



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

SEDE QUITO

CARRERA DE MECATRÓNICA

**IMPLEMENTACION DE DOS PLANTILLAS BASADAS EN SENSORES DE PRESION
PARA DETECCION DE PROBLEMAS EN MARCHA HUMANA**

Trabajo de titulación previo a la obtención del
Título de Ingeniera en Mecatrónica

AUTOR: CAROLINA ESTEFANIA SUÁREZ COLLAGUAZO

TUTOR: ING. BYRON RICARDO ZAPATA CHANCUSIG

Quito – Ecuador

2024

I. CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUDITORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Carolina Estefanía Suárez Collaguazo con documento de identificación N° 1105692345; manifiesto que:

Soy la autora y responsable del presente trabajo; y, autorizo a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Quito, 29 de julio del año 2024

Atentamente,



Carolina Estefanía Suárez Collaguazo

1105692345

II. CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

Yo, Carolina Estefanía Suárez Collaguazo con documento de identificación N° 1105692345, expreso mi voluntad y por medio del presente documento cedo a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que soy autora del Dispositivo tecnológico: “Implementación de dos Plantillas Basadas en Sensores de Presión para Detección de Problemas en Marcha Humana”, el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniera en Mecatrónica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriores.

En concordancia con lo manifestado, suscribo este documento en el momento que hago la entrega del trabajo final en formato digital a la biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 29 de julio del año 2024

Atentamente,



Carolina Estefanía Suárez Collaguazo

1105692345

III. CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Byron Ricardo Zapata Chancusig con documento de identificación N°1723724876, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: IMPLEMENTACION DE DOS PLANTILLAS BASADAS EN SENSORES DE PRESION PARA DETECCION DE PROBLEMAS EN MARCHA HUMANA, realizado por Carolina Estefanía Suárez Collaguazo con documento de identificación N°1105692345, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Dispositivos tecnológicos que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 29 de julio del año 2024

Atentamente,



Ing. Byron Ricardo Zapata Chancusig MSC.

1723724876

IV. DEDICATORIA

A mis padres Fredy y Nancy, que fueron parte fundamental de mi carrera profesional y fueron un pilar en mi vida, brindándome todo su amor y apoyo incondicional en cada paso y proceso para cumplir con mis objetivos propuestos.

Son el claro ejemplo de superación, dedicación y esfuerzo que bajo trabajo duro se puede salir adelante y cumplir con el objetivo que uno se plantea.

También quiero agradecer a todo mi familia y amigos que me apoyaron, con sus palabras de aliento para no rendirme y seguir adelante.

(Suárez C.)

V. AGRADECIMIENTO

En primer lugar, quiero expresar mi más profundo agradecimiento a mis padres, amigos y conocidos por su invaluable apoyo durante mi travesía universitaria. Desde el primer día hasta el último, su amor incondicional, aliento constante y sacrificios han sido la fuerza impulsora detrás de mis logros. A mis padres, les debo todo; su respaldo financiero, sabios consejos y amor inquebrantable han sido mi roca durante los desafíos. A mis amigos y conocidos, gracias por ser mi familia lejos de casa, por compartir risas, estudios y momentos inolvidables. Su amistad y solidaridad han hecho que este viaje sea memorable y significativo. Sin su apoyo, no habría alcanzado este hito en mi vida. Estoy eternamente agradecido por cada uno de ustedes.

También quiero expresar mi más sincero agradecimiento a los ingenieros por todo el conocimiento y las experiencias que me han brindado a lo largo de estos últimos años en la universidad. Su dedicación, paciencia y pasión por la ingeniería han sido una fuente de inspiración constante para mí. Su influencia ha sido fundamental en mi formación y siempre llevaré con gratitud todo lo que he aprendido de ustedes.

(Suarez C.)

ÍNDICE DE CONTENIDO

I. CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUDITORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN.....	I
II. CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA	II
III. CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN.....	III
IV. DEDICATORIA.....	IV
V. AGRADECIMIENTO	V
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	VI
ÍNDICE DE FIGURAS.....	XI
ÍNDICE DE TABLAS.....	XIV
RESUMEN.....	XV
ABSTRACT.....	XVI
PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	1
JUSTIFICACIÓN.....	2
OBJETIVOS.....	3
OBJETIVO GENERAL.....	3
OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	3
CAPÍTULO I.....	4
MARCO TEÓRICO	4
1.1 Biomecánica clínica de las patologías.....	4
1.1.1 ¿Qué es la biomecánica?.....	4
1.2 Biomecánica de la marcha humana normal.....	4

1.3	El ciclo de la marcha	5
1.3.1	Períodos de la marcha	5
1.3.2	Recepción de la carga	6
1.3.3	Apoyo monopodal.....	7
1.3.4	Avance de la extremidad inferior.....	7
1.4	Puntos de presión	9
1.5	Problemas o anomalías de la marcha humana.....	10
1.5.1	La marcha en el daño cerebral adquirido	10
1.5.2	La marcha en las principales enfermedades neurodegenerativas	12
1.5.3	La marcha en la lesión medular	13
1.5.4	La marcha en la parálisis cerebral.....	13
1.5.5	La marcha en las enfermedades neurológicas periféricas y de la placa motora y en las miopatías.....	14
1.6	Evaluaciones clínicas	15
1.7	Equipo para analizar la marcha	16
1.7.1	Plataformas de fuerza.....	16
1.7.2	Cámara de alta velocidad	18
1.7.3	Electromiografía de la marcha humana	19
1.7.4	Acelerómetro.....	20
1.8	Plantillas instrumentadas para medir la presión.....	21
1.9	Instrumentos empleados en la adquisición de señales de presión	23
1.9.1	Sensores de fuerza o presión FSR 402.....	23
1.9.2	ESP32 s2 mini.....	24
CAPÍTULO II		27

ANÁLISIS Y SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS	27
2.1 Alternativas de solución mecánica.....	27
2.1.1 Alternativa 1.....	27
2.1.2 Alternativa 2.....	28
2.1.3 Alternativa 3.....	28
2.1.4 Sistema de calificación de criterios de diseño mecánico	29
2.1.5 Análisis de alternativas de diseño mecánico.....	30
2.2 Alternativas de material	31
2.2.1 Alternativa material poliuretano termoplástico	31
2.2.2 Alternativa material espuma de polietileno de alta densidad.....	32
2.2.3 Análisis de alternativa para materiales	33
2.3 Alternativas de galgas extensiométricas	34
2.3.1 Sensor de fuerza o presión FSR 402.....	34
2.3.2 Sensores de presión piezoeléctricos.....	35
2.3.3 Sistema de calificación para galgas extensiométricas	36
2.3.4 Análisis de alternativas para galgas extensiométricas	36
2.4 Alternativas de controladores.....	37
2.4.1 Esp32 s2 mini.....	37
2.4.2 Arduino Mega 2560	38
2.4.3 Arduino Due.....	38
2.4.4 Sistema de calificaciones para controladores	39
2.4.5 Análisis de alternativas para controladores.....	40
CAPÍTULO III.....	42
DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN	42

3.1	Diseño de las platillas.....	42
3.2	Diseño del prototipo.....	44
3.3	Confección de las plantillas.....	45
3.4	Cálculo y selección de equipos	46
3.4.1	Cálculo de fuerza	46
2.1.1	Factor de Seguridad	46
3.5	Simulación de la estructura en el software SolidWorks utilizando un mallado flexible	47
3.5.1	Simulación de la estructura.....	47
3.6	Diseño del circuito eléctrico para adquisición de señal de presión.....	49
3.6.1	Curva de resistencia vs fuerza del sensor FSR 402	49
3.6.2	Cálculo del divisor de tensión.....	50
3.6.3	Cálculo de corriente	51
3.6.4	Sistema eléctrico para la adquisición de datos.....	52
3.6.5	Cálculo de consumo y duración de batería	53
3.7	Diagrama de flujo del sistema de funcionamiento de la ESP32	54
3.8	Diseño de interfaz para la adquisición de datos del Esp32	57
3.8.1	Diagrama de flujo de la función del HTML	58
3.9	Diseño de la red neuronal.....	61
3.9.1	Arquitectura de la red neuronal.....	61
3.9.2	Datos de entrenamiento de la red neuronal.....	63
3.9.3	Curvas de precisión y pérdidas	63
CAPÍTULO IV		65
ANÁLISIS Y RESULTADOS.....		65
4.1	Resultados de las pruebas.....	65

4.1.1	Prueba de la calibración de los sensores	65
4.1.2	Obtención de datos de sensores durante la marcha.....	66
4.1.2.1.	Adquisición de señales para una persona de 80Kg.....	66
4.1.2.2.	Adquisición de señales para una persona de 58Kg.....	68
4.1.2.2.	Adquisición de señales para una persona de 75Kg.....	69
4.1.3	Gráfica de señales de marcha de personas sanas y enfermas.....	71
4.1.4	Clasificación de marcha mediante la red neuronal	74
4.2	Discusión de resultados.....	76
4.3	Costos de diseño y construcción	77
4.3.1	Costo elementos mecánicos	77
4.3.2	Costos elementos eléctricos	78
4.3.3	Mano de obra	79
4.3.4	Costo total de las plantillas basadas en sensores de presión para la detección de problemas en marcha humana.....	79
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....		81
CONCLUSIONES		81
RECOMENDACIONES.....		82
BIBLIOGRAFÍA.....		83
ANEXOS.....		87
ANEXO 1.....		87
ANEXO 2.....		88
ANEXO 3.....		92
ANEXO 4.....		92
ANEXO 5.....		93

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. El ciclo de los dos choques de talón de un mismo lado [4].....	5
Figura 2. Fases de la marcha humana [5].	6
Figura 3. A) Contacto inicial, B) Respuesta a la carga [4].	7
Figura 4. Ciclo de la marcha [5].	8
Figura 5. Puntos de presión [5].	10
Figura 6. Marcha hemiparética [5].	11
Figura 7. Marcha espástica [6].	12
Figura 8. Marcha neuropática [12].	14
Figura 9. Marcha pato [12].	15
Figura 10. Plataforma de fuerza [15].	17
Figura 11. Cámara de alta velocidad [16].	18
Figura 12. Electromiografía (EMG) [5].	20
Figura 13. Acelerómetro en una persona [10].	21
Figura 14. Distribución de presión en la planta del pie [17].	21
Figura 15. Modelo de plantilla Novel [17].	22
Figura 16. Modelo de plantilla Moticon [17].	22
Figura 17. Modelo de plantilla Biofoot [17].	23
Figura 18: Galga extensiométrica resistiva [15].	24
Figura 19. ESP32 S2 mini [20].	26

Figura 20. Sensor de posicionado en 4 puntos del pie.....	27
Figura 21. Sensor de posicionado en 8 puntos del pie [21].....	28
Figura 22. Sensor de posicionado en 16 puntos del pie [22].....	29
Figura 23. Sensores de fuerza o presión FSR 402 [18].	35
Figura 24. Sensores de presión piezoeléctrico [25].....	35
Figura 25. ESP32 s2 mini [20].....	38
Figura 26. Placa Arduino Mega 2560 [27].	38
Figura 27. Placa de Arduino Due [27].....	39
Figura 28. Medidas para las plantillas.	42
Figura 29. Diseño de las plantillas para detección de problemas en marcha humana.	44
Figura 30. Sección trasera de las plantillas (a) y la sección frontal de las plantillas (b).	45
Figura 31. Análisis estático en tensión.	48
Figura 32. Análisis de Desplazamiento.	48
Figura 33. Análisis del Factor de seguridad.	49
Figura 34. Curva característica del sensor FSR 402 resistencia vs fuerza [18].....	50
Figura 35. Divisor de tensión.....	50
Figura 36. Diagrama eléctrico.	52
Figura 37. Diagrama de flujo de función de la esp32.....	55
Figura 38. Interfaz gráfica para adquisición de señales.....	57
Figura 39. Función del HTML.....	59
Figura 40. Estructura de la red neuronal.....	61
Figura 41. Curva de accurac y loss.....	64
Figura 42. Pasarela de 5 metros.....	66
Figura 43. Gráfica de pisada de masa real 80 Kg.	67

Figura 44. Presión individual de los sensores.....	67
Figura 45. Gráfica de pisada de masa real 58 Kg.	68
Figura 46. Presión individual de los sensores.....	69
Figura 47. Gráfica de pisada de masa real 75Kg.	69
Figura 48. Presión individual de los sensores.....	70
Figura 49. Gráfica de pisada de masa real 70 Kg	70
Figura 50. Presión individual de los sensores.....	71
Figura 51. Proceso de prueba en la pasarela con una persona sana.....	72
Figura 52. Gráfica de señales de los sensores.....	72
Figura 53. Proceso de prueba en la pasarela con una persona enferma.....	73
Figura 54. Gráfica de señales de los sensores.....	73
Figura 55. Gráfica de una persona sana.....	74
Figura 56. Gráfica de una persona enferma.....	75

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Clasificación de criterios de diseño mecánico.	29
Tabla 2. Calificación de alternativas del diseño mecánico.	30
Tabla 3. Propiedades del poliuretano termoplástico [24].	31
Tabla 4. Propiedades del polietileno de elevada densidad.	33
Tabla 5. Sistema de calificación de alternativas para materiales.	33
Tabla 6. Sistema de calificación de criterios para alternativas de galgas extensiométricas.	36
Tabla 7. Calificación de alternativas para galga extensiométricas.	36
Tabla 8. Sistema de calificación de alternativas para controlador.	39
Tabla 9. Alternativas para calificación de controladores.	40
Tabla 10. Medidas de para la construcción de las plantillas.	43
Tabla 11. Características físicas.	43
Tabla 12. Partes de las plantillas.	44
Tabla 13. Material de las plantillas.	45
Tabla 14. Componentes utilizados para la adquisición de datos de las plantillas.	53
Tabla 15. Calibración de los sensores.	65
Tabla 16. Métricas obtenidas de una persona sana.	74
Tabla 17. Métricas obtenidas de una persona enferma.	75
Tabla 18. Resumen de medición de pie derecho.	76
Tabla 19. Resumen de medición del pie izquierdo.	76
Tabla 20. Costos para la construcción mecánica.	77
Tabla 21. Costos para la construcción eléctrica.	78
Tabla 22. Costos de la mano de obra.	79
Tabla 23. Costo total.	80

RESUMEN

El presente documento está enfocado en la implementación de dos plantillas basadas en sensores de presión para detección de problemas en marcha humana, con la finalidad de mejorar la detección de anomalías en la marcha.

Para la implementación de dos plantillas basadas en sensores de presión para detección de problemas en marcha humana se inició con el análisis del estado del arte basándose en estudios de la marcha humana indagando en bibliografías para obtención de parámetros de construcción.

Por medio del software CAD se diseñó los elementos mecatrónicos de las plantillas para la adquisición y el procesamiento de las señales en diferentes puntos de presión, el proceso de simulación de los elementos que componen dichas plantillas se llevó a cabo recuperando datos recompilados de las plantillas y desarrollando un algoritmo de inteligencia artificial.

Para la comprobación de su correcto funcionamiento de las plantillas de detección de problemas en la marcha, se realizaron numerosas pruebas de funcionamiento, en las que participaron diferentes personas.

Palabras claves: Plantillas, CAD, Microcontrolador, Arduino, Datos, Algoritmo, Mecatrónica.

ABSTRACT

This paper is focused on the implementation of two templates based on pressure sensors for human gait problem detection, in order to improve the detection of gait anomalies.

