



UNIVERSIDAD TÉCNICA DE AMBATO

**FACULTAD DE INGENIERÍA EN SISTEMAS, ELECTRÓNICA E
INDUSTRIAL**

CARRERA DE TELECOMUNICACIONES

Tema:

**PROTOTIPO DE PLANTILLA INSTRUMENTADA PARA LA
DETERMINACIÓN DE LA PRESIÓN PLANTAR ORIENTADA A LA
PREVENCIÓN DE ÚLCERAS DE PIE DIABÉTICO**

Trabajo de titulación modalidad Proyecto de Investigación, presentado previo a la
obtención del título de Ingeniera en Telecomunicaciones

ÁREA: Física y Electrónica

LÍNEA DE INVESTIGACIÓN: Tecnología de la Información y Sistemas de
control

AUTOR: Fernanda Monserrath Núñez Cando

TUTOR: Ing. Edgar Patricio Córdova Córdova, Mg.

Ambato – Ecuador

agosto -2023

APROBACIÓN DEL TUTOR

En calidad de tutor del trabajo de titulación con el tema: **PROTOTIPO DE PLANTILLA INSTRUMENTADA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA PRESIÓN PLANTAR ORIENTADA A LA PREVENCIÓN DE ÚLCERAS DE PIE DIABÉTICO**, desarrollado bajo la modalidad Proyecto de Investigación por la señorita Fernanda Monserrath Núñez Cando, estudiante de la Carrera de Telecomunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, de la Universidad Técnica de Ambato, me permito indicar que la estudiante ha sido tutorada durante todo el desarrollo del trabajo hasta su conclusión, de acuerdo a lo dispuesto en el Artículo 17 del Reglamento para la Titulación de Grado en la Universidad Técnica de Ambato y el numeral 6.3 del instructivo del reglamento referido.

Ambato, agosto 2023.

Ing. Edgar Patricio Córdova Córdova, Mg.

TUTOR

AUTORÍA

El presente trabajo de titulación titulado: PROTOTIPO DE PLANTILLA INSTRUMENTADA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA PRESIÓN PLANTAR ORIENTADA A LA PREVENCIÓN DE ÚLCERAS DE PIE DIABÉTICO es absolutamente original, auténtico y personal y ha observado los preceptos establecidos en la Disposición General Quinta del Reglamento para la Titulación de Grado en la Universidad Técnica de Ambato. En tal virtud, el contenido, efectos legales y académicos que se desprenden del mismo son de exclusiva responsabilidad del autor.

Ambato, agosto 2023.



Fernanda Monserrath Núñez Cando

CC. 1805019591

AUTOR

DERECHOS DE AUTOR

Autorizo a la Universidad Técnica de Ambato para que reproduzca total o parcialmente este trabajo de titulación dentro de las regulaciones legales e institucionales correspondientes. Además, cedo todos mis derechos de autor a favor de la institución con el propósito de su difusión pública, por lo tanto, autorizo su publicación en el repositorio virtual institucional como un documento disponible para la lectura y uso con fines académicos e investigativos de acuerdo con la Disposición General Cuarta del Reglamento para la Titulación de Grado en la Universidad Técnica de Ambato.

Ambato, agosto 2023



Fernanda Monserrath Núñez Cando

CC. 1805019591

AUTOR

APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO

En calidad de par calificador del informe final del trabajo de titulación presentado por la señorita Fernanda Monserrath Núñez Cando, estudiante de la Carrera de Telecomunicaciones, de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial, bajo la modalidad Proyecto de Investigación titulado **PROTOTIPO DE PLANTILLA INSTRUMENTADA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA PRESIÓN PLANTAR ORIENTADA A LA PREVENCIÓN DE ÚLCERAS DE PIE DIABÉTICO**, nos permitimos informar que el trabajo ha sido revisado y calificado de acuerdo al Artículo 19 del Reglamento para la Titulación de Grado en la Universidad Técnica de Ambato y el numeral 6.4 respectivo instructivo del reglamento referido. Para cuya constancia suscribimos, conjuntamente con la señora Presidente del Tribunal.

Ambato, agosto 2023.

Ing. Elsa Pilar Urrutia, Mg.

PRESIDENTE DEL TRIBUNAL

Dr. Freddy Benalcázar.

PROFESOR CALIFICADOR

Ing. Mg. Clara Sánchez.

PROFESOR CALIFICADOR

DEDICATORIA

El presente proyecto de investigación va dedicado a mi familia, el pilar fundamental de mi vida.

A mi madre Sandra por todo su esfuerzo y sacrificio, así como por su apoyo incondicional durante toda mi vida estudiantil.

A mi abuelita Aida, por el inmenso cariño y amor que me ha brindado, por siempre creer en mí y por haberme educado como lo hizo, todo lo que soy y seré es gracias a ti.

A Génesis por siempre estar a mi lado, porque más que mi hermana, es mi amiga incondicional.

Fer

AGRADECIMIENTO

Agradezco a mi madre Sandra y a mi hermana Génesis por creer en mí, por ser la fuente de mi alegría y el motivo que me impulsa a superarme cada día.

A mis amigos Juan y Jorge por el tiempo que hemos compartido juntos, por las risas y, sobre todo, por su apoyo incondicional durante toda la carrera.

Al Ing. Patricio Córdova por el tiempo brindado, por las ideas sugeridas y por su guía durante el desarrollo de este proyecto.

Agradezco también a todos los familiares y amigos que me apoyaron durante todo este camino de formación. En especial, quiero agradecer a mi amigo Steven, quien, a pesar de la distancia, estuvo siempre pendiente de mí y me animó incansablemente a alcanzar mis metas.

Fer

ÍNDICE GENERAL

APROBACIÓN DEL TUTOR	ii
AUTORÍA	iii
DERECHOS DE AUTOR	iv
APROBACIÓN DEL TRIBUNAL DE GRADO	v
Dedicatoria.....	vi
Agradecimiento.....	vii
RESUMEN EJECUTIVO	xiv
ABSTRACT.....	xv
CAPÍTULO I	1
MARCO TEÓRICO	1
1.1. Tema de Investigación	1
1.1.1. Planteamiento del problema.....	1
1.2. Antecedentes Investigativos.....	2
1.3. Fundamentación teórica	5
1.3.1. Síndrome de pie diabético.....	5
1.3.2. Úlceras de pie diabético	5
1.3.3. Zonas de riesgo para la aparición de úlceras de pie diabético	7
1.3.4. Presión plantar en la formación de úlceras en pie diabético	8
1.3.5. Instrumentación biomédica	8
1.3.6. Estructura general de un sistema de instrumentación biomédica.....	8
1.3.7. Presión plantar.....	10
1.3.8. Distribución del peso corporal en el pie.....	12
1.3.9. La Marcha Humana.....	13
1.3.10. Métodos empleados para evaluar riesgo de ulceración en pacientes diabéticos	14
1.3.11. Instrumentos para la evaluación de la presión plantar	16
1.3.12. Sensores de presión.....	18
1.3.13. Tecnologías de transmisión inalámbricas	18
1.3.14. Redes WLAN.....	19
1.3.15. Protocolos de comunicación para IOT.....	20
1.3.16. Almacenamiento en la nube	23

1.3.17. Virtualización en la nube	23
1.4. Objetivos	24
1.4.1. Objetivo General	24
1.4.2. Objetivos Específicos	24
CAPÍTULO II	25
METODOLOGÍA	25
2.1. Materiales	25
2.2. Métodos	25
2.2.1. Modalidad de investigación	25
2.2.2. Recolección de información	26
2.2.3. Procesamiento y análisis de datos	26
CAPÍTULO III	29
RESULTADOS Y DISCUSIÓN	29
3.1. Análisis y discusión de los resultados	29
3.2. Desarrollo de la propuesta	29
3.2.1. Requerimientos del sistema	30
3.2.2. Selección de dispositivos y tecnologías	31
3.2.3. Esquema general del sistema	42
3.2.4. Adquisición y procesamiento de datos	43
3.2.5. Obtención de las ecuaciones de calibración para los sensores	46
3.2.6. Procesamiento y transmisión de datos	49
3.2.7. Diseño del prototipo	50
3.2.8. Diseño esquemático	52
3.2.9. Diseño de la caja contenedora	55
3.2.10. Diseño de la plantilla	57
3.2.11. Implementación	62
3.2.12. Estructura de la base de datos	69
3.2.13. Creación de la Interfaz Gráfica usando Node-RED Dashboard	70
3.2.14. Pruebas de funcionamiento	75
3.2.15. Resultados obtenidos de las pruebas realizadas con el prototipo	76
3.2.16. Cálculo del error	86
3.2.17. Autonomía del sistema	88

3.2.18. Presupuesto	89
CAPITULO IV	91
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	91
4.1. Conclusiones	91
4.2. Recomendaciones.....	93
BIBLIOGRAFÍA	95
ANEXOS	102
Anexo 1: Certificado de Validación	102
Anexo 2: Manual de Usuario	103
Anexo 3: Toma de datos y registro de pacientes en el sistema.....	106
Anexo 4: Pruebas estáticas y dinámicas	107
Anexo 5: Diagrama de pines TinyS3	108
Anexo 6 : Datasheet Flexiforce A401.....	109
Anexo 7: Datasheet FSR402.....	111
Anexo 8: Algoritmo de programación para el dispositivo TinyS3	115

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Tipos de traumatismos.	6
Tabla 2. Tabla comparativa de las tecnologías inalámbricas.	32
Tabla 3. Tabla comparativa entre protocolos de comunicación.	33
Tabla 4. Tabla comparativa proveedores de servicios en la nube.	34
Tabla 5. Tabla comparativa sensores de presión.	36
Tabla 6. Tabla comparativa microcontroladores.	38
Tabla 7. Tabla comparativa elevador de voltaje.	39
Tabla 8. Tabla comparativa convertidor de voltaje negativo.	40
Tabla 9. Tabla comparativa tipos de batería.	41
Tabla 10. Datos obtenidos con pesos conocidos para el sensor Flexiforce A401.	47
Tabla 11. Datos obtenidos al aplicar pesos conocidos en el sensor FSR402.	48
Tabla 12. Sensores por zonas pie izquierdo.	58
Tabla 13. Sensores por zonas pie derecho.	58
Tabla 14. Datos del sujeto sano 1.	76
Tabla 15. Resultado de las pruebas estáticas en el sujeto 1.	77
Tabla 16. Resultados prueba estática pie derecho sujeto 1.	77
Tabla 17. Resultados prueba estática sujeto sano 1.	78
Tabla 18. Datos personales del sujeto 2(paciente diabético).	81
Tabla 19. Resultado prueba estática pie derecho sujeto 2.	83
Tabla 20. Presión promedio en las tres zonas del pie.	83
Tabla 21. Cálculo del error del sensor FFA401.	87
Tabla 22. Cálculo del error para el sensor FSR402.	87
Tabla 23. Presupuesto de potencia del prototipo.	88
Tabla 24. Presupuesto de construcción.	90

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Úlcera de pie diabético.	6
Figura 2. Zonas de riesgo de aparición de UDP.	7
Figura 3. Formación de una úlcera por presión.	8
Figura 4. Estructura general de un sistema de instrumentación biomédico.	9
Figura 5. Zonas de apoyo del pie	11

Figura 6. Puntos de apoyo del pie y arcos plantares	12
Figura 7. Distribución del peso corporal según la posición del pie.	13
Figura 8 Ciclo de marcha.	14
Figura 9. Utilización del monofilamento Semmes-Weinstein	15
Figura 10. Pedigrafo.....	16
Figura 11. Plantillas instrumentadas	17
Figura 12. Plataforma baropodométrica.....	17
Figura 13. Sensor piezorresistivo	18
Figura 14. Componentes de una red IEE 802.11	20
Figura 15. Esquema General de la arquitectura del sistema.	43
Figura 16. Diagrama de funcionamiento del prototipo.	44
Figura 17. Circuito de acondicionamiento para Flexiforce A401.	44
Figura 18. ICL7660 Configurado como convertidor de voltaje negativo simple.	45
Figura 19. Circuito conversor de fuerza a voltaje para el sensor FSR402.	46
Figura 20. Gráfica de dispersión Flexiforce A401.....	47
Figura 21. Curva del sensor FSR402.	49
Figura 22. Flujoograma del microcontrolador.	50
Figura 23. Diseño electrónico etapas 1,2 y 3	51
Figura 24. Diseño electrónico etapas 4 y 5.	52
Figura 25. Diseño esquemático del circuito.	53
Figura 26 PCB layout.....	53
Figura 27. PCB 3D.....	54
Figura 28. Vista superior e inferior de la placa ensamblada.	54
Figura 29. Vista 3D de la caja contenedora.	55
Figura 30. Vista 3D del circuito dentro de la caja contenedora.	55
Figura 31. Planos de AUTOCAD caja contenedora.	56
Figura 32. Cajas impresas en 3D.....	57
Figura 33. Ubicación y distribución de los sensores por zonas del pie.....	59
Figura 34 Ubicación de los sensores en las plantillas izquierda y derecha.....	59
Figura 35. Colocación de los sensores en la plantilla.	60
Figura 36. Distribución del cableado en las plantillas.	61
Figura 37. Plantillas con una tela de protección.....	61
Figura 38. Suscripción vigente en Azure for Students.....	62

Figura 39. Creación del grupo de recursos.....	62
Figura 40. Creación de una máquina virtual en Azure.....	63
Figura 41. Información de la máquina virtual.....	64
Figura 42. Habilitación de puertos en la máquina virtual.	64
Figura 43. Archivo de configuración de mosquito.....	65
Figura 44. Apache funcionando correctamente.	66
Figura 45. MariaDB funcionando correctamente.....	66
Figura 46. Configuración del archivo settings de Node-RED.	68
Figura 47. Ventana de ingreso Node-RED editor.	68
Figura 48. Tablas creadas en la base de datos.....	69
Figura 49. Modelo relacional de las tablas.....	70
Figura 50. Flujo para servir el formulario HTML de Acceso/Registro.	70
Figura 51. Configuración del nodo MySQL.	71
Figura 52. Diseño de la ventana de Acceso/Registro al sistema.	72
Figura 53. Flujo para registro de datos de pacientes en la base de datos.....	72
Figura 54. Diseño de la ventana de registro de pacientes.	73
Figura 55. Configuración del nodo MQTT In para recepción de datos.....	73
Figura 56. Flujo para la visualización de los datos enviados al broker MQTT.	74
Figura 57. Diseño de la ventana para visualización de las lecturas de los sensores.	74
Figura 58. Prueba estática y dinámica sujeto 1.....	76
Figura 59. Resultado prueba dinámica pie izquierdo Sujeto 1.....	79
Figura 60. Resultado prueba dinámica Pie Derecho Sujeto 1.....	79
Figura 61. Prueba de apoyo estático sujeto 1 Node-RED Dashboard.....	80
Figura 62. Prueba dinámica sujeto 1 Node-RED Dashboard.....	80
Figura 63. Prueba estática y dinámica sujeto 2.....	82
Figura 64. Resultados prueba dinámica Pie Izquierdo sujeto 2.	84
Figura 65. Resultados prueba dinámica Pie Derecho sujeto 2.....	85
Figura 66. Prueba estática sujeto 2 Node-RED Dashboard.....	85
Figura 67. Prueba dinámica sujeto 2 Node-RED Dashboard.....	86

RESUMEN EJECUTIVO

El presente trabajo de investigación se centra en el diseño y construcción de un prototipo de plantillas para adquisición de datos de presión plantar. El objetivo principal fue implementar un prototipo de plantilla instrumentada para la determinación de la presión plantar orientada a la prevención de úlceras de pie diabético, con la finalidad de proporcionar una herramienta de apoyo al diagnóstico médico que brinde información precisa sobre las distribuciones de presión en el pie.

Durante el desarrollo del sistema, se realizó una detallada revisión de la literatura enfocada en el estudio de la biomecánica del pie, las fases del ciclo de marcha humana y la presión como factor desencadenante de úlceras en pacientes con pie en riesgo.

Para la construcción del prototipo se emplearon plantillas de talla 40 que se ajustan a un segmento considerable de la población objetivo, cada una con siete sensores de presión distribuidos en las zonas de interés. Los sensores incorporados fueron los Flexiforce A401 y los FSR modelo 402. El sistema posee comunicación WiFi y emplea el protocolo MQTT para la publicación de datos en el servidor en la nube. Se utilizó una TinyS3 como tarjeta de adquisición y procesamiento de datos, la visualización se realizó en una interfaz de usuario diseñada en Node-RED.

Se realizaron pruebas de funcionamiento y verificación del prototipo y se obtuvo un nivel de confiabilidad del 93,32%. Mediante pruebas realizadas en personas saludables y pacientes diabéticos se pudo concluir que el sistema puede ser de utilidad en el diagnóstico clínico para identificar de manera temprana las presiones anormales y prevenir la formación de úlceras.

Palabras clave: plantillas instrumentadas, presión plantar, úlceras de pie diabético, FSR, MQTT.

ABSTRACT

This research study focuses on design and construction of an instrumented insoles prototype for acquisition of plantar pressure data. The main objective was implementing an instrumented insole prototype to determine plantar pressure aimed to diabetic foot ulcers prevention, in order to provide a medical diagnosis support tool, that provides accurate information about pressure distributions on foot.

During system development a detailed literature review was carried out, focused on foot biomechanics study, the human gait phases, and pressure as triggering factor of ulcers in patients with at risk foot.

For prototype construction, size 40 insoles were used, which fit a significant segment of the target population, each with seven pressure sensors distributed over different interest areas. The sensors incorporated were Flexiforce A401 and FSR model 402. System has WiFi communication and uses MQTT protocol for data publish on cloud server. A TinyS3 was used as data acquisition and processing board, visualization was done in a user interface designed in Node-RED.

Prototype functional and validation tests were carried out and a reliability level of 93,32% was obtained. Through testing carried out on healthy people and diabetic patients, it was possible to conclude that this system can be useful in clinical diagnosis to early identify abnormal pressures and prevent foot ulcers development.

Keywords: instrumented insoles, plantar pressure, diabetic foot ulcers, FSR, MQTT.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

1.1. Tema de Investigación

PROTOTIPO DE PLANTILLA INSTRUMENTADA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA PRESIÓN PLANTAR ORIENTADA A LA PREVENCIÓN DE ÚLCERAS DE PIE DIABÉTICO

1.1.1. Planteamiento del problema

La Diabetes Mellitus (DM), es la enfermedad metabólica crónica más frecuente y su prevalencia aumenta año tras año considerándose por ello uno de los problemas de salud pública más graves del siglo XXI. Se estima que para el año 2030 el número de casos aumente hasta los 552 millones (8.3% de la población adulta). Una de las complicaciones más comunes y que afectan la calidad de vida de las personas con diabetes es el síndrome del pie diabético, una complicación potencialmente fatal que comprende un conjunto de síntomas y signos relacionados con alteraciones neurológicas, vasculares, infecciosas, además de deformidades y lesiones en el pie [1]. Anualmente, más de un millón de personas con diabetes pierde una pierna a consecuencia de esta enfermedad, las amputaciones en la mayoría de los casos son precedidas por la aparición de úlceras [2].

Los países latinoamericanos presentan un crecimiento acelerado de la prevalencia de diabetes mellitus en los últimos años debido principalmente a un incremento en las tasas de obesidad y sobrepeso [3]. En 2019, la diabetes fue la sexta causa principal de muerte en la región y se encuentra dentro de las 10 principales causas de discapacidad, lo cual refleja las complicaciones limitantes que sufren las personas con diabetes a lo largo de su vida [4]. Aunque no en todos los países de la región existe un registro certero sobre los datos de amputaciones y discapacidad a causa del pie diabético, en los países que reportan el dato (Argentina, Barbados, Brasil, Cuba y Chile) el rango de amputaciones del pie varía entre el 45% y 75%, encontrándose hasta un 10% de pacientes con pie en riesgo en la población atendida en el primer nivel de atención [5].

En Ecuador la diabetes mellitus causó 5064 defunciones durante el año 2015, ubicándose como la segunda causa de mortalidad general, la primera causa de muerte en mujeres y la tercera en hombres [6]. La Federación Internacional de Diabetes en el año 2021, reportó una prevalencia de diabetes del 4,7 % en el país, para las personas en un rango de edad entre 20 y 79 años, por lo que se estima que uno de cada diez ecuatorianos padece diabetes [7]. Para disminuir estas estadísticas, el país se ha alineado a las recomendaciones y metas propuestas por la OMS, es así como en todos los establecimientos de salud del Ministerio de Salud Pública se realiza tamizaje de diabetes mellitus, con la finalidad de mejorar el diagnóstico y brindar tratamiento oportuno a las personas que sufren de diabetes y sus complicaciones, no obstante se siguen reportando un gran número de casos de amputaciones que implican un alto costo económico, psicológico y social [8]. Si bien las cifras son alarmantes, el pie diabético es la complicación crónica de la diabetes mellitus de más sencilla y fácil prevención.

1.2. Antecedentes Investigativos

Como resultado de la investigación bibliográfica realizada en los repositorios de diferentes universidades dentro y fuera del país, así como en bases de datos en línea de artículos científicos, se exponen los siguientes antecedentes investigativos que pueden aportar al tema de investigación:

En el año 2021, los autores E. López Godínez, C.R Ibáñez Nanguélú y J. Jara Jiménez, de la Universidad Politécnica de Chiapas, en su investigación titulada “Plantilla inteligente para pie diabético” proponen el desarrollo de una plantilla para la monitorización de los parámetros de temperatura y presión plantar mediante el uso de sensores piezorresistivos de fuerza y termistores, además se utiliza el software y hardware de Arduino IDE; las tarjetas Arduino uno y nano, así como los módulos bluetooth HC-05 y HC-06 para el procesamiento y envío de la información. La comunicación entre la plantilla y la aplicación de Android para la visualización de los datos es establecida mediante tecnología bluetooth 2.0+EDR. Como resultado de las pruebas, se evidencia que, si bien el sistema es funcional para reconocer el estado del pie diabético, no predice el avance del tratamiento de la diabetes y se recomienda la utilización de un mayor número de sensores distribuidos por la plantilla [9].

Juan Manuel Bello Ruiz, Juan Manuel Díaz y Oscar Fernando Avilés, de la Universidad Distrital “Francisco José de Caldas” en el año 2020 en su investigación “Diseño y desarrollo de un prototipo de medición de presión plantar portátil” construyen un prototipo para medir presión plantar utilizando sensores fabricados a partir de una lámina de Velostat, un material piezorresistivo, la etapa de digitalización de las señales se realiza mediante una placa de desarrollo Arduino y los protocolos empleados para establecer la comunicación entre los elementos del sistema son serial y bluetooth. Por otra parte, los datos son recibidos en un programa desarrollado en lenguaje java con la herramienta IntelliJ IDEA y visualizados en el monitor. De la investigación se concluye que el Velostat no retorna a su posición original rápidamente y puede quedar deformado por las presiones muy altas, por lo que es necesario brindarle soporte mediante otros materiales para medir su deformación y disminuir el tiempo de restitución. A nivel de software, para un desempeño óptimo este debe ser capaz de procesar tres componentes en paralelo: la frecuencia de comunicación del sensor, la velocidad de visualización de cada sensor y el período de registro de la información en el clúster de la base de datos [10].

José Patricio Campoverde (2019), de la Universidad Politécnica Salesiana realizó un “Prototipo de plantilla inteligente para monitorear las presiones plantares en la caminata olímpica”, cada plantilla elaborada en poliuretano consta de dos sensores piezorresistivos ubicados en el dedo pulgar y talón respectivamente, para la adquisición y transmisión de los datos se emplearon dos microcontroladores MEGA328P-AU y módulos bluetooth HC-05, el microcontrolador principal encargado de almacenar la información en una memoria microSD para su posterior análisis en el software Matlab. La etapa de pruebas consta de dos partes, la primera en la cual se realiza la validación del sistema al comprobar que los tiempos de vuelo de las plantillas coinciden con los tiempos registrados en el software de análisis de video Kinovea, obteniéndose un error absoluto máximo de 5ms y un error porcentual máximo del 3.9%. La segunda parte se enfoca en el análisis de los parámetros de marcha obtenidos durante las pruebas con los atletas, en las cuales al obtenerse tensiones iguales a cero en el pie sin aplicar presión se hace énfasis en establecer un valor umbral mínimo de presión para garantizar así el funcionamiento adecuado del prototipo [11].

Juan Diego Arévalo y Christian Sangurima, de la Universidad Politécnica Salesiana en su investigación realizada en el año 2020, desarrollan un “Prototipo de plantilla instrumentada para la adquisición de presión plantar y parámetros de marcha orientada a la prevención de úlceras en pie diabético ”, mediante el uso de sensores de fuerza resistivos de alta precisión y una interfaz para el envío de la información de manera inalámbrica vía Bluetooth hacia un ordenador, en el cual se realiza el procesamiento de datos mediante el software LabVIEW. Se realizaron pruebas con sujetos saludables y con pacientes diagnosticados con diabetes y se pudo verificar la diferencia en el patrón de presiones y de los parámetros de marcha. Esto confirmó la necesidad de realizar el seguimiento a los pacientes con diabetes como medida preventiva de pie diabético, además de los datos obtenidos se determinó que la tasa de error del prototipo es de 5% [12].

S.K.Mydhili, Jayalakshmi N, Fathima Naseera M, Ranjith Kumar R y Rohith N, del Instituto de Tecnología KGiSL en India , en su investigación titulada “An IoT based Foot Healthcare System for Diabetic Patients and a Futuristic Approach for transforming Sensor Data into real-time Medical Advice” realizada en 2022, desarrollan un sistema para el cuidado del pie diabético mediante plantillas con sensores piezoeléctricos para medir la presión plantar, la transmisión de datos se realiza mediante un módulo WiFi y estos son almacenados en la nube, con el uso de IoT los datos se muestran en una aplicación web la cual se encarga también del envío de alertas al médico y a los pacientes. El sistema propuesto mide eficazmente varios parámetros asociados con la salud de las extremidades inferiores, como la presión plantar del pie y la temperatura. Adicionalmente las plantillas integran un estimulador de flujo sanguíneo que ayuda a aumentar la tasa de cicatrización de heridas y evitar que estas empeoren [13].

1.3. Fundamentación teórica

1.3.1. Síndrome de pie diabético

El síndrome de pie diabético se define como una complicación grave de la diabetes mal controlada, la cual provoca daños a los nervios de sensibilidad y las arterias que oxigenan el pie dando lugar a la formación de úlceras que se infectan con facilidad, no cicatrizan, se profundizan, los tejidos se necrosan, es decir mueren, y puede terminar en amputación. Las sociedades científicas a nivel internacional consideran que el pie diabético debe considerarse un síndrome clínico (es decir un conjunto de eventos), porque su origen es multifactorial [14]. Las principales causas del síndrome de pie diabético se describen a continuación.

Neuropatía periférica

Provoca daño en los nervios por un inadecuado control glucémico, afectando la sensibilidad lo cual da lugar a alteraciones en el apoyo y daño repetitivo no percibido por la persona. Además, se producen alteraciones en la marcha que pueden generar trauma por mal apoyo plantar [14].

Enfermedad arterial periférica

Se refiere al daño en los vasos arteriales, el cual está relacionado a un inadecuado control de la hipertensión o colesterol elevado, tabaquismo, inactividad física y mal control de la glucosa [14].

La neuropatía periférica y la enfermedad arterial periférica provocan alteraciones mecánicas en la marcha y el apoyo plantar.

1.3.2. Úlceras de pie diabético

Las úlceras del pie diabético son llagas de color rojizo, que pueden aparecer con más frecuencia en la planta del pie (la zona metatarsiana) o debajo del dedo gordo [15]. El IDFCG (Grupo de trabajo internacional sobre el pie diabético), define la úlcera de pie diabético como una herida de una profundidad que afecta hasta la dermis localizada por debajo del tobillo en un paciente con diabetes [16].



Figura 1. Úlcera de pie diabético. [15]

Factores desencadenantes de úlceras

Es importante tener en cuenta algunos factores desencadenantes comunes que están asociados con las úlceras de pie diabético. Estos factores pueden incluir:

Traumatismos

Los traumatismos pueden ser de dos tipos: mecánicos o térmicos.

Tabla 1. Tipos de traumatismos.

Mecánicos	Térmicos
<p>Es el factor precipitante más frecuente, y se da como resultado de una lesión punzante; generalmente causada por calzado mal ajustado o demasiado apretado sobre prominencias óseas.</p> <p>En la planta del pie estas lesiones aparecen sobre zonas que debido a su deformidad reciben una alta presión con el apoyo, como la cabeza de metatarsianos, zonas con hiperqueratosis (callosidades), ampollas o úlceras debidas simplemente a la presión normal, moderada pero reiterativa que supone la marcha [17].</p>	<p>Lesión directa en la piel por calor o frío, por ejemplo, al introducir el pie en agua demasiado caliente, acercarlo demasiado a una fuente de calor, entre otros [17].</p>

Elaborado por: La Investigadora basado en [17].

Deformidad del pie

Algunas personas con diabetes pueden desarrollar deformidades en los pies, como juanetes, dedos en martillo o pie plano. Las deformidades condicionan un aumento de presión sobre la zona, provocando la aparición de callosidades, que constituyen lesiones pre ulcerosas, puesto que hasta un 50% de las úlceras se inician sobre estas lesiones [17].

1.3.3. Zonas de riesgo para la aparición de úlceras de pie diabético

La hiperqueratosis caracterizada por un engrosamiento de la capa externa de la piel generalmente aparece en puntos de apoyo coincidiendo con “prominencias óseas”. Es importante conocer las zonas de riesgo para evitar la aparición de úlceras. A continuación se mencionan las zonas más comprometidas [18]:

1. Puntas de los dedos
2. Cabezas metatarsales
3. Hallux valgus (juanetes)
4. Centro inferior del talón
5. Apófisis estiloides del 5º metatarsiano
6. Juanete del sastre.

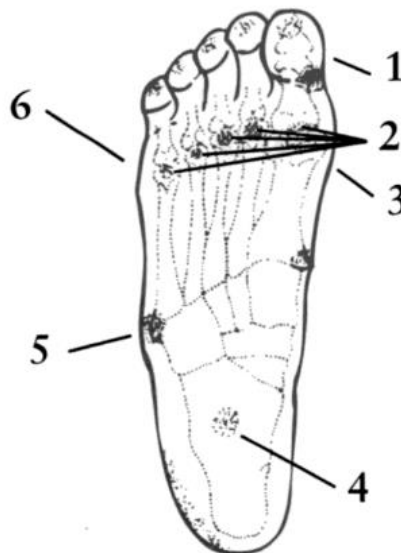


Figura 2. Zonas de riesgo de aparición de UDP. [18]

1.3.4. Presión plantar en la formación de úlceras en pie diabético

La fuerza o la fricción aplicadas a la planta del pie hacen que la piel se haga más gruesa, este engrosamiento de la piel se conoce como callo. Si la piel continúa endureciéndose, el callo comienza a ejercer presión contra el pie lo cual puede dañar el tejido sano y provocar una úlcera. A medida que el tejido sano va destruyéndose, se forman grietas o llagas, estas heridas abiertas son úlceras por presión, las cuáles pueden pasar de ser un punto enrojecido sensible a una herida infectada muy rápidamente [19].

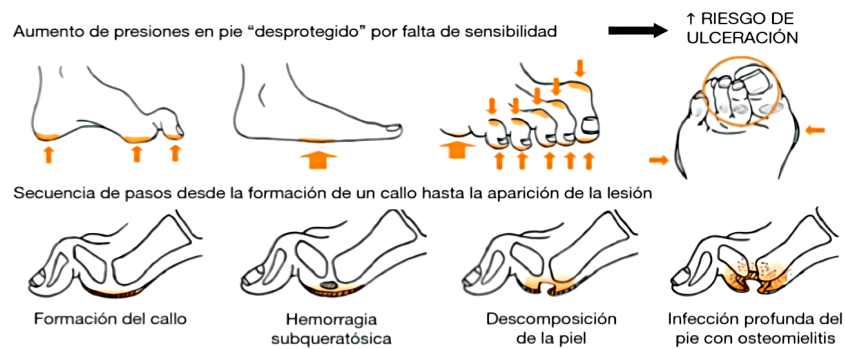


Figura 3. Formación de una úlcera por presión. [19]

1.3.5. Instrumentación biomédica

La instrumentación biomédica hace referencia a la captura de las señales biológicas como biopotenciales, presión, flujo, temperatura, concentración de iones, entre otros. Para sensor y cuantificar estas variables es necesaria la implementación de circuitos electrónicos y el uso de transductores. La instrumentación biomédica es entonces un campo multidisciplinario que requiere conocimiento en diversas áreas como electrónica digital y analógica, teoría de control, sistemas y señales, seguridad eléctrica y biocompatibilidad de materiales, entre otros [20].

1.3.6. Estructura general de un sistema de instrumentación biomédica

Todo sistema de instrumentación tiene al menos algunos de los componentes funcionales que se muestran en la figura 4, cabe destacar que la principal diferencia entre este sistema de instrumentación médico y los sistemas de instrumentación convencionales es que la fuente de las señales es tejido vivo o energía aplicada al tejido vivo [21].

