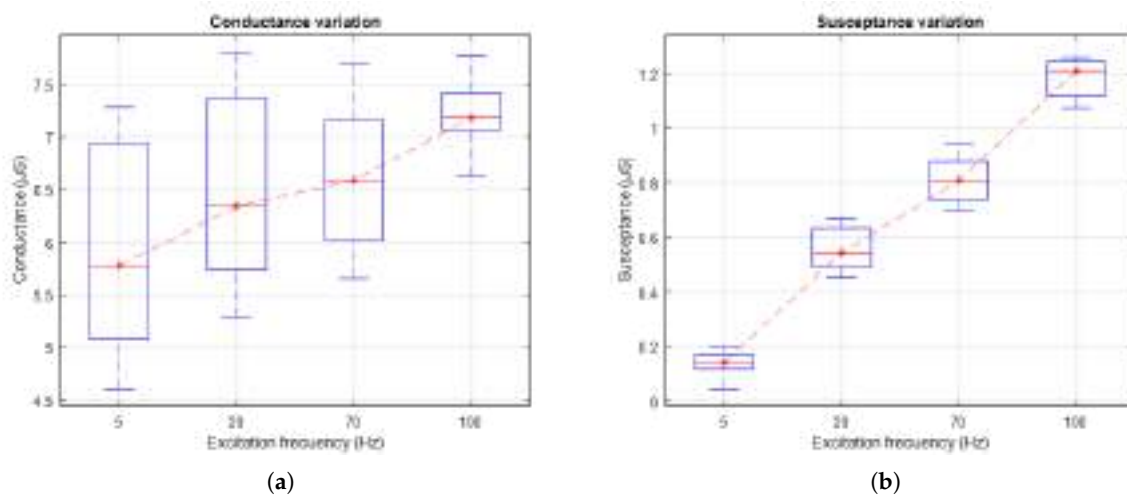


Figure 13. (a) Variation in skin conductance under AC excitation at different frequencies. The red lines indicate the central tendency of conductance variation. (b) Variation in skin susceptance under AC excitation at different frequencies. The red lines indicate the central tendency of susceptance variation.

4. Discussion and Conclusions

Previous studies have reported the use of skin conductance level (SCL) signals, derived from EDA, in the context of user adaptation and experience evaluation in biomechanical applications [6,8,40]. Traditionally, these measurements are performed exosomatic method using DC excitation [15]. However, this approach presents a significant limitation related to polarisation at the electrode–skin interface [5], which causes signal drift and variability in measurements, making it difficult to accurately represent real changes in conductance, especially in long-term recordings.

For this reason, it is relevant to explore EDA measurement using AC excitation, as this technique, by cyclically inverting the polarity, reduces the polarisation effect [5]. This improvement can result in more stable and representative signals, which is especially valuable for the development of wearables systems applicable in biomechanical environments, such as the device proposed in this work.

In the case of AC excitation, it is essential to understand the skin's bioelectric response in order to select an appropriate excitation frequency. In this context, it has been reported

that low frequencies are particularly useful for assessing conductance sensitivity associated with sweat gland activity [35]. More specifically, it has been indicated in [17] that frequencies between 10 and 100 Hz are the most suitable for this type of analysis.

Thus, the simulation of the skin's electrical response presented in Section 2.2 provides key information on the current distribution across its different layers. The results obtained support the findings of previous studies, demonstrating, as shown in Figure 2, that low-frequency AC signals manage to penetrate into the dermis, the layer that houses the highest density of sweat glands [28]. This penetration not only helps mitigate the polarisation effect but also allows access to information related to the skin's capacitive component, that is, the susceptance. Additionally, the simulation results show how the interaction of the electric field between the electrodes in contact with the skin increases as the excitation frequency rises.

The experimental phase of this study highlights the importance of keeping the subjects in a relaxed state during the measurements, in order to analyse the basal response of sweat gland activity from the SCL signal. To achieve this, the tests were conducted under controlled conditions, minimizing the influence of external factors on the participants' physiological response.