For the implementation of two templates based on pressure sensors for the detection of problems in human gait, we started with the analysis of the state of the art based on studies of human gait by researching in bibliographies to obtain construction parameters.

By means of CAD software, the mechatronic elements of the templates were designed for the acquisition and processing of signals at different pressure points. The simulation process of the elements that make up the templates was carried out by retrieving recompiled data from the templates and developing an artificial intelligence algorithm.

In order to verify the correct functioning of the gait detection templates, numerous functional tests were carried out with the participation of different people.

Keywords: Templates, CAD, Microcontroller, Arduino, Data, Algorithm, Mechatronics.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

PROBLEMA DE ESTUDIO

En el país existen trastornos en la marcha las cuales son alteraciones de la forma de caminar, por lo general un cambio se da debido a lesiones o enfermedades en la médula espinal, el cerebro, las piernas o los pies, las cuales pueden contribuir a la velocidad lenta de la marcha y a la pérdida de regularidad, simetría o sincronía y movimiento corporal [1].

Muchos de los tipos diferentes de anomalías o trastornos de la marcha ocurren sin control humano. La mayoría, pero no todos, están relacionados con alguna condición física [2].

Algunas anomalías de la marcha se conocen por su nombre:

- Marcha festinante: una postura rígida y encorvada con la cabeza y el cuello inclinados hacia adelante.
- Marcha en tijera: piernas ligeramente dobladas en las caderas y las rodillas, como en una sentadilla, con las rodillas y las piernas golpeando o cruzando en un movimiento similar al de una tijera.
- Marcha espástica: caminar rígido con pies en arrastre causado por la contracción muscular prolongada en un lado.
- Marcha en estepaje: caída del pie que cuelga con los dedos apuntando hacia abajo y provocando que estos raspen el piso al caminar, lo cual requiere que la persona levante la pierna más alto de lo normal al caminar.
- Marcha de pato: caminar similar a un pato que puede presentarse en la niñez o posteriormente en la vida.
- Marcha atáxica o de base amplia: pies muy separados con sacudidas irregulares o pataleos al tratar de caminar.
- Marcha apráxica (magnética): pies plantados como si estuvieran pegados al suelo.

En la actualidad existen diversos dispositivos que permiten determinar anomalías en la marcha, estos dispositivos son costosos y necesitan del estudio de profesionales en el área. Además, se han

desarrollado diversas investigaciones en las cuales se demuestra que mediante la aplicación de inteligencia artificial a los datos de la marcha se puede predecir diferentes patologías, pero aún sigue en investigación la aplicación de predicción de problemas en la marcha con dispositivos de bajo costo que sean accesibles para las personas.

JUSTIFICACIÓN

Sobre los pies se distribuye la carga corporal en contacto con el suelo, permitiendo el equilibrio y realizar la marcha, medir estas cargas o presiones plantares es relevante, ya que estudios realizados han demostrado que estas presiones plantares tiene relación con la función del pie, tanto en condiciones normales como patológicas.

Considerando que existe un número importante de pacientes que podrían ser beneficiarios de la utilización de una plantilla instrumentada en una evaluación de presión plantar, se propone el diseño y construcción de un sistema de plantilla instrumentada de bajo costo, de fácil mantenimiento, con tecnología propia y materiales accesibles.

En la actualidad el diseño de plantillas inteligentes a través de sensores permite medir la presión de la planta del pie y analizar la marcha de una forma más precisa con los datos obtenidos.

Por lo cual en este proyecto se plantea el diseño de dos plantillas, acopladas a un microcontrolador para la adquisición y procesamiento de las señales provenientes de la plantilla. Con las señales obtenidas se diseñará un algoritmo basado en inteligencia artificial para la predicción de problemas en la marcha. Finalmente, se realizarán pruebas de funcionamiento en personas en condiciones normales, y con ciertos problemas en la marcha para validar la predicción del algoritmo. El desarrollo de este proyecto permitirá detectar anomalías en la marcha con la intención de mejorar el estilo de vida de las personas.

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Implementar dos plantillas basadas en sensores de presión para la detección de problemas en marcha humana.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Analizar el estado del arte referente al estudio de la marcha humana mediante indagación bibliográfica para la obtención de parámetros de construcción.
- Diseñar los elementos mecatrónicos de las plantillas para la adquisición y el procesamiento de las señales en diferentes puntos de presión.
- Desarrollar un algoritmo basado en inteligencia artificial mediante el conjunto de datos recolectados de las plantillas para la detección de problemas en marcha humana.
- Realizar pruebas del algoritmo y del equipo mediante la participación de diferentes personas para la validación de su funcionamiento.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

El primer capítulo se caracteriza la justificación teórica a través de analizar el estado del arte referente al estudio de la marcha humana mediante indagación bibliográfica para la obtención de parámetros de construcción, que facilite la comprensión de los conceptos fundamentales del tema abordado para la elaboración del proyecto de titulación.

1.1 Biomecánica clínica de las patologías

1.1.1 ¿Qué es la biomecánica?

La biomecánica es una ciencia que se enfoca en la aplicación de las leyes mecánicas a las estructuras y seres vivos, examinando fuerzas mecánicas para producir movimiento. A diferencia de su contraparte médica, la biomecánica también evalúa soluciones destinadas a reparar o paliar patologías corporales existentes [3].

1.2 Biomecánica de la marcha humana normal

La marcha humana se caracteriza por el uso intercalado de las extremidades para proporcionar apoyo y empuje al cuerpo humano mediante la conexión con el suelo, en algunos momentos utilizando un pie y en otros ambos. Esta locomoción bípeda es propia del ser humano.

- Sistema de locomoción: Compuesta por las extremidades inferiores y la pelvis, esta unidad es responsable de desplazar hacia adelante las demás estructuras del cuerpo humano [4].
- Unidad pasajera: Compuesta por la cabeza, el tronco y las extremidades superiores, es “llevada” por la unidad locomotora. Aunque se trate de una unidad funcional más pasiva, constituye un factor crucial para la marcha humana, ya que su peso representa aproximadamente el 70% del peso corporal total [4].

El cuerpo del humano se mueve rítmicamente para mantener la estabilidad y controlar la transferencia de peso, al mismo tiempo que se conserva la energía y se absorbe la fuerza de reacción del suelo. Además, debido a la significativa variabilidad entre individuos, es necesario

tomar en cuenta diversos factores que pueden influir en la marcha humana, como la antropometría, la edad, el género, los aspectos culturales, aspecto cognitivo y psicológico [4].

1.3 El ciclo de la marcha

El ciclo de la marcha se describe como la serie de eventos que ocurre entre dos contactos sucesivos del mismo pie con el suelo, este contacto suele ocurrir generalmente con el talón en el individuo sin afecciones. Para la evaluación del ciclo de la marcha se debe tomar como referencia a una de las extremidades inferiores [3]. Durante la marcha, cada miembro alternativamente cumple con las funciones de estabilidad y propulsión mientras el otro progresa hacia delante. Esta secuencia se lleva a cabo en ambos miembros cíclicamente. Se repiten una serie de eventos sucesivos en ambas extremidades por igual según lo representado en la Figura 1.

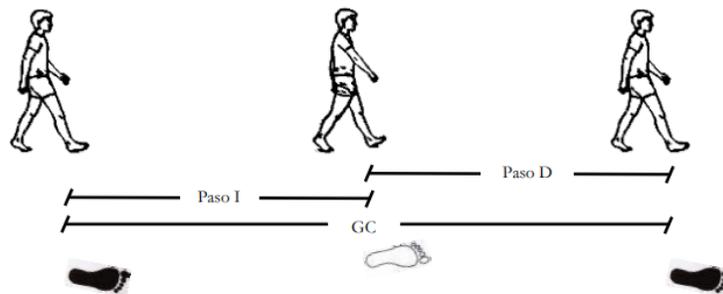


Figura 1. El ciclo de los dos choques de talón de un mismo lado [4].

1.3.1 Períodos de la marcha

El período de la marcha se clasifica en dos amplias fases:

- **Periodo de apoyo:** Se genera cuando está en contacto el pie con el suelo.
- **Intervalo de oscilación:** Este período sucede cuando existe un solo contacto del pie con el suelo o el otro pie queda en de manera aérea.

Dentro de estos dos grandes periodos se desglosan ocho subfases, las cuales tienen una finalidad funcional y un esquema determinado de movimiento que deben cumplirse [5]. Estas fases, cuando se combinan, permiten que la extremidad inferior realice tres funciones esenciales: recibir la carga,

sostener el peso en un solo pie y mover el miembro inferior hacia adelante, como se ilustra en la Figura 2.

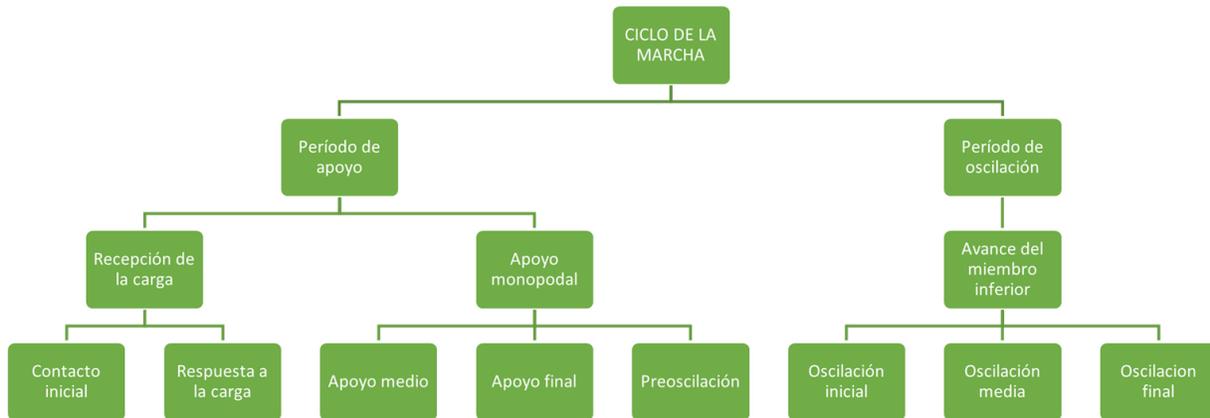


Figura 2. Fases de la marcha humana [5].

1.3.2 Recepción de la carga

Abarca la tarea más exigente en términos funcionales dentro del ciclo de la marcha, incluyendo tres patrones esenciales: la observación del impacto del talón, la estabilidad del miembro y el mantenimiento de la progresión. La dificultad se manifiesta en la repentina transferencia de peso a la extremidad inferior después de su oscilación, lo cual genera una alineación inestable [5]. Esta tarea se compone de dos fases:

- **Fase de contacto preliminar (0-2%):** Es el instante en el que el pie hace contacto con el suelo, generalmente a través del talón en una superficie plana. La configuración de las articulaciones en este punto es crucial, ya que define el patrón de respuesta a la carga, tal como se ilustra en la Figura 3.
- **Fase de reacción ante la carga (2-10%):** La fase inicial del periodo de doble apoyo corresponde al primer instante en el que se transfiere el peso de una extremidad a otra y el pie contacta completamente con el suelo, como se muestra en la Figura 3.

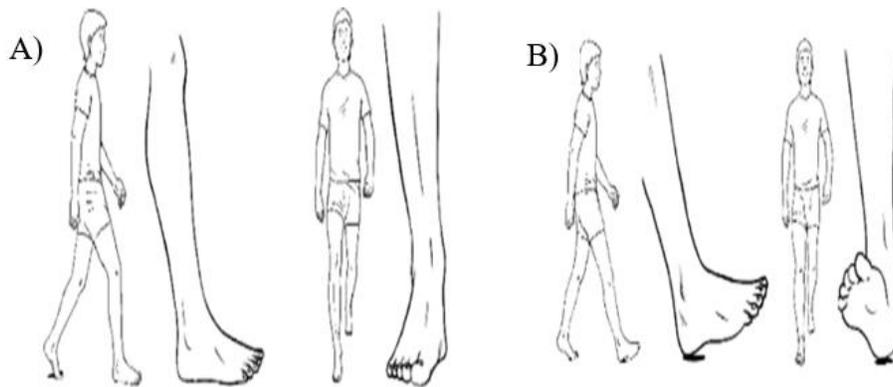


Figura 3. A) Contacto inicial, B) Respuesta a la carga [4].

1.3.3 Apoyo monopodal

Cuando el miembro contralateral inicia la oscilación, la extremidad de referencia toma la responsabilidad de soportar el peso corporal y asegurar la continuidad del movimiento, lo cual demanda una buena estabilidad tanto de los miembros como del tronco. Este proceso se divide en dos fases.:

- **Fase de apoyo intermedio (10-30%):** Representa la primera mitad del periodo de apoyo monopodal, comenzando con el despegue del pie contralateral y continuando hasta que el peso corporal se alinea con el antepié del pie de referencia. En esta fase se generan la mayoría de las reacciones de estabilización necesarias para mantener el apoyo monopodal, mientras el cuerpo se proyecta hacia adelante [6].
- **Fase de apoyo conclusivo (30-50%):** Al completar el período de apoyo monopodal, comienza el despegue del talón y termina con el contacto del talón del pie opuesto. Durante esta fase, el peso del cuerpo se traslada hacia el antepié.

1.3.4 Avance de la extremidad inferior

El área funcional encargada del despegue de la extremidad inferior desde el suelo para lograr la progresión propia y del tronco hacia adelante se representa. Esta zona consta de dos etapas claves: la aceleración, que incluye las fases de preoscilación y oscilación inicial; y la desaceleración, representada por la fase final de oscilación, que a su vez se divide en cuatro fases específicas:

- **Fase de oscilación previa (50-60%):** La transición entre el periodo de apoyo y el de oscilación comienza con el impacto del talón del pie contralateral y termina cuando el pie homolateral despega. Durante este momento, se experimenta un apoyo bipodal o doble apoyo, caracterizado por una intensa transferencia del peso corporal desde la extremidad que iniciará la oscilación hacia la extremidad contralateral [5].
- **Fase del movimiento oscilatorio inicial (61-73%):** La primera fase de la oscilación se inicia cuando el pie se eleva del suelo y concluye al alinearse con el pie opuesto, que permanece en contacto con el suelo [5].
- **Fase de oscilación media (73-87%):** Pertenece a la segunda fase de la oscilación. Esta etapa concluye cuando la tibia de la pierna en movimiento alcanza una posición vertical, adelantando a la pierna que está en apoyo. [4].
- **Fase del último rango de oscilación (87-100%):** Este segmento corresponde al tercio final del ciclo de la oscilación. Comienza cuando la tibia se encuentra en posición vertical y concluye al momento en que el pie hace contacto con el suelo [4].

En la siguiente Figura 4 se representa de forma gráfica el ciclo de la marcha humana.

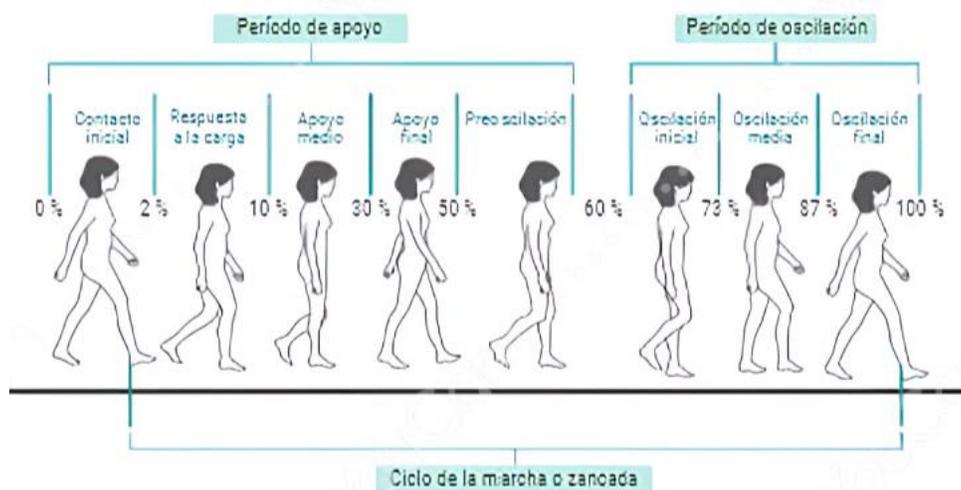


Figura 4. Ciclo de la marcha [5].