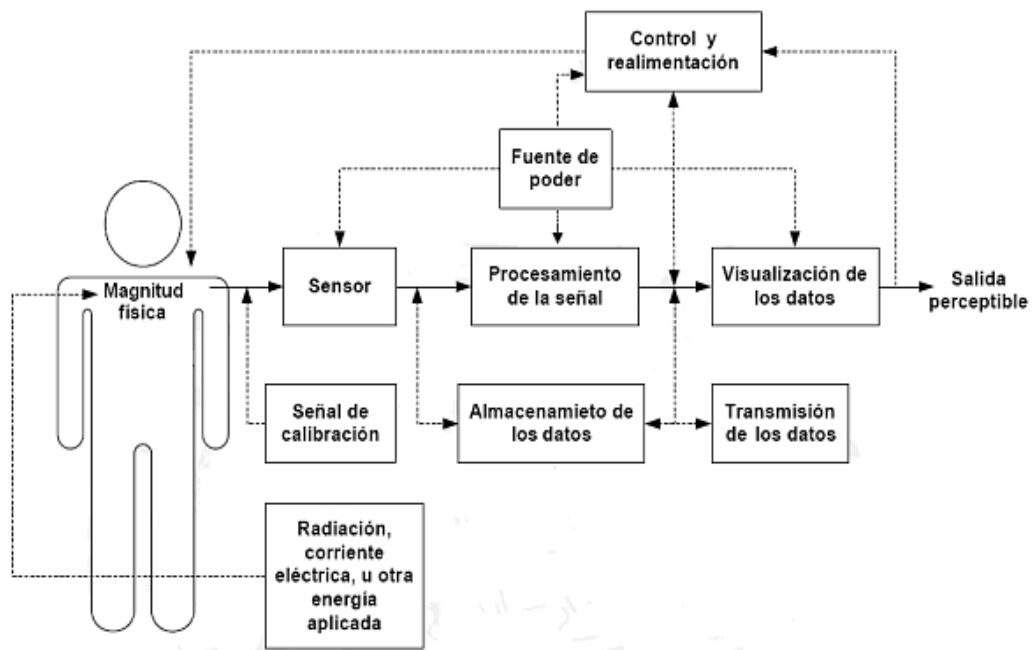


Figura 4. Estructura general de un sistema de instrumentación biomédico. [20]

Según se muestra en la figura 4, la magnitud física hace referencia a la cantidad o propiedad física que se va a medir. La accesibilidad de la magnitud física es importante porque esta puede ser interna, puede estar en la superficie del cuerpo o emanar de él. Las magnitudes de importancia médica se pueden agrupar en las siguientes categorías: biopotenciales, presión, flujo, dimensiones, desplazamiento (velocidad, aceleración y fuerza), impedancia, temperatura y concentraciones químicas [21].

El sensor puede considerarse como todo un sistema que incluye un transductor como componente principal, pero además puede incluir otros accesorios como aquellos dedicados al procesamiento de la señal [20]. Idealmente un transductor debe responder solo a la energía presente en la medición y debe interactuar con el sistema vivo de una manera que minimice la energía extraída, siendo mínimamente invasivo. Usualmente no es posible acoplar la salida del transductor al despliegue de datos directamente, por lo que es necesario hacer un acondicionamiento y procesamiento de la señal, mediante la amplificación y filtrado de la misma [21].

El resultado del proceso de medición debe mostrarse de forma que el operador humano lo pueda percibir, la visualización de datos puede ser numérica o gráfica, discreta o continua, permanente o temporal, dependiendo de la magnitud y el uso que se le dé a la información. Existen además elementos auxiliares tales como señales de calibración, señales de control y retroalimentación (feedback) tanto para la toma de la medida como para ajustar el sensado y el acondicionamiento de la señal. Los datos pueden ser además almacenados o transmitidos [21].

1.3.7. Presión plantar

La presión plantar es “el campo de presión que actúa entre el pie y la superficie de soporte durante las actividades locomotoras diarias”. La importancia biomédica de la medición de la presión plantar reside en su aplicación al diseño de zapatos ortopédicos, prevención de heridas, diagnóstico de enfermedades de los miembros inferiores, entre otros. En el caso de los pacientes diabéticos las presiones plantares se usan para evaluar riesgo de ulceración [22].

La presión se puede definir como la razón entre la fuerza y el área sobre la cual esta se aplica.

$$presión = \frac{fuerza}{\text{área}}$$

Las unidades en la medición de la presión varían, algunas de estas son: *Newtons/cm²*, *Kg/cm²*, Kilopascales (KPa), sin embargo, las unidades más utilizadas son los Kilopascales. Adicionalmente en la medición de la presión plantar se suele utilizar una serie de parámetros que contribuyen en el análisis de esta, algunos de ellos son:

PPP (Peak Plantar Pressure). Los picos de presión plantar son una medida de los traumas en la planta del pie y contribuyen en la aparición de las heridas en la piel de personas con diabetes y neuropatías periférica [23].

PPG (Peak Pressure Gradient). Gradiente del pico de presión representa el cambio espacial de la presión en la región del pico de presión. Para realizar este cálculo se

sustraer la presión en cada nodo alrededor de los picos de presión del nodo adyacente y se divide por la distancia entre el centro de los nodos [23].

El estudio de la presión plantar se realiza sobre diferentes zonas de apoyo del pie con la finalidad de realizar un mapa de estas. Ese “mapeado” difiere según los autores, pero se estima que determinadas zonas del pie son de mayor interés presurométrico, en la figura 5 se observan dichas áreas [24].

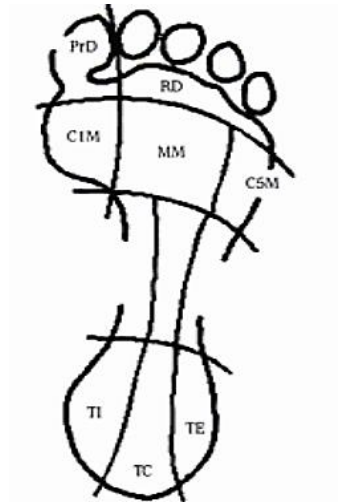


Figura 5. Zonas de apoyo del pie [24].

Según la figura 5, las zonas de interés para la determinación de la presión plantar son [24] :

- PrD (primer metatarsiano),
- RD (resto de dedos),
- CIM (cabeza de primer metatarsiano),
- MM (cabeza de segundo, tercero y cuarto metatarsiano),
- C5M (cabeza del quinto metatarsiano),
- MU (medio pie interno),
- MC (medio pie central),
- ME (medio pie externo),
- TI (talón interno),
- TC (talón central),
- TE (talón externo).

1.3.8. Distribución del peso corporal en el pie.

Para el estudio de la distribución del peso corporal en el pie, este se puede dividir en tres unidades anatómico-funcionales: El retropié, que está constituido por el astrágalo que se articula con el calcáneo formando el punto de apoyo posterior. El mediopié integrado por el escafoides, que se articula con el cuboides y las bases de los metatarsianos. Y el antepié conformado por los cinco metatarsianos y sus falanges [25].

La disposición de todos los huesos del pie entre sí forma la bóveda plantar la cual permite una gran resistencia para la carga de peso y el esfuerzo para lo cual se apoya en tres puntos que se conocen como trípede plantar [25].

El peso del cuerpo se proyecta sobre estos puntos de apoyo que son la cabeza del primer metatarsiano, la cabeza del quinto metatarsiano y el calcáneo. A partir de estos puntos se forman tres arcos: el arco externo, el arco transverso o anterior y el arco interno o longitudinal el cual es el más importante tanto desde el punto de vista estático como dinámico [25].



Figura 6. Puntos de apoyo del pie y arcos plantares [25].

La distribución de la carga sobre los puntos de apoyo del pie no es uniforme, en posición erguida, vertical e inmóvil se considera que el peso corporal se distribuye en un 50% hacia el talón y el 50% restante a su vez se divide en: un 17% del peso lo recibe el borde externo, y el 33% el lado interno del pie [25]. Durante la marcha, la carga que soporta el trípede plantar se multiplica por 2 o 3 y por 4 o 5 al saltar.

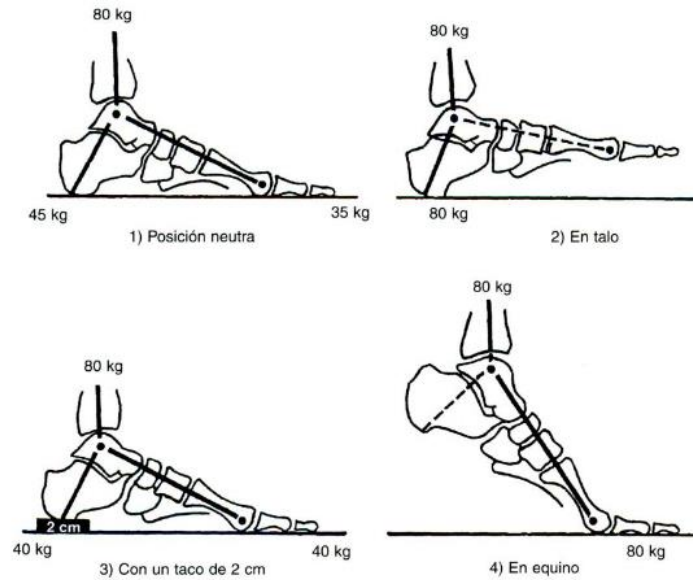


Figura 7. Distribución del peso corporal según la posición del pie. [26]

1.3.9. La Marcha Humana

La marcha humana se puede definir como “la traslación progresiva del cuerpo producida por movimientos coordinados y rotatorios de diferentes segmentos corporales” [27].

El ciclo de marcha humana se define como la secuencia de movimientos que ocurre desde el momento en que el talón entra en contacto con el suelo, hasta que vuelve a tener contacto ese mismo talón, comprendiendo dos pasos por ciclo (el paso se entiende como el momento del apoyo de un talón y el apoyo sucesivo del talón contralateral). Cada pie pasa por dos fases: una de apoyo (contacto con el suelo) y la otra de oscilación (suspendido en el aire) [28].

Fase de apoyo (60% del total del ciclo) [29]:

- **Apoyo del talón:** Instante en que el talón de la pierna de referencia toca el suelo.
- **Apoyo plantar:** Contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
- **Apoyo medio:** Ocurre cuando el trocánter mayor se alinea verticalmente con el suelo.
- **Arranque:** Ocurre cuando el pie se despegas del suelo en su totalidad.

Fase de Oscilación [29]:

- **Aceleración:** aceleración del extremo de la pierna inmediatamente después de que el pie deja de tocar el suelo.
- **Balanceo medio:** La pierna balanceada pasa a la otra pierna, moviéndose hacia delante de esta pues se está en fase de apoyo.
- **Desaceleración:** desaceleración de la pierna, la cual se mueve rápidamente al acercarse al final del intervalo.

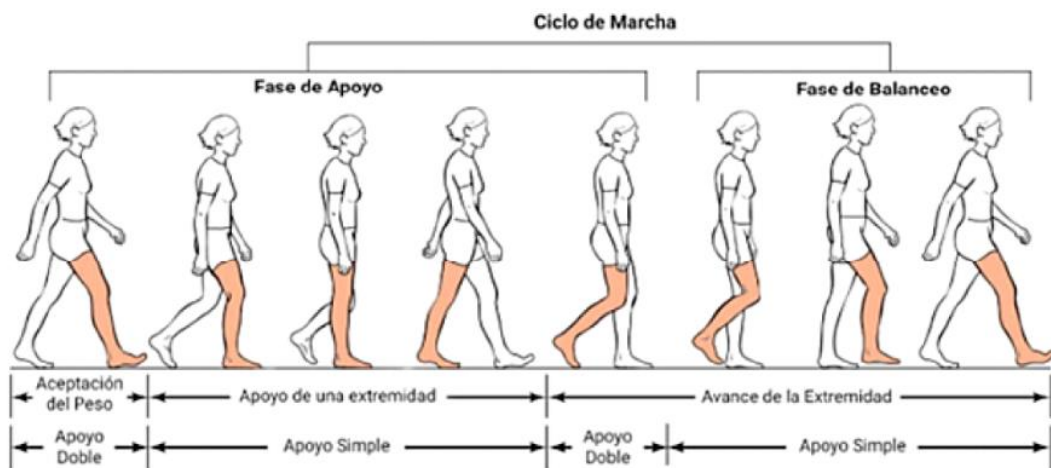


Figura 8 Ciclo de marcha. [30]

1.3.10. Métodos empleados para evaluar riesgo de ulceración en pacientes diabéticos

Para realizar el diagnóstico de síndrome de pie diabético y evaluar el riesgo de aparición de úlceras de pie diabético en el consultorio, se realiza una exploración física que consiste en realizar diferentes pruebas diagnósticas para determinar si el paciente padece algún tipo de falta de sensibilidad en sus pies o alteraciones en el apoyo plantar.

Con la finalidad de evaluar la sensibilidad en los pies y detectar neuropatías, se realizan durante la consulta las siguientes pruebas diagnósticas.

1. Prueba de sensibilidad protectora

Se realiza aplicando un pequeño filamento en distintas áreas de los pies para comprobar su sensibilidad [16].

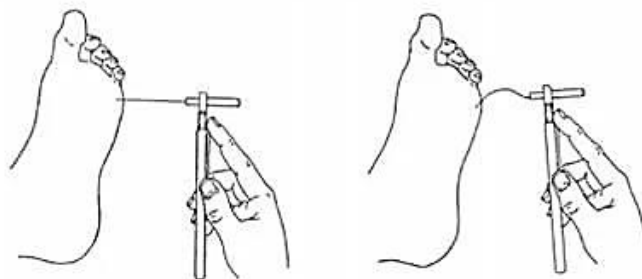


Figura 9. Utilización del monofilamento Semmes-Weinstein [31]

2. Prueba de sensibilidad vibratoria

Esta prueba se realiza mediante el diapasón de 128 Hz un instrumento que permite explorar la sensibilidad vibratoria, al colocarse sobre la cabeza del primer metatarsiano [32].

3. Prueba de sensibilidad al frío/calor

Para evaluar la sensibilidad a la temperatura, se utiliza una barra térmica, que es un cilindro de metal que transmite calor (40 °) o frío (25 °) con el fin de que el paciente diferencie entre ambas sensaciones [33].

Análisis de las presiones plantares

Por otra parte, para detectar puntos de presión plantar y alteraciones del apoyo plantar como (pie plano, cavo, valgo o varo). Además de alteraciones en la alineación de los dedos del pie, normalmente se utiliza el pedígrafo.

4. Pedígrafa plantar

El uso del pedígrafo también es frecuente en la práctica clínica. Consiste en pisar sobre un dispositivo de goma impregnado en tinta bajo el cual hay un papel que tras la pisada se impregna de la tinta y señala la huella plantar, el uso de este método permite detectar deformidades del pie que pueden estar asociadas a polineuropatía diabética, al analizar

las zonas que muestran hiperpigmentación sobre el papel. En la figura 10, se puede observar un pedígrafo y su funcionamiento [34].



Figura 10. Pedígrafo. [35]

1.3.11. Instrumentos para la evaluación de la presión plantar

Para la medición y análisis cuantitativo de la presión plantar, existen diferentes tipos de instrumentos, los cuales se describen a continuación.

Plataformas de fuerza

Las plataformas de fuerza han sido el instrumento más utilizado para el análisis cinético de la marcha, estas se componen de transductores tridimensionales de fuerza de reacción vertical, anteroposterior y medio-lateral. La principal ventaja de las plataformas es la posibilidad de obtener todas las direcciones de las fuerzas de reacción. Como desventaja se encuentra que no dan información sobre la distribución de la carga [36].

Plataformas de distribución de presiones baropodométricas

Actualmente, los sistemas de medición de presiones cuentan con sensores electromecánicos que miden la fuerza aplicada en una superficie conocida. Dichos sistemas proporcionan valores altamente confiables dependiendo de la región del pie y de los parámetros investigados. Estos sistemas de medición se conocen como baropodómetros y se utilizan en diferentes configuraciones, entre ellas las plataformas de distribución de presiones o baropodométricas y las plantillas de instrumentación [36].

- **Las plantillas instrumentadas:** son un sistema diseñado para registrar de manera dinámica la distribución de las presiones entre la planta del pie y la órtesis plantar (plantilla) o el calzado [36].



Figura 11. Plantillas instrumentadas [36]

- **Las plataformas baropodométricas:** estos dispositivos permiten determinar la distribución plantar cuando los pies están sometidos a la presión del cuerpo [36].



Figura 12. Plataforma baropodométrica [36].

El patrón baropodométrico aporta información sobre la capacidad de los pacientes para soportar y transferir la masa del cuerpo durante la marcha. Los baropodómetros están constituidos de hardware (sensores resistivos) y software (interfaz de usuario para la realización de las medidas y análisis de estas). Se ha validado este sistema para la determinación de la distribución de la presión bajo condiciones constantes y mediciones dinámicas [36].

1.3.12. Sensores de presión

Un sensor de presión se define como un transductor que transforma la magnitud física de presión por unidad de superficie en una señal normalizada que corresponde a una señal eléctrica [37].

Sensores piezorresistivos

Los sensores piezorresistivos son los sensores de presión más comunes, están constituidos principalmente por una membrana de silicio unida a una o varias galgas extensométricas y son capaces de detectar con precisión las deformaciones que puede provocar la presión en el área de medición [38].

Su principio de funcionamiento consiste en utilizar un medidor de tensión hecho de material semiconductor (silicio) que cambia el valor de su resistencia eléctrica cuando se estira, este efecto se conoce como efecto piezorresistivo y este cambio en la resistencia es el valor de salida del sensor [38].

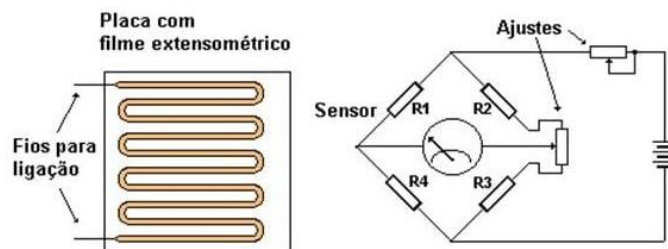


Figura 13. Sensor piezorresistivo [38].

1.3.13. Tecnologías de transmisión inalámbricas

Las tecnologías de transmisión son de gran importancia para las comunicaciones pues constituyen el medio que posibilita el envío de información. La transmisión de datos se refiere al flujo constante de información inmediata, y es el elemento principal del modelo de software de la arquitectura basada en eventos [39].

Las tecnologías inalámbricas nos permiten la transmisión de datos entre dos puntos sin la necesidad de utilizar cables para conectarlos, lo que representa una gran ventaja en muchos proyectos. Actualmente las aplicaciones modernas hacen uso de las tecnologías y protocolos para procesar, almacenar y analizar los datos.

Redes inalámbricas

Una red inalámbrica es una red de comunicaciones que utiliza el aire como medio de transmisión, a diferencia de las redes cableadas que hacen uso de un medio físico para el transporte de las señales. Este tipo de redes se caracteriza por disponer de anchos de banda similares a las redes tradicionales cableadas, pero con la ventaja añadida de que los usuarios pueden desplazarse libremente por el área cubierta por la red [40].

Clasificación:

La clasificación de las redes inalámbricas (Wireless) se puede hacer en base a sus características y aplicaciones. En función de su cobertura geográfica-alcance, se tienen [40]:

- Wireless Personal Area Network (WPAN) - 802.15
- Wireless Local Area Network (WLAN) – IEEE 802.11
- Wireless Metropolitan Network (WMAN) - IEEE 802.16
- Wireless Wide Area Network (WWAN) – IEEE 802.20

De todas las antes mencionadas las más importantes son las redes WLAN debido a que todos hacemos uso de ellas tanto en el hogar como en el trabajo [40].

1.3.14. Redes WLAN

Una red inalámbrica de área local (WLAN) es aquella en la que una serie de dispositivos se comunican entre sí mediante emisiones radioeléctricas que se propagan a través del aire, sin la necesidad de tendido de cable. Se distinguen diferentes tecnologías inalámbricas en función del área de cobertura de la red, de esta manera la tecnología WLAN es aquella con área de cobertura en entorno local. Algunos ejemplos de áreas de cobertura que se consideran locales o de área no extensa son: oficinas, empresas, universidades, hoteles, entre otros [41].

Las redes inalámbricas de área local son un sistema de comunicación de datos flexible ampliamente utilizado como alternativa a la red LAN cableada, debido a que ofrece ciertas ventajas como son [41]:

- Movilidad y mayor productividad
- Flexibilidad: Permite llegar donde el cable no puede.
- Escalabilidad: El cambio de topología de red es sencillo. Pudiéndose ampliar o mejorar con gran facilidad una red existente.
- Reducción de costes.

La familia de estándares de redes WLAN IEEE802.11 ha sido la causa de la incorporación y del rápido desarrollo de las redes WLAN en el mercado [41].

IEEE 802.11

La tecnología inalámbrica IEEE 802.11 es el estándar de funcionalidad de red de área local inalámbrica (WLAN) que emplean las computadoras, tabletas, teléfonos inteligentes y otros dispositivos compatibles con Wi-Fi. Funciona en la banda de 2,4 GHz con velocidades de transmisión máximas de 2Mbps. Incluye velocidades de transmisión de 1Mbps y 2 Mbps, dependiendo de la distancia entre el punto de acceso y la estación inalámbrica y las condiciones de utilización del canal [41]. En otras palabras, IEEE 802.11 es el conjunto de pautas técnicas para implementar Wi-Fi.

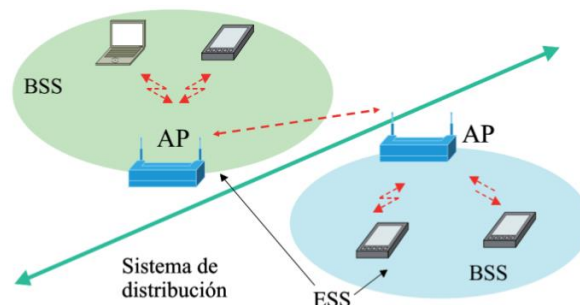


Figura 14. Componentes de una red IEE 802.11 [40]

1.3.15. Protocolos de comunicación para IOT

Un protocolo de comunicación consiste en una serie de normas definidas para que dos o más dispositivos puedan comunicarse y entenderse. Los protocolos de comunicación poseen un papel fundamental dentro del desarrollo de proyectos que requieren comunicación constante con el servidor o con los dispositivos, es por eso por lo que se desarrollaron protocolos diseñados específicamente para facilitar la transmisión de información de manera rápida y ligera [42].

MQTT

MQTT es un protocolo abierto de mensajería basado en estándares, consiste en un conjunto de reglas, que se utilizan para la comunicación de un equipo a otro. Este protocolo es de fácil implementación además de sencillo y ligero por lo que es ideal para responder a las necesidades de IoT dado que está adaptado para utilizar un mínimo de espacio en el ancho de banda, lo cual lo hace ideal para ser usado en redes inalámbricas, MQTT es ampliamente utilizado en una gran variedad de artefactos tanto industriales como articulares [42].

Entre las principales características de MQTT se destaca [42]:

- Bajo consumo energético
- Rápido y ligero para el envío y recepción de información.
- Requiere de pocos recursos para su adecuado funcionamiento.

MQTT está basado en una estructura suscriptor/publicador donde el servidor(suscriptor) llamado bróker recibe los datos de los publicadores y en caso de ser necesario, enviará datos a los publicadores únicamente bajo petición del bróker. Ningún mensaje puede jamás poseer un tamaño superior a 256 Mb [42]. El protocolo MQTT se ha convertido en un estándar para la transmisión de datos de IoT, dado que ofrece los siguientes beneficios [43]:

- Mensajes pequeños para poder optimizar el ancho de banda de la red.
- La implementación de MQTT requiere una cantidad mínima de código
- Admite la comunicación con una gran cantidad de dispositivos IoT
- Cuenta con tres niveles diferentes de calidad de servicio a fin de garantizar la fiabilidad.

CoAP

El protocolo CoAP (Constrained Application Protocol), es un protocolo de comunicación a nivel de aplicación diseñado para la comunicación M2M (máquina a máquina) destinado a utilizarse en dispositivos con recursos limitados, como los sensores o redes de sensores de baja potencia.

CoAP implementa el modelo “REST” originario de HTTP (con las primitivas GET, POST, PUT y DELETE), emplea cabeceras reducidas, y limita el intercambio de mensajes, añadiendo soporte UDP y otras modificaciones como mecanismos de seguridad específicos.

Las principales características de este protocolo son:

- Permite el intercambio de mensajes asíncronos
- Baja sobrecarga de datos
- Al ser usado como puente con HTTP comparte capacidades de proxy y caché
- Ideal para dispositivos con recursos limitados
- Compatibilidad con URI

HTTP

HTTP, por sus siglas en inglés “Hypertext Transfer Protocol”, es el término utilizado para referirse al protocolo base de cualquier intercambio de datos en la Web, este protocolo tiene una estructura cliente-servidor, esto quiere decir que una petición de datos es iniciada por el elemento que recibirá los datos (el cliente), normalmente un navegador Web [44].

Las principales características del protocolo HTTP son [44]:

- Sencillez: está pensado para ser leído y fácilmente interpretado por las personas.
- Es extensible gracias a sus cabeceras.
- Es un protocolo sin estado: no guarda información entre peticiones en la misma sesión.

Los clientes y servidores se comunican entre sí intercambiando mensajes individuales, aquellos mensajes enviados por el cliente, normalmente un navegador Web, se llaman peticiones, y los mensajes enviados por el servidor se llaman respuestas [44].

Una petición de HTTP está conformada por los siguientes campos [44]:

- Método: puede ser GET, POST o DELETE.
- Dirección URL del recurso solicitado.

- La versión del protocolo HTTP
- Cabeceras HTTP opcionales.

Las respuestas están formadas por los siguientes campos [44]:

- La versión del protocolo HTTP que están usando.
- Un código de estado, indicando si la petición ha sido exitosa o no, y debido a que.
- Un mensaje de estado, una breve descripción del código de estado.
- Cabeceras HTTP, como las de las peticiones.
- Opcionalmente, el recurso que se ha pedido.

1.3.16. Almacenamiento en la nube

El almacenamiento en la nube es un modelo de computación en la nube que permite almacenar datos y archivos en Internet a través de un proveedor de computación en la nube, al cual se accede mediante la red pública de Internet o una conexión de red privada dedicada [43].

El proveedor se encarga de almacenar, administrar y mantener de manera segura los servidores de almacenamiento, la infraestructura y la red para garantizar que tiene acceso a los datos cuando lo necesite, prácticamente a cualquier escala y con capacidad elástica. El almacenamiento en la nube hace que ya no sea necesario comprar y administrar su propia infraestructura de almacenamiento de datos, lo que le brinda agilidad, escalabilidad y durabilidad, con acceso a los datos en cualquier momento y lugar [43].

1.3.17. Virtualización en la nube

La virtualización es fundamental en el ámbito de la computación en la nube, y se enfoca principalmente a la plataforma. Se puede considerar como una abstracción de los recursos tecnológicos que permite a los servidores crear dispositivos virtuales los cuales pueden ser usados para aumentar dichos recursos más que como sistemas separados [44].

Mediante la virtualización se permite tratar a un servidor como muchos servidores. Otro método usado es el clustering, que consiste en tratar a muchos servidores como uno solo [44].

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General

Implementar un prototipo de plantilla instrumentada para la determinación de la presión plantar orientada a la prevención de úlceras de pie diabético.

1.4.2. Objetivos Específicos

- Identificar los métodos empleados en la detección de riesgo de úlceras por presión plantar en pacientes diabéticos en el nivel primario de atención de salud.
- Determinar las características de hardware y software requeridas para la elaboración de la plantilla aplicada a la medición y análisis de la presión plantar.
- Construir el prototipo de plantilla instrumentada para la determinación de la presión plantar.
- Evaluar el funcionamiento del prototipo y el sistema de gestión de información mediante pruebas de funcionamiento.

CAPÍTULO II

METODOLOGÍA

2.1. Materiales

Para la implementación del presente proyecto se emplearon diversos componentes electrónicos como sensores Flexiforce modelo A401 y sensores FSR modelo 402. Para la adquisición de los datos de presión se usaron amplificadores operacionales LM358 en configuración inversor en conjunto con resistencias de $10k\Omega$ y $100k\Omega$, para amplificar las señales de los sensores, un circuito integrado 7660s que requiere dos capacitores externos de $10\mu F$, para convertir la tensión positiva a negativa y un regulador de voltaje negativo LM337 que requiere de una resistencia variable de $1k\Omega$ y un capacitor de $220\mu F$ para obtener el voltaje referencial de $-1.5V$ necesario para los sensores Flexiforce modelo A401. También se utilizó un módulo elevador de voltaje MT3608 para alimentar los sensores FSR 402 y los amplificadores operacionales utilizados. Para el procesamiento y transmisión de los datos se utilizó una tarjeta TinyS3(esp32) alimentada por una batería Litio-Ion de 3.7 voltios y 1800mAh.

Se emplearon plantillas estándar de poliuretano flexible, recubiertas de tela de neopreno para proteger los sensores y el cableado. Las conexiones de los sensores con el circuito de adquisición se realizaron mediante un bus de datos IDC de 10 pines.

El backend y frontend del sistema de gestión, almacenamiento y visualización de datos se realizó mediante flujos creados en Node-RED utilizando los nodos MQTT, MySQL y los nodos para la creación de dashboards propios del módulo Node-RED Dashboard.

2.2. Métodos

2.2.1. Modalidad de investigación

A continuación, se describirá la modalidad de investigación empleada en el desarrollo del proyecto:

Se considera a la presente investigación de tipo Aplicada debido a que se enfocó principalmente en el desarrollo de una herramienta de apoyo al diagnóstico médico basada en la aplicación de conocimientos teóricos y científicos de la electrónica digital

y analógica, sistemas y señales, comunicaciones inalámbricas y programación. El objetivo de esta investigación es mejorar la atención médica a los pacientes con síndrome de pie diabético mediante la detección temprana y el diagnóstico preciso de esta condición.

Conjuntamente, el presente proyecto empleó la modalidad de Investigación Bibliográfica, puesto que se realizó en base a la revisión de artículos científicos, tesis, proyectos de investigación, entre otros; material que se encuentra alojado en los diferentes repositorios universitarios, bases de datos e índices de revistas científicas, esta documentación proporcionó información relevante acerca de investigaciones previas relacionadas a las variables de estudio.

Debido al carácter práctico de la investigación, se realizó también Investigación de tipo Experimental, debido a que se llevó a cabo la recolección de datos basados en la experimentación resultado de la implementación y validación del funcionamiento del prototipo.

2.2.2. Recolección de información

Para el desarrollo de la investigación se recopiló información principalmente de tesis, artículos científicos, revistas, libros o fuentes bibliográficas relacionadas al tema de investigación, que aportaron de manera significativa al estudio de la presión plantar en pacientes diabéticos.

2.2.3. Procesamiento y análisis de datos

El procesamiento y análisis de datos se llevó a cabo siguiendo el orden descrito a continuación:

- Recopilación de información acerca de los métodos y dispositivos empleados en la actualidad para la determinación de presión plantar.
- Planteamiento de la propuesta de solución.
- Pruebas de validación técnica del prototipo.
- Pruebas aplicadas a pacientes diabéticos y del prototipo.

- Análisis estadístico de los datos recopilados mediante las pruebas aplicadas en pacientes.

2.2.4. Desarrollo de Proyecto

Para el cumplimiento de los objetivos propuestos en el presente proyecto, se llevaron a cabo las siguientes actividades:

Objetivo específico 1: Identificar los métodos empleados en la detección de riesgo de úlceras por presión plantar en pacientes diabéticos en el nivel primario de atención de salud.

Actividades:

- Revisión de la bibliografía relacionada a los instrumentos y técnicas de detección de la presión plantar.
- Determinación de los métodos y tecnologías empleados actualmente en la determinación de la presión plantar en el primer nivel de atención de salud.

Objetivo específico 2: Determinar las características de hardware y software requeridas para la elaboración de la plantilla aplicada a la medición y análisis de la presión plantar.

Actividades:

- Análisis de los requerimientos del prototipo de plantilla instrumentada para la medición de presión plantar.
- Selección de los sensores de presión más adecuados para la determinación de la presión plantar.
- Selección del microcontrolador y los módulos de comunicación inalámbrica a utilizarse.
- Selección del tipo de material a utilizar para la elaboración de la plantilla.
- Diseño esquemático del prototipo de plantilla.

Objetivo específico 3: Construir el prototipo de plantilla instrumentada para la determinación de la presión plantar.

Actividades:

- Integración de los dispositivos de sensorización, comunicación y alimentación en la plantilla.
- Diseño de la estructura contenedora del sistema embebido de adquisición y envío de datos.
- Diseño del sistema de monitorización de la presión plantar con su respectiva interfaz de usuario.
- Pruebas iniciales de comunicación inalámbrica entre la plantilla y el servidor.
- Detección y corrección de errores de comunicación.

Objetivo específico 4: Evaluar el funcionamiento del prototipo y el sistema de gestión de información mediante pruebas de funcionamiento.

Actividades:

- Pruebas de funcionamiento del prototipo.
- Validación del prototipo.
- Pruebas de campo en pacientes diabéticos y sanos.
- Análisis estadístico de los datos recopilados.

CAPÍTULO III

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

3.1. Análisis y discusión de los resultados

El desarrollo de un prototipo de plantilla instrumentada para la determinación de la presión plantar orientada a la prevención de úlceras de pie diabético, permitirá llevar a cabo el monitoreo continuo de las presiones plantares dinámicas y estáticas de los pacientes en tiempo real como una herramienta de apoyo al diagnóstico médico, mediante el uso de sensores resistivos de fuerza distribuidos sobre las regiones de mayor prevalencia en la aparición de úlceras de pie. El procesamiento y transmisión de los datos al servidor en la nube, será realizado por el microcontrolador mediante algoritmos de programación. Los datos adquiridos por los sensores serán publicados en el broker para su posterior procesamiento y visualización en una interfaz gráfica de usuario, permitiendo así realizar evaluaciones periódicas que permitan detectar las zonas del pie con hiperpresión o presiones anómalas y de esta forma tomar acciones con el fin de prevenir la aparición de úlceras.

El error obtenido durante las pruebas realizadas con el prototipo es de 6.68%, lo cual sugiere una precisión aceptable. Además, se encontró que la repetibilidad de los datos es buena, lo que indica una alta consistencia y confiabilidad en las mediciones obtenidas. En general, los resultados obtenidos sugieren que el sistema es prometedor para su aplicación en el campo clínico, y su precisión y repetibilidad lo convierten en una herramienta útil para evaluar la presión plantar y detectar posibles zonas de hiperpresión en pacientes diabéticos con pie en riesgo.

3.2. Desarrollo de la propuesta

El desarrollo de la propuesta se aborda a partir del esquema general de arquitectura del sistema, explicando cómo se implementó cada etapa y justificando las decisiones tomadas. En este apartado, se detallan los principales componentes, así como las tecnologías utilizadas para su desarrollo. Además, se presentarán los resultados obtenidos durante la implementación y se analizarán en relación con los objetivos

planteados inicialmente. A lo largo de este apartado, se buscará proporcionar una visión clara y completa del proceso de desarrollo de la propuesta, resaltando las soluciones innovadoras y las mejoras implementadas para garantizar su efectividad y eficiencia.