Under this approach, the initial proposal was to compare the EDA signal obtained using DC excitation with that acquired using half-wave AC excitation, i.e., with only the positive component at a frequency of 20 Hz. As observed in the results (Figure 7), the conductance signal obtained with DC and AC excitation shows a decreasing trend over time, accompanied by small fluctuations. This same dynamic is reflected in the susceptance component associated with the AC signal, which aligns with the findings reported in [17,35], where a high correspondence between the measurements obtained using both excitation methods is evident. It is important to note that, since it is a half-wave AC signal, with no negative component, there is no polarity inversion. Consequently, the polarisation effect at the electrode–skin interface is not mitigated, resulting in a downward drift similar to what is observed with DC excitation. The similarity observed between the SCL signals obtained using the two excitation methods was further supported by correlation analysis, which revealed a strong temporal relationship between participants. This suggests that despite the recognised limitations of half-wave AC in mitigating drift, both techniques can accurately detect consistent tonic EDA activity, indicating the presence of similar underlying physiological processes.

On the other hand, regarding the distribution of the SCL records obtained through each excitation method, shown in Figure 9, a high consistency is observed between both, despite the differences in magnitude. This difference can be attributed to the use of wet electrodes, which, in addition to facilitating the penetration of the electrical signal into the deeper layers of the skin, also allow greater access to the sweat ducts in the superficial layers [41].

The results indicate a low overall discrepancy between the signals obtained using the two excitation methods, which reinforces the correspondence between the measurements. Although differences in absolute amplitude were observed, the temporal dynamics of the SCL signal remained consistent across methods. This aligns with the primary objective of this experimental stage, which is to evaluate the equivalence in tonic signal behaviour. Nevertheless, these results allow us to conclude that the measurement system used, based on the proposal of [14], offers a high level of agreement between the two excitation methods.

In the second experimental phase, a full-wave AC excitation signal was used. The results presented in Figure 10 clearly show the effect of this signal on the conductance measurement. Compared to the signal obtained in the first stage, a greater temporal stability is evident, with reduced drift and less sensitivity to minor stimuli, which is consistent with

the findings reported in [5]. This lower variability suggests that the SCL signal obtained through full-wave AC excitation is less modulated over time, reflecting a more stable behaviour. Although the correlation between the signals from the two excitation methods was lower than in the first phase, this was mainly due to the suppression of drift in the AC-based signals. When this artefact is present in both signals, it increases the correlation. This supports the idea that, as well as improving stability, full-wave AC excitation provides a clearer representation of tonic EDA activity.

Regarding the magnitude of the measurements represented in Figure 12a, consistent differences are observed when compared to those recorded in the first experimental phase. These differences can be attributed to both the use of wet electrodes [41] and the greater ability of the AC excitation method to penetrate deeper layers of the skin [42], which allows for a more representative capture of the galvanic activity. Additionally, AC excitation tends to generate cleaner signals by minimizing the capture of noise and interference, contributing to greater stability in the measurements. These effects are reflected in the amplitude gap between the DC and AC signals. This further reinforces the superior performance of the AC-based acquisition approach when it comes to capturing tonic EDA.

Finally, regarding the temporal stability of the signals, even under controlled conditions without external stimuli, the standard deviation analysis, presented in Figure 12b. The reduced variability observed in the AC-based measurements suggests that this method is less susceptible to the minor fluctuations and baseline drift that often affect DC recordings. This supports the idea that using full-wave AC excitation provides a more stable and reliable way of capturing the tonic EDA component. This makes it a more robust approach for long-term monitoring or wearable applications, where consistent signals are important.

This study focused on analysing basal EDA under resting conditions. Therefore, no external stimuli were applied to elicit phasic responses. While this design enabled the isolation and evaluation of signal stability and quality, it limited the assessment of dynamic responses, such as the SCR. It would therefore be appropriate to propose an experimental scenario focused on evaluating the phasic component of the EDA signal, as suggested in [20]. This would enable the system's sensitivity to be assessed not only to tonic variations, but also to discrete events or specific stimuli. This is essential for applications in ambulatory contexts or during active interaction with biomechanical devices, as signal robustness and performance under less controlled conditions become critical in these scenarios. Future work should also incorporate a broader pool of participants and structured stimulus protocols to evaluate the system's responsiveness to the SCR in more diverse physiological situations.