1.4 Puntos de presión

Se entiende por puntos de presión con relación al suelo a las áreas del pie que aguantan la mayor carga corporal durante el acto de estar de pie o andar. La ubicación exacta y magnitud de estos puntos varían dependiendo de lo que se esté haciendo [7].

Al levantarse, los principales puntos de apoyo son el talón y la parte frontal del pie ("antepié"), siendo el primero responsable principalmente de sostener el peso, mientras que el segundo colabora con la progresión hacia adelante mediante una especie de impulsor biomecánico.

A medida se camina, la asignación de peso entre los puntos de presión experimenta cambios. Aunque el talón y el antepié continúan siendo los principales puntos de apoyo, también se agrega una porción del peso corporal al arco del pie.

Generalmente, durante la marcha normal los puntos de presión de la planta del pie en el suelo son los siguientes:

- **Talón:** El talón es el punto de presión más importante del pie. Es el punto de apoyo principal del pie y soporta la mayor parte del peso del cuerpo [8].
- **Antepié:** El antepié se ubica en la zona frontal del pie, abarcando tanto los dedos como sus bases. Esta sección es crucial para sostener una porción del peso corporal y desempeña un papel importante en el impulso del cuerpo durante el movimiento hacia adelante [8].
- **Arco:** El arco es la curvatura que se forma en el medio del pie. El arco ayuda a amortiguar el impacto y proporciona estabilidad al pie [8].
- **Cabeza del metatarsiano:** La cabeza del metatarsiano es la parte superior de los huesos largos que se encuentran en la parte delantera del pie. La cabeza del metatarsiano soporta parte del peso del cuerpo y ayuda a impulsar el cuerpo hacia adelante [8].

La siguiente Figura 5 representa los 4 puntos de presión respecto al suelo.

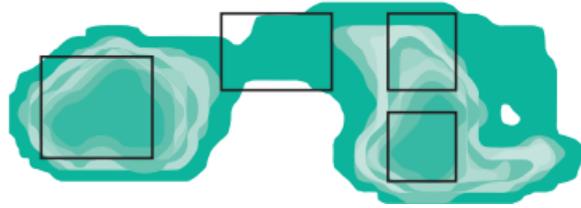


Figura 5. Puntos de presión [5].

La distribución del peso en los puntos de presión es crucial para la salud del pie. Una incorrecta distribución del peso puede desencadenar diversas afecciones en los pies, entre las cuales se destaca la deformación podal.

1.5 Problemas o anomalías de la marcha humana

Las irregularidades o complicaciones en la marcha humana son aquellas alteraciones que afectan el movimiento del individuo y pueden surgir como resultado de lesiones o patologías en diferentes partes del cuerpo, tales como la médula espinal, cerebro, piernas o pies. Dichos cambios tienen un efecto negativo sobre la sincronización, simetría, regularidad y velocidad de los movimientos corporales durante el proceso de caminar [9].

1.5.1 La marcha en el daño cerebral adquirido

El daño cerebral adquirido provoca un significativo deterioro en la salud y la calidad de vida tanto de los afectados como de sus familias. Uno de los principales factores discapacitantes para la persona con daño cerebral adquirido es la modificación del equilibrio y su patrón de marcha, como consecuencia de las afecciones de los mecanismos intrínsecos que la regulan [10].

Las neuronas responsables del inicio de la actividad muscular voluntaria se localizan en la corteza motora cerebral. La persona con daño cerebral adquirido presentará diferentes patrones de marcha según su afectación neurológica, los siguientes son algunos de los patrones de marcha más comunes en las personas con daño cerebral adquirido:

- **Marcha hemiparética:** La marcha hemiparética, también llamada marcha del segador es un trastorno de la marcha causado por una lesión unilateral de la vía piramidal, que es la

vía principal eferente (aquello que se aleja del centro) del sistema nervioso central. Esta lesión puede ser el resultado de una variedad de afecciones, como hemiplejías congénitas, hemiplejías progresivas o hemiplejías agudas causadas por problemas vasculares, traumáticos o inflamatorios, como se evidencia en la Figura 6 [10].



Figura 6. Marcha hemiparetica [5].

- **Marcha atáxica:** La marcha atáxica puede ser un síntoma presente en diversas condiciones, como accidentes cerebrovasculares, tumores cerebrales, esclerosis múltiple y otras enfermedades neurológicas [10]. Las personas que presentan una atáxica cerebelosa destaca la marcha inestable, con pasos irregulares, aumenta de la base de sustentación e incapacidad para desplazarse en línea recta.
- **Marcha espástica:** Debido a la gran hipertonia de los músculos aductores, las piernas se encuentran ligeramente flexionadas a la altura de las rodillas y se desplazan con una acusada aducción de los músculos. Esto causa una marcha con pasos cortos y rodillas cercanas entre sí, haciendo que las piernas tiendan a cruzarse al caminar, tal como se muestra en la Figura 7 [9].



Figura 7. Marcha espástica [6].

1.5.2 La marcha en las principales enfermedades neurodegenerativas

Los trastornos del control de la postura y la marcha en los pacientes con enfermedades neurológicas dificultan significativamente la realización de la mayoría de las tareas cotidianas. Por consiguiente, los profesionales de la salud deben reconocer y tratar estos problemas [6]. A continuación, se presentan algunos de los patrones de marcha más frecuentes en personas con enfermedades neurodegenerativas.:

- **La marcha en la enfermedad de párkinson:** La enfermedad está vinculada a un proceso degenerativo idiopático que afecta las vías dopaminérgicas. Se trata de una condición crónica, progresiva e irreversible que presenta síntomas tanto motores como no motores. El principal problema bioquímico es la disminución de la dopamina en la sustancia negra y en el núcleo estriado.
- **La marcha en la esclerosis múltiple:** La esclerosis múltiple es una patología inflamatoria del sistema nervioso central, comúnmente clasificada como autoinmune. Se trata de la segunda causa principal de discapacidad neurológica en adultos jóvenes, después de los accidentes de tráfico. Esta enfermedad suele manifestarse entre los 25 y 35 años y afecta predominantemente a mujeres. Su progresión es crónica, con un curso variable y a menudo impredecible.

- **La marcha en las demencias:** Se observa una disminución intelectual en comparación con el nivel previo, que generalmente es crónica, aunque no siempre irreversible ni progresiva. El Alzheimer es la principal causa de demencia neurodegenerativa a nivel mundial, y su prevalencia incrementa con la edad. En individuos con demencia, la forma de caminar está afectada en comparación con personas sanas. Esto se debe a la alteración del control cortical del movimiento, consecuencia de la afectación cognitiva. Evaluar y tratar adecuadamente los trastornos del movimiento es esencial para mejorar la calidad de vida de los pacientes y disminuir el riesgo de caídas y lesiones.

1.5.3 La marcha en la lesión medular

Un componente crucial de la rehabilitación de quienes han experimentado una lesión en la médula espinal es la terapia de marcha. La rehabilitación de la marcha puede incrementar la movilidad y el bienestar general de los pacientes, aunque los resultados pueden variar dependiendo del tipo y la gravedad de la caminata de la lesión, así como otros factores individuales [5].

La rehabilitación de la marcha se enfoca en practicar el caminar utilizando dispositivos de asistencia, ortesis y otros apoyos según sea necesario. Es importante destacar que las personas con una lesión medular "incompleta" poseen un potencial superior para recobrar la capacidad de desplazarse en comparación con aquellos con una lesión medular "completa". Sin embargo, cada individuo progresa a su propio ritmo y la rehabilitación de la marcha puede requerir un trabajo constante y un proceso largo [3].

1.5.4 La marcha en la parálisis cerebral

La forma en que caminan las personas con parálisis cerebral depende del tipo específico de esta condición y de los problemas motores que la acompañan [6]. Los siguientes son algunos de los patrones de marcha más comunes en las personas con parálisis cerebral:

- **Marcha en tijeras:** Este patrón de marcha se observa en personas con parálisis cerebral espástica, específicamente en aquellos con diplejía o diparesia espástica [11]. En este tipo

de marcha, las piernas se cruzan y se juntan a la altura de las rodillas, lo que da la apariencia de unas tijeras al caminar.

- **Marcha atáxica:** La parálisis cerebral atáxica se distingue por la presencia de problemas relacionados con el equilibrio y la coordinación motora. Quienes padecen esta condición suelen enfrentar desafíos para caminar con estabilidad y coordinación. Es común que experimenten inseguridad al desplazarse y que les resulte complicado ejecutar movimientos veloces o que demanden un control preciso.

1.5.5 La marcha en las enfermedades neurológicas periféricas y de la placa motora y en las miopatías

La forma en que una persona se mueve al caminar se conoce como marcha. Este patrón de movimiento puede alterarse debido a problemas en los tejidos musculares y nerviosos que controlan las piernas y los pies, así como por las enfermedades neurológicas periféricas y de la placa motora [10]. A continuación, se enumeran algunos elementos cruciales de la marcha en estas circunstancias:

- **Marcha neuropática:** En las enfermedades neurológicas periféricas, como la neuropatía periférica, la marcha neuropática es común. Se caracteriza por una marcha inestable, con una base amplia de sustentación y dificultad para mantener el equilibrio. Las personas afectadas suelen arrastrar los pies al caminar y presentan debilidad en los músculos de las extremidades inferiores, tal como se muestra en la Figura 8.



Figura 8. Marcha neuropática [12].

- **Marcha miopática o pato:** En las miopatías, como la distrofia muscular, la marcha puede verse afectada debido a la debilidad muscular. Los pacientes pueden tener dificultad para levantarse de una silla o subir escaleras, lo que puede resultar en una marcha con pasos cortos y arrastrando los pies. También pueden presentar una postura encorvada al caminar como muestra la Figura 9.



Figura 9. Marcha pato [12].

1.6 Evaluaciones clínicas

La evaluación de la marcha es un proceso complejo que requiere más elementos para ser confiable y precisa, además de la observación. Una herramienta útil son los laboratorios especializados en el análisis del movimiento corporal, ya que resulta difícil percibir todos los componentes anatómicos desde múltiples ángulos e instantes con tan solo utilizar la vista humana [13]. La marcha se debe observar en una vista anterior, posterior y lateral. Al igual que con la evaluación formal de postura, su patrón de marcha habitual puede ser alterada.

La evaluación clínica de la marcha humana se lleva a cabo a través de una variedad de enfoques y técnicas, que pueden incluir:

- **Observación visual:** Durante la marcha, los profesionales de la salud observan y analizan el movimiento corporal prestando atención a la postura, la alineación de las extremidades, la longitud del paso, la simetría y otros factores pertinentes.
- **Análisis de movimiento computarizado:** Parámetros temporoespaciales, cinemáticos y cinéticos se miden y registran mediante sistemas de análisis de movimiento y tecnología

especializada. Plataformas de fuerza, electromiografía dinámica y cámaras infrarrojas pueden ser parte de estos sistemas.

- **Evaluación clínica de la fuerza muscular:** Se evalúa la fuerza de los músculos involucrados en la marcha, como las piernas y los glúteos. Esto puede lograrse mediante pruebas específicas, como pruebas de fuerza realizadas manualmente o mediante el uso de dinamómetros.
- **Evaluación de la sensibilidad y el equilibrio:** Durante la marcha, se evalúa la sensibilidad y el equilibrio del individuo, ya que estos factores pueden afectar la calidad y la estabilidad del movimiento.

Evaluación de la marcha en diferentes situaciones: Se puede evaluar la marcha en diferentes situaciones, como caminar por diferentes superficies, caminar a diferentes velocidades o realizar tareas específicas mientras caminas. Esto permite evaluar la adaptabilidad y la capacidad de respuesta de una persona en una variedad de circunstancias.

1.7 Equipo para analizar la marcha

Para analizar la marcha humana, se necesitan herramientas y un equipo de especialistas específicos. Los fisioterapeutas, ortopedistas, kinesiólogos y biomecánicos que trabajan juntos para evaluar y comprender como camina una persona [10].

1.7.1 Plataformas de fuerza

Se debe comprender qué son las placas de fuerza y cómo funcionan es crucial para estudiar la estabilidad humana. Una placa dinamométrica es un instrumento electrónico que mide las fuerzas de reacción del suelo durante el apoyo plantar. Estas fuerzas de reacción se pueden ejercer en los tres ejes (X, Y y Z), obteniéndose señales eléctricas a partir de datos del transductor extensómetro para análisis estático o información piezoeléctrica para fines de estudio dinámico como se ilustra en la Figura 10 [14].

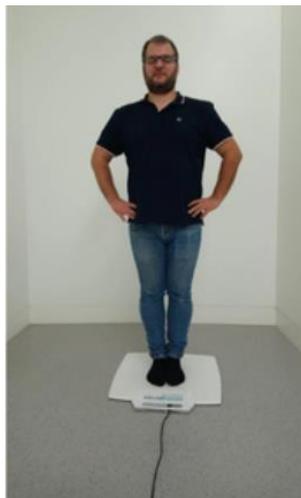


Figura 10. Plataforma de fuerza [15].

Habitualmente, los sistemas de medición de carga tienen una estructura cuadrada y están provistas de cuatro sensores de presión, ubicados en cada una de sus esquinas. Algunas plataformas tienen la capacidad de medir, registrar y analizar las fuerzas aplicadas por los pies tanto en posiciones estáticas como dinámicas [12]. La más citada en la literatura para investigaciones o evaluación del equilibrio estático en el ámbito clínico se basa en:

- **Equipo para evaluación dinamométrica de fuerza:** La posturografía de balance se utiliza para analizar y monitorear cambios en el equilibrio estático por medio de gráficos sencillos e interpretativos [5].
- **Plataforma de Fuerza AMTI:** Facilita el análisis de la mecánica corporal en estado equilibrado. Se captura y registra el desplazamiento del centro de presión (CoP) durante cuatro secciones con una duración individual de dos segundos cada una, mientras permanece estático sobre la plataforma [4].
- **Plataforma de Fuerza Portátil:** Identifica la variación en el equilibrio estático.
- **Plataforma de Fuerza de Posturografía:** Evalúa la estabilidad del paciente, realiza una valoración de su equilibrio corporal y ubica con rapidez el centro de presión (CoP), para detectar posibles alteraciones en su capacidad para mantenerse estático [10].

1.7.2 Cámara de alta velocidad

Este aparato especializado tiene aplicación en los ámbitos de la biomecánica y medicina deportiva. Su función es capturar con gran precisión imágenes a alta velocidad, para el análisis del movimiento humano y distribución de presiones ejercidas por los pies al caminar. En resumen, proporciona una visión exhaustiva sobre este aspecto crucial; lo que permite detectar tempranamente problemas biomecánicos, evaluar tratamientos e intervenciones pertinentes, así como mejorar las actuaciones atléticas como se representa en la Figura 11 [3].