3.2.1. Requerimientos del sistema

El prototipo de plantilla instrumentada en conjunto con el sistema de gestión de información para la visualización de los datos debe cumplir con ciertos requerimientos para su utilización como herramienta de apoyo al diagnóstico médico para los pacientes diabéticos con pie en riesgo, dichos requerimientos se detallan a continuación:

Requerimientos del prototipo

1. Portabilidad, el prototipo debe funcionar sin estar conectado a cables, además debe ser compacto y liviano.
2. Debe ser mínimamente invasivo en la adquisición de la señal y estar elaborado en un material cómodo, flexible y seguro para el usuario.
3. Sensores, para la adquisición de los valores de presión en la planta del pie se debe integrar en la plantilla un determinado número de sensores en las áreas con mayor probabilidad de aparición de úlceras de pie diabético, estos deben tener un factor de forma y las dimensiones más adecuadas para la aplicación propuesta.
4. Inalámbrico, la comunicación entre el prototipo y el sistema de gestión y visualización de la información se debe establecer de forma inalámbrica de forma que pueda conectarse al servidor en la nube en el cual se procesará la información obtenida.
5. Sistema de carga controlado, al utilizar baterías el dispositivo debe contar con un circuito de carga adecuado para el mismo.

Requerimientos del sistema de gestión

Para el procesamiento de los datos obtenidos mediante las plantillas con los sensores integrados en ellas, se debe tener en cuenta que el sistema de gestión de información será utilizado principalmente por el personal médico especializado, por lo que se requiere que la programación cuente con los siguientes perfiles definidos:

- Nivel administrador
- Nivel Especialista (Médico).

Adicionalmente el sistema debe contar con una interfaz de usuario intuitiva que permita visualizar e interpretar la información de cada sensor de forma sencilla y clara.

3.2.2. Selección de dispositivos y tecnologías

En función de los requerimientos del sistema se realizó la selección de dispositivos y tecnologías necesarios para el desarrollo del proyecto. En particular, se realizó una cuidadosa elección de las tecnologías a emplear en la transmisión de datos, lo cual se detalla a continuación.

Selección de tecnologías

Debido a la naturaleza del proyecto es necesario el uso de tecnologías de comunicación inalámbrica y un protocolo adecuado para la publicación de datos. A continuación, se presenta un análisis comparativo de las diferentes opciones consideradas para determinar las tecnologías que mejor se adapten a las necesidades del sistema:

Comunicación inalámbrica

Para establecer la comunicación entre el prototipo y su sistema de gestión, es necesario determinar la tecnología de transmisión inalámbrica más adecuada, para este análisis se tomaron en cuenta factores como el alcance requerido, el consumo de energía y la compatibilidad con otros dispositivos y sistemas. Considerando que se trata de un instrumento de apoyo al diagnóstico a emplearse dentro de un espacio delimitado, se consideran para el análisis comparativo las principales tecnologías inalámbricas de corto alcance:

Bluetooth

Bluetooth es una tecnología de comunicación inalámbrica de corto alcance que permite la conexión y transferencia de datos entre dispositivos cercanos, esta tecnología se caracteriza por tener un bajo consumo energético y por ser muy fácil de usar, siendo ideal para comunicación personal y aplicaciones de corto alcance.

WiFi.

Es una tecnología inalámbrica que puede ser de corto o largo alcance permite la conexión a Internet y conectividad a redes locales. A pesar de tener un mayor alcance que Bluetooth se utiliza comúnmente en distancias cortas, la principal ventaja es la velocidad que ofrece y su capacidad de conectar múltiples dispositivos a la red.

Tabla 2. Tabla comparativa de las tecnologías inalámbricas.

Tecnologías	Bluetooth	Wi-Fi
Parámetros técnicos		
Alcance	10m - 100m desde la estación base	<ul style="list-style-type: none">• Hasta 35m en interiores.• Hasta 118m en exteriores.
Frecuencia	2.4GHz	2.4GHz
Tasa de transmisión de datos máxima (teórica)	24Mbps	450Mbps
Seguridad	Cifrado AES (128 bits)	WEP, WPA y WPA2 (AES 256 bits)
Topología de Red	Punto a Punto o Piconet (hasta 7 dispositivos)	Modo Infraestructura y Ad hoc (varios dispositivos conectados)
Latencia	Baja	Baja a Moderada
Movilidad	Mayor movilidad	Limitada por el alcance de la red
Consumo de energía	Bajo	Moderado a Alto
Costo	Bajo	Moderado

Elaborado por: La Investigadora basado en [45]

Para la comunicación entre el prototipo y su sistema de gestión, en base a la comparación realizada en la tabla 2, se ha seleccionado la tecnología WiFi, debido a que ofrece una elevada tasa de transmisión de datos y un mayor ancho de banda respecto a la tecnología Bluetooth, siendo esto muy beneficioso puesto que se requiere una actualización en tiempo real de los datos y una respuesta rápida del sistema.

Además, WiFi tiene una mayor cobertura y alcance, lo que garantiza una conectividad más amplia y la transmisión de datos sin interrupciones lo cual es importante cuando se necesita transferir una mayor cantidad de datos simultáneamente de manera eficiente.

Protocolo de comunicación

Para el desarrollo de la aplicación propuesta se debe seleccionar un protocolo de comunicación que se ajuste a las necesidades y las características del sistema a desarrollar, las opciones consideradas para la comparación son HTTP, MQTT y CoAP.

Tabla 3. Tabla comparativa entre protocolos de comunicación.

Protocolo Parámetros Técnicos	MQTT	HTTP	CoAp
Tipo de protocolo	Protocolo de mensajería	Protocolo de transferencia de hipertexto	Protocolo de aplicación restringida
Eficiencia	Eficiente en términos de ancho de banda y consumo de energía.	Eficiente para transferencias de datos grandes.	Eficiente en redes de baja potencia.
Arquitectura	Publicación-Suscripción	Solicitud-Respuesta	Solicitud-Respuesta
Capa de transporte	TCP	TCP	UDP
Mecanismo de Confiabilidad	3 niveles de QoS	HTTPS	Confirmable (CON), ACK.
Seguridad	Usuario y contraseña SSL	SSL/TLS	DTLS
Encabezado	2 Bytes	No definida (400-800 bytes)	4 Bytes
Mensajería	Asíncrona	Asíncrona y síncrona	Asíncrona

Elaborado por: La Investigadora basado en [46] [47].

Según a la comparación realizada en la tabla 3, el protocolo que mejor se ajusta a la aplicación de acuerdo con la disponibilidad de ancho de banda y consumo de recursos es el protocolo MQTT, además este protocolo ofrece otras ventajas como 3 niveles de calidad de servicio para la entrega de mensajes, ofrece comunicación varios a varios, el encabezado de los mensajes es muy pequeño a diferencia de los encabezados de mensajes de HTTP y CoAP.

Selección del proveedor de servicios Cloud

Debido a las características del proyecto, es necesario utilizar un proveedor de servicios cloud para desplegar los servicios y recursos necesarios, los proveedores considerados en la comparativa son: Amazon Web Services, Microsoft Azure y Google Cloud Platform.

Tabla 4. Tabla comparativa proveedores de servicios en la nube.

Aspecto	Azure	AWS	Google Cloud
Servidores virtuales	Máquinas Virtuales (VMs)	Instancias	VM Instancias
Servicios	-Big data y analíticas predictivas -Desarrollo de juegos y aplicaciones - Blockchain -DevOps -IoT	-Machine learning y analíticas predictivas -Bases de datos y soluciones de almacenamiento -Herramientas de negocios y productividad. -Integración de aplicaciones.	- Almacenamiento y gestión de información. -Desarrollo de aplicaciones. - Herramientas de productividad y carga de trabajo -Analíticas de negocios SMB y AI.
Soporte	Gratuito y de pago (Developer, Estándar, Professional Direct).	Básico, de desarrollador y soporte empresarial.	Soporte gratuito, soporte plata y oro.
Bases de datos	SQL MySQL PostgreSQL DataWarehouse	MongoDB MySQL DynamoDB Neptune	Cloud SQL Cloud Bigtable Cloud Spanner Firebase
Facilidad de uso	Interfaz intuitiva y fácil de usar.	Difícil de usar	Interfaz fácil de usar, amplia documentación.
API	Azure API Gateway	Amazon API Gateway	Cloud endpoints

Elaborado por: La Investigadora en base a [48] [49]

Al analizar las características que ofrecen los diferentes proveedores de servicios mostrados en la tabla 4, se ha seleccionado Azure como el proveedor de servicios para el desarrollo del proyecto debido a que ofrece una amplia gama de servicios y soluciones, es fácil de usar y a diferencia de GCP y AWS ofrece una suscripción para estudiantes con un crédito de \$100 para utilizar sus servicios.

Selección de dispositivos

Considerando los requerimientos de diseño y funcionamiento del prototipo, se realiza un análisis comparativo para la determinación y selección de los componentes más adecuados.

Sensores requeridos para el sistema de medición de presión plantar

La magnitud física que se requiere medir es la presión ejercida sobre diferentes zonas de apoyo del pie, por lo que para llevar a cabo la selección de los sensores es importante considerar que existen diferentes tecnologías por lo que elegir la más apropiada puede contribuir a mejorar la durabilidad del dispositivo y la fiabilidad de los datos obtenidos. Entre las tecnologías más utilizadas se tienen: las células de carga, las galgas extensométricas y las resistencias sensibles a la fuerza (también conocidas como FSR).

Sensor de presión

Entre las opciones de sensor elegidas para realizar la comparación se han considerado únicamente sensores que emplean la tecnología FSR debido a las ventajas que ofrecen como lo son sus factores de forma ultradelgados y mínimamente invasivos que se pueden combinar para cubrir una región de detección de fuerza más grande. Por lo tanto, la selección del sensor dependerá de varios factores, como el nivel de precisión de fuerza que desea capturar y la región o el área sobre la que se aplicará la fuerza.

Flexiforce A401

El sensor Flexiforce A401, de Teskan Instruments es un sensor resistivo de fuerza que emplea una película resistiva sensible a la presión que actúa como una resistencia variable al aplicarse una fuerza sobre su área efectiva.

FSR402



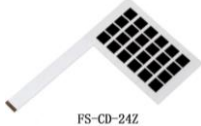
El sensor FSR402 tiene el mismo principio de funcionamiento que el Flexiforce, pues se utiliza también para medir la fuerza o presión aplicada sobre su superficie, está compuesto de un material sensible a la presión que cambia su resistencia eléctrica

cuando se aplica una fuerza. Este sensor es altamente sensible por lo que es adecuado para aplicaciones que requieren una medición precisa de la fuerza.

Matriz de sensores FS-CD-24Z

Como su nombre indica este dispositivo consiste en un arreglo de sensores de tipo FSR, para la medición de la fuerza aplicada en una ubicación específica, tiene múltiples puntos de contacto, este tipo de matriz se puede utilizar en aplicaciones como interfaces táctiles, control de robots, entre otras.

Tabla 5. Tabla comparativa sensores de presión.

Sensor	FSR402	Flexiforce A401	Matriz de FSR FS-CD-24Z
Parámetros técnicos			
Marca	Interlink Electronics	Teskan Instruments	Taidacent
Costo	\$12	\$25	\$51
Área activa	18.28 mm (0.7 in.) diámetro	25.4 mm (1 in.) diámetro	15 zonas de detección independientes 30mm x 30mm (c/u)
Espesor	0.45mm(0.017)	0.203mm (0.008 in.)	1.25mm (0.049 in.)
Fuerza de actuación	0.1N	0.1N	0.1N
Rango de sensibilidad a la fuerza	0.1N – 10.0 ² N	111N – 31138N	-
Rango de sensibilidad a la presión	$0.1 \frac{kg}{cm^2} \leq S_p \leq 10 \frac{kg}{cm^2}$	$0.1 \frac{kg}{cm^2} \leq S_p \leq 1000 \frac{kg}{cm^2}$	$0.1 \frac{kg}{cm^2} \leq S_p \leq 20 \frac{kg}{cm^2}$
Resistencia sin fuerza aplicada	> 10MΩ	> 1MΩ	> 2MΩ
Temperatura de operación	-30°C a + 70°C	-40°C a + 60°C	-40°C a + 85°C
Tiempo de respuesta	< 3μs	< 5μs	< 10ms
Flexibilidad	Sí	Sí	Sí
Durabilidad	> 10 millones de actuaciones	> 3 millones de actuaciones	> 500.000 actuaciones

Elaborado por: La Investigadora basado en [35], [36], [37].

Según la comparativa realizada entre los sensores en la tabla 5, se descarta el uso de la matriz de FSR debido a su durabilidad y factor de forma no adecuados para la aplicación. Tomando en cuenta principalmente parámetros como el rango de sensibilidad a la presión y el área activa de los sensores, se concluye que Flexiforce y los sensores FSR de Interlink son los más adecuados para la elaboración de la plantilla; sin embargo, a diferencia de los sensores FSR-402, los sensores Flexiforce son mucho más costosos, por lo que para la construcción de la plantilla y debido al número de sensores necesarios y las áreas a cubrir, se seleccionaron los sensores Flexiforce A401 para las áreas de medición más amplias y que requieren mayor precisión y sensibilidad a la fuerza, mientras que para las áreas restantes que son superiores en número se emplean los sensores FSR402 debido principalmente a un menor costo.

Microcontrolador

El microcontrolador es uno de los elementos más importantes de todo el sistema, puesto que se encarga del procesamiento y transmisión de la información recopilada mediante los sensores, para seleccionar el más adecuado para la aplicación se debe considerar entre otros factores, el tipo de tecnología de comunicación que ofrece, el tipo y número de puertos que posee, la capacidad de memoria y la CPU que integran.

Las opciones consideradas para su comparación se eligieron de acuerdo con los siguientes parámetros: conectividad WiFi, dimensiones reducidas, buena capacidad de memoria y por los menos 8 puertos ADC. Por tanto, las opciones a considerar son:

Feather Huzzah

Es una tarjeta de desarrollo basada en el microcontrolador ESP8266 con conectividad WiFi, esta tarjeta se caracteriza por ser delgada y ligera, ideal para el desarrollo de prototipos pues cuenta con un conector para baterías LiPoly de 3.7V e integra la función de carga para estas baterías.

Arduino nano 33 IOT



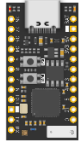
El Arduino nano 33 IoT es una placa de dimensiones reducidas que integra un procesador Cortex M0+SAMD21, además cuenta con un módulo WiFi y Bluetooth

basado en ESP32, esta tarjeta esta específicamente diseñada para aplicaciones de Internet de las cosas.

Esp32 Tiny S3

La TinyS3 es una placa de desarrollo basada en el microcontrolador ESP32, cuenta con conectividad WiFi y Bluetooth, tiene unas dimensiones muy reducidas, una antena 3D de alta ganancia, amplia memoria FLASH y permite cargar baterías LiPo.

Tabla 6. Tabla comparativa microcontroladores.

Tarjeta	Feather Huzzah ESP8266	Arduino nano 33 IoT	ESP32 TinyS3
Parámetros técnicos			
Marca	Adafruit	Arduino	Unexpected Maker
Costo	\$15	\$27	\$20
Dimensiones	51mm x 2mm x 8mm	45mm x 18mm	35mm x 18mm x 4.3mm
Conectividad	WiFi 802.11 b/g/n	WiFi	2.4 GHz WiFi 802.11 b/g/n Bluetooth 5, BLE+ Mesh
MCU	ESP8266	SAMD21 Cortex®	ESP32-S3
Frecuencia	80MHz	48MHz	80MHz
SRAM	520kB	32kB	512kB
Flash	4MB	256kB	8MB
Voltaje de operación	3.3V – 5V	3.3V	3.3V – 5V
Pines I/O digital	9	14	9
Pines I/O analógicos	1	8 (ADC 8/10/12 bit)	8

Elaborado por: La Investigadora basado en [50], [51], [52].




En base a la comparación realizada en la tabla 6, entre las distintas tarjetas de control, se ha seleccionado la TinyS3 ESP32 para la adquisición y transmisión de datos, debido a sus reducidas dimensiones, una mayor capacidad de memoria flash respecto a la

Feather Huzzah y la tarjeta Arduino nano 33 IoT, además de un mayor número de pines ADC para la adquisición de las señales analógicas de los sensores, por lo que es la más adecuada para el diseño del sistema embebido.

Elevador de voltaje

Para la etapa de acondicionamiento de la señal de los sensores FSR, es necesaria la utilización de un módulo elevador de voltaje pues el voltaje suministrado por la batería es de 3.7 V y es necesario un voltaje de 5V como tensión referencial para los sensores FSR402 empleados en el diseño. En la tabla 7 que se muestra a continuación se realiza una comparación entre algunos de los módulos que se pueden emplear.

Tabla 7. Tabla comparativa elevador de voltaje.

Módulo	MT3608	LM2596	XL6009
Parámetros técnicos			
Voltaje de entrada	2V – 24V	> 40V	5V– 30V
Voltaje de salida	5V – 28V	$4.75 \text{ V} \leq V_{IN} \leq 40 \text{ V}$	7V – 35V
Corriente de salida	2A (máx.)	3A (máx.)	2.5A (máx.)
Temperatura de operación	40°C ~ + 85°C	-40°C ~ + 125°C	-20°C ~ + 75°C
Eficiencia de conversión	93%	94%	94%
Protección	Limitador de corriente y protección térmica.	Limitador de corriente y protección térmica.	No
Dimensiones	36mm x 17mm x 7mm	43mm x 20mm x14mm	43mm x 20mm x14mm
Costo	\$2	\$5	\$5

Elaborado por: La Investigadora basado en [53], [54], [55] .

El módulo elevador de voltaje seleccionado es el MT3608, debido a su amplio rango de voltaje de entrada que se ajusta a las tensiones manejadas dentro del circuito. Además, este módulo ofrece una eficiencia de conversión destacada y cuenta con protección contra sobrecorriente y sobrecalentamiento integrado. También, este módulo es de tamaño muy compacto respecto a las alternativas consideradas, lo cual es ideal en la construcción del circuito para obtener una placa del tamaño más compacto posible.

Convertidor de voltaje negativo

Para la obtención del voltaje de referencia negativo utilizado en la configuración de los sensores resistivos de fuerza es necesario convertir la tensión de alimentación para los sensores a una tensión negativa, a continuación, se realiza la comparación entre dos circuitos integrados que cumplen esta función.

Tabla 8. Tabla comparativa convertidor de voltaje negativo.

Circuito Integrado	LM2662	ICL7660
Parámetros técnicos		
Voltaje de entrada	+1.5V a + 5.5V	+1.5V a + 12V
Voltaje de salida	-1.5V a - 5.5V	-1.5V a - 12V
Corriente de salida	200mA	20mA
Temperatura de operación	-40°C a + 85°C	-40°C a + 75°C
Frecuencia de oscilación	20kHz/150kHz	10kHz
Eficiencia de conversión	99%	99%

Elaborado por: La Investigadora basado en [56], [57].

Considerando la disponibilidad de componentes y los voltajes requeridos tanto de entrada como de salida, se ha seleccionado el circuito integrado ICL7660 para el diseño del circuito. Este circuito integrado ofrece una alta eficiencia de conversión y

tiene la ventaja de ser fácilmente adquirible en el mercado. Además, su uso y montaje son muy sencillos, lo cual simplifica la implementación del circuito en el proyecto.

Alimentación del dispositivo

Una vez que se han seleccionado los sensores y el microcontrolador a utilizar en el desarrollo del prototipo, se debe considerar el tipo de alimentación a emplearse, debido a que se trata de un dispositivo inalámbrico y portátil, se requiere de una batería y un circuito de carga para la misma.

Batería

Para la elección de la batería se consideran dos tipos de tecnologías, las baterías Lipo (Litio Polímero) y las baterías de Litio-Ion Polímero. En la tabla 9, se realiza la comparación de los parámetros más importantes.

Tabla 9. Tabla comparativa tipos de batería.

Tipo de batería	Batería de Litio-Ion Polímero (Li-ion Polímero)	Batería LiPo (Litio Polímero)
Parámetros técnicos		
Voltaje	3.6V - 3.7V	3.6V - 3.7V
Rango de voltaje utilizable	3.0V - 4.2V	3.0V - 4.2V
Impedancia	< 100mΩ	< 50mΩ
Ciclo de vida	1000 ciclos	500 ciclos
Tasa de conversión	85-95%	75-85%
Costo	Menor costo	Mayor costo
Densidad de energía [WH/Kg]	Alta, 100 a 250	Baja, 130 a 200
Estabilidad térmica	Alta	Alta
Peso	Ligero	Muy ligero

Elaborado por: La Investigadora basado en [58].

En base a la comparación realizada, se seleccionó la tecnología Litio-Ion, debido a que este tipo de baterías tienen una mayor durabilidad respecto a las baterías Lipo, poseen una densidad de energía mayor, además este tipo de batería tiene una mayor tasa de conversión y son más fáciles de conseguir en el mercado.

Carga de la batería

Este tipo de baterías requiere de un circuito de carga controlada por lo que existen en el mercado varios módulos de carga que se pueden utilizar para este fin. Sin embargo, la carga de la batería se realizará mediante la tarjeta TinyS3 debido a que esta tarjeta cuenta con un módulo TP4056 embebido para recargar baterías Lipo de celda única de hasta 4.2V y un circuito de carga compartida que permite al dispositivo cargar la batería y funcionar al mismo tiempo.

3.2.3. Esquema general del sistema

El funcionamiento del sistema de plantillas instrumentadas para la determinación de la presión plantar se puede describir en dos grandes etapas:

La etapa de adquisición y procesamiento, la cual consiste en la captura de las señales eléctricas correspondientes a la variable física medida, en este caso, la presión ejercida por el peso corporal en diferentes regiones del pie. Estas señales son obtenidas utilizando sensores resistivos de fuerza FSR y la circuitería de acondicionamiento necesaria, en esta etapa la tarjeta TinyS3(esp32) tiene un papel fundamental pues además de permitir la adquisición de las señales de los sensores, se encarga de establecer la comunicación inalámbrica con el servidor web mediante tecnología WiFi y lleva a cabo la publicación de los valores obtenidos a través del protocolo MQTT.

La etapa de registro y almacenamiento de datos implica la implementación de un servidor en la nube que proporciona los servicios y recursos necesarios para gestionar los datos obtenidos de los sensores, dentro del servidor se despliegan diferentes servicios, como el broker MQTT que facilita el intercambio de información entre el prototipo y la interfaz de usuario. Además, en dicho servidor se implementan otros servicios esenciales como las bases de datos y la herramienta de programación visual

Node-RED que constituye el backend de la interfaz de usuario pues permite el procesamiento, almacenamiento, control y visualización de la información obtenida en diferentes dashboards. El esquema general de la arquitectura del sistema y sus elementos principales se pueden observar en la figura 15.

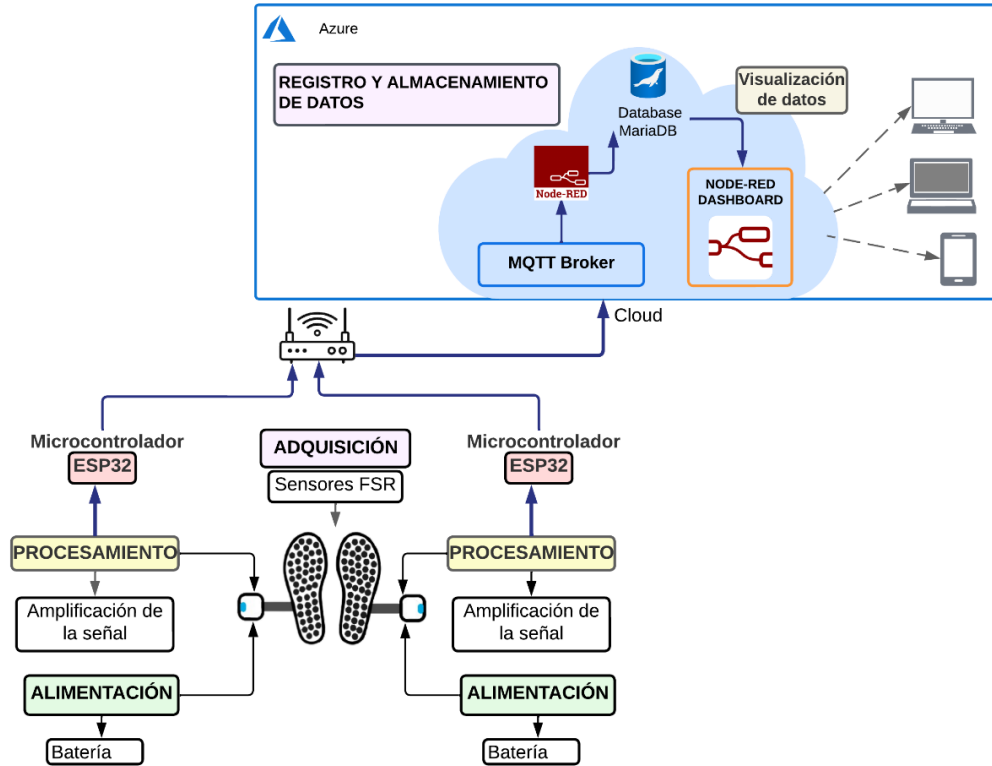


Figura 15. Esquema General de la arquitectura del sistema.
Elaborado por: La Investigadora.

3.2.4. Adquisición y procesamiento de datos

En esta etapa, se lleva a cabo la adquisición de los datos de presión mediante los sensores. Estos sensores requieren de un circuito de acondicionamiento de la señal antes de ser enviados al microcontrolador, el cual se encargará del procesamiento y la transmisión de los datos obtenidos. En la figura 16 se puede observar a detalle el bloque de procesos que se lleva a cabo durante esta etapa.

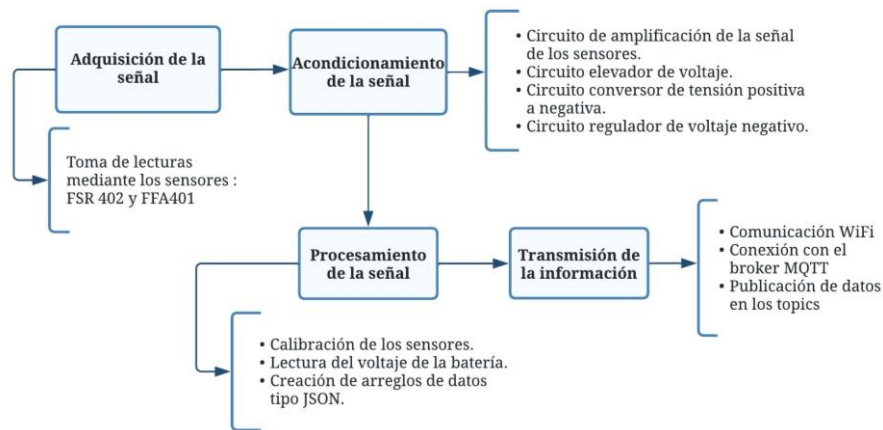


Figura 16. Diagrama de funcionamiento del prototipo.
Elaborado por: La Investigadora

Acondicionamiento de la señal

Los sensores FSR seleccionados para tomar la medición de presión, requieren de un circuito de acondicionamiento apropiado para mejorar la sensibilidad y obtener un rango ampliado de medición, debido a que estos sensores producen señales de bajo nivel principalmente al medir magnitudes de presión muy pequeñas. Para los sensores Flexiforce A401, se utiliza el circuito propuesto por el fabricante mostrado en la figura 17.

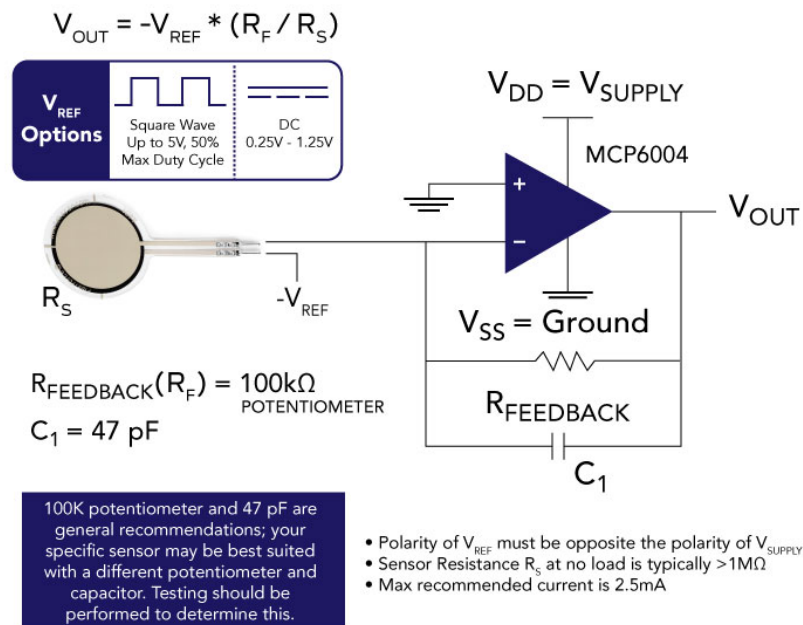


Figura 17. Circuito de acondicionamiento para Flexiforce A401. [54]

Según el circuito propuesto por Teskan Instruments, cada sensor requiere de un amplificador operacional configurado como inversor, una resistencia de feedback y opcionalmente un capacitor. Este circuito se utiliza para amplificar la señal de salida del sensor, lo que permite una mejor precisión y sensibilidad en la medición de la presión aplicada. Es importante mencionar que existen otras configuraciones de circuitos para acondicionamiento de la señal que se describen en el manual de integración de Teskan Instruments, pero estas configuraciones al ser mucho más sencillas no garantizan la linealidad de la señal obtenida al aplicar presiones.

El voltaje referencial V_{ref} , debe tener una polaridad opuesta al voltaje de alimentación del amplificador operacional, dicho voltaje se obtiene mediante el uso del integrado ICL7660. Para convertir la tensión positiva a negativa la configuración adecuada del convertidor se puede apreciar en la figura 18.

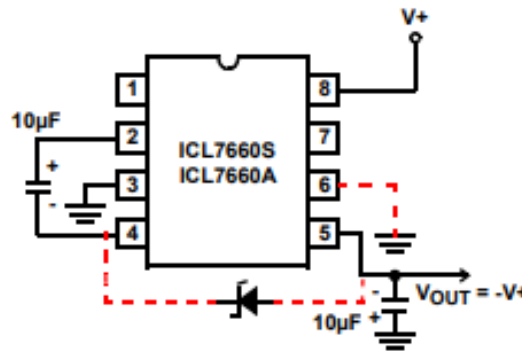


Figura 18. ICL7660 Configurado como convertidor de voltaje negativo simple.

Por otra parte, para los sensores de fuerza FSR402, que también se emplean en el diseño, se utiliza la configuración recomendada por el fabricante, la cual consiste en el uso de un divisor de voltaje y un amplificador operacional configurado como seguidor de voltaje, en ambas configuraciones el amplificador operacional utilizado para los sensores es el integrado LM358.

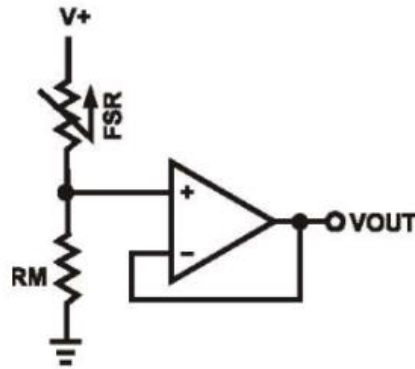


Figura 19. Circuito convertor de fuerza a voltaje para el sensor FSR402.

Previo al procesamiento y transmisión de la señal, es necesario llevar a cabo la calibración de los sensores utilizados, que tiene como objetivo establecer una relación matemática entre la entrada del sensor y la magnitud que se desea medir. Mediante la determinación de las ecuaciones de calibración, es posible realizar la conversión de los valores de la señal del sensor a unidades de presión.

3.2.5. Obtención de las ecuaciones de calibración para los sensores

Para la calibración de los sensores resistivos de fuerza se llevó a cabo el siguiente proceso.

- 1) Se realizaron pruebas aplicando pesos conocidos sobre el área efectiva de los sensores y se registraron los valores de voltaje obtenidos.
- 2) Se calculó la presión en kilopascales correspondiente a la fuerza aplicada sobre el área efectiva del sensor en centímetros cuadrados.
- 3) Se estableció una relación entre los valores de voltaje medidos y la fuerza aplicada y se determinó la ecuación de ajuste más adecuada.

Ecuación para los sensores Flexiforce A401

Se realizó el cálculo del área efectiva de este sensor, considerando que su diámetro es de 25.4 mm, al aplicar la fórmula (1) correspondiente al área del círculo, se obtiene:

$$A = \frac{1}{4}\pi d^2 \quad (1)$$

$$A = \frac{1}{4}\pi(25.4)^2 = 5.064 [cm]^2$$

Los valores correspondientes a la presión sin ajuste mostrados en la tabla 10, se obtienen a partir de la fórmula (2).

$$Presión(Pa) = \frac{Fuerza(N)}{Área(m^2)} \quad (2)$$

Para obtener los valores de presión en kilopascales, se debe aplicar la siguiente relación:

$$1 \frac{N}{cm^2} = 10kPa$$

Tabla 10. Datos obtenidos con pesos conocidos para el sensor Flexiforce A401.