The results obtained from the variation in excitation frequency reveal an increasing trend in both skin conductance and susceptance, as shown in Figure 13. This trend aligns with findings reported in [19], which indicate that increasing the frequency of the excitation signal leads to a rise in the system's phase angle, thereby reflecting a greater involvement of the capacitive component in the skin's bioelectrical response. Although frequencies above 20 Hz have proven effective in capturing relevant information related to sweat gland activity, the simulation results presented in this study suggest that lower frequencies, close to 1 Hz, may also constitute a viable strategy to mitigate the polarisation effect at the electrode–skin interface. This approach is particularly suitable when the primary objective is to minimise noise and enhance the stability of baseline recordings, without necessarily requiring high-resolution characterisation of the phasic response. In this regard, future studies could more systematically explore the trade-off between excitation frequency, signal quality, and the specificity with which the physiological activity of interest is represented, particularly in applications where recording stability is prioritised over sensitivity to rapid or transient events.

Overall, the results of this study confirm the feasibility and relevance of using AC excitation signals for the measurement of EDA, particularly for the estimation of the tonic component (SCL). The systematic comparison between DC excitation, half-wave AC, and full-wave AC demonstrated the advantages of the latter in terms of increased signal stability, reduced drift, and mitigation of electrode polarisation effects. Additionally, the analysis of susceptance provided complementary information for characterizing the skin's bioelectrical response, particularly with regard to sweat gland activity located in deeper layers.

Moreover, the findings support the use of wearable systems, such as the one developed in this work, for real-time applications, representing a significant improvement in EDA measurement in ambulatory, clinical, and human–device interaction contexts within biomechanical applications.

This study demonstrates the feasibility of using full-wave AC excitation for EDA measurement. However, there are several areas that require further research. A key next step is to evaluate the system's response to phasic EDA components under stimulus-driven conditions. Additionally, integrating wireless communication (e.g., Bluetooth) would enhance the system's portability for real-world use. Testing should be expanded to include a more diverse group of participants, including clinical populations, to enhance generalisability.

Finally, while the focus here is on skin conductance, using AC excitation may capture responses from deeper tissues, similar to those obtained using bioimpedance methods. Future research should explore this possibility, particularly in anatomically complex body regions, and compare the results with those obtained using standard bioimpedance techniques.

Author Contributions: Conceptualisation, J.D.R.-A., J.M.V.-S. and J.M.S.-N.; methodology, J.D.R.-A., M.Á.d.I.C.-L. and J.M.S.-N.; software, J.D.R.-A., J.S.M.-B. and J.M.V.-S.; validation, J.D.R.-A., J.M.V.-S. and J.M.S.-N.; formal analysis, J.D.R.-A., V.M.E.-S. and J.M.S.-N.; investigation, J.D.R.-A., M.Á.d.I.C.-L. and J.M.S.-N.; resources, J.D.R.-A., M.Á.d.I.C.-L. and J.M.S.-N.; data curation, J.D.R.-A., J.S.M.-B. and V.M.E.-S.; writing—original draft preparation, J.D.R.-A., J.M.V.-S., M.Á.d.I.C.-L. and J.M.S.-N.; writing—review and editing, J.D.R.-A., J.M.V.-S., M.Á.d.I.C.-L. and J.M.S.-N.; visualisation, J.D.R.-A., J.S.M.-B. and V.M.E.-S.; supervision, J.D.R.-A., J.M.V.-S., M.Á.d.I.C.-L. and J.M.S.-N.; project administration, J.D.R.-A. and J.M.S.-N.; funding acquisition, M.Á.d.I.C.-L. and J.M.S.-N. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research was funded by Conselleria d'innovació, Universitats through the project CIPROM/2022/16, and Instituto Valenciano de Competitividad e Innovación through the project INNVA1/2024/59.

Institutional Review Board Statement: The study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki, and approved by the Institutional Ethical Review Board of the Bioengineering Institute of the Miguel Hernández University.

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

Data Availability Statement: Data available on request due to restrictions.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest.

References

1. Najström, M.; Jansson, B. Skin conductance responses as predictor of emotional responses to stressful life events. *Behav. Res. Ther.* **2007**, *45*, 2456–2463.
2. de Santos Sierra, A.; Ávila, C.S.; Casanova, J.G.; Del Pozo, G.B. Real-time stress detection by means of physiological signals. *Recent Appl. Biom.* **2011**, *58*, 4857–65.
3. Rico-Olarte, C.; López, D.M.; Kepplinger, S. Towards a conceptual framework for the objective evaluation of user experience. Design, User Experience, and Usability: Theory and Practice. In Proceedings of the 7th International Conference, DUXU 2018, Held as Part of HCI International 2018, Las Vegas, NV, USA, 15–20 July 2018; Proceedings, Part I 7; pp. 546–559.