Figura 11. Cámara de alta velocidad [16].

Características y funcionamiento de la cámara de alta velocidad:

- **Alta velocidad de captura:** La cámara de alta velocidad es capaz de captar imágenes a muy alta velocidad, lo que permite grabar el movimiento rápido y dinámico de los pies durante la marcha humana. Esto es especialmente importante para captar detalles sutiles y cambios rápidos en la distribución de la presión [3].
- **Alta resolución:** Estas cámaras suelen tener alta resolución, lo que permite obtener imágenes claras y detalladas de los pies en movimiento. Esto es esencial para un análisis preciso de la marcha y la detección de problemas [9].
- **Sincronización con los sensores de presión:** La cámara de alta velocidad se sincroniza con las plantillas basadas en sensores de presión que se colocan en el calzado de la persona. Esta sincronización facilita la correlación de las imágenes captadas con los datos de presión

registrados por los sensores, proporcionando así una perspectiva completa de la marcha del individuo y de la distribución de la presión en los pies [4].

- **Análisis de datos:** La cámara de alta velocidad recopila los datos de las imágenes y los sensores de presión para realizar un análisis detallado de la marcha humana. Esto incluye la evaluación de la distribución de la presión, la detección de desequilibrios o anomalías en la marcha, y la identificación de posibles problemas o lesiones [9].

1.7.3 Electromiografía de la marcha humana

La Electromiografía (EMG) se enfoca en examinar la actividad electrofisiológica del sistema neuromuscular. Un instrumento detecta los impulsos eléctricos que ocurren al desencadenar una despolarización de las células musculares por medio del impulso nervioso. La señal resultante representa la suma total de potenciales generados por unidades motoras, lo cual da como resultado un indicador indirecto para medir la acción muscular [10].

La EMG, es una de las técnicas más relevantes para el análisis fisiológico de la marcha, ya que facilita la cuantificación de las secuencias y periodos de activación de diversos músculos. Es decir, la EMG, permite establecer cuando y cuánto se activa cada músculo durante la marcha. El registro de los datos que se obtiene de EMG, pueden utilizarse para dos tipos de electrodos [5]. Como los electrodos de aguja, que realizan un registro de intramuscular cercano a la placa motora y que permiten el análisis de músculos pequeños o profundos. Por otro lado, los electrodos de superficie, que realizan el registro sobre la piel de los pacientes y que son más fáciles de colocar y más cómodos para ellos como se muestra en la Figura 12.



Figura 12. Electromiografía (EMG) [5].

1.7.4 Acelerómetro

Pueden registrar la aceleración de una señal eléctrica de los segmentos para el estudio de las vibraciones a través de ellos. Dentro de ambiro de la captura de movimiento, la tecnología inercial es compacta y ligera, no se ve afectada por interferencias del medio ambiente y es capaz de proporcionar lecturas precisas y sin latencia inherente [5].

Se utilizan, para el estudio de las vibraciones que se producen en los diferentes segmentos corporales en el momento del choque de talón de la marcha, y así se puede interpretar la capacidad de absorción de cada uno [10]. Tiene la ventaja de la inmediatez de generación de resultados, pero tiene la ventaja de la inmediatez de generación de resultados, pero tiene la desventaja de que la aceleración obtenida es relativa a la posición del segmento, existen dificultad para captar la vibración ósea, sobre todo en huesos profundos. En la siguiente Figura 13 se presenta a una persona usando los acelerómetros.



Figura 13. Acelerómetro en una persona [10].

1.8 Plantillas instrumentadas para medir la presión

Las plantillas instrumentadas registran la presión aplicada sobre la superficie de un captador, permitiendo medir la interacción entre el pie y el calzado sin restricciones de espacio [5]. Estas plantillas emplean sensores de presión para medir la distribución de las presiones ejercidas durante ciertos movimientos. Esto proporciona información precisa y directa sobre la presión aplicada, identifica las áreas con mayor o menor presión y genera diversos gráficos según su aplicación, como se muestra en la Figura 14.

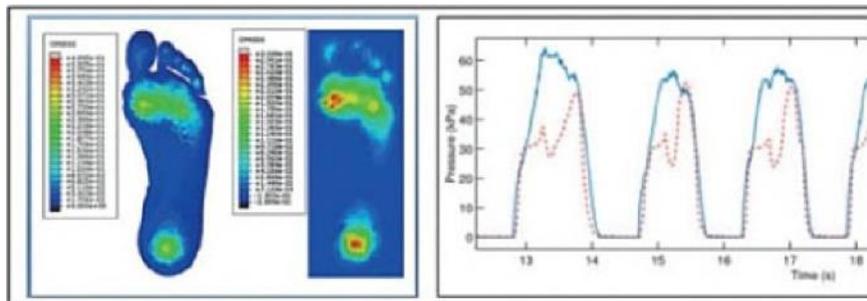


Figura 14. Distribución de presión en la planta del pie [17].

Las plantillas instrumentadas incorporan numerosos sensores de presión que operan con una alta frecuencia de medición y transmisión de datos en tiempo real para su análisis posterior. Existen varios tipos de plantillas que, según el uso, el costo, la precisión, el número de sensores y otras especificaciones, algunos tipos son:

- **Plantillas Novel:** Usan un sistema de sensores capacitivos de alta precisión que permite generar mapas detallados de distribución de presiones en el pie de manera estática y dinámica 2D y 3D e isobárico. Estos sensores proporcionan datos numéricos continuos de cada punto de presión durante la pisada, independientemente del entorno o terreno, tal como se ilustra en la Figura 15.

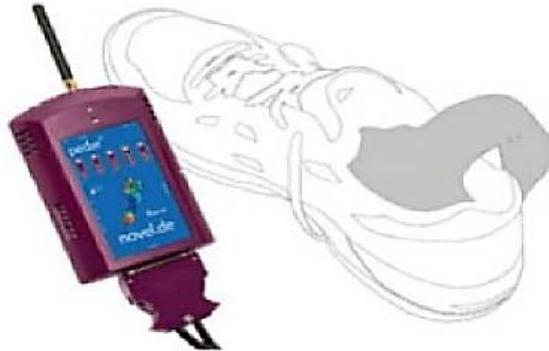


Figura 15. Modelo de plantilla Novel [17].

- **Plantillas Moticon:** Son plantillas electrónicas inalámbricas, delgadas y robustas usadas en ortopedia y rehabilitación, debido que permiten medir de forma simultánea la distribución de presiones en las zonas plantares, presentar datos en una escala termográfica, registrar la fuerza de reacción del pie durante el apoyo, así como la aceleración y la trayectoria del centro de gravedad como se muestra la Figura 16.



Figura 16. Modelo de plantilla Moticon [17].

- **Plantillas Biofoot:** Este dispositivo se inserta en el zapato, entre la suela y la planta del pie. Está equipado con hasta 64 sensores piezoeléctricos distribuidos estratégicamente en las áreas de mayor presión plantar. Incluye un módulo transmisor, una tarjeta receptora y un software especializado para la visualización, lo que permite realizar un análisis detallado

de las presiones durante toda la secuencia de medición. Esto facilita tanto el avance manual como el automático, y la representación de la información en varios formatos, como mapas numéricos 2D y 3D de presiones, mapas de isobaras, gráficos de área de apoyo/tiempo y fuerza total/tiempo, presiones por sensor/tiempo, la posición y trayectoria del baricentro, y la monitorización en tiempo real del mapa de presiones, tal como se muestra en la Figura 17.



Figura 17. Modelo de plantilla Biofoot [17].

1.9 Instrumentos empleados en la adquisición de señales de presión

1.9.1 Sensores de fuerza o presión FSR 402

Los sensores de fuerza o presión FSR 402 son un tipo de galga extensiométrica resistiva fabricada por Interlink Electronics, estos dispositivos están diseñados para medir la fuerza o presión aplicada a una superficie. Cuando se aplica fuerza sobre el sensor, su resistencia eléctrica cambia en respuesta a la deformación mecánica. Los FSR 402 son ampliamente utilizados en aplicaciones donde se requiere una medición precisa de la fuerza o la presión, como en dispositivos médicos, interfaces humano-máquina (HMI), juguetes interactivos, equipos deportivos, entre otros. Se destacan por su alta sensibilidad, respuesta rápida y capacidad para medir una amplia gama de fuerzas [18].

Tipos de galgas:

- Galgas extensiométricas resistivas: Son sensores que modifican su resistencia eléctrica en respuesta a la deformación mecánica, como la tensión o la compresión. Además del FSR

402, otros modelos de galgas resistivas incluyen la serie FSR de Interlink Electronics, así como otros modelos de diferentes fabricantes [19].

- Galgas extensiométricas inductivas: Estos sensores cambian su inductancia en respuesta a la deformación mecánica. Aunque son menos comunes que las galgas resistivas, pero se utilizan en aplicaciones específicas [19].
- Galgas extensiométricas Capacitivas: Utilizan cambios en la capacitancia eléctrica para medir la deformación mecánica. Son adecuadas para aplicaciones donde se requiere alta sensibilidad y estabilidad [19].

En la Figura 18 se ilustra la representación de una la galga extensiométrica resistiva.

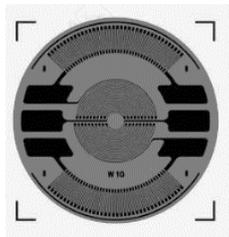


Figura 18: Galga extensiométrica resistiva [15].

1.9.2 ESP32 s2 mini

El ESP32 S2 Mini es una placa de desarrollo que incorpora el microcontrolador ESP32, creado por Espressif Systems. Este chip es ampliamente reconocido en los campos de la electrónica de consumo, el IoT (Internet de las cosas) y los proyectos de hardware de código abierto debido a su potencia, versatilidad y conectividad inalámbrica integrada. Está diseñado para facilitar la creación de aplicaciones y proyectos que requieren conectividad Wi-Fi y Bluetooth de baja energía [20].

El ESP32 S2 mini es un chip muy versátil adecuado para diversas aplicaciones, entre las cuales se encuentran:

- **Desarrollo sobre prototipos de tecnología de objetos inteligentes:** La versión compacta y económica del ESP32, el ESP32 S2 Mini, lo hace ideal para aplicaciones donde el espacio y el costo son factores importantes.

- **Control remoto y automatización:** Puede utilizarse para controlar dispositivos y sistemas de forma remota a través de Wi-Fi o Bluetooth, lo que resulta útil en aplicaciones de domótica y automatización del hogar.
- **Monitoreo ambiental:** El ESP32 S2 Mini puede utilizarse para monitorear y recopilar datos ambientales como temperatura, humedad, calidad del aire, etc.
- **Seguridad y vigilancia:** Puede emplearse en sistemas de seguridad y vigilancia, como cámaras IP, sensores de movimiento, y sistemas de alarma conectados a Internet.

El ESP32 tiene una serie de características que lo hacen atractivo para una amplia gama de aplicaciones:

- **Conectividad Wi-Fi y Bluetooth:** Proporciona compatibilidad con redes inalámbricas y tecnología Bluetooth avanzada, facilitando así la conectividad sin cables en iniciativas de Internet de las Cosas (IoT).
- **Procesador Dual-Core:** Cuenta con dos núcleos de procesamiento Xtensa LX6, lo que proporciona un rendimiento robusto para ejecutar aplicaciones complejas.
- **Bajo uso de energía:** Está creado para optimizar el uso de energía, resultando perfecto para aparatos que funcionan con baterías.
- **Amplias Interfaces de Entrada/Salida (I/O):** Dispone de diversas interfaces de entrada y salida, como GPIO, UART, SPI, I2C, ADC, DAC, y más, permitiendo así la integración con una gran variedad de sensores, actuadores y otros dispositivos.
- **Sophorte para MicroPython:** Es compatible con MicroPython, un lenguaje de programación Python optimizado para microcontroladores, lo que facilita el desarrollo de aplicaciones y prototipos rápidos y eficientes.

En la Figura 19 se muestra la tarjeta ESP 32 S2 mini.



Figura 19. ESP32 S2 mini [20].

CAPÍTULO II

ANÁLISIS Y SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS

En este capítulo, se examinan las diferentes alternativas disponibles para solucionar el problema principal detectado. Este estudio facilitará la elección de la opción más adecuada para su implementación

2.1 Alternativas de solución mecánica

2.1.1 Alternativa 1

La propuesta inicial contempla la instalación de ocho sensores (4 en cada pie) para lograr una cobertura completa. Estos sensores se sitúan estratégicamente en áreas clave del pie, incluyendo el talón, el antepié, el arco y la cabeza del metatarsiano. Esta distribución permite capturar datos precisos sobre la presión y la distribución de la carga durante la marcha y otras actividades. Los datos recopilados proporcionan información valiosa para analizar la postura, la alineación del pie y la biomecánica de la marcha, lo que resulta fundamental para la evaluación clínica y la corrección de problemas de marcha. Esta configuración ofrece una solución eficaz y precisa para el monitoreo del pie, con un equilibrio óptimo entre la cantidad de sensores y la cobertura necesaria para obtener resultados significativos, tal como se demuestra en la siguiente Figura 20.



Figura 20. Sensor de posicionado en 4 puntos del pie.

2.1.2 Alternativa 2

En esta alternativa, se propone colocar un total de 16 sensores (8 en cada pie) para una cobertura completa. Estos sensores se posicionan estratégicamente en el talón, el arco, el antepié y los dedos del pie. Esta configuración permite un monitoreo detallado de la presión y la distribución de la carga durante la marcha y otras actividades. Los datos recopilados pueden ser utilizados para analizar la postura, la alineación del pie y la biomecánica de la marcha, lo que puede ser valioso para la evaluación clínica y la corrección de problemas de marcha, como se ilustra en la Figura 21.



Figura 21. Sensor de posicionado en 8 puntos del pie [21].

2.1.3 Alternativa 3

En esta alternativa, se propone un total de 32 sensores (16 en cada pie) para una cobertura exhaustiva. Los sensores se colocan estratégicamente en áreas específicas como el talón, el arco, el antepié y los dedos del pie, con una distribución cuidadosamente diseñada para capturar los datos más relevantes. Además, se presta una mayor atención a áreas críticas identificadas por el terapeuta o el especialista en biomecánica, donde se concentra un número mayor de sensores para una evaluación más detallada.

Esta configuración permite un monitoreo continuo y detallado de la presión y la distribución de la carga durante la marcha y otras actividades relacionadas con el equilibrio. Esta información es

invaluable para evaluar la pisada y corregir desequilibrios posturales. La Figura 22 proporciona una representación visual de cómo estos sensores se distribuyen en el pie y cómo su análisis puede ayudar en la comprensión y la corrección de problemas biomecánicos. La capacidad de obtener datos en tiempo real sobre la distribución de la carga también ofrece oportunidades para ajustes personalizados en tiempo real, mejorando así la efectividad del tratamiento y la rehabilitación.



Figura 22. Sensor de posicionado en 16 puntos del pie [22].

2.1.4 Sistema de calificación de criterios de diseño mecánico

En la Tabla 1, se presentan diversas calificaciones que permiten referenciar los criterios más destacados de cada alternativa con mayor viabilidad para su implementación. Esta tabla proporciona una herramienta visual y estructurada para evaluar y comparar las calificaciones de los criterios clave en diferentes alternativas. Esto permite identificar las mejores opciones y tomar decisiones informadas basadas en la viabilidad de implementación.

Tabla 1. Clasificación de criterios de diseño mecánico.