Sensor Flexiforce A401				
Peso [kg]	Voltaje [mV]	Voltaje [V]	Presión [kpa]	Presión con ajuste [kpa]
0	0	0.00	0.00	0.00
0.9	50	0.05	17.42	13.63
1.8	155	0.16	34.83	31.66
2.5	315	0.32	48.38	53.04
5	750	0.75	96.75	94.20
7	1070	1.07	135.45	137.10
10	1320	1.32	193.50	199.36

Elaborado por: La Investigadora

Al relacionar los valores de voltaje y la presión al aplicar un peso conocido en kilogramos, se obtuvo mediante las herramientas de Excel la gráfica de dispersión mostrada en la figura 20 y la ecuación de ajuste correspondiente a la ecuación polinomial de cuarto grado:

$$y = 17,13x^4 + 89,566x^3 - 193,52x^2 + 208,22x + 3,6892 \quad (3)$$

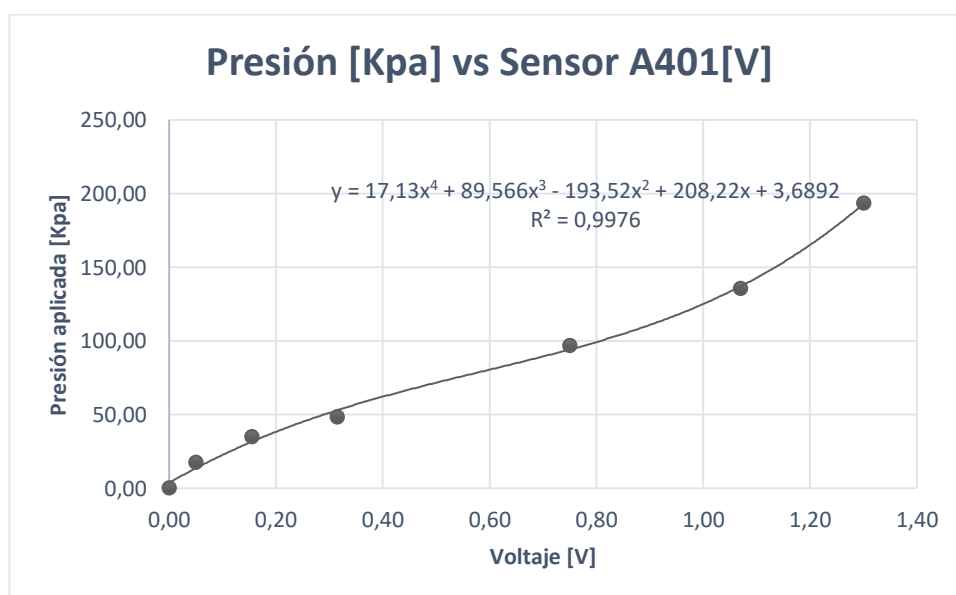


Figura 20. Gráfica de dispersión Flexiforce A401.

Elaborado por: La Investigadora

En la ecuación (3), la variable “x” hace referencia al voltaje obtenido de los sensores. Al reemplazar el valor de voltaje en la misma se obtienen los valores de presión equivalentes, es decir, se obtiene el equivalente en unidades de presión.

Ecuación para los sensores FSR402

El procedimiento para la calibración de los sensores FSR402 es el mismo realizado para el sensor A401, primero se obtuvo el valor del área efectiva, sabiendo que el diámetro del sensor es de 14.7 mm:

$$A = \frac{1}{4}\pi d^2 = \frac{1}{4}\pi(14.7)^2 = 1.6963 \text{ [cm]}^2$$

Posteriormente se construyó la tabla 11 con los voltajes obtenidos al realizar pruebas con pesos específicos, dichos pesos varían entre los 0.10kg y 10kg.

Tabla 11. Datos obtenidos al aplicar pesos conocidos en el sensor FSR402.

Sensor FSR402				
Peso [kg]	Voltaje [mV]	Voltaje [V]	Presión [kpa]	Presión con ajuste [kpa]
0.00	0	0.000	0.00	0.000
0.10	1000	1.000	5.79	6.096
0.20	2000	2.000	11.59	10.450
0.40	2500	2.500	23.17	22.026
0.60	2900	2.900	34.76	39.464
0.80	3000	3.000	46.34	45.228
0.90	3084	3.084	52.14	50.552
1.80	3089	3.089	104.27	100.883
2.50	3094	3.094	144.83	131.216
5.00	3099	3.099	289.65	278.550
7.00	3102	3.102	405.51	396.752
10.00	3104	3.104	579.30	556.887

Elaborado por: La Investigadora

Con los datos obtenidos que se muestran en la tabla 11, se obtiene la gráfica de dispersión que se puede observar en la figura 21. La curva del sensor FSR402 corresponde a la siguiente ecuación polinomial de tercer grado:

$$y = 5.361x^3 - 16.97x^2 + 17.689x - 0.0507 \quad (4)$$

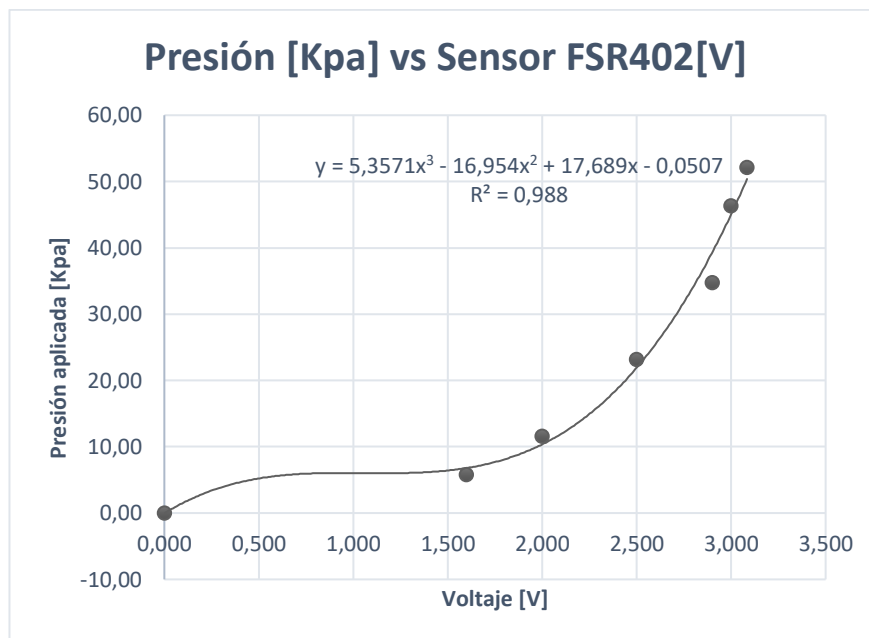


Figura 21. Curva del sensor FSR402.
Elaborado por: La Investigadora.

3.2.6. Procesamiento y transmisión de datos

El procesamiento y la transmisión de datos se llevó a cabo mediante el microcontrolador ESP32. En la figura 22 se presenta el diagrama de procesos que permiten comprender de mejor manera como se lleva a cabo el procesamiento de los datos y la publicación de la información en el broker.

Diagrama de procesos y funcionamiento del microcontrolador

El funcionamiento del microcontrolador consiste en establecer la comunicación WiFi y la conexión con el broker MQTT para la publicación de los datos, una vez que se ha conectado correctamente, dentro del void loop se realiza la lectura de datos de los sensores, se aplican las ecuaciones de calibración y se construye el objeto JSON que contiene los valores de los 7 sensores y el estado de la batería de la plantilla correspondiente. El código completo de los microcontroladores se encuentra en el Anexo 8.

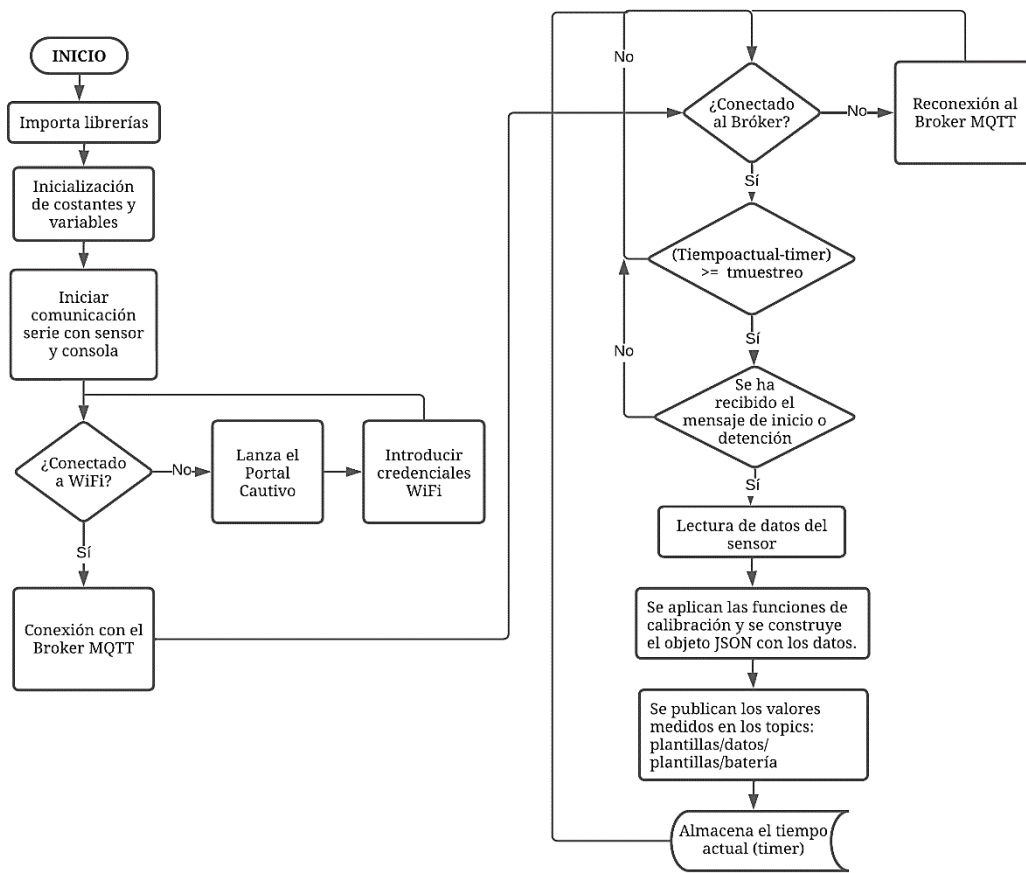


Figura 22. Flujograma del microcontrolador.
Elaborado por: La Investigadora

3.2.7. Diseño del prototipo

El diseño del prototipo se centra en la construcción de un par de plantillas instrumentadas para el monitoreo de presión plantar y su correspondiente circuito de procesamiento y transmisión. En esta sección, se proporciona una descripción detallada de los dispositivos utilizados a nivel de hardware y se documenta el proceso de construcción, justificando los métodos y materiales utilizados proporcionando una base sólida para la implementación del sistema de medición de presión plantar.

Diseño electrónico

El diseño electrónico del circuito se compone de varias etapas, las cuales se detallan a continuación:

Circuito de Alimentación

La etapa de alimentación del prototipo consta de una batería de Litio, un módulo elevador de voltaje que se conecta al pin de salida de 3.3V de la tarjeta TinyS3, la cual además de emplearse en la transmisión de datos permite recargar la batería, el elevador de voltaje entrega a su salida 5V los cuales se conectan al CI 7660 que requiere de dos capacitores externos para su funcionamiento, dicho integrado se encarga de convertir la tensión positiva a negativa, una vez que se ha obtenido una tensión de -5V, se coloca un regulador de voltaje negativo cuya configuración requiere de dos resistencias y dos capacitores externos, así se obtiene el voltaje negativo referencial de -1.5V necesario para el funcionamiento de los sensores Flexiforce A401.

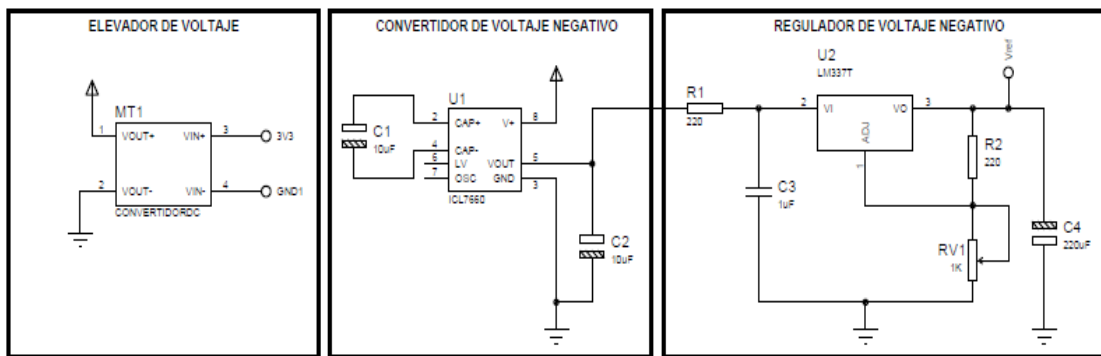


Figura 23. Diseño electrónico etapas 1,2 y 3
Elaborado por: La Investigadora

Circuito de adquisición y acondicionamiento de la señal

La etapa de adquisición de datos se realiza mediante siete sensores resistivos de fuerza de distintos diámetros por cada plantilla. Cada uno de estos sensores está compuesto por dos terminales de conexión; un terminal de entrada(input) al cuál se suministra el voltaje referencial correspondiente, y una terminal de salida(output) que envía la señal de información capturada. Para la transmisión de las señales provenientes del grupo de 7 sensores se emplea un bus de datos IDC.

Una vez que se ha implementado el bloque de acondicionamiento de señales en el diseño electrónico, se procede a conectar cada señal individual proveniente de los sensores a los puertos ADC de la tarjeta TinyS3.

Transmisión de datos

La transmisión de datos se realiza mediante la tarjeta TinyS3, que cuenta con un microcontrolador ESP32-S3, que permite establecer comunicación Wi-Fi para la transmisión de la información obtenida por los sensores. Además, esta tarjeta cuenta con un cargador de baterías de Litio de celda única, lo cual permite alimentar a todo el prototipo y cargar la batería de forma controlada.

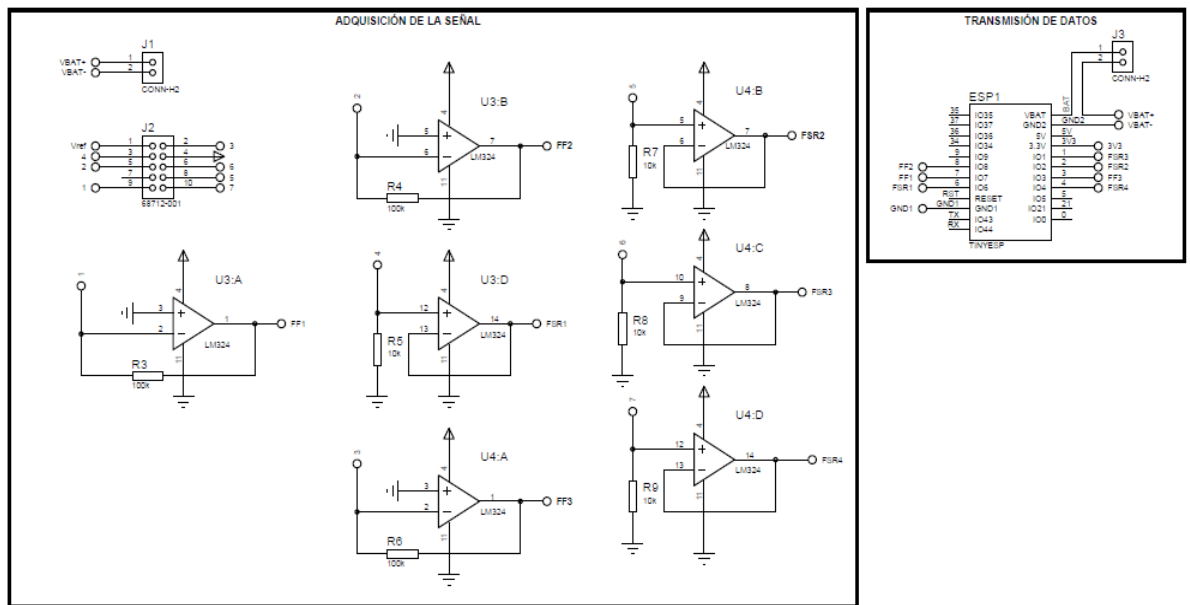


Figura 24. Diseño electrónico etapas 4 y 5.
Elaborado por: La Investigadora

3.2.8. Diseño esquemático

La fabricación de la PCB (Printed Circuit Board), se realizó según el esquema de conexión de componentes mostrado en las figuras 23 y 24, el diseño layout del circuito se realizó en el software de simulación Proteus tomando en cuenta que las dimensiones de la PCB deben ser reducidas y el ancho de las pistas se debe configurar de acuerdo con el amperaje máximo de los elementos electrónicos. En la figura 25, se muestra el diseño de las pistas y ubicación de los componentes del circuito de medición de presión plantar.

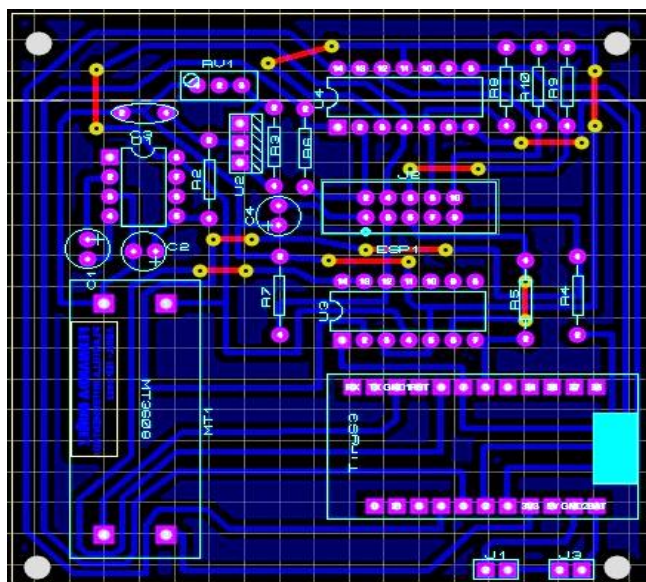


Figura 25. Diseño esquemático del circuito.
Elaborado por: La Investigadora

Para la fabricación de la PCB, se empleó el método CNC y se optó por baquelita de fibra de vidrio (FR4) debido a su mayor rigidez y durabilidad. Adicionalmente, se aplicó una capa de tinta UV para proteger las pistas de posibles efectos de la corrosión y la humedad. El diseño final de las pistas del circuito se muestra en la figura 26.

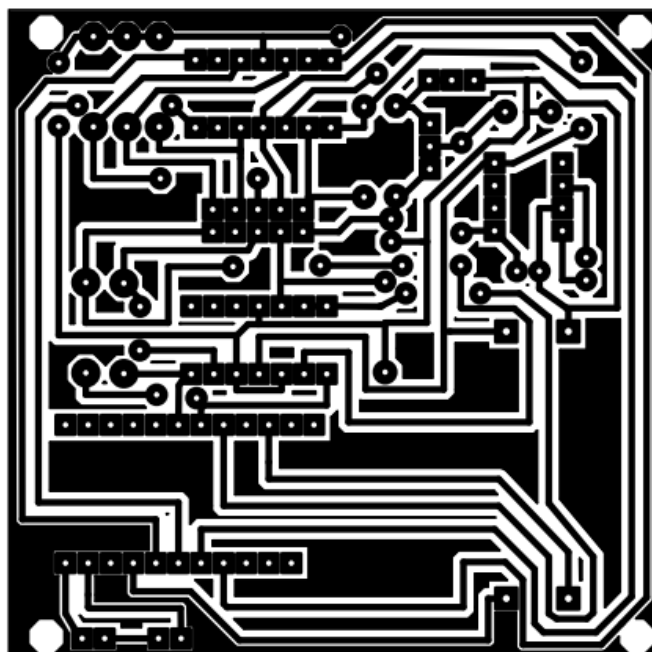


Figura 26 PCB layout.
Elaborado por: La Investigadora.

El circuito tiene unas dimensiones de 7.5 cm x 7.5 cm, la vista 3D del circuito con todos los elementos que lo componen, se observa en la figura 27.

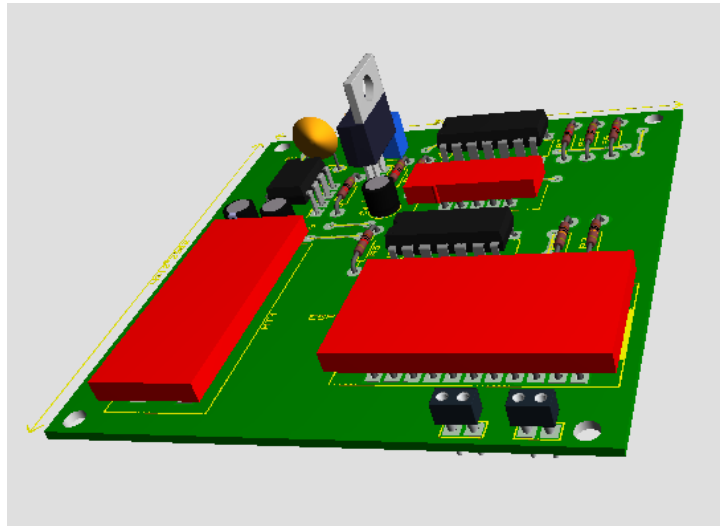


Figura 27. PCB 3D.
Elaborado por: La investigadora.

Una vez ensamblados los elementos electrónicos que componen el diseño del circuito, el resultado final se puede observar en las vistas inferior y superior de la placa en la figura 28.

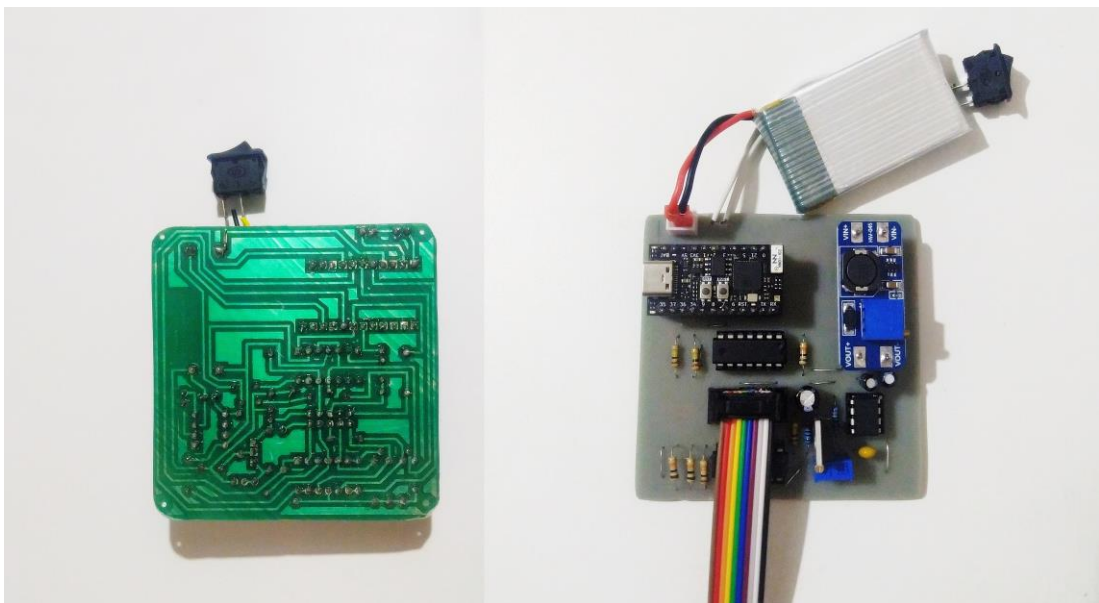


Figura 28. Vista superior e inferior de la placa ensamblada.
Elaborado por: La investigadora.

3.2.9. Diseño de la caja contenedora

La circuitería que permite el funcionamiento del prototipo se coloca en una caja impresa en 3D, la cual se adapta a las dimensiones de la placa y se encarga de brindar soporte y protección al circuito y sus elementos evitando que entren en contacto con la piel del usuario u otros factores ambientales. En las figuras 29 y 30 colocadas a continuación se puede observar el diseño físico que tendrá la caja mismo que fue realizado en el software ThinkerCAD.

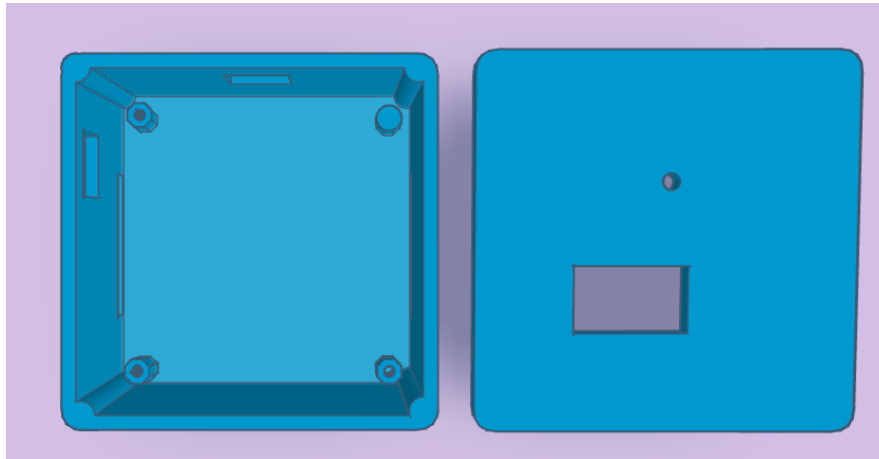


Figura 29. Vista 3D de la caja contenedora.
Elaborado por: La investigadora.

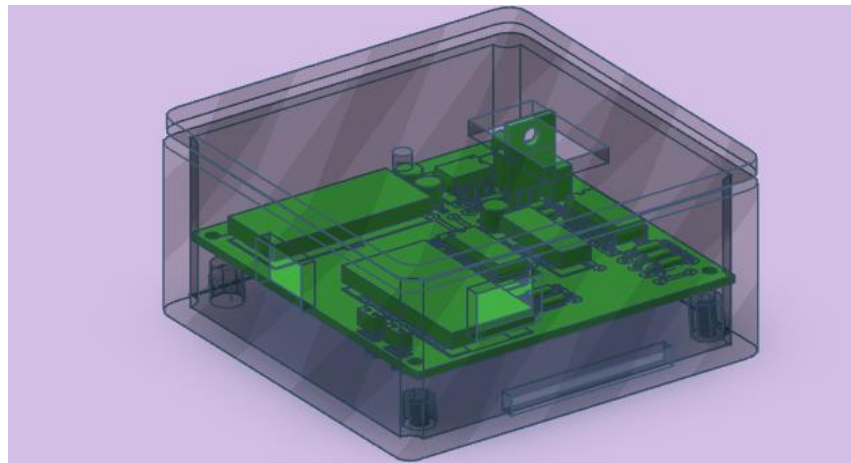


Figura 30. Vista 3D del circuito dentro de la caja contenedora.
Elaborado por: La investigadora.

La caja contenedora tiene las siguientes dimensiones: 8.20cm x 8.20cm x 3.50cm (largo x ancho x altura) y el espesor de las paredes es de 0.2mm, lo cual proporciona una estructura liviana pero resistente para proteger los componentes internos del sistema. De igual forma las dimensiones de la tapa superior son: 8.20cm x 8.20cm (largo x ancho) con un espesor de 0.2 mm.

Para permitir la conexión del bus de datos de los sensores, la tapa tiene una abertura rectangular de 2.5cm x 1cm por la cual saldrán los cables que se conectan a la plantilla. De igual forma en la tapa lateral superior se deja una abertura rectangular de 1.5cm x 0.8cm (ancho x altura), para la colocación de un switch de encendido/apagado y en la tapa lateral izquierda una abertura de igual tamaño para conectar el cargador tipo USB-C a la tarjeta TinyS3.

También en las tapas lateral derecha y lateral izquierda se dejan aberturas que permitan colocar bandas de tela elásticas para poder sujetar las cajas a las pantorrillas de los usuarios de forma segura y cómoda. Las dimensiones y detalles de la construcción de la caja se detallan en los siguientes planos mostrados en la figura 31.

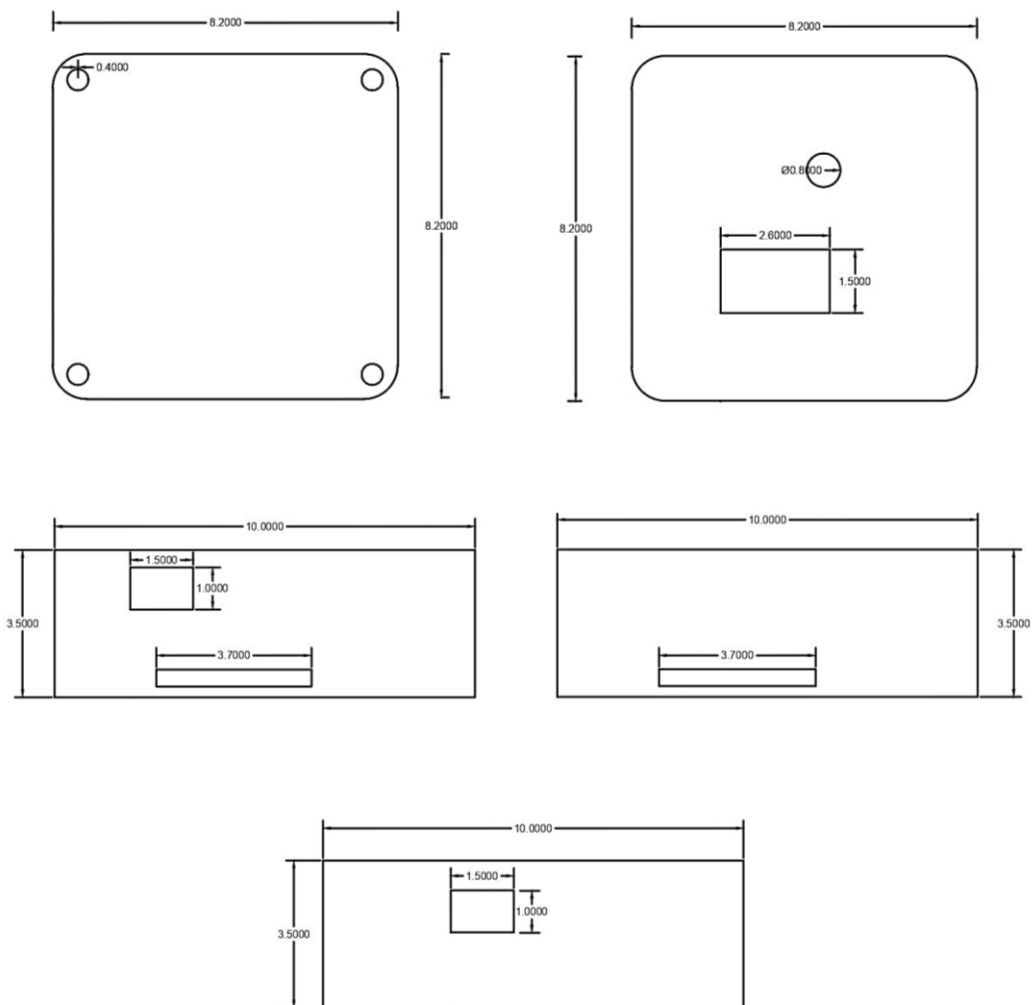


Figura 31. Planos de AUTOCAD caja contenedora.
Elaborado por: La investigadora.

La utilización del método de fabricación 3D para la elaboración de la caja, ha permitido obtener una estructura resistente y liviana, adaptada a las necesidades del proyecto. El resultado final de la caja impresa en 3D, donde se aprecia su diseño y las dimensiones se muestra en la figura 32.

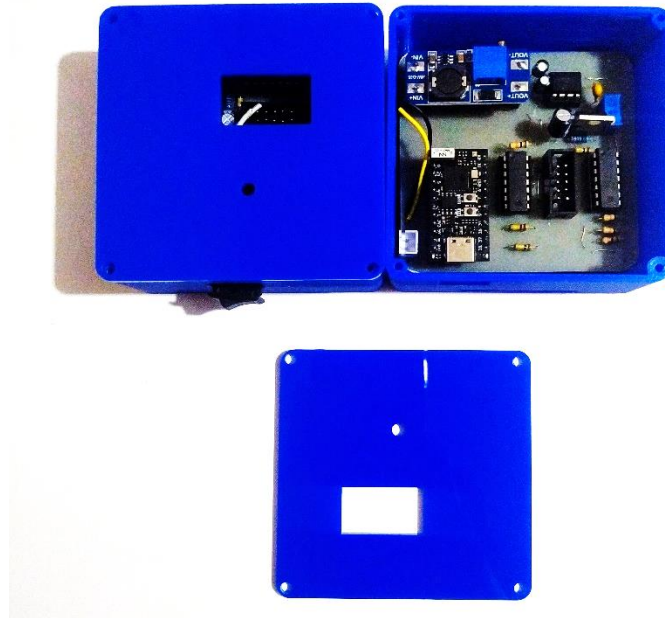


Figura 32. Cajas impresas en 3D.
Elaborado por: La Investigadora.

3.2.10. Diseño de la plantilla

El diseño de la plantilla y la distribución y ubicación de los sensores se basa en las zonas de riesgo de aparición de úlceras de pie diabético. El tamaño de la plantilla se eligió según varios factores importantes, en primer lugar, la edad promedio de la población de estudio, en este caso un grupo de adultos dividido en individuos sanos y aquellos que padecen diabetes, también se consideró la comodidad, flexibilidad del material y el ajuste al pie del usuario y el calzado. Tomando esto en cuenta para la elaboración de la plantilla se eligió la talla 40, un tamaño comúnmente utilizado y estándar dentro de la industria del calzado, por lo que se considera que se ajusta a un segmento considerable de la población entre hombres y mujeres.

Ubicación de los sensores en la plantilla

Para determinar la ubicación estratégica de los sensores en la plantilla, se tomó como referencia las áreas de mayor prevalencia y tendencia a la aparición de úlceras en

pacientes con pie diabético, información citada dentro de la fundamentación teórica y mostradas en la Figura 2. Estas áreas suelen ser puntos de alta presión y fricción, que pueden llevar a lesiones en la piel si no se controlan adecuadamente. Es así como, la distribución de los sensores se lleva a cabo de la siguiente forma:

Tabla 12. Sensores por zonas pie izquierdo.

Distribución de sensores en el pie izquierdo	
N.º sensor	Zona
Sensor 1	1º y 2º metatarsiano
Sensor 2	Pulgar
Sensor 3	3º y 4º metatarsiano
Sensor 4	5º metatarsiano
Sensor 5	Cuneiformes
Sensor 6	Navicular
Sensor 7	Calcáneo

Elaborado por: La Investigadora.

Tabla 13. Sensores por zonas pie derecho.

Distribución de sensores en el pie derecho	
N.º sensor	Zona
Sensor 8	1º y 2º metatarsiano
Sensor 9	Pulgar
Sensor 10	3º y 4º metatarsiano
Sensor 11	5º metatarsiano
Sensor 12	Cuneiformes
Sensor 13	Navicular
Sensor 14	Calcáneo

Elaborado por: La Investigadora.