4. Posada-Quintero, H.F.; Chon, K.H. Innovations in electrodermal activity data collection and signal processing: A systematic review. *Sensors* **2020**, *20*, 479.
5. Boucsein, W.; Fowles, D.C.; Grimnes, S.; Ben-Shakhar, G.; Roth, W.T.; Dawson, M.E.; Fillion, D.L. Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology* **2012**, *49*, 1017–1034.
6. Badesa, F.J.; Diez, J.A.; Barrios, J.A.; Catalan, J.M.; Garcia-Aracil, N. Evaluation of performance and heart rate variability during intensive usage of a BCI-controlled hand exoskeleton. In Proceedings of the 2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob), New York, NY, USA, 29 November–1 December 2020; pp. 164–169.
7. Martinez-Pascual, D.; Catalán, J.M.; Lledó, L.D.; Blanco-Ivorra, A.; Vales, Y.; Garcia-Aracil, N. A genetic algorithm-based method to modulate the difficulty of serious games along consecutive robot-assisted therapy sessions. *Comput. Biol. Med.* **2024**, *181*, 109033.
8. Badesa, F.J.; Morales, R.; Garcia-Aracil, N.M.; Sabater, J.M.; Zollo, L.; Papaleo, E.; Guglielmelli, E. Dynamic adaptive system for robot-assisted motion rehabilitation. *IEEE Syst. J.* **2014**, *10*, 984–991.
9. Nisa'minhad, K.; Ali, S.H.M.d.; Reaz, M.B.I. A design framework for human emotion recognition using electrocardiogram and skin conductance response signals. *J. Eng. Sci. Technol.* **2017**, *12*, 3102–3119.
10. Christopoulos, G.I.; Uy, M.A.; Yap, W.J. The body and the brain: Measuring skin conductance responses to understand the emotional experience. *Organ. Res. Methods* **2019**, *22*, 394–420.
11. Khalfa, S.; Isabelle, P.; Jean-Pierre, B.; Manon, R. Event-related skin conductance responses to musical emotions in humans. *Neurosci. Lett.* **2002**, *328*, 145–149.
12. Chon, K.H.; Yang, B.; Posada-Quintero, H.F.; Siu, K.L.; Rolle, M.; Brink, P.; Birzgalis, A.; Moore, L.C. A novel quantitative method for diabetic cardiac autonomic neuropathy assessment in type 1 diabetic mice. *J. Diabetes Sci. Technol.* **2014**, *8*, 1157–1167.
13. Farina, P.R.; Turiel, J.P.; González, L.; Sarmiento, E.G.; Herreros, A.; Higuero, S. Neural network application to the development of a novel diabetic neuropathy diagnosis tool using the valsava index and the SCR. In Proceedings of the 2009 9th International Conference on Information Technology and Applications in Biomedicine, Larnaka, Cyprus, 4–7 November 2009; pp. 1–4.
14. Bolaños, L.D.; Vicente-Samper, J.M.; Vinaroz, D.Z.; Vivas, O.A.; Esteve, V.; Sabater-Navarro, J.M. Low-cost eda device for screening diabetic neuropathy. In Proceedings of the 2019 IEEE 32nd International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS), Córdoba, Spain, 5–7 June 2019; pp. 253–258.
15. Fowles, D.C.; Christie, M.J.; Edelberg, R.; Grings, W.W.; Lykken, D.T.; Venables, P.H. Publication recommendations for electrodermal measurements. *Psychophysiology* **1981**, *18*, 232–239.
16. Edelberg, R. Electrical activity of the skin: Its measurement and uses in psychophysiology. In *Handbook of Psychophysiology*; Cambridge University Press: Cambridge, UK, 1972; pp. 367–418.
17. Pabst, O.; Tronstad, C.; Grimnes, S.; Fowles, D.; Martinsen, Ø.G. Comparison between the AC and DC measurement of electrodermal activity. *Psychophysiology* **2017**, *54*, 374–385.
18. Tronstad, C.; Gjein, G.E.; Grimnes, S.; Martinsen, Ø.G.; Krogstad, A.-L.; Fosse, E. Electrical measurement of sweat activity. *Physiol. Meas.* **2008**, *29*, S407.
19. Boucsein, W. *Electrodermal Activity*; Springer: New York, NY, USA, 2012.
20. Asiain, D.; De León, J.P.; Beltrán, J.R. Wearable device for measuring EDA in constant alternating current. *IEEE Sens. J.* **2025**, *9*, 15345–15355
21. Montagu, J.D.; Coles, E.M. Mechanism and measurement of the galvanic skin response. *Psychol. Bull.* **1966**, *65*, 261.
22. Yamamoto, Y.; Yamamoto, T. Dispersion and correlation of the parameters for skin impedance. *Med Biol. Eng. Comput.* **1978**, *16*, 592–594.
23. COMSOL Multiphysics. Available online: <https://www.comsol.com/> (accessed on 23 March 2025).
24. Tsai, B.; Xue, H.; Birgersson, E.; Ollmar, S.; Birgersson, U. Dielectrical properties of living epidermis and dermis in the frequency range from 1 kHz to 1 MHz. *J. Electr. Bioimpedance* **2019**, *10*, 14.
25. Caduff, A.; Talary, M.S.; Zakharov, P. Cutaneous blood perfusion as a perturbing factor for noninvasive glucose monitoring. *Diabetes Technol. Ther.* **2010**, *12*, 1–9.
26. Enomoto, Y.; He, S.; Huang, S.Y.; Yu, W. Effect of changes in skin thickness on pain-relief transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS). In Proceedings of the 2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC), Guadalajara, Mexico, 1–5 November 2021; pp. 6504–6510.
27. Gabriel, S.; Lau, R.W.; Gabriel, C. The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues. *Phys. Med. Biol.* **1996**, *41*, 2271.
28. Wilke, K.; Martin, A.; Terstegen, L.; Biel, S.S. A short history of sweat gland biology. *Int. J. Cosmet. Sci.* **2007**, *29*, 169–179.
29. Cui, C.-Y.; Schlessinger, D. Eccrine sweat gland development and sweat secretion. *Exp. Dermatol.* **2015**, *24*, 644–650.
30. Petrellis, N.; Birbas, M.; Gioulekas, F. On the design of low-cost IoT sensor node for e-health environments. *Electronics* **2019**, *8*, 178.
31. IEC 60601-1-11:2015 Medical Electrical Equipment. Available online: <https://www.iso.org/es/contents/data/standard/06/55/65529.html/> (accessed on 27 March 2025).