EQUILIBRIO DE DISEÑO Y TRANSDUCTORES			
CRITERIO	Rango 1-3	Rango 4-7	Rango 8-10
Puntos de presión	Medio	Medio	Alta
Distribución de presión	Opcional	Aceptable	Opcional
Adaptación	Complejo	Moderado	Complejo
Costo	Alto Costo	Costo Moderado	Bajo Costo

2.1.5 Análisis de alternativas de diseño mecánico

La Tabla 2 expone diferentes criterios junto con sus correspondientes porcentajes. Estos criterios sirven como puntos de referencia para la evaluación y clasificación de un análisis. En este rango de puntuación, el número 1 indica la valoración más baja, mientras que la puntuación 10 simboliza la más alta, acompañada de la correspondiente opinión.

Tabla 2. Calificación de alternativas del diseño mecánico.

CRITERIO	ALTERNATIVA 1	ALTERNATIVA 2	ALTERNATIVA 3
Precisión de los sensores	9	9	9
Distribución de presión	7	8	7
Comodidad y ergonomía	8	10	10
Durabilidad y Resistencia	8	7	8

Interfaz y análisis de datos	9	7	8
Costo	8	6	4
Sumatorio C.	49	47	46
Orden de selección	81.6%	78.3%	76%

Los resultados del análisis de las opciones revelan que la alternativa 1 se destaca como la opción más favorable. Esta alternativa muestra un porcentaje significativamente superior al de las demás alternativas, con un 81.6% de diferencia con respecto a la alternativa más cercana, que solo alcanza el 3.3% de diferencia. Es importante resaltar que la alternativa 1 cuenta con el mejor porcentaje en comparación con las demás opciones evaluadas.

2.2 Alternativas de material

Se utilizarán materiales transductores en la implementación de dos plantillas basadas en sensores de presión. Estos materiales tienen la capacidad de convertir la fuerza aplicada en energía proporcional. A continuación, se enumeran los materiales empleados para este propósito.

2.2.1 Alternativa material poliuretano termoplástico

El poliuretano termoplástico es un tipo de polímero conocido por su capacidad para moldearse y dársele forma utilizando calor y presión. Sus favorables propiedades físicas y químicas se usan ampliamente en diversas aplicaciones. En el caso de la aplicación de dos plantillas basadas en sensores de presión para detectar problemas en marcha humana.

En la Tabla 3 se señala las especificaciones del poliuretano termoplástico

Tabla 3. Propiedades del poliuretano termoplástico [23].

Características	Valor
-----------------	-------

Módulo elástico	95 MPa
Coeficiente de Poisson	0.45 N/D
Módulo cortante	3.5 n/mm^2
Densidad de masa	1100 kg/m^3
Límite de tracción	40 N/mm^2
Límite de compresión	20 N/mm^2
Limite elástico	25 N/mm^2
Coeficiente de expansión térmica	0.00012 /k
Conductividad térmica	0.25 $W/(m.k)$
Resistencia a la abrasión	Excelente
Resistencia a la humedad	Buena
Facilidad de procesamiento	Fácil

2.2.2 Alternativa material espuma de polietileno de alta densidad

Este material posee una textura suave y maleable que se ajusta cómodamente a la anatomía del pie. Destaca por su capacidad para brindar un apoyo adecuado y una amortiguación óptima. Además, es un componente habitual en la fabricación de plantillas que requieren el uso de sensores de presión para su funcionamiento.

En la Tabla 4 se señala las especificaciones del polietileno de elevada densidad [24].

Tabla 4. Propiedades del polietileno de elevada densidad.

Características	Valor
Densidad	0.95-1.3g/cm ³
Resistencia de a la atracción	10-30MPa
Resistencia a la rotura	20-50MPa
Módulo de elasticidad	50-100MPa
Dureza Shore D	50-70
Coefficiente de fricción	0.2-0.5
Resistencia a la abrasión	Buena
Resistencia a la humedad	Buena
Resistencia a los rayos UV	Buena
Facilidad de procesamiento	Fácil

2.2.3 Análisis de alternativa para materiales

La 5 Tabla muestra los diversos parámetros empleados en la evaluación, junto con sus porcentajes respectivos. Estos criterios se utilizan como referencia para evaluar y categorizar cada aspecto en el análisis, donde el número 1 representa la puntuación mínima y al número 10 la puntuación máxima.

Tabla 5. Sistema de calificación de alternativas para materiales.

CRITERIO	ALTERNATIVA 1	ALTERNATIVA 2
Costo	7	4
Comodidad	10	8
Flexibilidad	10	7
Sumatorio C.	27	19
Orden de selección	90%	63.33%

Basado en los resultados del análisis de las opciones, se observa que la opción 1 del material se establece como la alternativa adecuada. Esta alternativa muestra un porcentaje significativamente mayor en comparación con la segunda alternativa, con una diferencia del 90% con respecto a la alternativa más cercana, que solo alcanza el 26.67% de diferencia. Es importante destacar que la alternativa 1 cuenta con el mejor porcentaje y presenta puntos fuertes en términos de comodidad.

2.3 Alternativas de galgas extensiométricas

El sistema de transducción consiste en convertir la fuerza aplicada en una zona determinada en una señal eléctrica, por lo que es importante señalar que un sensor de presión es una aplicación específica de los sensores de fuerza [25].

2.3.1 Sensor de fuerza o presión FSR 402

Los sensores de fuerza, como el FSR 402 que emplea galgas extensiométricas resistivas, son dispositivos diseñados para medir la presión o fuerza aplicada a una superficie. Estos sensores utilizan galgas extensiométricas, que son elementos sensibles a la deformación mecánica, para detectar cambios en la resistencia eléctrica cuando se someten a fuerzas externas. Esta variación en la resistencia se traduce en una señal eléctrica proporcional al grado de fuerza ejercida,

permitiendo así una medición precisa de la presión sobre el sensor. Los sensores de fuerza son ampliamente utilizados en una variedad de aplicaciones, como sistemas de control de calidad, análisis biomecánico, dispositivos médicos y robótica, debido a su habilidad para proporcionar mediciones precisas y en tiempo real de la fuerza aplicada. La Figura 23 se muestra un sensor fuerza o presión FSR 402 [18].



Figura 23. Sensores de fuerza o presión FSR 402 [18].

2.3.2 Sensores de presión piezoeléctricos

Los sensores piezoeléctricos producen una señal eléctrica al detectar la presión ejercida sobre ellos. Son muy sensibles y pueden proporcionar mediciones precisas, pero también pueden ser más caros y requieren componentes electrónicos adicionales para su funcionamiento [11]. En la Figura 24 se muestra un sensor de presión piezoeléctrico.



Figura 24. Sensores de presión piezoeléctrico [25].

2.3.3 Sistema de calificación para galgas extensiométricas

En la Tabla 6, se muestran las distintas evaluaciones de los sensores, lo que permite diferenciar aquellos con mayor viabilidad para su implementación. Esta tabla proporciona una visión general de las calificaciones asignadas a cada sensor, lo que facilita la identificación de aquellos que son más prometedores en términos de su idoneidad y eficacia.

Tabla 6. Sistema de calificación de criterios para alternativas de galgas extensiométricas.

CRITERIO	EQUIVALENCIA DE GALGAS EXTENSIOMETRICAS		
	Rango 1-3	Rango 4-7	Rango 8-10
Precisión de los sensores	Bajo	Medio	Alta
Durabilidad y Resistencia	Baja Durabilidad	Media Durabilidad	Alta Durabilidad
Costo	Alto Costo	Costo Moderado	Bajo Costo

2.3.4 Análisis de alternativas para galgas extensiométricas

La Tabla 7 expone los variados criterios y sus porcentajes respectivos, empleando una escala del 1 al 10 para calificar cada criterio en el análisis. Esta escala permite establecer una comparación clara entre los diferentes criterios y determinar cuáles obtienen la mejor calificación en relación con su importancia y relevancia en el análisis.

Tabla 7. Calificación de alternativas para galga extensiométrica.

CRITERIO	ALTERNATIVA 1	ALTERNATIVA 2
Precisión de los sensores	8	8

Durabilidad y Resistencia	10	10
Interfaz y análisis de datos	10	8
Costo	10	5
Sumatorio C.	38	32
Orden de selección	95%	80%

Se puede concluir que la alternativa 1 de los sensores de fuerza o presión FSR 402 es la opción ideal. Esta alternativa muestra un gran porcentaje de ventaja en comparación con la otra alternativa, con un 95% superior a la alternativa más cercana y una diferencia del 15%. Además, la alternativa 1 cuenta con varios puntos fuertes, especialmente en términos de durabilidad e interfaz.

2.4 Alternativas de controladores

2.4.1 Esp32 s2 mini

El sistema de funcionamiento de la ESP32 S2 Mimi se basa en el microprocesador Xtensa LX6, que tiene dos núcleos de procesamiento de 32 bits que pueden operar a una frecuencia de hasta 240 MHz. El ESP32 también tiene una Unidad de Procesamiento Gráfico (GPU) integrada que puede acelerar las tareas de procesamiento de imágenes y video como se muestra en la Figura 25 [26].

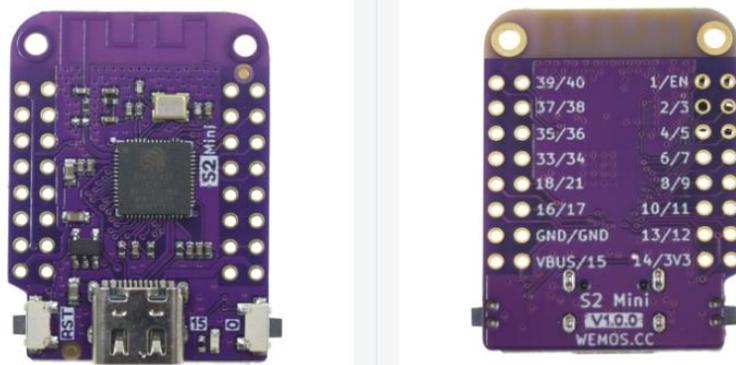


Figura 25. ESP32 s2 mini [20].

2.4.2 Arduino Mega 2560

El Arduino Mega 2560 es un controlador que utiliza el microcontrolador ATmega2560. Es una versión mejorada y más potente que la placa Arduino Uno. Esta placa tiene una gran variedad de funciones y especificaciones que la hacen ideal para proyectos más complejos y exigentes. La placa Arduino Mega 2560 es compatible con diversas placas de expansión, lo que le confiere versatilidad y lo hace adecuado para diferentes tipos de proyectos, lo que le otorga una gran versatilidad y adecuación para diversos tipos de proyectos, como se ilustra en la Figura [27].

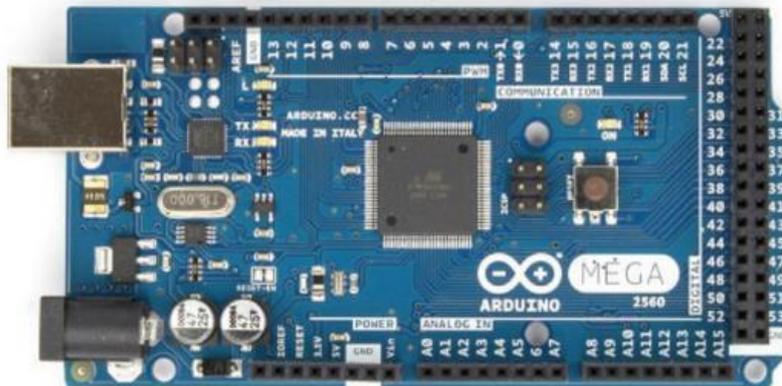


Figura 26. Placa Arduino Mega 2560 [27].

2.4.3 Arduino Due

La placa de desarrollo Arduino Due utiliza el microcontrolador de 32 bits SAM3X8E. Esta placa ofrece características y funcionalidades avanzadas y tiene una velocidad de procesamiento mucho

mayor que cualquier otra placa de la familia Arduino, lo que la convierte en la más potente. Es importante tener en cuenta que el Arduino Due funciona a 3,3 V, por lo que es necesario asegurarse de que los sensores de presión utilizados son compatibles con esta tensión de alimentación. Esta placa ofrece características y funcionalidades avanzadas y tiene una velocidad de procesamiento mucho mayor que cualquier otra placa de la familia Arduino, lo que la convierte en la más potente. Es importante tener en cuenta que el Arduino Due funciona a 3,3 V, por lo que es necesario asegurarse de que los sensores de presión utilizados son compatibles con esta tensión de alimentación [27].

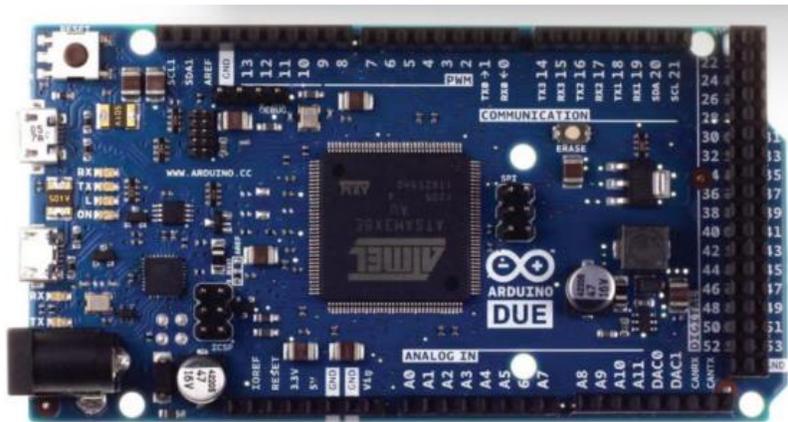


Figura 27. Placa de Arduino Due [27].

2.4.4 Sistema de calificaciones para controladores

La Tabla 8 presenta evaluaciones que identifican los criterios más destacados de cada alternativa con mayor posibilidad para su implementación.

Tabla 8. Sistema de calificación de alternativas para controlador.

CRITERIO	EQUIVALENCIA DE CONTROLADORES		
	Rango 1-3	Rango 4-7	Rango 8-10
Costo de controlador	Costoso	Medio	Económico

Implementación	Complejo	Media Complejidad	Fácil Complejidad
Programación	Difícil	Moderado	Fácil
Robustez	Mediano	Normal	Pequeño

2.4.5 Análisis de alternativas para controladores

En la Tabla 9, se observan los diversos criterios junto con sus porcentajes correspondientes. El número 1 se emplea como referencia para la calificación más baja, mientras que el número 10 representa la calificación más alta en el análisis de cada criterio.

Tabla 9. Alternativas para calificación de controladores.

CRITERIO	ALTERNATIVA 1	ALTERNATIVA 2	ALTERNATIVA 3
Costo de controlador	8	6	8
Implementación	10	5	9
Programación	9	4	9
Robusto	10	8	7
Sumatorio C.	37	23	33
Orden de selección	92.5%	57.5%	82.5%

La alternativa 1 es la más adecuada, ya que presenta un porcentaje significativamente superior en comparación con la otra opción, alcanzando un 92.5%, lo que supone una diferencia del 10%

respecto a la alternativa más próxima. Esta opción destaca por sus puntos fuertes en la implementación y el costo, lo que la convierte en la mejor elección.

CAPÍTULO III

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN

En este capítulo, se describe el diseño e implementación de dos modelos basados en sensores de presión, abarcando tanto el diseño mecánico como la implementación electrónica y los cálculos necesarios para su correcto funcionamiento.