Según lo detallado en las tablas 12 y 13, los catorce sensores se colocan en las plantillas distribuyéndose en tres áreas principales: antepié, medio pie y retropié, para poder capturar la presión en las 7 zonas antes mencionadas, dichas zonas y el área cubierta por los sensores se pueden observar en la figura 33.



Figura 33. Ubicación y distribución de los sensores por zonas del pie.
Elaborado por: La Investigadora.

En el esquema de la figura 34 se muestra la ubicación de los sensores en las plantillas de acuerdo con las zonas de interés de los pies para la toma de mediciones. Los sensores se asignan con los identificadores I (izquierda) y D (derecha), seguidos del número correspondiente a la zona en la que se encuentran. Es importante destacar que se consideran 7 zonas para la medición, por cada plantilla.

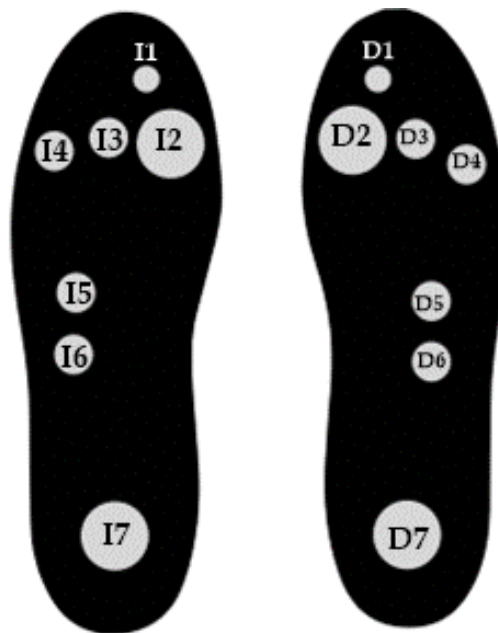


Figura 34 Ubicación de los sensores en las plantillas izquierda y derecha.
Elaborado por: La Investigadora.

Integración de los sensores en las plantillas

Las plantillas utilizadas en este proyecto son de tipo estándar y se encuentran disponibles en el mercado. Para el diseño de estas plantillas, como ya se mencionó anteriormente la talla escogida fue la talla 40. Siguiendo los esquemas y distribución de zonas previamente establecidos, se han colocado los sensores en las áreas específicas de interés en ambas plantillas. Además, se han distribuido los cables del bus IDC de 10 pines que lleva la señal de los 7 sensores a la placa, y las señales de voltajes referenciales de 1.5V (comunes para todos los sensores FSR402) y -3V (común para los sensores Flexiforce A401). Este cuidadoso proceso de distribución de los cables garantiza una correcta conexión y funcionamiento de los sensores, asegurando una adecuada adquisición de los datos de presión plantar.

En las figuras 35, 36 y 37, se presenta el resultado final del diseño e implementación de las plantillas instrumentadas para la medición de presión plantar. Las imágenes muestran las plantillas con los sensores ya integrados y los cables debidamente distribuidos en cada una de las plantillas. Además, se pueden apreciar los componentes adicionales como el bus IDC de 10 pines utilizado para la transmisión de las señales de los sensores y los voltajes referenciales. Estas imágenes evidencian el trabajo realizado en la construcción de las plantillas, siguiendo los requerimientos establecidos para el desarrollo del proyecto.



Figura 35. Colocación de los sensores en la plantilla.
Elaborado por: La investigadora.

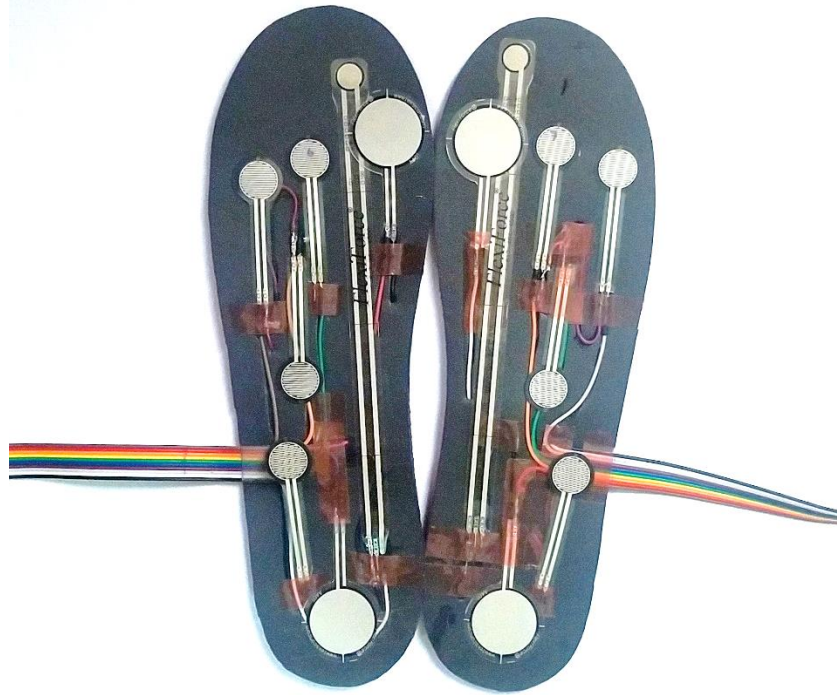


Figura 36. Distribución del cableado en las plantillas.
Elaborado por: La Investigadora.



Figura 37. Plantillas con una tela de protección.
Elaborado por: La Investigadora

3.2.11. Implementación

Para el desarrollo del proyecto se utilizó el servicio de virtualización en la nube que ofrece Azure, haciendo uso del crédito gratuito disponible en la suscripción de Azure Students, obtenido al llevar a cabo el registro de usuario utilizando la cuenta de correo electrónico de la institución.

Servicios en la nube de Azure

Al registrarse en la plataforma de Azure con la cuenta de correo electrónico institucional, se obtiene acceso a un crédito de \$100 válido por un año para el uso de los servicios disponibles. Este crédito es suficiente para cubrir los costos asociados al despliegue de los servicios necesarios para el desarrollo del proyecto. La suscripción activa de Azure for Students se observa en la figura 38.

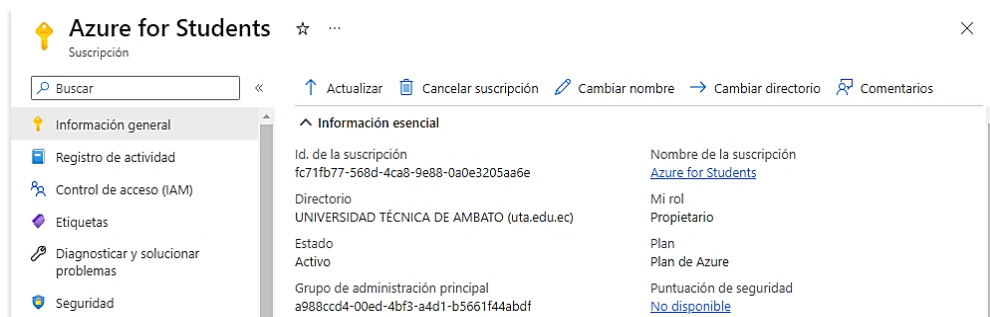


Figura 38. Suscripción vigente en Azure for Students.
Elaborado por: La Investigadora.

Para hacer uso de los servicios que proporciona Azure, es necesario crear un grupo de recursos, y configurarlo según las necesidades, como se puede observar en la figura 39.

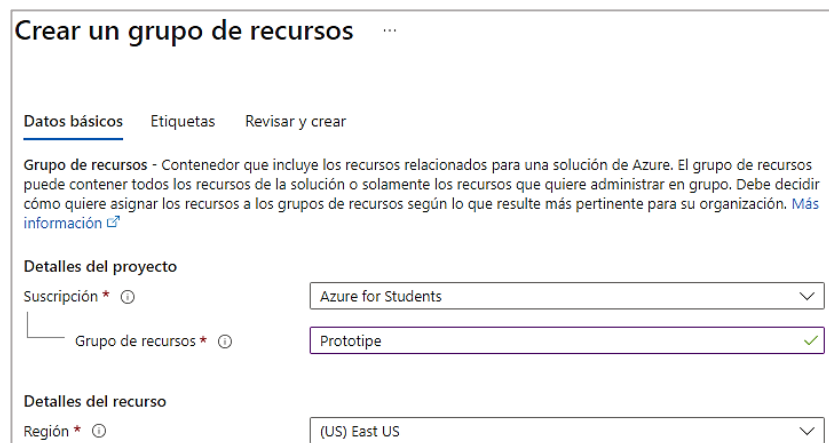


Figura 39. Creación del grupo de recursos.
Elaborado por: La Investigadora.

Una vez que se ha asignado el nombre del grupo y se ha seleccionado la región, se procede a la creación del grupo de recursos y luego de superar la validación, es posible crear la máquina virtual para el despliegue de servicios.

Creación de un servidor en la nube de Azure

La creación de la máquina virtual de Azure, requiere de un grupo de recursos el mismo que se creó previamente, en este punto se selecciona el grupo de recursos, se le asigna un nombre y se realizan las configuraciones correspondientes, la imagen de sistema elegida es Ubuntu Server 20.04 LTS x 64 gen.2 y la región escogida es (US) West US 3, el tipo de seguridad estándar y el tamaño seleccionado para la máquina virtual es Standar B1s con 1GB de memoria RAM y 1 núcleo, características suficientes para ejecutar los servicios necesarios para el funcionamiento del proyecto. Las configuraciones realizadas se pueden observar en la figura 40.

Crear una máquina virtual ...

⚠ Al cambiar opciones básicas se pueden restablecer las selecciones realizadas. Revise todas las opciones antes de crear la máquina virtual.

Suscripción * ⓘ Azure for Students

Grupo de recursos * ⓘ (Nuevo) Prototipo
[Crear nuevo](#)

Detalles de instancia

Nombre de máquina virtual * ⓘ Smartinsoles ✓

Región * ⓘ (US) West US 3

Opciones de disponibilidad ⓘ Zona de disponibilidad

Zona de disponibilidad * ⓘ Zone 1

Tipo de seguridad ⓘ Estándar

Imagen * ⓘ Ubuntu Server 20.04 LTS - x64 gen. 2
[Ver todas las imágenes](#) | [Configurar la generación de máquinas virtuales](#)

Figura 40. Creación de una máquina virtual en Azure.
Elaborado por: La Investigadora.

El siguiente paso implica la generación de una llave SSH, que permitirá el acceso remoto al recurso creado a través de un cliente SSH, en este caso PUTTY. Para acceder a la máquina virtual, se utiliza la ip pública proporcionada al completar el proceso de creación. En la figura 41, se puede observar a detalle la información de la máquina virtual.

Máquina virtual		Redes	
Nombre del equipo	VMINSOLES	Dirección IP pública	20.168.39.104 (Interfaz de red vminssoles546)
Sistema operativo	Linux (ubuntu 20.04)	Dirección IP pública (IPv6)	-
Editor de imagen	canonical	Dirección IP privada	10.0.0.4
Oferta de imagen	0001-com-ubuntu-server-focal	Dirección IP privada (IPv6)	-
Plan de imagen	20_04-lts-gen2	Red virtual/subred	Smartinssoles-vnet/default
Generación de VM	V2	Nombre DNS	Configurar
Arquitectura de VM	x64	Tamaño	
Estado del agente	Ready	Tamaño	Standard B1s
Versión del agente	2.9.1.1	vCPU	1
Grupo host	Ninguno	RAM	1 GiB
Host	-	Disco	
Grupo con ubicación por proximidad	-	Disco del SO	VMINSOLES_disk1_bf20210ea14342f7a7504b9d8327dcd6
Estado de ubicación	N/D	Cifrado en el host	Deshabilitado
Grupo de reserva de capacidad	-		
Tipo de controladora de SCSI			

Figura 41. Información de la máquina virtual.
Elaborado por: La Investigadora

Para poder usar los servicios de la máquina virtual remotamente, es necesario agregar reglas de seguridad las que permitirán habilitar la conexión a los diferentes puertos que emplean los servicios instalados, dichos servicios son: Mosquito Broker, para la recepción de datos de los nodos sensores(esp32), Phpmyadmin para gestionar las bases de datos creadas en MariaDB, el servidor Apache y el puerto para el acceso al editor de Node-RED (figura 42).

Grupo de seguridad de red VMINSOLES-nsg (se conectó a la interfaz de red: vminssoles546)						Agregar regla de puerto de entrada
Nombre	Puerto	Protocolo	Origen	Destino	Acción	
SSH	22	TCP	Cualquiera	Cualquiera	Permitir	
Apache	80	Cualquiera	Cualquiera	Cualquiera	Permitir	
NodeRed	1880	Cualquiera	Cualquiera	Cualquiera	Permitir	
Mosquitto	1883	Cualquiera	Cualquiera	Cualquiera	Permitir	
MYSQL	3306	Cualquiera	Cualquiera	Cualquiera	Permitir	
node-red-editor	1880	TCP	Cualquiera	Cualquiera	Permitir	
AllowVnetInBound	Cualquiera	Cualquiera	VirtualNetwork	VirtualNetwork	Permitir	
AllowAzureLoadBalancerInBound	Cualquiera	Cualquiera	AzureLoadBalancer	Cualquiera	Permitir	

Figura 42. Habilitación de puertos en la máquina virtual.
Elaborado por: La Investigadora.

Instalación de Mosquito Bróker

Mosquito Broker es un software que implementa el protocolo MQTT (Message Queuing Telemetry Transport) y actúa como un intermediario que facilita la comunicación entre dispositivos que utilizan el protocolo MQTT permitiendo que los

clientes puedan suscribirse y publicar a temas (topics) para intercambiar información en entornos IoT.

Para la instalación de este servicio en la máquina virtual se debe agregar el repositorio de mosquito e instalarlo, una vez instalado es necesario abrir el puerto 1883 en el firewall utilizando la herramienta UFW para permitir el tráfico entrante en el puerto 1883, que es el puerto predeterminado utilizado por el protocolo MQTT para la comunicación. Los comandos utilizados se muestran continuación.

```
sudo apt-add-repository ppa:mosquitto-dev/mosquitto-ppa
sudo apt-get update
sudo apt-get install mosquitto
sudo ufw allow 1883
sudo ufw enable
```

Finalmente, se debe modificar los permisos para habilitar el acceso remoto al bróker, agregando la siguiente línea de código al archivo de configuración “default.conf”.

```
allow_anonymous true
```

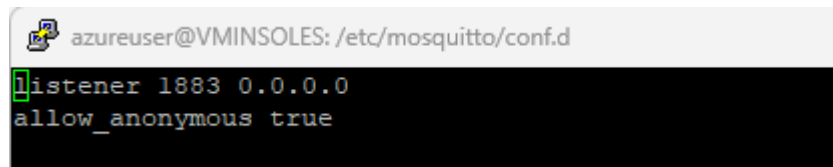


Figura 43. Archivo de configuración de mosquitto.
Elaborado por: La Investigadora.

Instalación de Apache

El servidor web Apache, utilizado para desplegar páginas web estáticas y dinámicas a través del protocolo HTTP fue instalado utilizando los siguientes comandos en la terminal.

```
sudo apt update
sudo apt install apache2
```

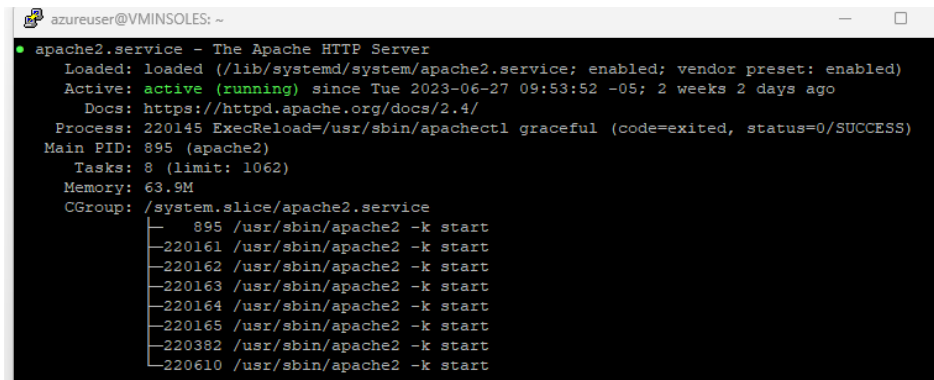
El siguiente paso es permitir el tráfico en el puerto 80, mediante UFW:

```
sudo ufw allow 'Apache'
sudo ufw status
```

Para verificar que el servicio se está ejecutando correctamente en la terminal colocamos:

```
sudo systemctl status apache2
```


En la figura 44 se puede apreciar el estado del servicio de Apache obtenido al ejecutar el comando anterior.



```
azureuser@VMINSOLES: ~  
● apache2.service - The Apache HTTP Server  
   Loaded: loaded (/lib/systemd/system/apache2.service; enabled; vendor preset: enabled)  
   Active: active (running) since Tue 2023-06-27 09:53:52 -05; 2 weeks 2 days ago  
     Docs: https://httpd.apache.org/docs/2.4/  
  Process: 220145 ExecReload=/usr/sbin/apachectl graceful (code=exited, status=0/SUCCESS)  
 Main PID: 895 (apache2)  
    Tasks: 8 (limit: 1062)  
   Memory: 63.9M  
   CGroup: /system.slice/apache2.service  
          └─ 895 /usr/sbin/apache2 -k start  
            └─220161 /usr/sbin/apache2 -k start  
              └─220162 /usr/sbin/apache2 -k start  
                └─220163 /usr/sbin/apache2 -k start  
                  └─220164 /usr/sbin/apache2 -k start  
                    └─220165 /usr/sbin/apache2 -k start  
                      └─220382 /usr/sbin/apache2 -k start  
                        └─220610 /usr/sbin/apache2 -k start
```

Figura 44. Apache funcionando correctamente.
Elaborado por: La Investigadora.

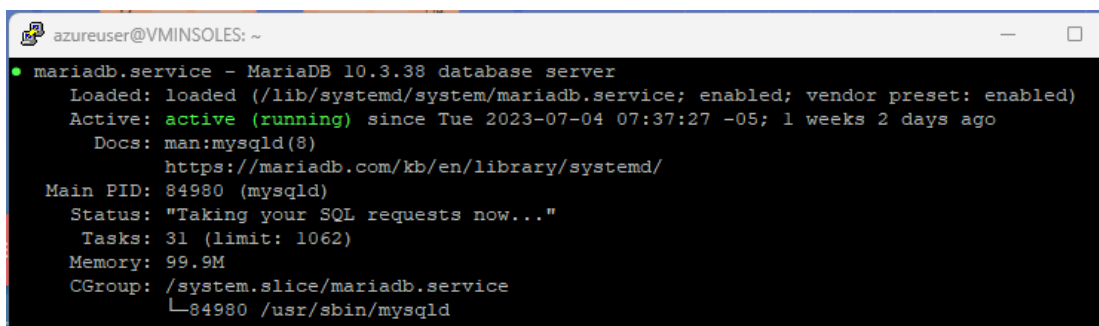
Instalación de MariaDB

El sistema de gestión de bases de datos relacional que se utiliza en la implementación del proyecto es MariaDB, este servicio se instaló utilizando los comandos descritos a continuación:

```
sudo apt-get update  
sudo apt-get install mariadb-server mariadb-client -y.
```

Si los comandos anteriores se ejecutaron sin mensajes de error se procede a verificar la instalación del servicio mediante los comandos:

```
mysql -V  
sudo systemctl status mariadb
```



```
azureuser@VMINSOLES: ~  
● mariadb.service - MariaDB 10.3.38 database server  
   Loaded: loaded (/lib/systemd/system/mariadb.service; enabled; vendor preset: enabled)  
   Active: active (running) since Tue 2023-07-04 07:37:27 -05; 1 weeks 2 days ago  
     Docs: man:mysql(8)  
           https://mariadb.com/kb/en/library/systemd/  
 Main PID: 84980 (mysqld)  
   Status: "Taking your SQL requests now..."  
    Tasks: 31 (limit: 1062)  
   Memory: 99.9M  
   CGroup: /system.slice/mariadb.service  
          └─84980 /usr/sbin/mysqld
```

Figura 45. MariaDB funcionando correctamente.
Elaborado por: La Investigadora.

Instalación de PHP MyAdmin

Para poder administrar MariaDB, es necesario instalar phpMyAdmin, un software de administración de bases de datos MySQL que proporciona una interfaz gráfica fácil de usar, que permite administrar y manipular las bases de datos MySQL de manera eficiente.

El comando utilizado en la instalación de phpMyAdmin, es:

```
sudo apt install phpmyadmin php-mbstring php-zip php-gd php-json  
php-curl
```

Al ejecutar este comando aparece en pantalla una ventana de configuración, en la que se debe seguir los pasos descritos a continuación:

- 1) De las opciones de la lista, seleccionar “apache2” y presionar enter.
- 2) En la siguiente ventana, se debe marcar la opción “Yes” cuando se pregunte acerca de utilizar “dbconfig-common” para configurar la base de datos.
- 3) Finalmente se debe ingresar y confirmar una contraseña para phpMyAdmin.

Para finalizar la configuración de Apache y PHP para trabajar con phpMyAdmin solo queda reiniciar el servicio de Apache para aplicar los cambios, lo cual se consigue realizar mediante el comando:

```
sudo systemctl restart apache2
```

Instalación de Node-RED

Node-RED es un entorno de programación visual basado en Node.js, que se emplea en el desarrollo del proyecto principalmente para la creación de flujos que permitan gestionar y visualizar la información obtenida de los sensores y guardarlos en las bases de datos.

Node-RED es altamente flexible y se puede utilizar para una variedad de tareas, incluyendo la creación de dashboards, desplegar páginas HTTP y gestionar mensajes recibidos mediante MQTT, ideal para desarrollar la interfaz gráfica requerida en el proyecto.

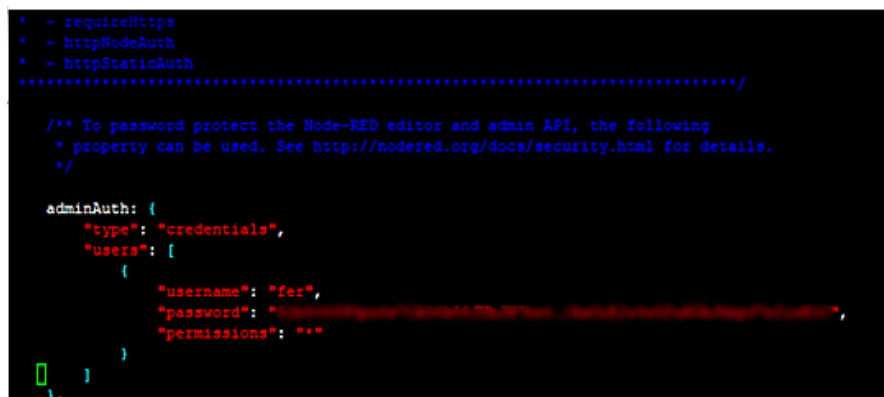
Para su instalación en el servidor de Ubuntu, se utilizaron los siguientes comandos:

```
curl -fsSL https://deb.nodesource.com/setup_17.x | sudo -E bash -  
apt update && apt upgrade -y && apt install -y nodejs  
sudo npm install -g --unsafe-perm node-red  
sudo npm install -g --unsafe-perm node-red-admin
```

Una vez que se ha instalado node-red y node-red-admin es indispensable configurar el acceso al editor en la consola se coloca el comando:

```
node-red -settings
```

Al ejecutar este comando, la ubicación exacta del archivo de configuración de node-red aparecerá en pantalla. Para acceder a dicho archivo, se utiliza la ubicación proporcionada. Dentro de este archivo, es necesario descomentar la sección 'adminAuth' y allí se coloca el usuario y contraseña para proteger el acceso al editor, como se observa en la figura 46.



```
* - requireHttps  
* - httpNodeAuth  
* - httpStaticAuth  
...../  
  
/** To password protect the Node-RED editor and admin API, the following  
 * property can be used. See http://nodered.org/docs/security.html for details.  
 */  
adminAuth: {  
  "type": "credentials",  
  "users": [  
    {  
      "username": "fer",  
      "password": "...",  
      "permissions": "*" }  
  ]  
}
```

Figura 46. Configuración del archivo settings de Node-RED.
Elaborado por: La Investigadora

Finalmente, desde el navegador se puede acceder a la dirección ip del servidor en el puerto 1880 para empezar a crear flujos, la ventana de autenticación de usuario y contraseña de Node-RED se muestra en la figura 47.

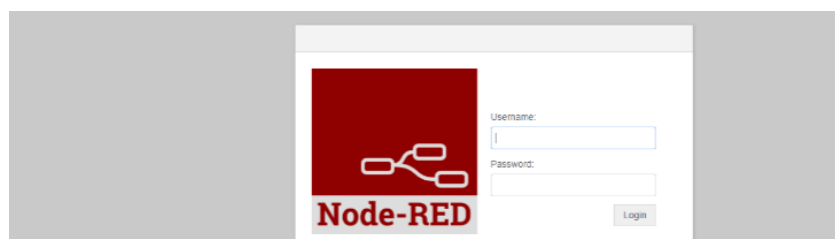


Figura 47. Ventana de ingreso Node-RED editor.
Elaborado por: La Investigadora

3.2.12. Estructura de la base de datos

Para el almacenamiento de los datos de registro de los pacientes y las lecturas de los sensores se crearon 5 tablas relacionales SQL, las cuales se muestran en la figura 48. La primera tabla denominada “Pacientes” consta de 7 columnas, en la que se registran el número de cédula del paciente que es la clave única y a la vez la clave foránea para relacionar a cada paciente con las demás tablas, los datos personales de cada paciente como: nombre, apellido, edad, peso, género, estatura, patologías y observaciones.

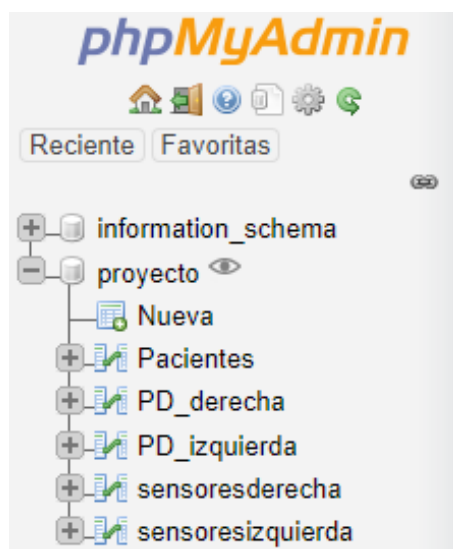


Figura 48. Tablas creadas en la base de datos.
Elaborado por: La Investigadora

Para almacenar los valores de la prueba estática se tienen dos tablas, la tabla “sensores derecha” y la tabla “sensores izquierda”, en las que se almacenan las lecturas de los sensores de cada plantilla junto a la clave foránea “ci” (cédula del paciente). En el caso de la prueba dinámica se almacenan los valores registrados en dos tablas, una por cada plantilla “PD_derecha” y “PD_izquierda”. El modelo relacional de las tablas se puede apreciar en la figura 49.

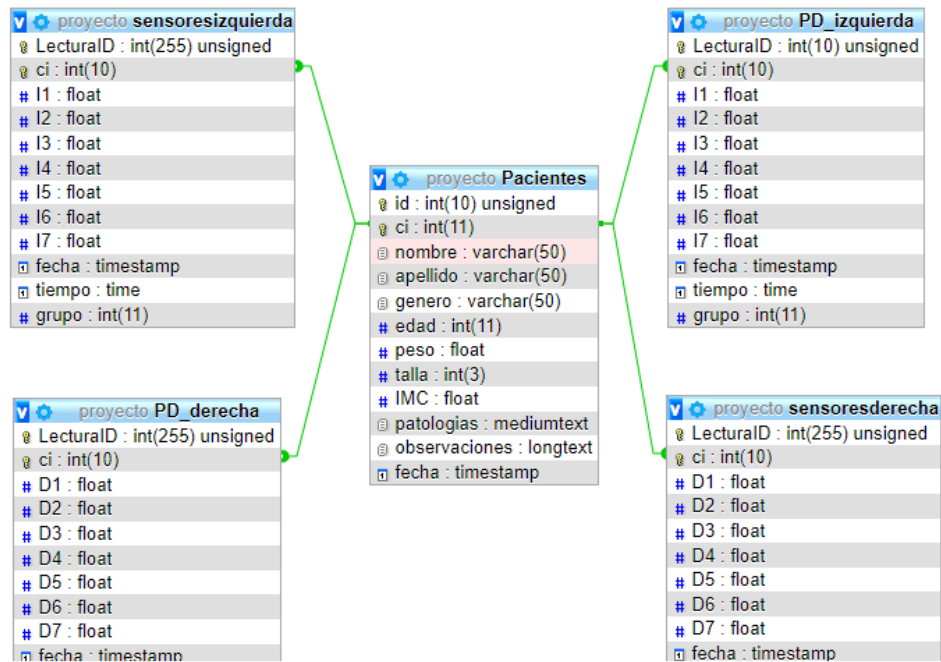


Figura 49. Modelo relacional de las tablas.
Elaborado por: La Investigadora

3.2.13. Creación de la Interfaz Gráfica usando Node-RED Dashboard

La interfaz gráfica de usuario consta de tres ventanas, la ventana de Acceso y Registro de usuarios, en la que el propietario(médico) registra sus credenciales para tener acceso a las funcionalidades del sistema. Esta ventana está servida mediante un formulario HTML y se realiza la validación de usuarios mediante código JavaScript y la conexión a la base de datos Mysql, como se muestra en la figura 50.

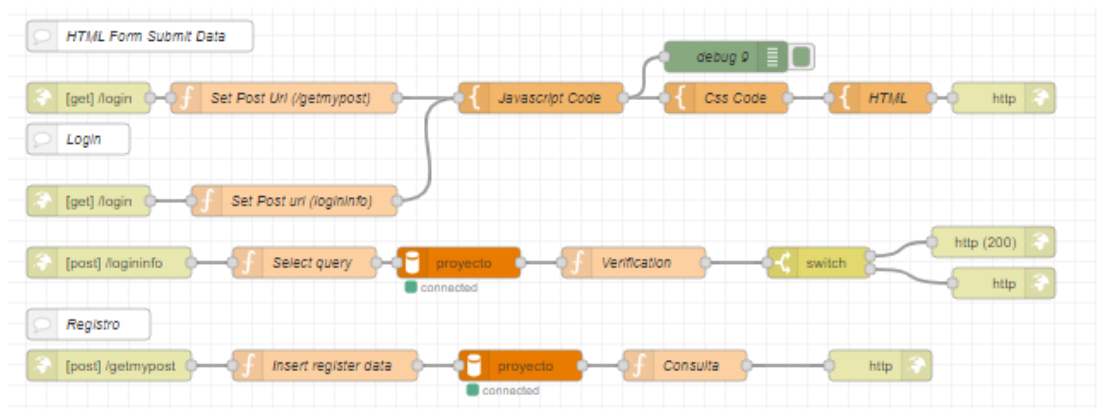


Figura 50. Flujo para servir el formulario HTML de Acceso/Registro.
Elaborado por: La Investigadora

Para establecer la conexión a la base de datos, se debe configurar el nodo Mysql con la dirección host y el puerto habilitado para el servicio de gestión de las bases de datos creadas en MariaDB y el usuario y contraseña correspondiente, también se selecciona la base de datos en la que se encuentran creadas las tablas. Los detalles de la configuración se pueden revisar en la figura 51.

Figura 51. Configuración del nodo MySQL.
Elaborado por: La Investigadora

En la figura 52 se puede observar el diseño final de la ventana de Acceso/Registro al sistema. El código JavaScript que permite la validación del formulario de registro de usuario es el siguiente:

```
formRegistro.addEventListener("submit", e => {
  e.preventDefault();
  let warnings = "";
  let entrar = false;
  let regexEmail = /^\\w+([\\.-]?\\w+)*@\\w+([\\.
]?\\w+)*\\.\\w{2,4})+$/;
  parrafo.innerHTML = "";

  if (nombre.value.length < 3) {
    warnings += `El nombre no es válido <br>`;
    entrar = true;
  }
  if (!regexEmail.test(email.value)) {
    warnings += `El email no es válido <br>`;
    entrar = true;
  }
  if (pass.value.length < 7) {
    warnings += `La contraseña no es válida <br>`;
    entrar = true;
  }
});
```

El código anterior permite controlar el ingreso de datos no válidos, por ejemplo, el correo electrónico, un nombre de usuario no menor a 3 caracteres y una contraseña de acceso de no menos de 7 caracteres.

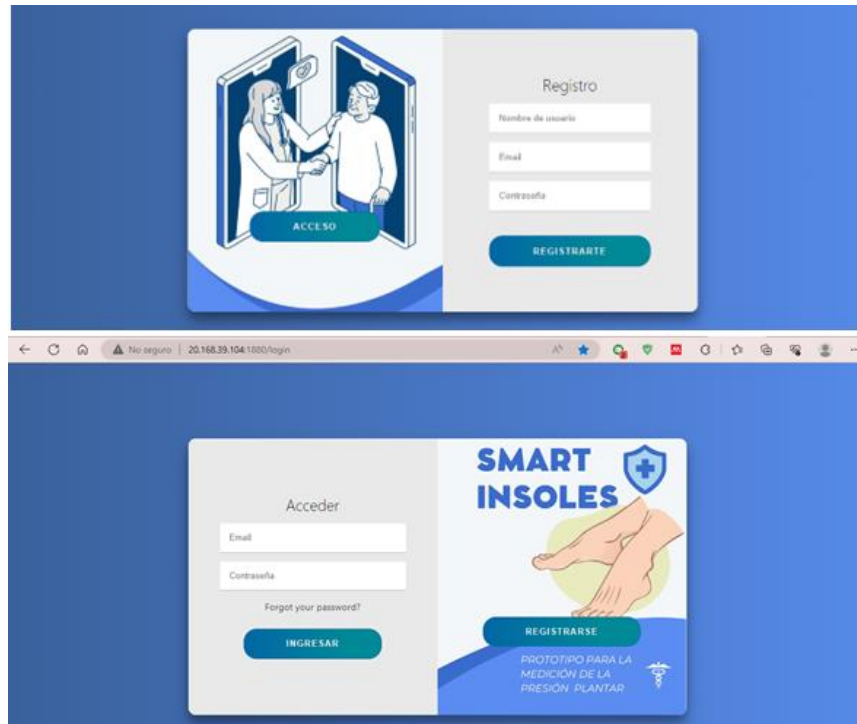


Figura 52. Diseño de la ventana de Acceso/Registro al sistema.
Elaborado por: La Investigadora

Ventana de registro de pacientes

Una vez dentro del sistema, la primera ventana corresponde a la ventana de registro de pacientes en la que se muestra el formulario para el registro de datos personales del paciente en la base de datos, la creación de este formulario se realiza mediante el nodo form del módulo node-red dashboard. El flujo que permite capturar los datos y guardarlos en la base de datos se muestra en la figura 53, además este flujo envía un mensaje en pantalla de éxito o error durante el registro de pacientes.