32. Shimmer3 GSR+ Unit. Available online: <https://www.shimmersensing.com/product/shimmer3-gsr-unit/> (accessed on 27 March 2025).
33. Teensy 3.2 Development Board. Available online: <https://www.pjrc.com/store/teensy32.html/> (accessed on 27 March 2025).
34. MATLAB. Available online: <https://es.mathworks.com/products/matlab.html/> (accessed on 27 March 2025).
35. Martinsen, Ø.G.; Pabst, O.; Tronstad, C.; Grimnes, S. Sources of error in AC measurement of skin conductance. *J. Electr. Bioimpedance* **2015**, *6*, 49–53.
36. Armen, G.B. *Phase Sensitive Detection: The Lock-In Amplifier*; Department of Physics and Astronomy, The University of Tennessee: Knoxville, TN, USA, 2008.
37. Greco, A.; Valenza, G.; Lanata, A.; Scilingo, E.P.; Citi, L. cvxEDA: A convex optimization approach to electrodermal activity processing. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* **2015**, *63*, 797–804.
38. Hernando-Gallego, F.; Luengo, D.; Artés-Rodríguez, A. Feature extraction of galvanic skin responses by nonnegative sparse deconvolution. *IEEE J. Biomed. Health Inform.* **2017**, *22*, 1385–1394.
39. cvxEDA Program. Available online: <https://github.com/lciti/cvxEDA/> (accessed on 27 March 2025).
40. ElectroDOS DORMO. Available online: <https://www.telic.group/es/dormo/> (accessed on 27 March 2025).
41. Tronstad, C.; Johnsen, G.K.; Grimnes, S.; Martinsen, Ø.G. A study on electrode gels for skin conductance measurements. *Physiol. Meas.* **2010**, *31*, 1395.
42. Tronstad, C.; Amini, M.; Bach, D.R.; Martinsen, Ø.G. Current trends and opportunities in the methodology of electrodermal activity measurement. *Physiol. Meas.* **2022**, *43*, 02TR01.

Disclaimer/Publisher’s Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.