3.1 Diseño de las plantillas

El diseño de las plantillas se basó en medidas específicas para individuos con una talla de calzado 36/37 europea, quienes presentan alteraciones en su marcha, posiblemente originadas por diversos factores como se muestra en la Figura 28. Para asegurar que las plantillas cumplan con las necesidades específicas de los usuarios, se emplearon como referencia medidas precisas del pie, incluyendo su longitud y anchura, así como la altura o grosor idóneo de las plantillas. Estas medidas son esenciales para proporcionar un soporte y ajuste personalizado, permitiendo que la persona mejore su capacidad de desplazamiento.

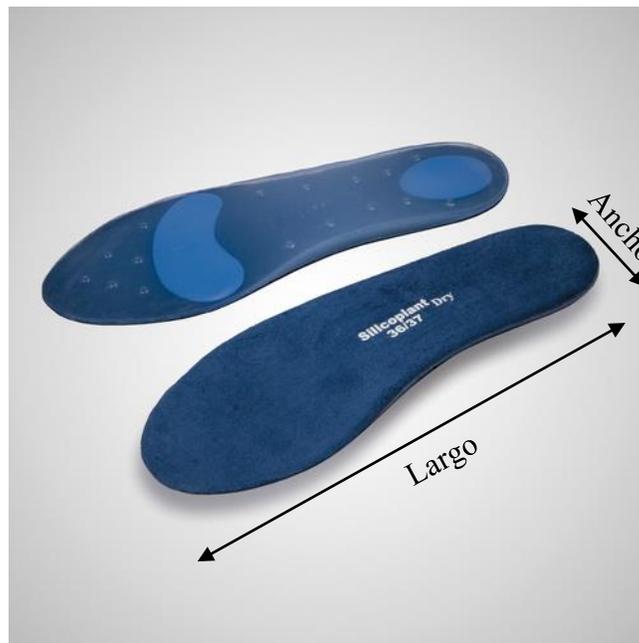


Figura 28. Medidas para las plantillas.

Las dimensiones recopiladas para la creación de las plantillas están detalladas en la Tabla 10 adjunta.

Tabla 10. Medidas de para la construcción de las plantillas.

Medida	Unidad en (mm)
Largo	46.69
Ancho	74.87
Alto	2.30

La Tabla 11 presenta una recopilación de datos donde se muestra la talla del zapato en comparación del género, altura y peso, estos datos servirán para la fase experimental como el grupo de personas a las cuales se ajustan estas plantillas ya diseñadas.

Tabla 11. Características físicas.

Género	Peso (kg)	Talla de zapato (EU)	Edad (años)	Altura (cm)
Mujer	58	36	25	150
Hombre	65	37	30	160
Mujer	70	36	40	155
Hombre	75	37	35	165
Mujer	62	36	22	148

Hombre	80	37	28	170
Mujer	68	37	45	158

3.2 Diseño del prototipo

Después de evaluar varias alternativas para la implementación de dos plantillas basadas en sensores de fuerza o presión, se decidió optar por la primera opción. Este diseño se llevará a cabo utilizando un software CAM en SolidWorks. Este programa ofrece las herramientas necesarias para el diseño y el correcto funcionamiento de cada componente que será construido para estas plantillas. Una vez completado el diseño, se procede con el ensamblaje y luego con la implementación física, como se muestra en la Figura 29, donde se presenta una vista detallada de las partes explosionadas para el ensamblaje. Además, en el Anexo 5 se encuentran los distintos planos utilizados para la construcción.

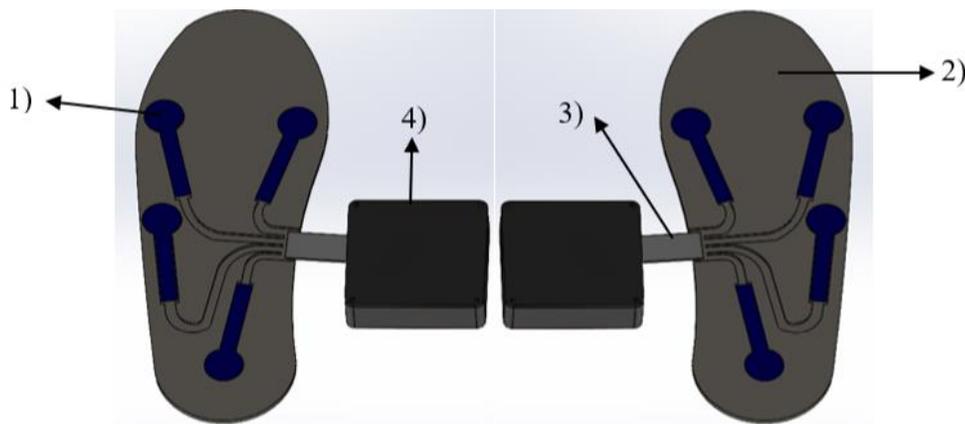


Figura 29. Diseño de las plantillas para detección de problemas en marcha humana.

En la Tabla 12 se especifican los componentes que integran las plantillas a fabricar.

Tabla 12. Partes de las plantillas.

Número	Elemento	Detalle
1	Sensores	Estos permiten la detección de la fuerza o presión de la persona.
2	Plantillas	Base para colocarse los sensores.
3	Cable de bus de datos	Permite la comunicación entre los sensores y caja de control
4	Consola de control	Facilita la gestión de diversas funciones en el dispositivo.

3.3 Confección de las plantillas

Se tomaron diferentes moldes para asegurar que las plantillas sean cómodas y ajustadas conforme a las medidas específicas de la Tabla 12, diseñadas para un individuo. La Figura 30 muestra la etapa final de la fabricación del dispositivo. Se utilizó filamento flexible (TPU) como material para las plantillas.

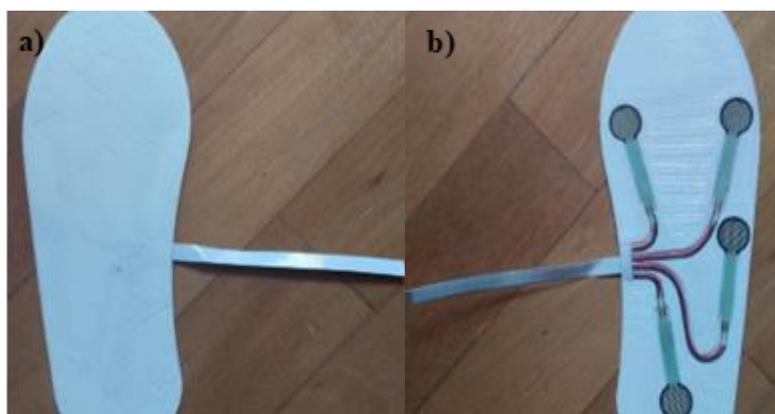


Figura 30. Sección trasera de las plantillas (a) y la sección frontal de las plantillas (b).

En la Tabla 13 se especifica el tipo de material utilizado para fabricar las plantillas.

Tabla 13. Material de las plantillas.

Número	Parte	Detalle
1	Poliuretano termoplástico (TPU)	Este polímero sirve para imprimir piezas flexibles con mayor o menor capacidad de deformación.

3.4 Cálculo y selección de equipos

Un aspecto crucial a tener en cuenta es el cálculo de la presión o fuerza necesaria para asegurar el correcto funcionamiento del circuito. Adicionalmente, se realiza la elección del equipo.

3.4.1 Cálculo de fuerza

Para calcular la presión que se produce sobre los sensores con reacción al suelo se utilizará la ecuación (1) que se presenta a continuación.

$$F = m * g$$

$$F = 80kg * 9.81 \frac{m}{s^2} \tag{1}$$

$$F = 784.8 N$$

Donde:

- m: Masa de un cuerpo; 80Kg.
- g: Aceleración de la gravedad; $9.81 m/s^2$.

2.1.1 Factor de Seguridad

Para determinar el factor de seguridad se utilizará la ecuación (2) que se presenta a continuación.

$$\text{Factor de Seguridad} = \frac{\text{Limite Elástico}}{\text{Esfuerzo Máximo}} \tag{2}$$

$$\text{Factor de seguridad} = \frac{25 \text{ MPa}}{0.031 \text{ MPa}}$$

$$\text{Factor de seguridad} = 806.45$$

Donde:

- Limite Elástico: Propiedades indicadas por el fabricante; 25MPa
- Esfuerzo Máximo: Propiedades indicadas por el fabricante según la fuerza real; 0.031MPa

Con base en el valor del factor de seguridad indicado en la ecuación (2) se concluye que las plantillas están diseñadas y evaluadas para trabajar correctamente.

3.5 Simulación de la estructura en el software SolidWorks utilizando un mallado flexible

Para llevar a cabo el mallado de la estructura, se empleó el material de poliuretano termoplástico (TPU), personalizado mediante el software SolidWorks con una fuerza aplicada de 784.8 N. Los resultados obtenidos de las simulaciones detalladas a continuación.

3.5.1 Simulación de la estructura

En la simulación de la estructura, se aplica una fuerza de 784.8 N ejercidas por los pies sobre las plantillas y los sensores. La Figura 31 muestra el análisis estático de compresión de la estructura al someterla a dicha fuerza, obteniendo un valor mínimo de $0.001 [N/mm^2]$ y como valor máximo de compresión de $27.000[N/mm^2]$.

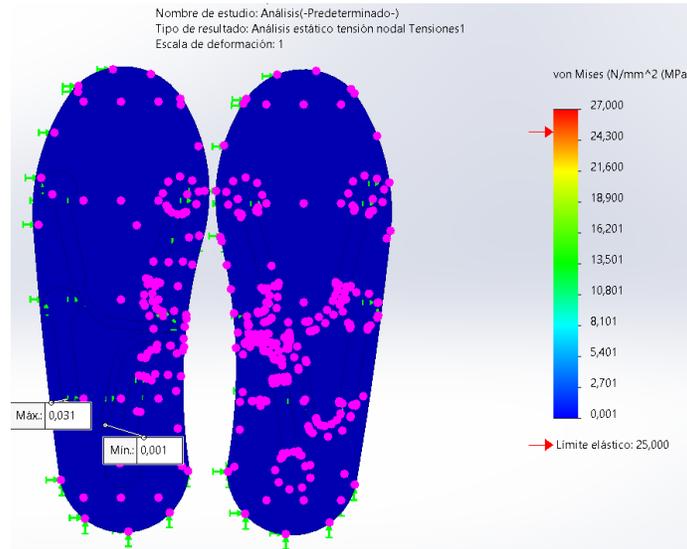


Figura 31. Análisis estático en compresión.

Según los resultados obtenidos mediante la simulación en SolidWorks, se determinó el desplazamiento aplicado en la plantilla bajo una carga de 784.8 N. Los datos muestran un desplazamiento mínimo de 0.000 mm y un valor máximo de 0.001 mm, tal como se muestra en la Figura 32.

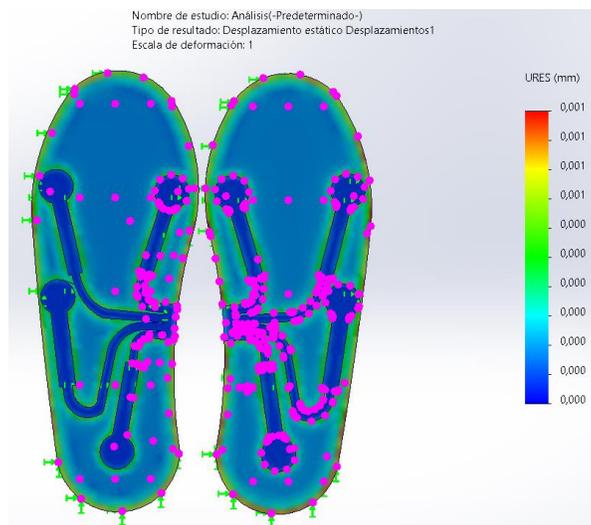


Figura 32. Análisis de Desplazamiento.

Los datos obtenidos mediante el software SolidWorks indican el factor de seguridad aplicado a la plantilla, considerando un peso de 784.8 Newtons. Los resultados revelan un factor de seguridad mínimo de $8e+02$ y un máximo de 20.056.361, tal como se ilustra en la Figura 33.

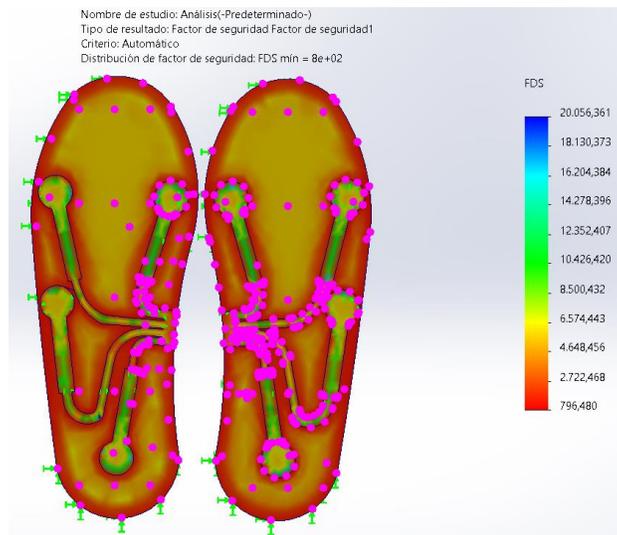


Figura 33. Análisis del Factor de seguridad.

3.6 Diseño del circuito eléctrico para adquisición de señal de presión

Para el diseño del circuito eléctrico, es fundamental crear un sistema capaz de captar, procesar y transmitir datos precisos sobre la presión de los sensores en las plantillas. Para ello, se utiliza el software Fritzing, que permite diseñar el circuito eléctrico de las plantillas basadas en sensores de presión, así como realizar el análisis y la simulación correspondiente. Este programa permite elaborar diagramas de forma eficiente y sin complicaciones.

3.6.1 Curva de resistencia vs fuerza del sensor FSR 402

Utilizando el datasheet del sensor de fuerza FSR 402, presentado en la Figura 34, se puede observar una gráfica que ilustra la relación entre la resistencia y la fuerza aplicada al FSR 402, donde se observa que los datos están representados en escala logarítmica y que la respuesta no es lineal. Como puede ver, hay una enorme caída de la resistencia cuando se aplica una pequeña cantidad de presión. Después, la resistencia es inversamente proporcional a la fuerza aplicada. Alrededor

de 10 kg (no se muestra en el gráfico) el sensor está saturado y un aumento de la fuerza produce poca o ninguna disminución de la resistencia.

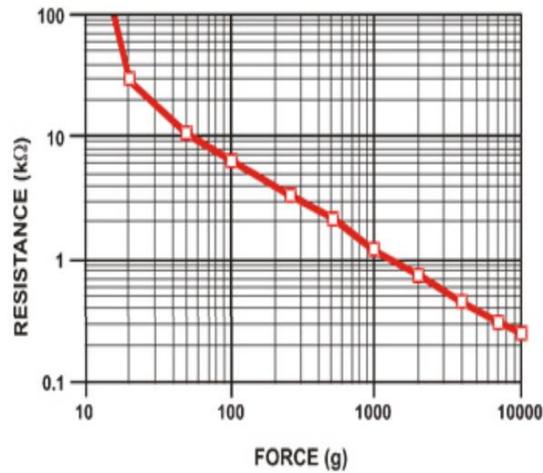


Figura 34. Curva característica del sensor FSR 402 resistencia vs fuerza [18].

3.6.2 Cálculo del divisor de tensión

Para determinar el valor adecuado de la resistencia en serie con respecto a los sensores en las plantillas, primero se debe medir el valor de los sensores en las plantillas con un peso de 80kg, garantizando su correcto funcionamiento. Para lo cual se aplicará la ecuación (3), la cual será presentada en la siguiente sección, como se muestra en la Figura 35.