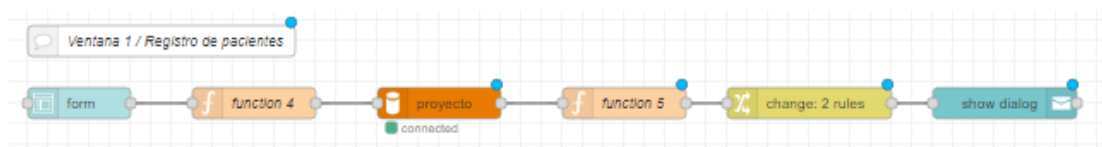


Figura 53. Flujo para registro de datos de pacientes en la base de datos.
Elaborado por: La Investigadora

El diseño final de la ventana de registro de pacientes se puede observar en la figura 54 que se muestra a continuación.

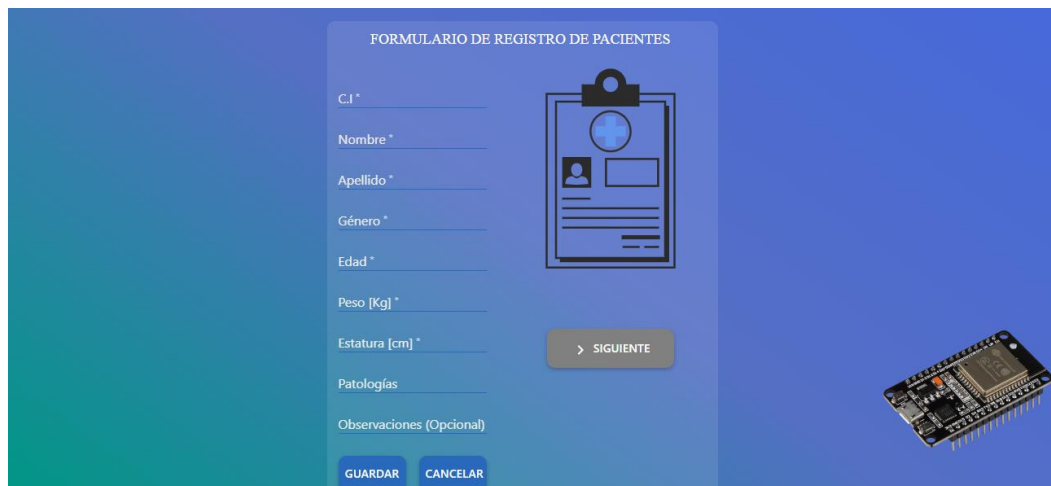


Figura 54. Diseño de la ventana de registro de pacientes.
Elaborado por: La Investigadora.

Almacenamiento y Visualización de datos

Para poder establecer la comunicación con el broker MQTT y recibir y enviar los mensajes de control al microcontrolador se configuró el nodo MQTT In con los datos del servidor y el puerto para acceder al servicio de Mosquitto, además se coloca el nombre del tema(topic) al que se requiere suscribirse para la recibir los datos publicados por los microcontroladores, los detalles de la configuración se pueden observar en la figura 55.

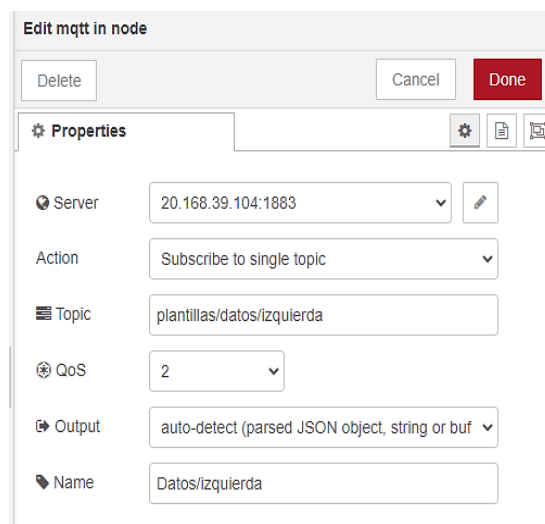


Figura 55. Configuración del nodo MQTT In para recepción de datos.
Elaborado por: La Investigadora

En la figura 56 se presentan los nodos y flujos encargados de recibir, almacenar y permitir la visualización de los mensajes publicados en el broker mediante diferentes dashboards de Node-RED. De forma general estos flujos consisten en un nodo MQTT In para la recepción de los mensajes, nodos de función para el procesamiento de la información, y diferentes nodos chart y gauge para representar gráficamente los valores capturados por los sensores.

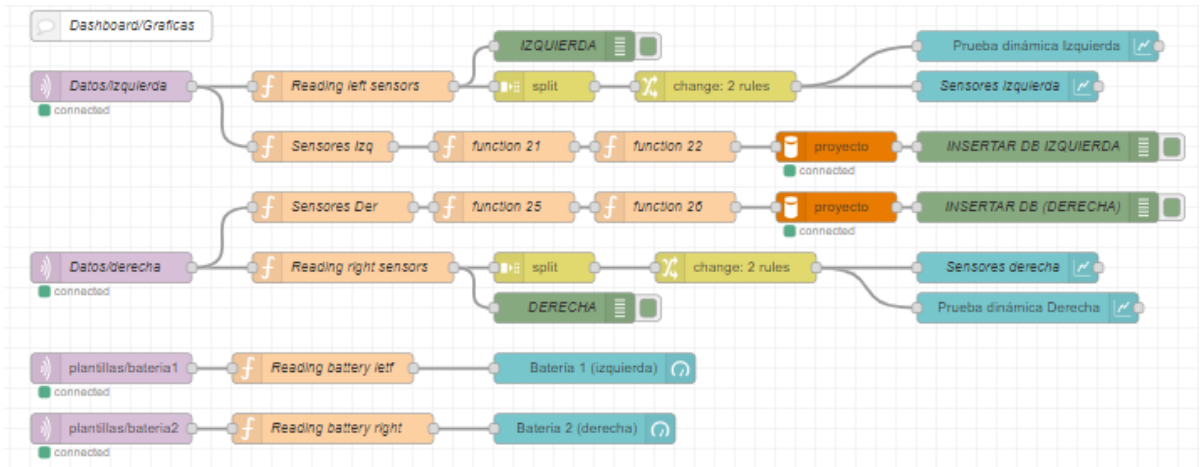


Figura 56. Flujo para la visualización de los datos enviados al broker MQTT.
Elaborado por: La Investigadora

El diseño final de la ventana de lectura de los sensores se puede observar en la figura 57.

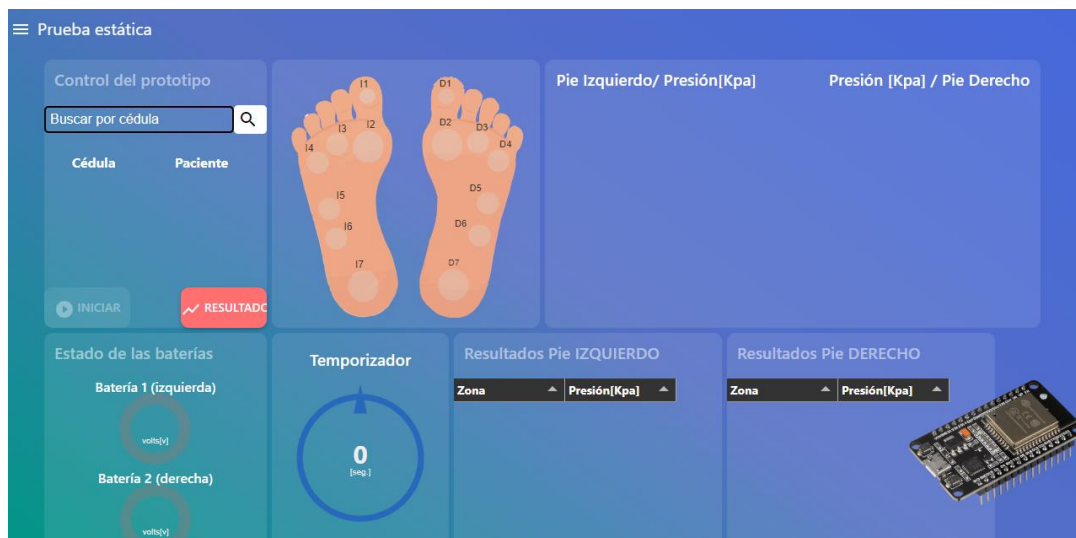


Figura 57. Diseño de la ventana para visualización de las lecturas de los sensores.
Elaborado por: La Investigadora

3.2.14. Pruebas de funcionamiento

En el siguiente apartado se describen las pruebas realizadas para validar el funcionamiento del prototipo, estas pruebas se dividen en dos tipos: prueba de apoyo estático y prueba dinámica.

1) Prueba de apoyo estático

La prueba de apoyo estático permite analizar y determinar si las presiones ejercidas sobre las diferentes regiones del pie son normales o si existen áreas con hiperpresión. Consiste en tomar lecturas de las presiones plantares durante un período de 30 segundos mientras el sujeto se mantiene de pie en una posición estática, con los brazos a ambos lados del cuerpo y las piernas extendidas, sin flexión.

2) Prueba dinámica

La prueba dinámica consiste en registrar y analizar los valores de presión mediante el prototipo de plantillas, durante el ciclo de marcha. Para llevar a cabo esta prueba, el individuo debe realizar una caminata pausada, empezando en un punto determinado por una distancia de 5 metros y regresar al punto de partida, este procedimiento debe repetirse por segunda ocasión de regreso al punto de partida.

Las pruebas de funcionamiento se llevaron a cabo en un grupo de participantes, incluyendo individuos sin patologías y pacientes diabéticos

Para llevar a cabo las pruebas antes detalladas, se colocaron las plantillas en contacto directo con el suelo, pues al ser colocadas dentro del calzado los valores obtenidos pueden verse alterados.

A continuación, se detallan los resultados obtenidos durante dos de las pruebas realizadas una a un individuo sano y la segunda prueba a un paciente con diagnóstico de Diabetes.

3.2.15. Resultados obtenidos de las pruebas realizadas con el prototipo

Caso 1: Sujeto Sano

El primer caso de estudio corresponde a un individuo de género masculino de 24 años, que no reporta ningún tipo de patología ni afección en los pies, el índice de masa corporal calculado es de 25.4, este valor se obtuvo mediante los datos ingresados durante el registro del paciente.



Figura 58. Prueba estática y dinámica sujeto 1.

Prueba estática:

En la tabla 14, se pueden observar los datos del sujeto 1.

Tabla 14. Datos del sujeto sano 1.

Sujeto 1	
Sexo	Masculino
Edad	24
Patologías	Ninguna
Peso [kg]	72.5
Talla [cm]	169
IMC	25.4
Observaciones	Ninguna

Elaborado por: La Investigadora

La prueba estática se realiza tres veces para poder determinar el índice de repetibilidad del sistema con la finalidad de determinar el nivel de confianza y consistencia de los datos. Durante cada prueba estática, se tomaron en promedio 24 lecturas de los sensores las presiones resultantes de las pruebas (1,2,3) corresponden a la media de las lecturas tomadas por los sensores durante cada una, el resultado final de la prueba estática para el pie izquierdo y derecho se puede observar en la columna “promedio” de las tablas 15 y 16.

Para evaluar el desempeño del prototipo a partir de los datos de cada prueba se obtiene la varianza y la desviación estándar.

Tabla 15. Resultado de las pruebas estáticas en el sujeto 1.

Prueba estática Pie Izquierdo							
Zonas del pie		Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	Promedio	Varianza	σ
Antepié	Dedo pulgar	156.23	153.41	166.53	158.72	47.72	6.91
	Primer metatarsiano	130.12	126.30	128.85	128.42	3.78	1.95
	2do y 3er metatarsiano	39.29	38.36	30.04	35.90	25.94	5.09
	5to metatarsiano	35.23	41.33	37.29	37.95	9.63	3.10
Mediopié	Cuneiformes	35.70	30.27	35.52	33.83	9.51	3.08
	Navicular	46.64	53.51	43.22	47.79	27.46	5.24
Retropié	Talón	150.13	151.24	152.92	151.43	1.97	1.40

Elaborado por: La Investigadora

Tabla 16. Resultados prueba estática pie derecho sujeto 1.

Prueba estática Pie Derecho							
Zonas del pie		Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	Promedio	Varianza	σ
Antepié	Dedo pulgar	153.86	153.44	153.87	153.73	0.06	0.25
	Primer metatarsiano	134.44	135.71	134.33	134.83	0.59	0.77
	2do y 3ro metatarsiano	36.78	33.79	35.61	35.39	2.26	1.50
	5to metatarsiano	36.35	35.66	35.30	35.77	0.28	0.53
Mediopié	Cuneiformes	40.16	36.83	35.84	37.61	5.10	2.26
	Navicular	42.04	49.75	51.52	47.77	25.42	5.04
Retropié	Talón	156.80	155.74	153.10	155.21	3.63	1.91

Elaborado por: La Investigadora

A partir de las mediciones realizadas en cada prueba, se calcula la desviación estándar de cada sensor, y se observa que los valores obtenidos son inferiores a 7, los valores pequeños de desviación estándar indican repetibilidad en un sistema de medición, por lo que cuanto menor sea la desviación estándar los datos están más cercanos al valor promedio, lo que implica que las mediciones son más consistentes y reproducibles.

En la tabla 17 mostrada a continuación se detallan los valores promedio obtenidos de las pruebas estáticas para el individuo sano 1, correspondientes a las tres regiones principales del pie.

Tabla 17. Resultados prueba estática sujeto sano 1.

Presiones promedio pie izquierdo		Presiones promedio pie derecho	
Antepié (dedo pulgar y región metatarsiana):	93.08kPa.	Antepié (dedo pulgar y región metatarsiana):	89.93kpa.
Mediopié:	40.51kPa.	Mediopié:	42.69kPa.
Retropié (talón):	151.43kPa.	Retropié (talón):	155.21kPa.

Elaborado por: La Investigadora

Análisis e interpretación de resultados:

Al analizar la distribución de las presiones, de forma general se puede concluir que el individuo apoya más peso sobre el pie derecho. Sin embargo, las presiones y su distribución son normales respecto a los valores esperados para el peso del individuo.

Prueba dinámica:

Para el análisis de la prueba dinámica, se utilizan los valores correspondientes al ciclo de marcha, el cual tuvo una duración de 1 minuto. En la gráfica “Presión vs Tiempo” mostrada en las figuras 59 y 60 se puede observar los picos de presión en las diferentes zonas del pie durante el ciclo de marcha y sus fases. En la gráfica presentada, es evidente el aumento de la presión en zonas como el talón y primer metatarsiano durante la fase de apoyo, así como la disminución de la presión durante la fase de balanceo de cada pie.

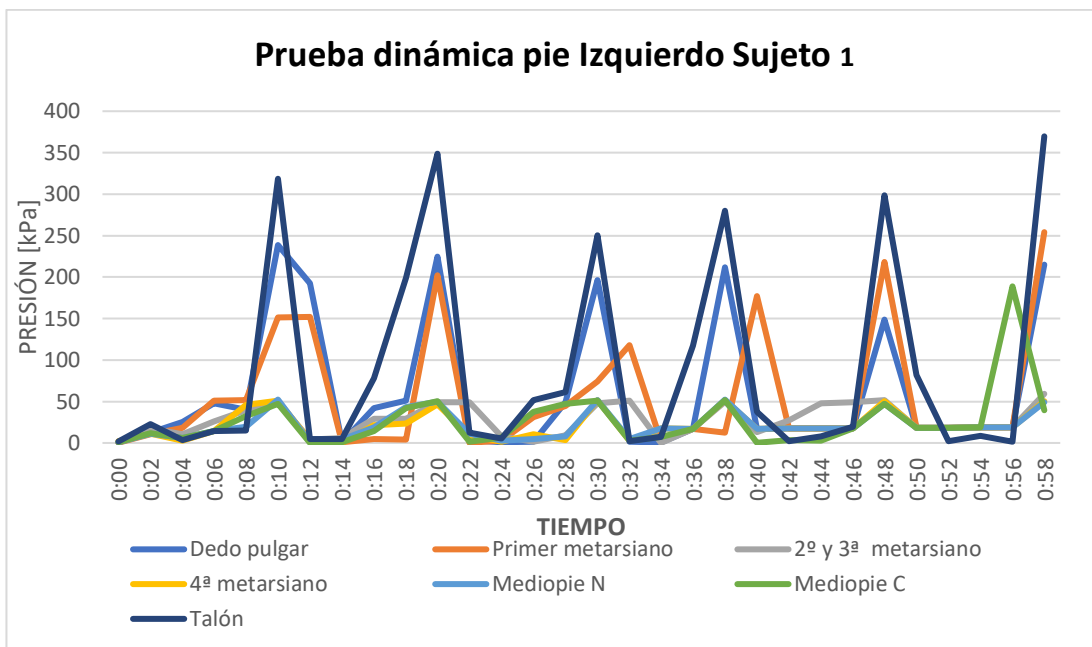


Figura 59. Resultado prueba dinámica pie izquierdo Sujeto 1
Elaborado por: La Investigadora

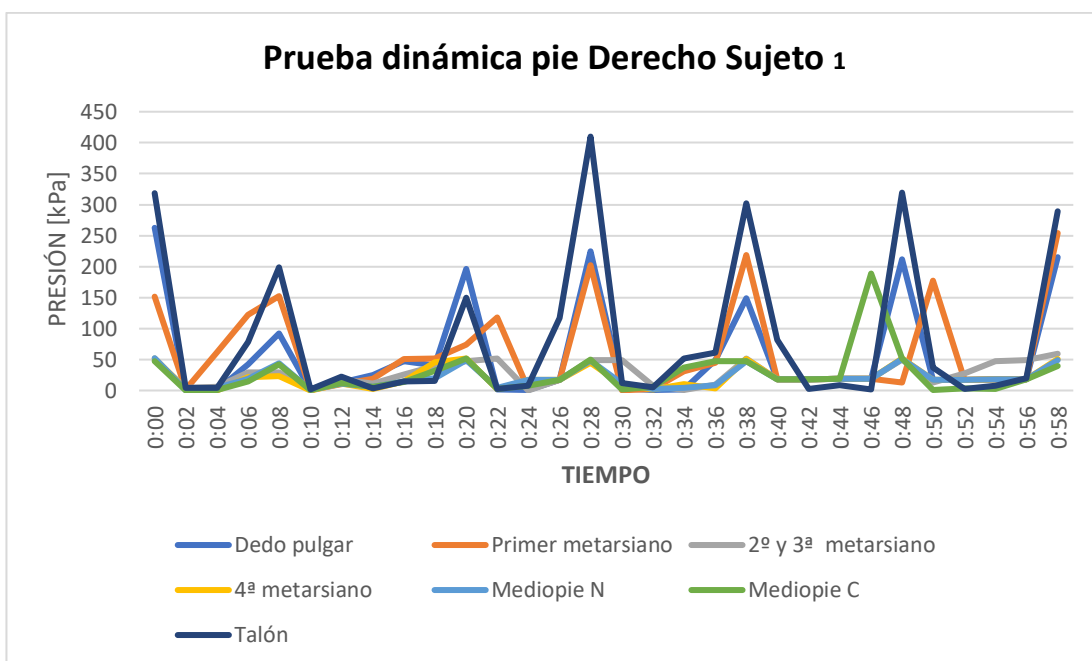


Figura 60. Resultado prueba dinámica Pie Derecho Sujeto 1
Elaborado por: La Investigadora

En las figuras 61 y 62 se puede observar los resultados de las pruebas estáticas y dinámicas realizadas en el sujeto 1, destacando que dentro del dashboard de Node-RED se puede también observar las presiones obtenidas según el código de colores que varía de celeste a rojo al aumentar el valor de la presión promedio obtenida.



Figura 61. Prueba de apoyo estático sujeto 1 Node-RED Dashboard.
Elaborado por: La Investigadora

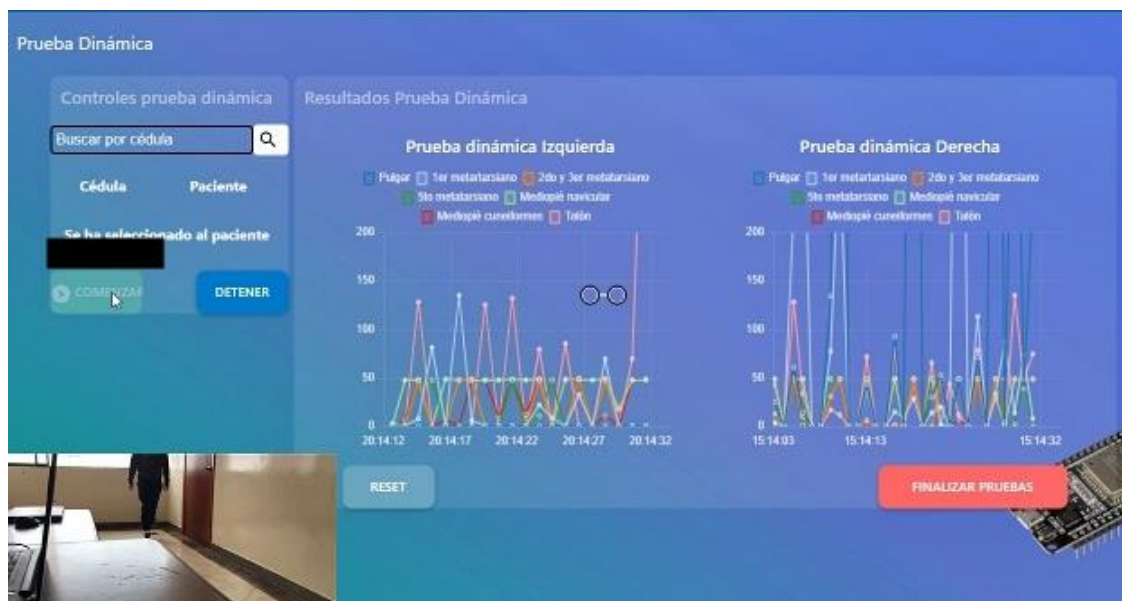


Figura 62. Prueba dinámica sujeto 1 Node-RED Dashboard.
Elaborado por: La Investigadora

Interpretación:

De acuerdo con las gráficas de las figuras 59 y 60 obtenidas durante la prueba dinámica, se observa que los picos de presión en las distintas zonas de apoyo de los pies durante la fase de apoyo y la fase de balanceo son normales; sin embargo, existe una diferencia entre el pie derecho y el izquierdo, debido a que los valores pico de presión en el pie derecho son mayores que los obtenidos en el pie izquierdo. Esto podría indicar la presencia de zonas de hiperpresión durante la caminata en el pie derecho.

Caso 2: Paciente Diabético

El segundo caso de estudio corresponde a un individuo de género femenino de 72 años, que tiene diagnóstico de Diabetes tipo II, el índice de masa corporal calculado a partir de los datos registrados de peso y talla es de 28.89, lo cual indica que el paciente se encuentra por sobre el peso saludable para su peso y talla. Dentro de las observaciones según lo descrito por el paciente se menciona la presencia de hiperqueratosis(callos) en los talones de ambos pies y juanetes en los dedos del pie izquierdo. Para llevar a cabo la prueba estática y dinámica se toman en consideración los datos de la tabla 18.

Tabla 18. Datos personales del sujeto 2(paciente diabético).

Sujeto de prueba 2	
Sexo	Femenino
Edad	72
Patologías	Diabetes
Peso [kg]	65
Talla [cm]	150
IMC	28.89
Observaciones	Hiperqueratosis en talones, dedos en garra pie izquierdo y derecho.

Elaborado por: La Investigadora



Figura 63. Prueba estática y dinámica sujeto 2.
Elaborado por: La Investigadora

Prueba estática:

El procedimiento por seguir para realizar la prueba estática es el mismo, dentro de la interfaz de usuario en la ventana “Prueba estática”, se selecciona al paciente mediante el número de cédula registrado y se realizan las diferentes pruebas de apoyo estático, cada prueba con una duración de treinta segundos.

Prueba estática Pie Izquierdo							
Zonas del pie		Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	Promedio	Varianza	σ
Antepié	Dedo pulgar	162.47	156.48	159.48	159.48	8.97	2.99
	Primer metatarsiano	146.22	147.24	139.24	144.23	18.95	4.35
	2do y 3er metatarsiano	43.41	41.10	37.10	40.54	10.18	3.19
	5to metatarsiano	36.56	35.11	35.11	35.59	0.69	0.83
Medio pie	Navicular	40.93	33.77	33.14	35.95	18.72	4.33
	Cuneiformes	38.84	37.62	35.62	37.36	2.64	1.62
Retropié	Talón	210.95	206.03	208.03	208.34	6.12	2.47

Elaborado por: La Investigadora

Tabla 19. Resultado prueba estática pie derecho sujeto 2.

Prueba estática Pie Derecho							
Zonas del pie		Prueba 1	Prueba 2	Prueba 3	Promedio	Varianza	σ
Antepié	Dedo pulgar	165.58	162.20	159.53	162.44	9.21	3.04
	Primer metatarsiano	143.00	139.70	142.29	141.66	3.01	1.74
	2do y 3er metatarsiano	41.42	43.05	38.79	41.09	4.61	2.15
	5to metatarsiano	37.74	36.45	38.97	37.72	1.60	1.26
Mediopié	Cuneiformes	34.42	34.86	30.99	33.42	4.49	2.12
	Navicular	35.44	33.50	35.68	34.87	1.43	1.20
Retropié	Talón	206.54	205.59	209.64	207.26	4.50	2.12

Elaborado por: La Investigadora

Tanto para el pie derecho como el pie izquierdo, los datos correspondientes a la prueba estática se observan en la columna promedio, pues este valor se obtiene de calcular el promedio entre los resultados de las 3 pruebas realizadas a los pacientes para evaluar el apoyo estático y las presiones plantares en posición estática.

Los valores correspondientes a la desviación estándar durante el estudio estático realizado con este paciente son pequeñas e inferiores a 4.5 lo cual sugiere que la repetibilidad del sistema es buena y las mediciones son confiables.

En la tabla 21, se recopilan los resultados del estudio estático correspondiente al sujeto 2 en las tres regiones principales del pie:

Tabla 20. Presión promedio en las tres zonas del pie.

Presiones promedio pie izquierdo		Presiones promedio pie derecho	
Antepié (dedo pulgar y región metatarsiana):	94.96kPa.	Antepié (dedo pulgar y región metatarsiana):	95.73kPa.
Mediopié:	36.65kPa.	Mediopié:	34.15kPa.
Retropié (talón):	208.34kPa.	Retropié (talón):	207.26kPa.

Elaborado por: La Investigadora

Análisis e interpretación de resultados:

Al analizar la distribución de las presiones, de forma general se puede concluir que el individuo apoya su peso en ambos pies de forma equilibrada. Se puede apreciar que existen mayores presiones registradas en los talones, esto coincide con el engrosamiento de la piel detallado durante el registro del paciente en el sistema. Para llevar a cabo un diagnóstico, el especialista deberá evaluar los resultados de las pruebas realizadas y realizar el tratamiento más adecuado para este paciente, así como tomar medidas para aliviar las presiones muy altas en las regiones del pie como sugerir el uso de plantillas ortopédicas especiales u órtesis plantares, entre otros cuidados para mantener la salud de los pies.

Prueba dinámica:

La prueba dinámica se realiza al evaluar el comportamiento de las presiones plantares durante la caminata. Se obtiene entonces un gráfico histórico de presión vs tiempo, en el que se puede observar la variación de los picos de presión en cada ciclo de marcha,

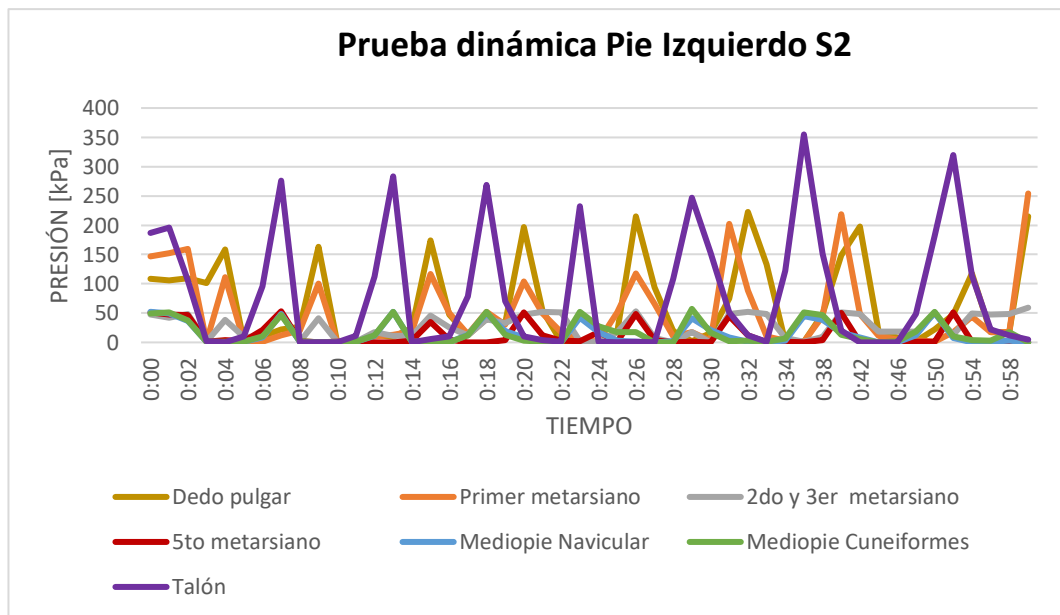


Figura 64. Resultados prueba dinámica Pie Izquierdo sujeto 2.
Elaborado por: La Investigadora

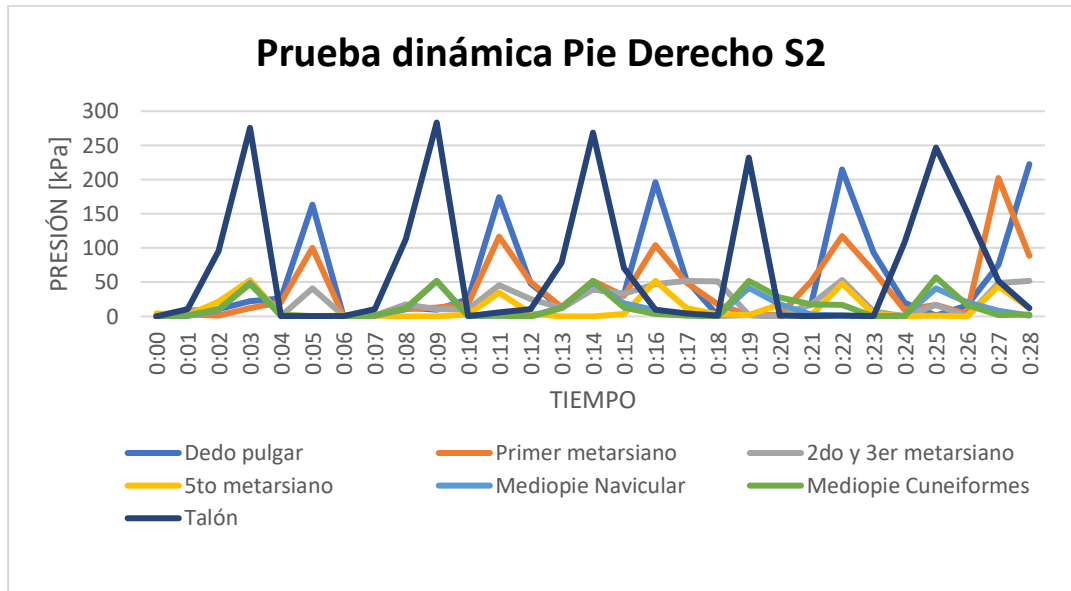


Figura 65. Resultados prueba dinámica Pie Derecho sujeto 2
Elaborado por: La Investigadora

En las figuras 66 y 67 se muestran los resultados obtenidos de las pruebas realizadas para el sujeto 2. En la prueba estática, de acuerdo con el código de colores puede apreciar que las presiones plantares son un poco elevadas respecto a los resultados obtenidos durante las pruebas realizadas con el sujeto 1.

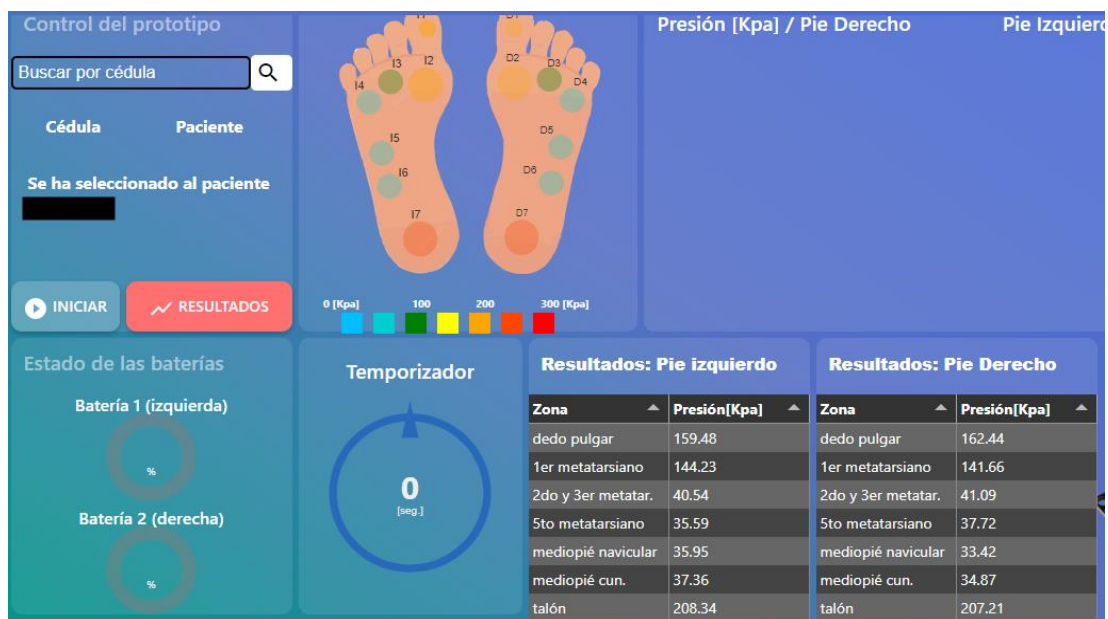


Figura 66. Prueba estática sujeto 2 Node-RED Dashboard
Elaborado por: La Investigadora



Figura 67. Prueba dinámica sujeto 2 Node-RED Dashboard
Elaborado por: La Investigadora

Interpretación:

De acuerdo a las gráficas de las figuras 62 y 63 obtenidas durante la prueba dinámica, se puede observar los picos de presión en las diferentes zonas de apoyo del pie durante la fase de apoyo y la fase de balanceo, en el caso del paciente diabético podemos observar que los picos de presión en el pie izquierdo son mayores a los obtenidos en el pie derecho, lo cual podría indicar zonas de hiperpresión durante la caminata y mal apoyo plantar, por lo que el especialista debería sugerir las acciones pertinentes para el tratamiento del paciente.

3.2.16. Cálculo del error

Para calcular el error entre los valores obtenidos mediante los sensores Flexiforce modelo A401 respecto al valor teórico de presión correspondiente a los pesos aplicados sobre el área efectiva del sensor, se emplean los datos de la tabla 22.

El error absoluto para cada prueba realizada se calcula mediante:

$$\text{Error absoluto} = \text{Presión Teórica [kPa]} - \text{Presión medida [kPa]}$$

El cálculo del error relativo (ER) se realiza mediante la siguiente fórmula:

$$ER = \left| \frac{\text{Valor Teórico} - \text{Valor medido}}{\text{Valor Teórico}} \right| \times 100$$

Tabla 21. Cálculo del error del sensor FFA401.

N.º medición	Presión Teórica [kPa]	Presión medida [kPa]	Error absoluto [kPa]	Error relativo	Error relativo porcentual [%]
1	0.00	0.00	0.00	0	0.00
2	17.42	13.63	3.79	0.217	21.75
3	34.83	27.97	6.86	0.197	19.70
4	48.38	49.36	0.98	0.020	2.02
5	96.75	90.52	6.24	0.064	6.45
6	135.45	133.41	2.04	0.015	1.51
7	193.50	195.67	2.16	0.011	1.12
8	290.26	287.45	2.81	0.010	0.97
9	387.01	385.21	1.80	0.005	0.46
10	483.76	478.25	5.51	0.011	1.14
PROMEDIO					5.51

Elaborado por: La Investigadora

El cálculo del error se realiza también para el sensor FSR402, como se muestra en la tabla 23.

Tabla 22. Cálculo del error para el sensor FSR402.

N.º medición	Presión Teórica [kPa]	Presión medida [kPa]	Error absoluto [kPa]	Error relativo	Error relativo porcentual (%)
1	0.00	0.000	0.00	0	0.00
2	5.79	6.045	0.25	0.044	4.36
3	11.59	10.399	1.19	0.102	10.24
4	23.17	21.975	1.20	0.052	5.17
5	34.76	39.414	4.66	0.134	13.39
6	46.34	45.177	1.17	0.025	2.52
7	52.14	50.501	1.64	0.031	3.14
8	104.27	50.832	53.44	0.513	51.25
9	144.83	141.165	3.66	0.025	2.53
10	289.65	287.500	2.15	0.007	0.74
11	405.51	406.701	1.19	0.003	0.29
12	579.30	575.836	3.47	0.006	0.60
PROMEDIO					7.85

Elaborado por: La Investigadora

La confiabilidad del sistema se determina al calcular el promedio ponderado de los errores porcentuales individuales.

$$\text{Confiabilidad del sistema} = 100\% - \text{error promedio porcentual del sistema}$$

$$\text{Confiabilidad del sistema} = 100\% - \frac{(\text{Error } \%_{\text{sensor 1}} \times \text{Peso}_{\text{sensor1}}) + (\text{Error } \%_{\text{sensor 2}} \times \text{Peso}_{\text{sensor2}})}{\text{Peso sensor 1} + \text{Peso sensor 2}}$$

$$\text{Confiabilidad del sistema} = 100\% - \frac{(5.51 \times 0.5) + (7.85 \times 0.5)}{0.5 + 0.5}$$

$$\text{Confiabilidad del sistema} = 100\% - 6.68\%$$

$$\text{Confiabilidad del sistema} = 93,32\%$$

3.2.17. Autonomía del sistema

Para poder determinar la autonomía del sistema de plantillas instrumentadas, es necesario calcular el consumo de potencia del prototipo, en la tabla 24 se detalla el consumo de corriente y el voltaje de operación de cada uno de los elementos del sistema según los datasheet del fabricante.

Tabla 23. Presupuesto de potencia del prototipo.

Elemento	Consumo de corriente [mA]	Cantidad	Consumo total [mA]	Voltaje de operación [V]	Potencia [W]
ESP32	100	1	100	3.3	0.33
Sensores	0.25	8	2	3.3	0.0066
LM324	0.374	2	0.748	5	0.00374
MT3608	20	1	20	3.3	0.066
ICL7660	200	1	200	3.3	0.66
TOTAL					1.06634

Elaborado por: La Investigadora

Una vez que se ha determinado el consumo de potencia promedio del prototipo se calcula la energía suministrada por la batería en función del voltaje nominal y el amperaje de esta, que es de 3.7 V y 1800 mAh, entonces se tiene:

$$\text{Energía}_{\text{batería}} = V \cdot I = 3.7 \text{ V} \cdot 1.8 \text{ Ah}$$

$$\text{Energía}_{\text{batería}} = 6.66 \text{ [Wh]}$$

Finalmente, se obtiene mediante la ecuación (5) la autonomía del sistema en función del consumo promedio del circuito y la energía que suministra la batería, determinándose así que el sistema permanece en funcionamiento gracias a la alimentación independiente durante 6.19 horas.

$$Autonomía_{sistema} = \frac{Energía_{batería}}{Potencia_{placa}} \quad (5)$$

$$Autonomía_{sistema} = \frac{6.6 \text{ Wh}}{1.066 \text{ W}}$$

$$Autonomía_{sistema} = 6.19 \text{ [h]}$$

3.2.18. Presupuesto

Para el cálculo del presupuesto total de implementación del proyecto se consideró el presupuesto de diseño y el presupuesto de construcción. El primero hace referencia al tiempo dedicado a la elaboración del proyecto, el mismo que se calcula en términos de tiempo por remuneración/hora, esta relación se obtiene a partir del salario promedio de un Ingeniero en Telecomunicaciones que de acuerdo con lo establecido por el ministerio de Trabajo es de \$858 dólares mensuales, para un horario de 8 horas laborables por día, durante 21 días al mes, se tiene:

$$remuneración_{diaria} = \frac{remuneración_{mensual}}{días \text{ laborables}}$$

$$remuneración_{diaria} = \frac{858}{21} = 40.86 \text{ \$}$$

$$remuneración_{hora} = \frac{40.86}{8} = 5.11 \text{ \$}$$

El tiempo de diseño, desarrollo, corrección de errores y pruebas de funcionamiento del proyecto se estimó un total de 160 horas, teniendo así un presupuesto de mano de obra de 817.14 dólares.

$$presupuesto_{mano \text{ de obra}} = Horas_{mano \text{ de obra}} \times remuneración_{hora}$$

$$presupuesto_{mano \text{ de obra}} = 160 \times 5.11 = 817.14 \text{ \$}$$

Para determinar el presupuesto de construcción del prototipo es necesario considerar todos los gastos incurridos en materiales y construcción. En la tabla 25 se presenta un listado detallado de todos los materiales utilizados, junto con sus respectivos precios.

Tabla 24. Presupuesto de construcción.

Ítem	Detalle	Cantidad	Valor Unitario	Valor Total
1	Sensor FSR402	8	\$ 12.30	\$ 98.40
2	Sensor Flexiforce A401	6	\$ 28.40	\$ 170.40
3	ESP32 TinyS3	2	\$ 29.75	\$ 59.50
4	Módulo MT3608	2	\$ 2.75	\$ 5.50
5	ICL7660S	2	\$ 1.75	\$ 3.50
6	LM337	2	\$ 1.50	\$ 3.00
7	Resistencias	18	\$ 0.30	\$ 5.40
8	Batería Litio 3.7V	2	\$ 21.25	\$ 42.50
9	Impresión PCB CNC	2	\$ 15.00	\$ 30.00
10	Impresión 3D caja contenedora	2	\$ 12.50	\$ 25.00
11	Elementos electrónicos varios	-	\$ 17.00	\$ 17.00
12	Bus de datos IDC	2	\$ 9.00	\$ 18.00
13	Tela de neopreno	1	\$ 7.00	\$ 7.00
14	Cable USB-Tipo C	1	\$ 3.50	\$ 3.50
			Subtotal	\$ 488.70
			IVA (12%)	\$ 58.64
			TOTAL	\$ 547.34

Elaborado por: La Investigadora

Con la utilización de la siguiente ecuación se obtuvo el valor del presupuesto total.

$$\text{presupuesto}_{total} = \text{presupuesto}_{diseño} + \text{presupuesto}_{construcción}$$

$$\text{presupuesto}_{total} = 817,14 \$ + 547,34 \$$$

$$\text{presupuesto}_{total} = 1364,48 \$$$

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1. Conclusiones

- Según la información recopilada acerca de los instrumentos y métodos empleados durante la consulta médica para evaluar el riesgo de ulceración en pies debido a la hiperpresión plantar, en pacientes diagnosticados con diabetes, se concluye que durante la exploración clínica se emplean principalmente dos herramientas: el pedígrafo, un instrumento de carácter cualitativo utilizado generalmente en el primer nivel de atención de salud para tomar la huella plantar en papel y establecer una relación entre las zonas hiperpigmentadas y las regiones con presiones anormales, y las plataformas de presión, dispositivos electrónicos constituidos por arreglos de sensores electromecánicos y una interfaz de usuario para el control y visualización de las medidas, estas plataformas son ampliamente utilizadas para realizar diversos estudios baropodométricos sin embargo solo se encuentran disponibles en centros especializados.
- Al realizar una detallada investigación y análisis de las tecnologías disponibles para el desarrollo del prototipo y su sistema de gestión, se llega a la conclusión de que la integración de sensores resistivos de fuerza (FSR), tecnología WiFi, MQTT y un servidor virtualizado en la nube, constituyen una elección adecuada y que se ajusta a los requerimientos del proyecto. Para la etapa de adquisición de datos, los sensores FSR destacan como la elección idónea debido a su diseño ultradelgado, alta sensibilidad y rápida respuesta. En cuanto al diseño del sistema de gestión y visualización de los datos, se ha optado por implementar una solución basada en WiFi, el protocolo MQTT y un servidor en la nube. El backend y frontend de dicho sistema se realizó en el software Node-RED el cual destaca por su enfoque visual y basado en flujos para la programación y automatización. Siendo la principal ventaja que ofrece, su facilidad de uso y capacidad para crear rápidamente aplicaciones IoT y de automatización sin la necesidad de una programación extensa lo que ha permitido desarrollar un sistema inalámbrico, portátil y eficiente para la medición y análisis en tiempo real de la presión plantar.

- Se ha logrado la implementación exitosa de un sistema para determinar la presión plantar basado en una arquitectura IoT. A nivel de hardware, se desarrollaron dos plantillas instrumentadas, cada una con siete sensores de presión distribuidos estratégicamente en las zonas de mayor apoyo y susceptibles a la formación de úlceras. El circuito de control del dispositivo se basa en la tarjeta TinyS3 equipada con un microcontrolador ESP32. Esta tarjeta es el componente clave para el procesamiento y la transmisión de datos, pues permite establecer la comunicación WiFi y la conexión con el broker MQTT. El circuito está ubicado en una caja impresa en 3D que se ajusta al tobillo del usuario, proporcionando un prototipo portátil, inalámbrico y de dimensiones reducidas que asegura la comodidad y seguridad del usuario durante las mediciones. En cuanto al software, se ha desarrollado un sistema de gestión de información en tiempo real, que cuenta con una interfaz de usuario constituida por diferentes dashboards. Esta interfaz permite el control del prototipo y el análisis de los datos capturados. Tanto el backend como el frontend de esta solución se han implementado mediante diferentes flujos y nodos de Node-RED y Node-RED Dashboard. Los resultados obtenidos corroboran la factibilidad del diseño del dispositivo, demostrando su funcionalidad y eficacia en la determinación de la presión plantar.
- Se ha evaluado el funcionamiento general del prototipo y el sistema de gestión de información mediante dos tipos de pruebas: pruebas técnicas y pruebas con pacientes o usuarios. Las pruebas técnicas han confirmado la funcionalidad integral del prototipo en aspectos cruciales como la comunicación WiFi, la conexión con el broker MQTT y el procesamiento de los datos de los sensores. Por su parte, las pruebas con pacientes han proporcionado evidencia sólida de que tanto el prototipo como el sistema cumplen con las necesidades de los usuarios, permitiendo la medición y análisis de la presión plantar. Las pruebas realizadas utilizando las plantillas en individuos sanos y pacientes diabéticos han permitido identificar y contrastar las diferencias en la distribución de presiones en la superficie plantar. Los resultados de las pruebas estáticas y dinámicas aplicadas a los participantes han verificado la utilidad del prototipo y del sistema diseñado, principalmente en lo que se refiere al diagnóstico y seguimiento de pacientes con diabetes, en particular aquellos con mayor riesgo de desarrollar úlceras de pie

diabético. En síntesis, el prototipo ha alcanzado con éxito los objetivos planteados, demostrado un nivel de confiabilidad del 93.32%, lo cual respalda su eficacia y precisión.

- Durante la etapa de sensorización se trabajó con dos diferentes tipos de sensores resistivos de fuerza, si bien ambos tienen el mismo principio de funcionamiento, se observó durante la etapa de calibración que el sensor Flexiforce modelo A401 tienen mayor linealidad y presenta mayor estabilidad y exactitud respecto a los sensores FSR modelo 402 de Interlink; además, este modelo de sensores puede ser configurado para mejorar su sensibilidad a la fuerza y ampliar el rango de tolerancia a la fuerza por sobre el rango nominal indicado en el datasheet que es de (0-440N) al disminuir el voltaje referencial del circuito de adquisición y la resistencia de feedback, característica que no ofrecen los sensores FSR402.

4.2. Recomendaciones

- Para mejorar la transmisión de la fuerza, es recomendable colocar concentradores de carga que cubran entre el 70% - 85% del área efectiva del sensor, esto garantiza que el 100% de la fuerza aplicada se concentre en el área de detección, mejora la linealidad y repetibilidad de los datos y permite proteger al sensor de daños ocasionados por cargas puntuales aplicadas a presiones muy altas.
- Debido a la amplia variedad de sensores resistivos de fuerza, es sumamente importante verificar si el sensor elegido trabaja dentro del rango de presión requerido para la aplicación y si este tiene las dimensiones adecuadas para realizar las mediciones; además, se debe considerar los factores ambientales bajo los que se va a trabajar, debido a que elegir incorrectamente el sensor da lugar a lecturas erróneas e implica el rediseño del circuito electrónico.
- Con la finalidad de estudiar otros factores predictores de úlceras de pie diabético, es importante considerar la integración de sensores que permitan medir variables clínicas asociadas al síndrome de pie diabético tales como la temperatura y humedad del pie.

- Para reducir las dimensiones del circuito de adquisición y procesamiento, se puede utilizar componentes electrónicos de montaje superficial y realizar un diseño que utilice un único microcontrolador para la adquisición y transmisión de los datos de los sensores de ambas plantillas para ofrecer mayor comodidad y libertad de movimiento al usuario.
- La utilización de un material de mayor dureza y resistencia y de un espesor menor a 5mm puede contribuir a obtener una mayor precisión y exactitud en la medición de la presión aplicada sobre los sensores, debido a que un menor espesor reducirá la interferencia y distorsión de la fuerza ejercida, mejorando la fidelidad de las lecturas tomadas.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] J. Gonzáles Casanova, F. Machado Ortiz y M. d. I. C. Casanova Moreno, «redalyc.org,» 29 Diciembre 2019. [En línea]. Available: <https://www.redalyc.org/journal/6382/638266624014/638266624014.pdf>.
- [2] E. Chicharro Luna, I. Portables Botana, L. Ramírez Monreal y E. Torrent Ivorra, «Monitorización de la temperatura del pie como herramienta en la neuropatía diabética,» *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*, vol. 10, nº 1, pp. 9-16, 2016.
- [3] P. López Jaramillo, J. J. Rey, D. Gómez Arbeláez, Y. Rodríguez y J. López López, «Combatir la epidemia de diabetes mellitus tipo 2 en Latinoamérica: características especiales que demandan acciones innovadoras,» *ELSEVIER*, vol. 23, nº 2, pp. 90-99, 2011.
- [4] Organización Panamericana de la Salud, «paho.org,» OPS, [En línea]. Available: [https://www.paho.org/es/temas/diabetes#:~:text=Se%20estima%20que%2062%20millones,Diabetes%20Atlas%20\(novena%20edici%C3%B3n\)..](https://www.paho.org/es/temas/diabetes#:~:text=Se%20estima%20que%2062%20millones,Diabetes%20Atlas%20(novena%20edici%C3%B3n)..) [Último acceso: 17 Enero 2023].
- [5] ALAD Asociación latinoamericana de diabetes, «Guías ALAD de Pie Diabético,» *Revista ALAD*, vol. XVIII, nº 2, pp. 73-86, 2010.
- [6] S. Núñez González , A. Delgado Ron y D. Simancas Racines, «scielos.org,» 28 Junio 2020. [En línea]. Available: <https://scielosp.org/article/rcsp/2020.v46n2/e1314/es/>.
- [7] International Diabetes Federation, *IDF Diabetes Atlas*, Berkeley Communications, 2021.
- [8] Ministerio de Salud Pública, «salud.gob.ec,» 13 Noviembre 2018. [En línea]. Available: <https://www.salud.gob.ec/ministerio-de-salud-prevencion-y->

- autocuidado-son-claves-para-controlar-la-diabetes/. [Último acceso: 17 Enero 2023].
- [9] E. López Godínez, C. Ibáñez Nangüelú y J. Jara Jiménez, *Plantilla Inteligente para pie diabético*, Guadalajara, 2021.
- [10] J. Bello Ruiz, J. M. Diaz y O. F. Avilés, *Diseño y desarrollo de un prototipo de medición de*, 2020.
- [11] J. P. Campoverde Garáte, *Prototipo de Plantilla inteligente para monitorear las presiones plantares en la caminata olímpica*, Cuenca, 2019.
- [12] J. D. Arévalo Márquez y C. Sangurima Tenepaguay, *PROTOTIPO DE PLANTILLA INSTRUMENTADA PARA LA*, Cuenca, 2020.
- [13] S. Mydhili, N. Jayalakshmi, M. Fathima Naseera, R. Ranjith Kumar y N. Rohith, *An IoT based Foot Healthcare System for Diabetic Patients and a*, Coimbatore, 2022.
- [14] O. L. Medina Espitia, «shaio.org,» [En línea]. Available: <https://www.shaio.org/pie-diabetico-clasificacion-y-tratamiento>. [Último acceso: 20 abril 2023].
- [15] Cigna, 2022. [En línea]. Available: <https://www.cigna.com/es-us/knowledge-center/hw/lcera-del-pie-diabtico-zm6346>.
- [16] I. Pérez Irache, M. T. Ruiz Sabes, I. Carcavilla Val, J. Lasheras García, M. Ibáñez Torres y R. Adell Ruiz, «revistasanitariadeinvestigacion.com,» 205 junio 2022. [En línea]. Available: <https://revistasanitariadeinvestigacion.com/cuidados-de-enfermeria-en-el-pie-diabetico/>.
- [17] G. España, «Manual de patología vascular,» [En línea]. Available: <https://manualpatologiavasculardoclinicazurbano.com/patologia-vascular/capitulo-10-pie-diabetico.html>.
- [18] T. Cépedes y A. Dorca, *PIE DIABÉTICO CONCEPTOS ACTUALES Y BASES DE ACTUACIÓN*, Madrid: Diaz de Santos, 1997.

- [19] KRAMES, «ohpcc.kramesonline.com,» [En línea]. Available: <https://ohpcc.kramesonline.com/Spanish/HealthSheets/3,S,83686>.
- [20] G. Mejía Toríz, «Ptolomeo.unam.mx,» 2012. [En línea]. Available: <http://www.ptolomeo.unam.mx:8080/jspui/bitstream/132.248.52.100/633/4/A4.pdf>. [Último acceso: 1 Febrero 2023].
- [21] J. Webster, *Medical Instrumentation Application and Design*, United States: JOHN WILEY & SONS, 2010.
- [22] J. P. Tincopa Flores, *DISEÑO Y EVALUACIÓN DE UN SISTEMA DE AYUDA AL DIAGNÓSTICO PARA NEUROPATÍA DIABÉTICA BASADO EN LA LECTURA DE PUNTOS DE PRESIÓN PLANTAR Y MACHINE LEARNING*, Perú, 2019.
- [23] S. Blanco , A. Zamudio y J. Delgado, «Sistema telemétrico para el monitoreo de la presión plantar,» *IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007*, pp. 686-689, 2007.
- [24] C. A. Jurado Delgado, *Simulación de la presión plantar en adultos mayores*, Bogotá, 2017.
- [25] C. Álvarez Camarena y W. Palama Villegas, «Desarrollo y biomecánica del arco plantar,» *Medigraphic*, vol. 6, n° 4, pp. 215-222, 2010.
- [26] Silberman.Fernando y O. Varaona, *Ortopedia y Traumatología*, Buenos Aires: EDITORIAL MÉDICA PANAMERICANA S.A, 2010.
- [27] Y. Torres Pérez, *Principios teórico-prácticos de ergonomía para el diseño y evaluación de herramientas, puestos de trabajo y máquinas.*, Boyacá: UTPC, 2021.
- [28] B. Tobón Castaño, *Prevención de lesiones en personas mayores*, Barcelona: Paidotribo, 2022.
- [29] J. A. Ruiz Caballero, R. Navarro García, E. Brito Ojeda, R. Navarro y J. García, *Análisis del movimiento en el deporte*, Sevilla: WANCEULEN EDITORIAL DEPORTIVA, S.L, 2011.

- [30] S. A. Yáñez Arias, «Estudio Comparativo de Sistemas de Análisis de Marcha Basados en Sensores Inerciales y Cámaras Infrarrojas,» Concepción, 2018.
- [31] ALAD Asociación Latinoamericana de diabetes, «Guías ALAD para el pie diabético,» *Consensos ALAD*, vol. XVIII, nº 2, pp. 73-86, 2010.
- [32] A. Garrido Calvo, P. Cía Blasco y P. Pinós Laborda, «el pie diabético,» *ELSEVIER*, vol. 41, nº 1, pp. 8-17, 2003.
- [33] J. M. Rosendo Fernández y M. d. C. Pérez Zarauza, «Úlceras Fuera,» ulcerasfora.sergas.gal, [En línea]. Available: <https://ulcerasfora.sergas.gal/Informacion/Diagn%C3%B3stico-p%C3%A9-diab%C3%A9tico?idioma=es>. [Último acceso: 1 junio 2023].
- [34] Gómez, «Repercusión de la manipulación de una disfunción steopática de iliaco posterior sobre la morfología de la huella plantar,» Madrid, 2003.
- [35] R. Medrano Jiménez, M. Gili Riu, M. Díaz Herrera, a. rOVIRA pIERA, C. Estévez Domínguez y C. Rodríguez Sardañés, «Identificar el pie de riesgo en pacientes con diabetes. Un espacio de mejora en atención primaria,» *Medicina de Familia. SEMERGEN*, vol. 48, nº 5, pp. 297-307, 2022.
- [36] Gómez Echeverry, Lesly Lisbeth; Velásquez Restrepo, Sandra Milena; Castaño Rivera, Patricia; Valderrama Mejía, Sebastián; Ruiz Molina, Madeleine Angélica, «redalyc.org,» 2018. [En línea]. Available: <https://www.redalyc.org/journal/4962/496259178001/html/>.
- [37] MecatrónicaLATAM, «mecatronicalatam.com,» 5 mayo 2021. [En línea]. Available: <https://www.mecatronicalatam.com/es/tutoriales/sensores/sensor-de-presion/>.
- [38] J. C. G, «sensormania.org,» 18 noviembre 2022. [En línea]. Available: <https://sensormania.org/sensor-de-presion>.
- [39] RedHat, «redhat.com,» 27 septiembre 2021. [En línea]. Available: <https://www.redhat.com/es/topics/integration/what-is-streaming-data>. [Último acceso: 2023 abril 15].

- [40] J. M. Huidobro y J. Luque Ordoñez, Comunicaciones por Radio. Tecnologías, Redes y Servicios de Radiocomunicaciones. El Espectro Electromagnético, Madrid: RA-MA, 2014.
- [41] I. Pellejero, F. Andreu y A. Lesta, Fundamentos y aplicaciones de seguridad en redes WLAN, Barcelona: MARCOMBO S.A, 2006.
- [42] J. Novillo Vicuña, D. Hernández Rojas, B. Mazón Olivo, J. Molina Ríos y O. Cárdenas Villavicencio, Arduino y el internet de las cosas, Alicante: ÁREA DE INNOVACIÓN Y DESARROLLO, 2018.
- [43] amazon, «aws.amazon.com,» [En línea]. Available: <https://aws.amazon.com/es/what-is/cloud-storage/>.
- [44] N. Hernandez Quintero y A. Florez Fuente, «Cloud Computing,» *Revista Mundo FESC*, vol. 4, nº 8, pp. 46-51, 2014.
- [45] J. Arellano, «Very,» 9 julio 2019. [En línea]. Available: <https://www.verytechnology.com/iot-insights/bluetooth-vs-wifi-for-iot-which-is-better>. [Último acceso: 28 Mayo 2023].
- [46] S. Suryo Prayogo, Y. Mukhlis y B. Kumoro Yakti, «Semnatic Scholar,» 1 Octubre 2019. [En línea]. Available: <https://www.semanticscholar.org/paper/The-Use-and-Performance-of-MQTT-and-CoAP-as-of-Prayogo-Mukhlis/a07d1b63c388c93f1a19e0e25f8957f6a3bf344f>. [Último acceso: 1 Junio 2023].
- [47] J. F y V. Reza. [En línea]. Available: <https://pressbooks.bccampus.ca/cellulariot/chapter/chapter-4/>. [Último acceso: 1 Junio 2023].
- [48] R. Lapa, «expanice,» 19 Marzo 2021. [En línea]. Available: <https://expanice.com/article/aws-vs-azure-vs-gcp>. [Último acceso: 1 Junio 2023].

- [49] V. Ilyukha, «Jelvix,» 2020. [En línea]. Available: <https://jelvix.com/blog/aws-vs-google-cloud-vs-azure>. [Último acceso: 1 Junio 2023].
- [50] Unexpected Maker, «esp32s3.com,» 2022. [En línea]. Available: <https://esp32s3.com/tinys3.html>. [Último acceso: 2023].
- [51] Adafruit, «adafruit.com,» [En línea]. Available: <https://cdn-learn.adafruit.com/downloads/pdf/adafruit-feather-huzzah-esp8266.pdf>. [Último acceso: mayo 2023].
- [52] Arduino, «docs.arduino.cc,» [En línea]. Available: <https://docs.arduino.cc/resources/datasheets/ABX00027-datasheet.pdf>. [Último acceso: mayo 2023].
- [53] AEROSEMI, «www.olimex.com,» [En línea]. Available: <https://www.olimex.com/Products/Breadboarding/BB-PWR-3608/resources/MT3608.pdf>. [Último acceso: Mayo 2023].
- [54] Texas Instruments, «www.ti.com,» [En línea]. Available: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm2596.pdf?ts=1683443885887&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.google.com%252F. [Último acceso: mayo 2023].
- [55] Kylinchip, «www.haoyuelectronics.com,» [En línea]. Available: <https://www.haoyuelectronics.com/Attachment/XL6009/XL6009-DC-DC-Converter-Datasheet.pdf>. [Último acceso: mayo 2023].
- [56] RENESAS, «micmodshop.ir,» [En línea]. Available: <https://micmodshop.ir/wp-content/uploads/2020/07/ICL7660-DataSheet.pdf>. [Último acceso: mayo 2023].
- [57] Texas Instruments, «datasheet.octopart.com,» [En línea]. Available: <https://datasheet.octopart.com/LM2662M-Texas-Instruments-datasheet-29030374.pdf>. [Último acceso: mayo 2023].
- [58] D. Rockett, «Electronic Desing,» 18 mayo 2018. [En línea]. Available: <https://www.electronicdesign.com/technologies/power/article/21806525/whats>

-the-better-battery-for-your-portablesli-ion-or-li-poly. [Último acceso: 5 junio 2023].

- [59] S. Núñez Gonzalez, A. Delgado Ron y D. Simancas Racines, «tendencias y análisis espacio-temporal de la mortalidad por diabetes mellitus en Ecuador, 2001-2016,» *Revista Cubana de Salud Pública*, vol. 46, nº 2, pp. 1-16, 2020.
- [60] [En línea]. Available: <https://sites.google.com/site/httpssitessignalightcomsite/codificacion-de-voz-audio-imagen>. [Último acceso: 4 Diciembre 2022].
- [62] P. Bertoleti, *Proyectos con ESP2 y LoRa*, Sao Paulo: NCB, 2019.
- [63] Interlink Electronics, [En línea]. Available: <https://www.interlinkelectronics.com/fsr-402>.
- [64] Teskan Instruments, «cdn.tekscan.com,» [En línea]. Available: https://cdn.tekscan.com/sites/default/files/resources/FLX-Datasheet-A401-RevI_0.pdf. [Último acceso: mayo 2023].
- [65] Taidacent, [En línea]. Available: <https://www.aliexpress.com/i/2255800109037886.html?gatewayAdapt=4itemAdapt>.
- [66] NanJing Top Power ASIC Corp. , [En línea]. Available: <https://dlnmh9ip6v2uc.cloudfront.net/datasheets/Prototyping/TP4056.pdf>. [Último acceso: mayo 2023].
- [67] Microchip, «www.sparkfun.com,» [En línea]. Available: <https://www.sparkfun.com/datasheets/Prototyping/Batteries/MCP73831T.pdf>. [Último acceso: mayo 2023].

ANEXOS

Anexo 1: Certificado de Validación

CERTIFICACIÓN

Ingeniera, Mg.

Pilar Urrutia

DECANA

Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial

Presente. -

Yo, Carlos Patricio Silva Vaca , con cédula de ciudadanía N.º1803103421 con registro del Senescyt N.º 7244164474, de especialidad Endocrinología, diabetes y nutrición certifico que he revisado el proyecto académico “ PROTOTIPO DE PLANTILLA INSTRUMENTADA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA PRESIÓN PLANTAR ORIENTADA A LA PREVENCIÓN DE ÚLCERAS DE PIE DIABÉTICO ” , el mismo que fue desarrollado en su totalidad por la Srta. Fernanda Monserrath Núñez Cando, con cédula de identidad N.º 1805019591, estudiante de la carrera de Telecomunicaciones de la Facultad de Ingeniería en Sistemas, Electrónica e Industrial de la Universidad Técnica de Ambato.

Es así como después de haber realizado las pruebas necesarias me permito verificar la funcionalidad del equipo y puedo validar que los resultados obtenidos hasta la fecha son aceptables en cuanto a la medición de las presiones plantares, además indico que las medidas tomadas por los sensores se encuentran dentro de los rangos normales.

Saludos cordiales,



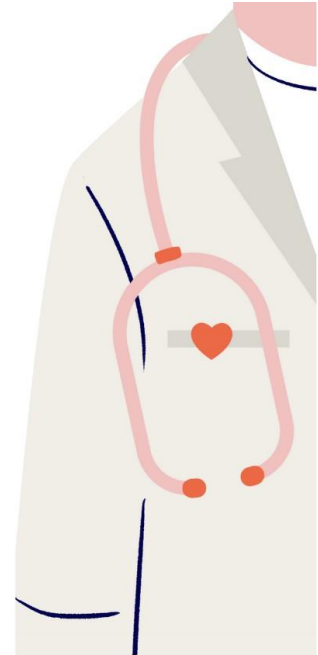
Dr. Carlos Silva Vaca

Especialista en Endocrinología, diabetes y nutrición


C.I 1803103421

MANUAL DE USUARIO

Prototipo de plantillas instrumentadas para la determinación de presión plantar orientado a la prevención de úlceras de pie diabético.




1

INGRESAR 

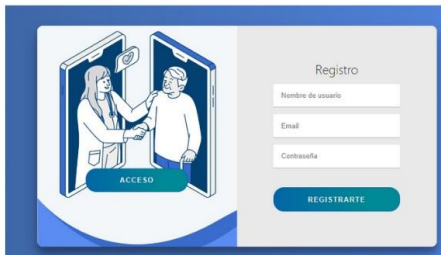
Desde el navegador ingresamos a la dirección del servidor.

2

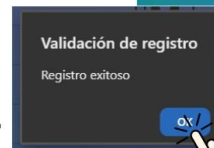
 En la ventana de Acceso/Registro se deben ingresar las credenciales de acceso al sistema o realizar el registro de un nuevo usuario.

3

En la ventana "Registro Pacientes", completar el formulario de datos personales del paciente.