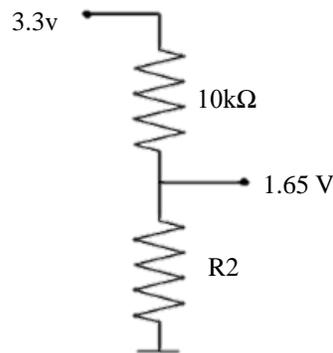


Figura 35. Divisor de tensión.

Además, se debe tener en cuenta la tolerancia de los sensores y la posible variación en sus lecturas debido a factores externos, como la temperatura y la humedad. Estos factores pueden influir en la precisión de la medición y, por lo tanto, deben ser considerados al seleccionar la resistencia adecuada.

$$V_{out} = V_{in} * \frac{R_2}{R_1 + R_2} \quad (3)$$

$$V_{out} = V_{in} * \frac{R_2}{R_1 + R_2}$$

Donde:

- V_{in} : Es el voltaje de entrada; 3.3v.
- R_1 : Es la resistencia conectada al voltaje de entrada; 10k Ω .
- R_2 : Es la resistencia conectada a tierra o al punto de referencia.

Con la ecuación (3) que representa el divisor de voltaje se despejará R_2 para determinar su valor, como se presenta en la ecuación (4).

$$R_2 = R_1 * \frac{V_{out}}{V_{in} - V_{out}} \quad (4)$$

$$R_2 = 10k\Omega * \frac{1.65v}{3.3v - 1.65v}$$

$$R_2 = 10k\Omega$$

3.6.3 Cálculo de corriente

Para determinar la corriente que se empleará en los sensores para su adecuada adquisición de datos, se aplicará la ecuación (5).

$$I = \frac{VCC}{R}$$

$$I = \frac{3.3V}{10KOhm}$$

$$I = 0.33mA$$
(5)

Donde:

- VCC: Voltaje de corriente continua que soporta el microcontrolador; 3.3v.
- R: Resistencias de carga que se utilizaron; 10Kohm.

3.6.4 Sistema eléctrico para la adquisición de datos

Para el control de prototipo de las plantillas con sensores de presión para detección de problema en la marcha humana, se ha diseñado el esquema del circuito eléctrico que se muestra en la Figura 36. Este diagrama incluye un microcontrolador Esp32 S2 Mini, sensores de fuerza o presión FSR 402, resistencias 10kΩ. Estos componentes están alimentados por fuente de 3.7V.

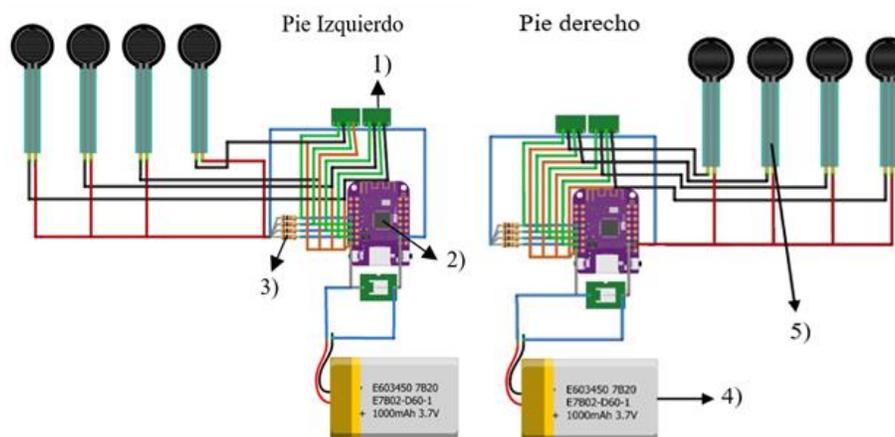


Figura 36. Diagrama eléctrico.

Posteriormente, se detalla los componentes principales del circuito en la Tabla 14.

Tabla 14. Componentes utilizados para la adquisición de datos de las plantillas.

Numero	Elemento	Detalle
1	Conector FCC	Conector se emplea para adaptar el bus de datos el cual está conectado a cada uno de los sensores según su necesidad.
2	Esps2 mini	El microcontrolador se utiliza para transmitir y recibir diversas señales de los sensores de presión y los interruptores, permitiendo el control completo del prototipo.
3	Resistencia 10kΩ	Se emplean para tener una distribución exacta de presión.
4	Fuente de alimentación	Esta batería proporciona la energía necesaria para alimentar todo el circuito. La tensión nominal de 3.7V es suficiente para alimentar tanto los sensores de fuerza como el ESP32 Mini.
5	Sensores de presión FSR 402	Se utiliza para evaluar la presión aplicada por el pie durante el contacto con el suelo.

3.6.5 Cálculo de consumo y duración de batería

Para calcular el consumo de la batería dentro del circuito en el que se aplicará la ecuación (6), la cual se presentará más adelante.

$$\begin{aligned} I_{total} &= I_{ESP32} + I_{FSR} \\ I_{total} &= 200\text{mA} + 1.32 \text{ mA} \\ I_{total} &= 201.32\text{mA} \end{aligned} \tag{6}$$

Donde:

- I_{total} : Consumo total de corriente.
- I_{ESP32} : Consumo de corriente aproximado de la ESP32-S2 Mini; 200mA.
- I_{FSR} : Consumo de corriente de los sensores FSR 402;1.32mA.

Después de calcular el consumo de la batería dentro del circuito, se determina la duración de está utilizando la ecuación (7).

$$T_{horas} = \frac{C_{bateria}}{C_{circuit}} \quad (7)$$
$$T_{horas} = \frac{500mAh}{200mA}$$

$$T_{horas} = 2.5 \text{ Horas}$$

Donde:

- T_{horas} : Tiempo en horas.
- $C_{bateria}$: Capacidad de la batería según su fabricante;500mAh.
- $C_{circuit}$: Consumo del circuito;200.00mA.

3.7 Diagrama de flujo del sistema de funcionamiento de la ESP32

El diagrama de flujo ilustra el funcionamiento del sistema que utiliza una placa LOLIN ESP32 S2 Mini y sensores FSR 402 para medir la fuerza o presión aplicada. El diagrama se compone de formas básicas como rectángulos, rombos, círculos y flechas para representar los diferentes pasos y decisiones del proceso.

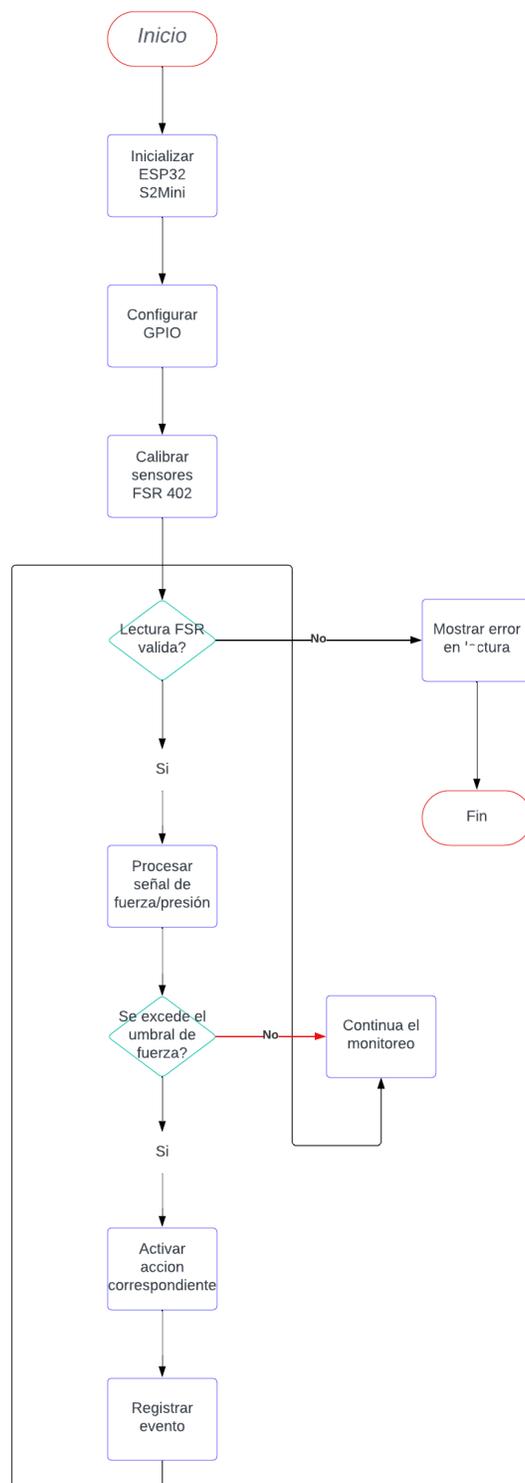


Figura 37. Diagrama de flujo de función de la esp32.

Para operar el dispositivo, se realiza el siguiente procedimiento:

- Para el inicio, el sistema se enciende y se prepara para comenzar el monitoreo.
- Se inicializa el EPS32 S2 Mini, configurando los recursos necesarios para la ejecución del programa, como la memoria, los temporizadores y otros periféricos integrados.
- Se configuran los pines GPIO (General Purpose Input/Output) que se usarán para conectar los sensores FSR 402 y cualquier otro dispositivo necesario. Esto incluye definir cuáles pines serán de entrada y cuáles de salida.
- Los sensores de fuerza (FSR 402) se calibran para asegurar que las lecturas sean precisas y confiables. Este paso puede implicar la aplicación de fuerzas conocidas a los sensores y el ajuste de sus salidas en consecuencia.
- El sistema lee los datos de los sensores FSR 402 y verifica si las lecturas son válidas. Una lectura válida implica que los datos están dentro de un rango esperado y no presentan errores de lectura.
- Si las lecturas de los sensores no son válidas, se muestra un mensaje de error indicando que hay un problema con la lectura de los sensores. El sistema puede detenerse o intentar leer los sensores nuevamente, dependiendo de la implementación.
- Las lecturas de los sensores se procesan para determinar la fuerza o presión aplicada. Esto puede incluir la conversión de los valores de los sensores a unidades de fuerza y la aplicación de algoritmos de filtrado para suavizar las lecturas.
- Se compara la fuerza o presión medida con un umbral predefinido. El umbral es un valor límite que, cuando se supera, desencadena una acción específica.
- Si la fuerza o presión no excede el umbral, el sistema continúa monitoreando las lecturas de los sensores en tiempo real. Este es un bucle continuo que permite la detección de cambios en la fuerza o presión aplicada.
- Si la fuerza o presión excede el umbral, se activa una acción predefinida. Esta acción puede ser una alarma, la activación de un actuador, el envío de una notificación, etc.

- Se registra el evento en el sistema, almacenando datos relevantes como la fuerza medida, la hora del evento y cualquier otra información útil. Este registro puede ser usado para análisis posteriores y para mejorar el sistema.
- El proceso puede finalizar aquí si el sistema está diseñado para detenerse después de registrar el evento.

3.8 Diseño de interfaz para la adquisición de datos del Esp32

Para el diseño de interfaz para la adquisición de datos del ESP32 se centra en el software Visual studio code para crear una interacción intuitiva y eficiente entre el usuario y el dispositivo. Esta aplicación permite al usuario visualizar y analizar datos de sensores podales en tiempo real. Los usuarios pueden ver gráficos de pie izquierdo y pie derecho, cada uno con gráficos individuales para cada sensor y un gráfico de fuerza total que muestra la fuerza general aplicada al pie como se muestra en Figura 38.

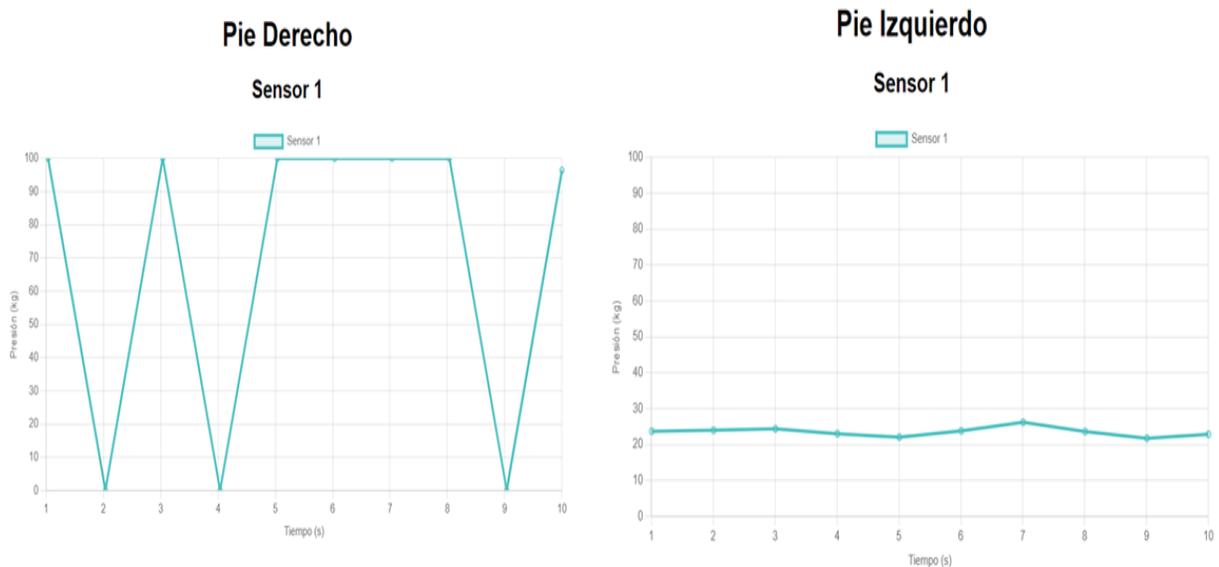


Figura 38. Interfaz gráfica para adquisición de señales.

La aplicación también permite guardar los gráficos como imágenes PNG. Para su posterior clasificación en la red neuronal implementada.

3.8.1 Diagrama de flujo de la función del HTML

Para diseñar de manera efectiva el diagrama de flujo que ilustra la función del HTML, se han considerado diversos factores clave. Este diagrama no solo representa la estructura básica de una página web mediante etiquetas y atributos HTML, sino que también visualiza cómo interactúa con otros elementos esenciales del desarrollo web. Desde la autenticación inicial del usuario mediante la entrada de credenciales hasta la dinámica actualización de gráficos en tiempo real, cada paso crucial en la experiencia del usuario se refleja de manera clara y organizada en este diagrama. Esto no solo facilita la comprensión del proceso de desarrollo web, sino que también subraya la importancia de una estructura HTML bien definida para la funcionalidad y la usabilidad de la página web final como se muestra en la Figura 39.