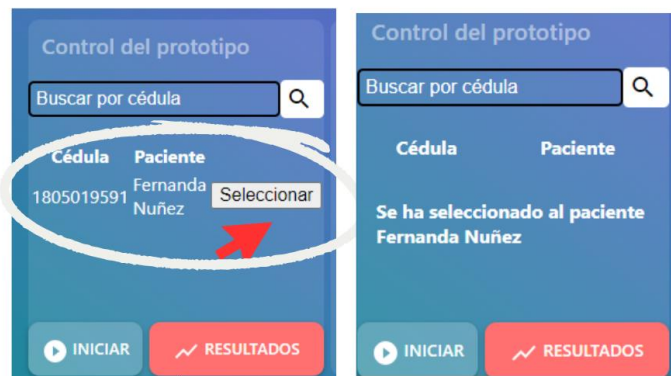
Ahora podemos empezar a utilizar el prototipo, damos clic en el botón siguiente o desde la barra de navegación a la izquierda nos desplazamos a la pestaña "Prueba estática"



Si el registro del paciente se ha realizado correctamente, aparecerá una ventana de validación, a continuación damos clic en el botón "OK".



4 En la ventana "Prueba estática" automáticamente se muestra el último paciente registrado o podemos buscar el paciente según su número de cédula mediante la barra de búsqueda y lo seleccionamos.



5 El siguiente paso es ayudar al paciente a colocarse las plantillas mediante las correas para tobillo y las bandas de ajuste al pie, como se muestra en la siguiente figura.



Las plantillas se pueden colocar dentro o fuera del calzado mediante las bandas de soporte incluidas.

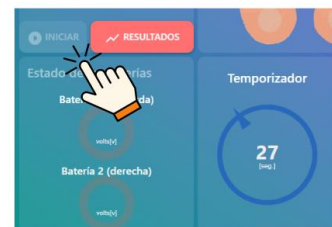
6 Presionar el botón de encendido en ambas cajas contenedoras y esperar que éstas se conecten.



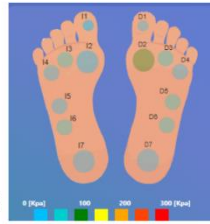
En la esquina superior derecha aparecerá el siguiente mensaje cuando las plantillas se conecten al servidor.



7 Damos clic en el botón Iniciar para comenzar la toma de lecturas, esto iniciará el temporizador de 30 segundos que determina la duración de la prueba estática.



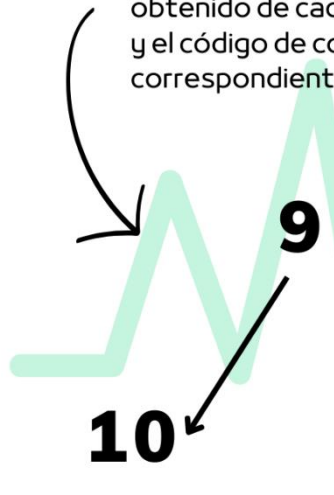
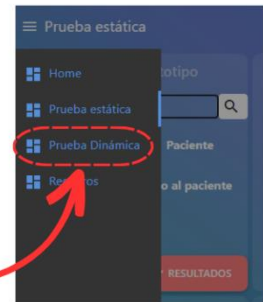
8 Una vez que concluye la prueba estática, al presionar el botón "Resultados" podemos observar el promedio de la presión en Kilopascuales obtenido de cada sensor y el código de colores correspondiente.



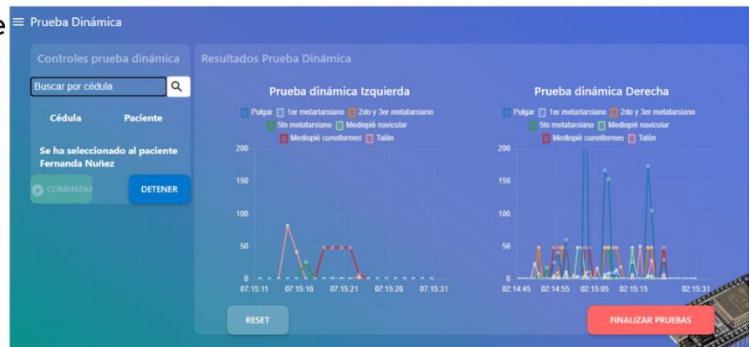
Resultados: Pie izquierdo		Resultados: Pie Derecho	
Zona	Presión[Kpa]	Zona	Presión[Kpa]
dedo pulgar	0.27	dedo pulgar	9.33
1er metatarsiano	3.19	1er metatarsiano	62.62
2do y 3er metatar.	29.85	2do y 3er metatar.	26.52
5to metatarsiano	2.24	5to metatarsiano	9.62
mediopié navicular	11.33	mediopié navicular	26.61
mediopié cun.	31.56	mediopié cun.	22.26
talón	0.64	talón	6.15

PRUEBA DINÁMICA

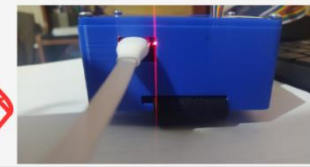
Desde la ventana de navegación nos dirigimos a la pestaña "Prueba Dinámica", donde se puede llevar a cabo el estudio dinámico, es decir cuando el paciente realiza una marcha pausada.



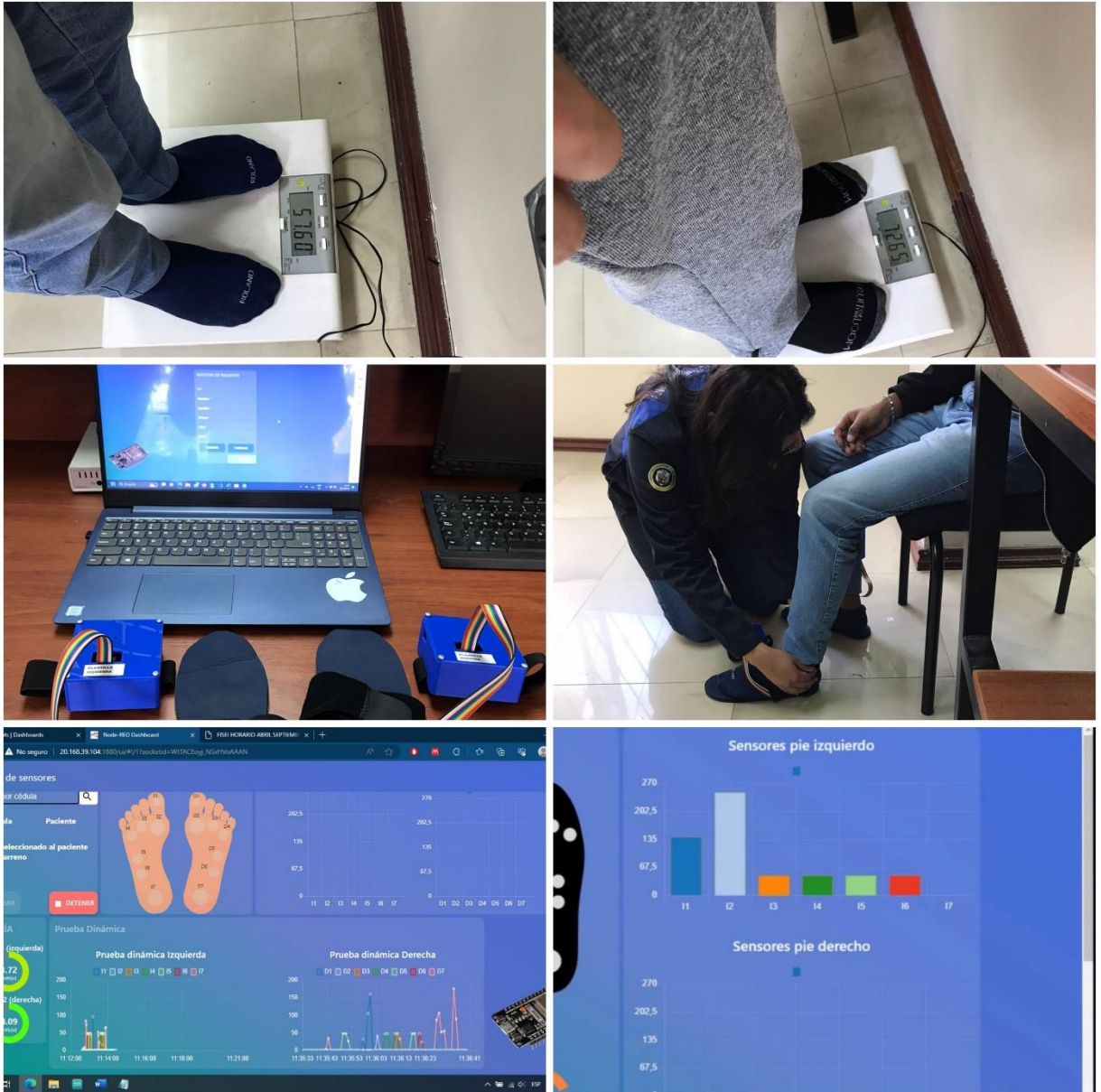
Para realizar la prueba dinámica, se inicia y finaliza las lecturas mediante los botones de control. Una vez finalizadas las pruebas presionamos el botón "Finalizar pruebas" para registrar los datos obtenidos.



En la ventana "Prueba estática" se puede verificar el porcentaje de carga de las baterías de cada plantilla, si el porcentaje de carga es de menor a 5% se debe recargar usando un adaptador de corriente USB-C.



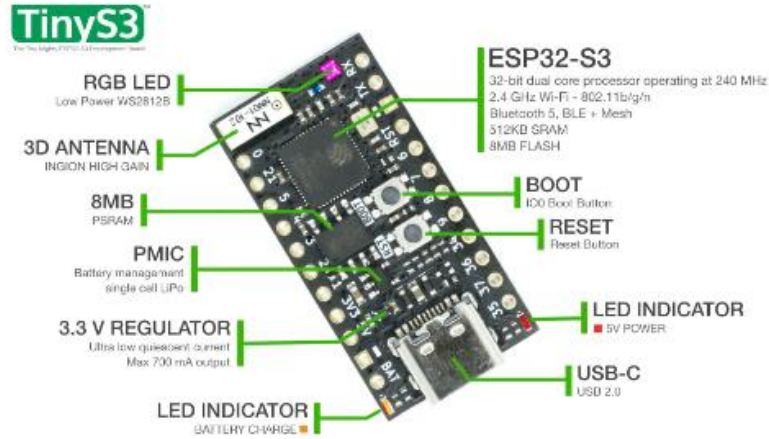
Anexo 3: Toma de datos y registro de pacientes en el sistema



Anexo 4: Pruebas estáticas y dinámicas

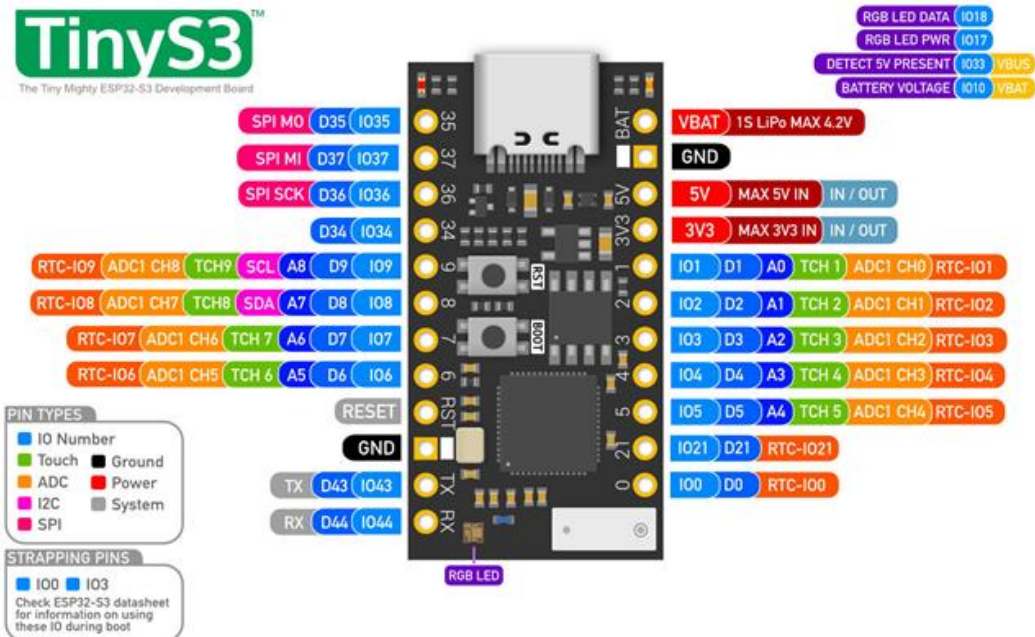


Anexo 5: Diagrama de pines TinyS3



Features

- Dual 32bit Xtensa LX7 cores @ up to 240Mhz
- RISC-V Ultra Low Power Co-processor
- 2.4GHz Wifi - 802.11b/g/n
- Bluetooth 5, BLE + Mesh
- 8MB QSPI Flash
- 8MB of extra QSPI PSRAM
- 700mA 3.3V LDO Regulator
- Low power RGB LED
- **ULTRA LOW Deep Sleep Current**
- USB-C Connector with back-feed protection
- Native USB + USB Serial JTAG
- LiPo Battery Charging
- JST pads on the back supports PH connector
- VBAT and 5V Sense Pins
- 3D High Gain Antenna or u.FL connector
- 17 GPIO
- Only 35 x 18mm in size
- Compatible with TinyPICO & TinyS2



Anexo 6 : Datasheet Flexiforce A401

Actual size of sensor

31.8 mm (1.25 in.)

56.9 mm (2.24 in.)

6 mm (0.25 in.)

Sensing Area

FlexiForce™

Standard Model A401

The FlexiForce A401 is our standard piezoresistive force sensor with the largest sensing area. It is available off-the-shelf for easy proof of concept and is also available in large volumes for design-in applications. The A401 can be used with our test & measurement, prototyping, and embedding electronics, including the FlexiForce Sensor Characterization Kit, FlexiForce Prototyping Kit, FlexiForce Quickstart Board, and the ELF™ System*. You can also use your own electronics, or multimeter.

Benefits

- Thin and flexible
- Easy to use
- Convenient and affordable

Physical Properties

Thickness	0.203 mm (0.008 in.)
Length	56.9 mm (2.24 in.)**
Width	31.8 mm (1.25 in.)
Sensing Area	25.4 mm (1 in.) diameter
Connector	2-pin Male Square Pin
Substrate	Polyester
Pin Spacing	2.54 mm (0.1 in.)

✓ ROHS COMPLIANT

* Sensor will require an adapter/extender to connect to the ELF System. Contact your Tekscan representative for assistance.

**Length does not include pins. Please add approximately 6 mm (0.25 in.) for pin length for a total length of approximately 32 mm (1.25 in.).

	Typical Performance	Evaluation Conditions
Linearity (Error)	< ±3% of full scale	Line drawn from 0 to 50% load
Repeatability	< ±2.5%	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Hysteresis	< 4.5% of full scale	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Drift	< 5% per logarithmic time scale	Constant load of 111 N (25 lb)
Response Time	< 5µsec	Impact load, output recorded on oscilloscope
Operating Temperature	-40°C - 60°C (-40°F - 140°F)	Convection and conduction heat sources
Durability	≥ 3 million actuations	Perpendicular load, room temperature, 22 N (5 lb)
Temperature Sensitivity	0.36%/°C (± 0.2%/°F)	Conductive heating

***All data above was collected utilizing an Op Amp Circuit (shown on the next page). If your application cannot allow an Op Amp Circuit, visit www.tekscan.com/flexiforce-integration-guides, or contact a FlexiForce Applications Engineer.

**Standard Force Ranges
as Tested with Circuit Shown**
111 N (0 - 25 lb) †

† This sensor can measure up to 31,138 N (7,000 lb). The force range can be extended by reducing the drive voltage, V_T , or the resistance value of the feedback resistor, R_F . Conversely, the sensitivity can be increased for measurement of lower forces by increasing V_T or R_F .

Sensor output is a function of many variables, including interface materials. Therefore, Tekscan recommends the user calibrate each sensor for the application. The graph below-right is an illustration of how a sensor can be used to measure varying force ranges by changing the feedback resistor (**Figure 1** below should not be used as a calibration chart).

Recommended Circuit

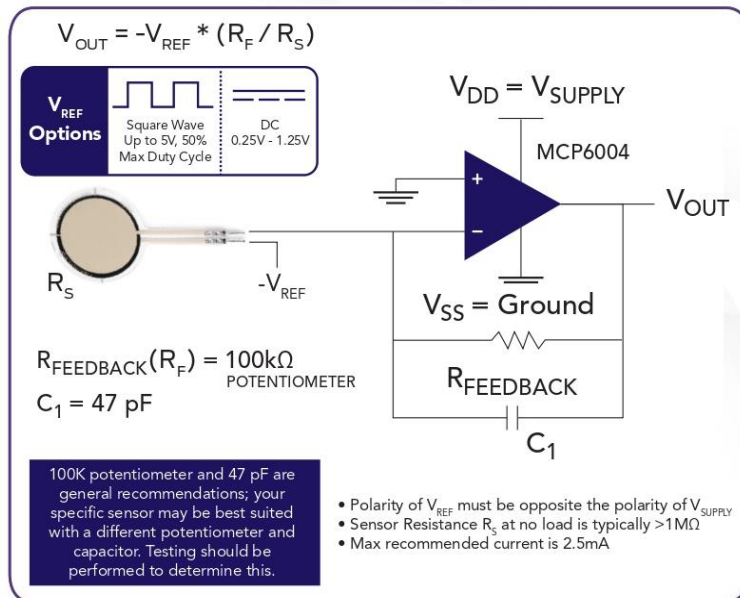
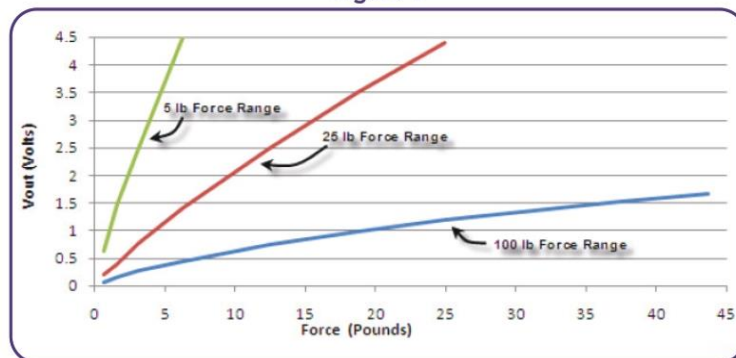


Figure 1



PURCHASE TODAY ONLINE AT WWW.TEKSCAN.COM/STORE



©Tekscan Inc., 2021. All rights reserved. Tekscan, the Tekscan logo, and FlexiForce are trademarks or registered trademarks of Tekscan, Inc.

+1.617.464.4283

| 1.800.248.3669

| info@tekscan.com

| www.tekscan.com/flexiforce

Anexo 7: Datasheet FSR402

Features and Benefits

- Actuation Force as low as 0.1N and sensitivity range to 10N.
- Easily customizable to a wide range of sizes
- Highly Repeatable Force Reading; As low as 2% of initial reading with repeatable actuation system
- Cost effective
- Ultra thin; 0.45mm
- Robust; up to 10M actuations
- Simple and easy to integrate

Industry Segments

- Game controllers
- Musical instruments
- Medical device controls
- Remote controls
- Navigation Electronics
- Industrial HMI
- Automotive Panels
- Consumer Electronics

Description

Interlink Electronics FSR™ 400 series is part of the single zone Force Sensing Resistor™ family. Force Sensing Resistors, or FSRs, are robust polymer thick film (PTF) devices that exhibit a decrease in resistance with increase in force applied to the surface of the sensor. This force sensitivity is optimized for use in human touch control of electronic devices such as automotive electronics, medical systems, and in industrial and robotics applications.

The standard 402 sensor is a round sensor 18.28 mm in diameter. Custom sensors can be manufactured in sizes ranging from 5mm to over 600mm. Female connector and short tail versions can also be ordered.

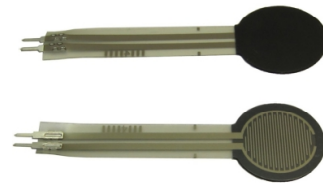


Figure 1 - Force Curve

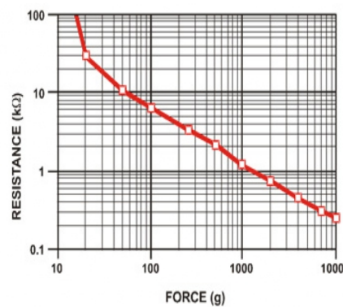
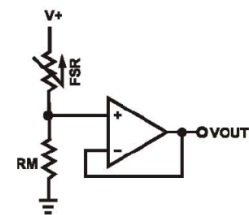


Figure 2 - Schematic



Interlink Electronics - Sensor Technologies

Applications

Detect & qualify press

Sense whether a touch is accidental or intended by reading force

Use force for UI feedback

Detect more or less user force to make a more intuitive interface

Enhance tool safety

Differentiate a grip from a touch as a safety lock

Find centroid of force

Use multiple sensors to determine centroid of force

Detect presence, position, or motion

Of a person or patient in a bed, chair, or medical device

Detect liquid blockage

Detect tube or pump occlusion or blockage by measuring back pressure

Detect proper tube positioning

Many other force measurement applications

Device Characteristics

Feature	Condition	Value*	Notes
Actuation Force		0.1 Newtons	
Force Sensitivity Range		0.1 - 10.0 ² Newtons	
Force Repeatability ³	(Single part)	± 2%	
Force Resolution ³		continuous	
Force Repeatability ³	(Part to Part)	±6%	
Non-Actuated Resistance		10M W	
Size		18.28mm diameter	
Thickness Range		0.2 - 1.25 mm	
Stand-Off Resistance		>10M ohms	Unloaded, unbent
Switch Travel	(Typical)	0.05 mm	Depends on design
Hysteresis ³		+10%	(R _{F+} - R _{F-})/R _{F+}
Device Rise Time		<3 microseconds	measured w/steel ball
Long Term Drift		<5% per log ₁₀ (time)	35 days test, 1kg load
Temp Operating Range	(Recommended)	-30 - +70 °C	
Number of Actuations	(Life time)	10 Million tested	Without failure

* Specifications are derived from measurements taken at 1000 grams, and are given as one standard deviation / mean, unless otherwise noted.

1. Max Actuation force can be modified in custom sensors.
2. Force Range can be increased in custom sensors. Interlink Electronics have designed and manufactured sensors with operating force larger than 50Kg.
3. Force sensitivity dependent on mechanics, and resolution depends on measurement electronics.

Contact Us

**United States
Corporate Offices**
Interlink Electronics, Inc.
546 Flynn Road
Camarillo, CA 93012, USA
Phone: +1-805-484-8855
Fax: +1-805-484-9457
Web: www.
interlinkelectronics.com
Sales and support:
fsr@interlinkelectronics.com

Japan
Japan Sales Office
Phone: +81-45-263-6500
Fax: +81-45-263-6501
Web: www.interlinkelec.co.jp

Korea
Korea Sales Office
Phone: +82 10 8776 1972

Application Information

FSRs are two-wire devices with a resistance that depends on applied force.

For specific application needs please contact Interlink Electronics support team. An integration guide is also available.

For a simple force-to-voltage conversion, the FSR device is tied to a measuring resistor in a voltage divider configuration (see Figure 3). The output is described by the equation:

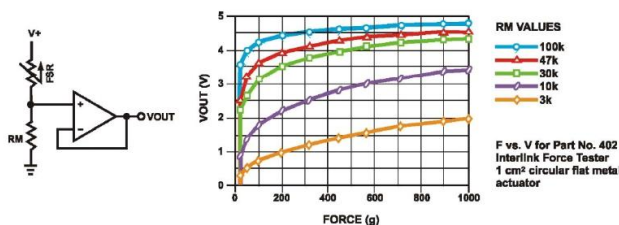
$$V_{OUT} = \frac{R_M V +}{(R_M + R_{FSR})}$$

In the shown configuration, the output voltage increases with increasing force. If R_{FSR} and R_M are swapped, the output swing will decrease with increasing force.

The measuring resistor, R_M , is chosen to maximize the desired force sensitivity range and to limit current. Depending on the impedance requirements of the measuring circuit, the voltage divider could be followed by an op-amp.

A family of force vs. V_{OUT} curves is shown on the graph below for a standard FSR in a voltage divider configuration with various R_M resistors. A (V+) of +5V was used for these examples.

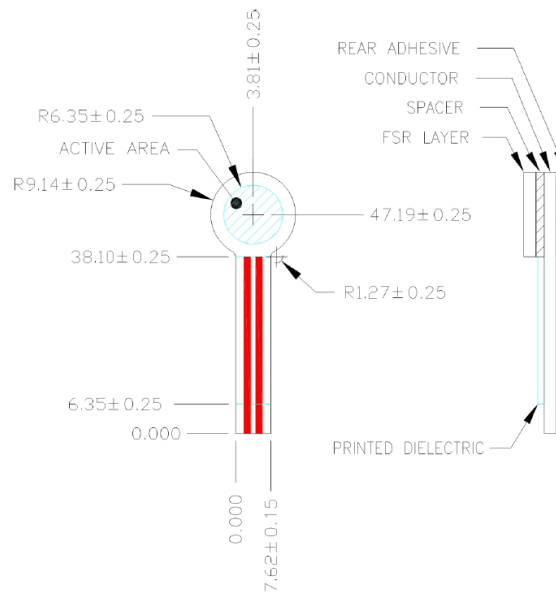
Figure 3



Part No. 402

- Active Area: 12.7mm
- Nominal thickness: 0.55 mm

Mechanical Data



Anexo 8: Algoritmo de programación para el dispositivo TinyS3

```
#include <WiFi.h>
#include <SPI.h>
#include <PubSubClient.h>
#include <esp_now.h>
#include <UMS3.h>
#include <math.h>
#include <Arduino.h>
#include <ArduinoJson.h>
#include "esp_adc_cal.h"
#include <WiFiManager.h>

//PLANTILLA DERECHA
// Definimos los pines a utilizar para cada sensor de la plantilla derecha
#define S1 3
#define S2 8
#define S3 2
#define S4 6
#define S5 1
#define S6 4
#define S7 7

// Variables para comunicación WIFI y MQTT
static const char* ssid = " ";
static const char* password = " ";
const char* mqttServer = "XX.XX.XX.XX";
const int mqttPort = 1883;
unsigned int readingId = 0;
// Variables para MQTT
bool isRunning = false; // Variable para controlar el estado de la toma de lecturas
// Variables para almacenar los objetos JSON como cadenas de texto
String jsonStrDerecha;
String jsonStrBateria;
char jsonStrBateria2[10]; // String buffer for battery right
// Instanciar librerías
UMS3 ums3;
WiFiClient espClient;
PubSubClient client(espClient);
unsigned long lastMsg = 0;
int value = 0;

// Estructura para almacenar los datos de los sensores
typedef struct struct_message {
    float D1 = 0.0;
    float D2 = 0.0;
    float D3 = 0.0;
    float D4 = 0.0;
```

```

float D5 = 0.0;
float D6 = 0.0;
float D7 = 0.0;
float bateria2 = 0.0;
int readingId;
} struct_message;

struct_message localReadings;

void reconnect() {
while (!client.connected()) {
Serial.print("Attempting MQTT connection...");
String clientId = "ESP32Client-";//Create a random client ID
clientId += String(random(0xffff), HEX);
// Attempt to connect
if (client.connect(clientId.c_str())) {
Serial.println("connected");
// Once connected, publish an announcement...
client.publish("plantillas/estado2", "Derecha Conectada");
// ... and resubscribe
client.subscribe("plantillas/datos/derecha");
} else {
Serial.print("failed, rc=");
Serial.print(client.state());
Serial.println(" try again in 5 seconds");
// Wait 5 seconds before retrying
delay(5000);
}
}
client.subscribe("plantillas/startstop");
}

void callback(char* topic, byte* payload, unsigned int length) {
// Convertir el payload a una cadena de caracteres
payload[length] = '\0'; // Agregar el carácter nulo de terminación
String message = String((char*)payload);
// Verificar si el mensaje es "start" o "stop"
if (message == "start") {
isRunning = true;
Serial.println("Toma de lecturas iniciada");
}
else if (message == "stop") {
isRunning = false;
Serial.println("Toma de lecturas detenida");
}
}

void setup() {

```

```

Serial.begin(115200);
ums3.begin();
setup_wifi();
//MQTT Config
client.setServer(mqttServer, mqttPort);
client.setCallback(callback);
}

void setup_wifi() {
  delay(10);
  WiFiManager wifiManager;
  // Descomenta la siguiente línea para restaurar la configuración de fábrica de WiFi
  // wifiManager.resetSettings();
  WiFi.mode(WIFI_STA);
  WiFi.begin(ssid, password);
  //check wi-fi is connected to wi-fi network
  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    delay(500);
    Serial.println("Setting as a Wi-Fi Station..");
  }
}

void loop() {
  long now = millis();
  if (now - lastMsg > 1000) {
    lastMsg = now;
    if(isRunning) {
      sensoresderecha();
      crearbuffers();
      printlocalReadings();
      client.publish("plantillas/datos/derecha", jsonStrDerecha.c_str());
      client.publish("plantillas/bateria2", jsonStrBateria.c_str());
    }
  }
  if (!client.connected()) {
    reconnect();
  }
  client.loop();
}

void sensoresderecha() {
  localReadings.D1=leersensor(S1,calibrarA401);
  localReadings.D2=leersensor(S2,calibrarA201);
  localReadings.D3=leersensor(S3,calibrarFSR402);
  localReadings.D4=leersensor(S4,calibrarFSR402);
  localReadings.D5=leersensor(S5,calibrarFSR402);
  localReadings.D6=leersensor(S6,calibrarFSR402);
  localReadings.D7=leersensor(S7,calibrarA401);
  localReadings.bateria2 = ums3.getBatteryVoltage();
}

```

```

    localReadings.readingId = readingId++;
}
//funcion de lectura de los sensores
float leersensor(int sensorNumber, float (*funcCalibracion)(float)) {
    // Code to read sensor data based on sensor
    int resultSensor = 0;
    resultSensor = analogRead(sensorNumber);
    float valorSensor = 0.0;
    valorSensor = readADC_Cal(resultSensor)/1000.0;
    float valorCalibrado = funcCalibracion(valorSensor);
    char buffer[8];
    dtostrf(valorCalibrado, 7, 2, buffer);
    float valorFormateado = atof(buffer); // Convertir el valor formateado nuevamente
a float
    return valorFormateado;
}
//funciones de calibracion sensores
float calibrarA401(float lectura) {
    float a = 17.13; // Coeficiente 'a' de la ecuación polinomial
    float b = 89.566; // Coeficiente 'b' de la ecuación polinomial
    float c = -193.52;
    float d = 208.22; // Coeficiente 'c' de la ecuación polinomial
    float calibrado = a * pow(lectura, 4) + b * pow(lectura, 3) + c * pow(lectura, 2) + d
* lectura;
    return calibrado;
}
float calibrarA201(float lectura) {
    float a = -13172; // Coeficiente 'a' de la ecuación de calibración
    float b = 18756; // Coeficiente 'b' de la ecuación de calibración
    float c = -6344.6; // Coeficiente 'c' de la ecuación de calibración
    float d = 1492.8; // Coeficiente 'd' de la ecuación de calibración
    float e = 1.323; // Coeficiente 'e' de la ecuación de calibración

    float calibrado = a * pow(lectura, 4) + b * pow(lectura, 3) + c * pow(lectura, 2) + d
* lectura + e;
    return calibrado;
}
float calibrarFSR402(float lectura) {

    float a = 5.361; // Coeficiente 'a' de la ecuación de calibración
    float b = -16.974; // Coeficiente 'b' de la ecuación de calibración
    float c = 17.689; // Coeficiente 'c' de la ecuación de calibración
    float d = 0.0507; // Coeficiente 'd' de la ecuación de calibración

    float calibrado = a * pow(lectura, 3) + b * pow(lectura, 2) + c * lectura + d ;
    return calibrado;
}

void crearbuffers(){

```

```

    dtostrf(localReadings.bateria2, 4, 2, jsonStrBateria2); // Format battery value 1 to
    %4.2f
    // Crear un objeto JSON para el mensaje de la plantilla derecha
    DynamicJsonDocument jsonBufferDerecha(512);
    jsonBufferDerecha["id"] = localReadings.readingId;
    jsonBufferDerecha["D1"] = localReadings.D1;
    jsonBufferDerecha["D2"] = localReadings.D2;
    jsonBufferDerecha["D3"] = localReadings.D3;
    jsonBufferDerecha["D4"] = localReadings.D4;
    jsonBufferDerecha["D5"] = localReadings.D5;
    jsonBufferDerecha["D6"] = localReadings.D6;
    jsonBufferDerecha["D7"] = localReadings.D7;
    jsonStrDerecha = "";
    size_t n = measureJson(jsonBufferDerecha);
    if (n > 512) {
        Serial.println("Error: JSON Derecha buffer too small");
        return;
    }
    serializeJson(jsonBufferDerecha, jsonStrDerecha);

    // Crear un objeto JSON para el mensaje de la batería
    DynamicJsonDocument jsonBufferBateria(512);
    jsonBufferBateria["bat2(right)"] = jsonStrBateria2;
    jsonStrBateria = "";
    serializeJson(jsonBufferBateria, jsonStrBateria);
}
//funcion imprimir en el monitor serial los datos de los sensores de la plantilla derecha
void printLocalReadings() {
    Serial.printf("D1: %4.2f \t", localReadings.D1);
    Serial.printf("D2: %4.2f \t", localReadings.D2);
    Serial.printf("D3: %4.2f \t", localReadings.D3);
    Serial.printf("D4: %4.2f \t", localReadings.D4);
    Serial.printf("D5: %4.2f \t", localReadings.D5);
    Serial.printf("D6: %4.2f \t", localReadings.D6);
    Serial.printf("D7: %4.2f \t", localReadings.D7);
    Serial.printf("bateria1: %4.2f \t", localReadings.bateria2);
    Serial.printf("readingID value: %d \t", localReadings.readingId);
    Serial.println();
}
//funcion de calibracion del ADC
uint32_t readADC_Cal(int ADC_Raw) {
    esp_adc_cal_characteristics_t adc_chars;
    esp_adc_cal_characterize(ADC_UNIT_1, ADC_ATTEN_DB_11,
    ADC_WIDTH_BIT_12, 1100, &adc_chars);
    return(esp_adc_cal_raw_to_voltage(ADC_Raw, &adc_chars));
}

```