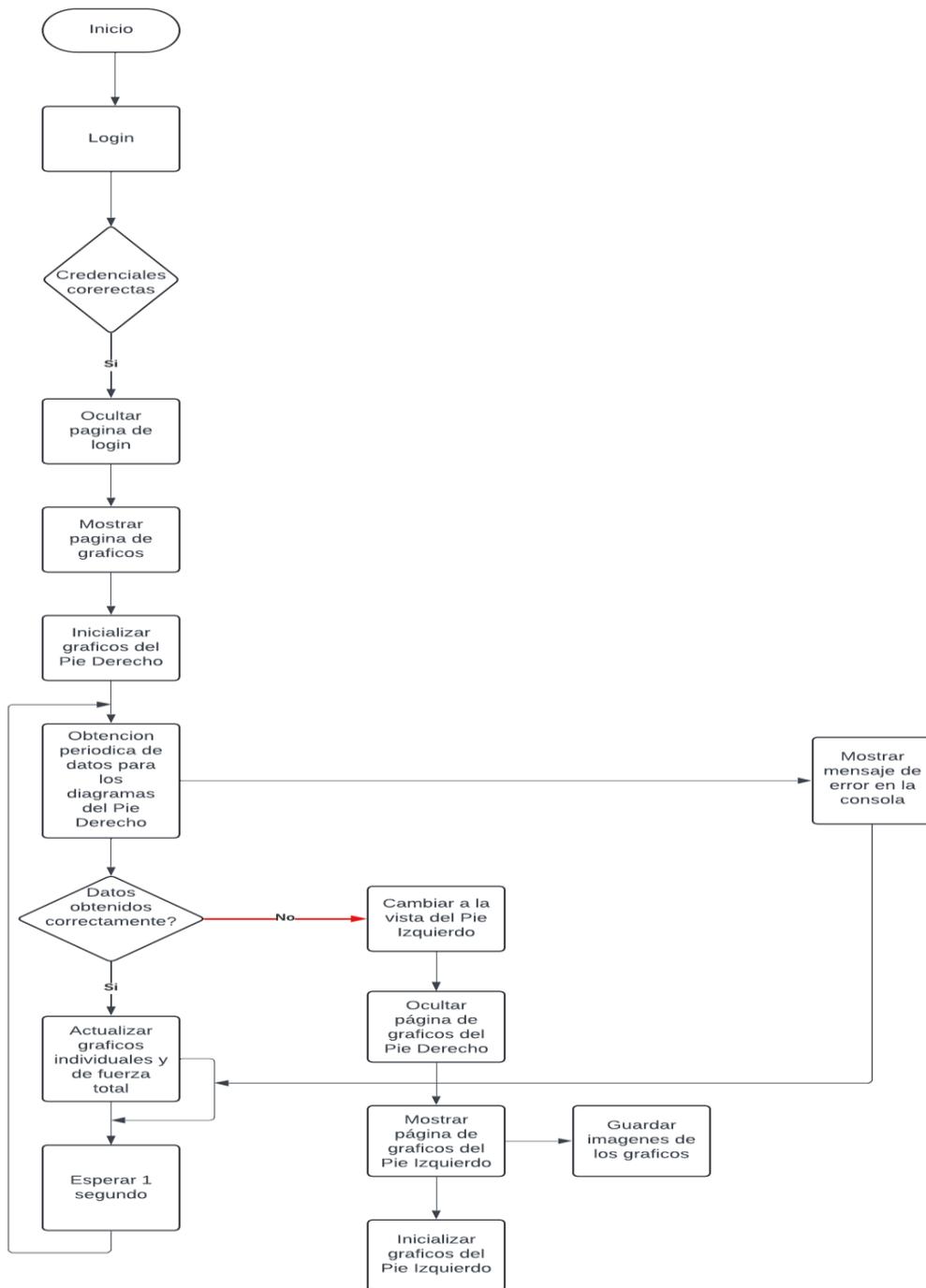


Figura 39. Función del HTML.

Para que el dispositivo funcione correctamente, se sigue el siguiente procedimiento:

- **Inicio de la sesión:** El proceso comienza cuando el usuario intenta acceder al sistema. Se presenta la página de autenticación, que requiere que el usuario ingrese sus credenciales (nombre de usuario y contraseña) para completar el proceso de autenticación.
- **Verificación de credenciales:** Una vez que el usuario ingresa sus credenciales, el sistema verifica si son válidas. Si los datos proporcionados son correctos, se otorga el acceso al usuario. En caso de que las credenciales no sean válidas, el sistema despliega un mensaje de error y solicita que se intente nuevamente.
- **Mostrar gráficos del pie de página derecho:** Una vez que el usuario se autentica correctamente, se oculta la página de inicio de sesión y se muestra la página de gráficos del pie de página derecho. Esta página muestra una visualización gráfica de los datos del pie derecho, que se actualizan en tiempo real.
- **Actualización de gráficos:** Los gráficos del pie derecho se actualizan cada segundo con nuevos datos recibidos del sistema, lo que permite al usuario ver la evolución de los datos en tiempo real.
- **Cambiar al pie izquierdo:** El usuario tiene la opción de pulsar el botón "Ver pie izquierdo" con el fin de cambiar la vista a los gráficos del pie izquierdo, permitiéndole comparar los datos con los del pie derecho.
- **Mostrar gráficos del pie izquierdo:** Cuando el usuario presiona el botón "Ver pie izquierdo", se ocultan las representaciones del pie derecho y se despliegan las del pie izquierdo, las cuales también se actualizan en tiempo real.
- **Cambiar al pie derecho:** El usuario tiene la opción de pulsar el botón "Ver Pie Derecho" para alternar vista hacia los gráficos del pie derecho, regresando a la visualización original.
- **Mostrar gráficos del pie derecho:** Al hacer clic en el botón "Ver Pie Derecho", los gráficos del pie izquierdo se ocultan y se muestran los gráficos del pie derecho, con actualización en tiempo real.
- **Guardar imágenes:** El usuario puede guardar las imágenes de los gráficos como archivo de imagen, permitiéndole conservar una copia para futuras referencias.

3.9 Diseño de la red neuronal

Para crear la red neuronal, se tomaron varios factores clave: el tipo de red adecuado para el problema y los datos disponibles, la arquitectura determinada por el número de capas y neuronas con sus funciones de activación correspondientes, y la configuración de parámetros como la velocidad de aprendizaje, la técnica de optimización y el criterio de evaluación. Estas decisiones aseguraron un entrenamiento eficiente y preciso para la red neuronal.

3.9.1 Arquitectura de la red neuronal

Se elige una red neuronal convolucional (CNN) debido a su especialización en datos estructurados como imágenes y señales temporales mediante filtros convolucionales. Luego de seleccionar este tipo de red, se consideraron varios aspectos para definir su estructura, incluyendo el número y tipo de capas, así como su organización. La estructura del CNN incluye capas convolucionales, seguidas de capas de agrupamiento, normalización por lotes, capas de abandono y capas densas, como se muestra en la Figura 40.

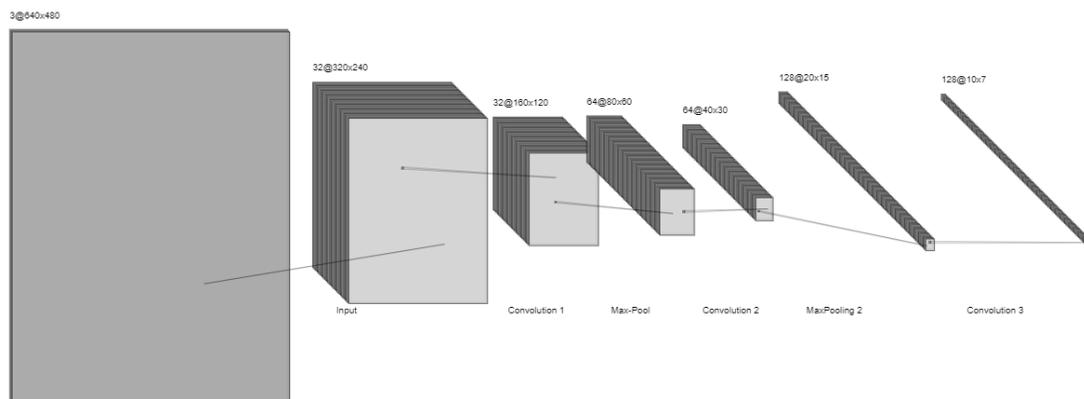


Figura 40. Estructura de la red neuronal.

La arquitectura se encuentra conformada de la siguiente forma:

- **Capa de Entrada:** Se diseño para que acepte imágenes de dimensiones 640x480, con tres canales de cromáticos (RGB). Esta configuración inicial es la que se utiliza para introducir las imágenes en la red.

- **Capa de convolución 1:** La capa convolucional inicial utiliza 32 filtros de dimensiones 3x3 en la imagen de entrada, produciendo 32 mapas de características con dimensiones reducido (320x240). El objetivo es extraer características locales importantes de las imágenes, como bordes y texturas.
- **MaxPooling1:** La primera capa de submuestreo reduce las dimensiones de los mapas de características en un factor de 2 (160x120), conservando la profundidad. Esta operación reduce la complejidad computacional y ayuda a generalizar las características aprendidas.
- **Capa convolucional 2:** La segunda capa convolucional utiliza 64 filtros de 3x3 sobre los mapas de características previamente reducidos, generando mapas de características más profundos (80x60). Esto permite a la red aprender características más complejas.
- **MaxPooling 2:** La segunda capa de submuestreo nuevamente reduce las dimensiones en un factor de 2 (40x30), manteniendo la profundidad. Esto ayuda a reducir aún más la dimensionalidad y a enfocar las características más importantes.
- **Capa convolucional 3:** La tercera capa convolucional aplica 128 filtros de tamaño 3x3, produciendo mapas de características aún más profundos (20x15). Esta capa se encarga de aprender características de alto nivel en las imágenes.
- **MaxPooling 3:** La tercera capa de submuestreo reduce las dimensiones de los mapas de características a 10x7, manteniendo la profundidad de 128. Esto concentra la información aprendida en un espacio más pequeño.
- **Capa de Aplanamiento:** La capa de aplanamiento transforma los mapas de características 3D (10x7x128) en un vector unidimensional. Esto acondiciona los datos para su entrada en las capas densamente conectadas.
- **Capa de Salida:** La última capa del modelo emplea una función de activación sigmoide para generar una probabilidad que oscila entre 0 y 1. Este valor establece si la imagen ingresada se categoriza como normal o anormal.

La arquitectura está diseñada para extraer y procesar características relevantes de las imágenes de entrada a través de capas convolucionales y de submuestreo, y luego utilizar capas completamente conectadas para realizar la clasificación final.

3.9.2 Datos de entrenamiento de la red neuronal

Para obtener los datos de entrenamiento de la red neuronal, se inicia con la adquisición gráfica de las señales de los sensores. Se toman 100 imagen cada persona y se guardan en dos carpetas distintas una con su respectivo nombre de normales o anormales y se las etiqueta como 1 o 0, para que la red neuronal pueda ser entrenada. Además, para el entrenamiento se siguieron ciertos pasos cruciales para asegurar que el modelo pueda aprender de manera efectiva las características relevantes de las imágenes, estos pasos se describan a continuación:

- **Configuración inicial y preparación del entorno:** Se establece una semilla para reproducibilidad y se configuró el crecimiento de la memoria
- **Carga de datos:** Se definen las rutas para las carpetas de imágenes de marcha normal y anormal. Se enlistó las imágenes en las carpetas, se cargó y se procesó las imágenes.
- **Preparación de datos:** Las imágenes que se procesan con su respectiva etiqueta se almacena en lista y se las convierte en arrays de Numpy. Posteriormente, el conjunto de datos se divide en dos partes: datos de entrenamiento y datos de prueba, utilizando la función `train_test_split`.
- **Creación y entrenamiento del modelo:** El modelo CNN utilizando la función `create_model`. Posteriormente, el modelo se compila con el optimizador Adam y la función de pérdida `binary_crossentropy`. Se entrena luego el modelo utilizando 'fit' y se almacenan las matrices de entrenamiento.
- **Evaluación del modelo:** Finalmente, se analiza el desempeño del modelo utilizando los datos de validación y se almacena el modelo ajustado junto con las matrices utilizadas durante el proceso de capacitación.

3.9.3 Curvas de precisión y pérdidas

Mediante la configuración de la red neuronal y el entrenamiento realizado con 25 épocas, se obtiene la gráfica de precisión (accuracy) la cual se presenta en la Figura 41 (a) y la curva de pérdidas (Loss) que se muestra en la Figura 42 (b).

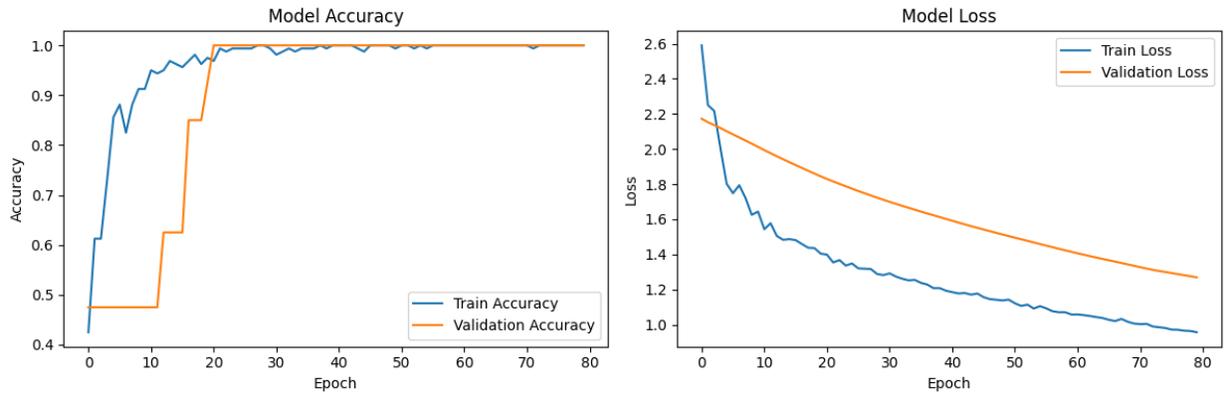


Figura 41. Curva de accurac y loss.

Estos resultados indican que la red neuronal alcanza una accuracy de 1.0 después de alrededor de 25 épocas. Después de las 25 épocas, el modelo se mantiene con una accuracy de 1, lo que indica que existe un sobreajuste a partir de este punto. En cuanto a la pérdida, esta disminuye constantemente, lo que indica que el modelo está aprendiendo.

CAPÍTULO IV

ANÁLISIS Y RESULTADOS

En este capítulo se examinará el rendimiento del dispositivo mediante diversas pruebas que permitan validar su funcionamiento en el proceso de clasificar la marcha de las personas como normal y anormal.

4.1 Resultados de las pruebas

4.1.1 Prueba de la calibración de los sensores

Se realizaron las pruebas se calibraron los sensores utilizando cinco pesos diferentes. Esto se hizo para asegurarse de que los sensores funcionaran dentro de un rango previamente determinado, como se muestra en la Tabla 15. La calibración es un paso crucial en el proceso de medición, ya que garantiza la precisión y confiabilidad de los datos obtenidos. Durante esta etapa, se verificó que cada sensor respondiera de manera adecuada a los pesos aplicados, ajustando los parámetros necesarios para obtener lecturas precisas. Este procedimiento es esencial para asegurar que los resultados de las pruebas de presión sean exactos y reproducibles.

Tabla 15. Calibración de los sensores.

Peso (Kg)	Fuerza(N)
0	0
10	98.10
25	245.25
50	490.50
100	981.00

4.1.2 Obtención de datos de sensores durante la marcha

Para la obtención de datos se realizaron varias pruebas de medición con los sensores bajo diferentes presiones o pesos, tanto para el género masculino como femenino en este caso para 4 personas, dos del género femenino y dos del masculino. Las pruebas fueron realizadas en modo dinámico, lo que permitió adquirir los datos de presión en una pasarela plana de piso de melamina con dimensiones de 5 metros de largo y 32cm de ancho, como se observa en la Figura 42.



Figura 42. Pasarela de 5 metros.

4.1.2.1. Adquisición de señales para una persona de 80Kg.

En la Figura 43 se muestra la presión registrada por los 4 sensores bajo una carga real de 80 kg, la cual, mediante simulación en tiempo real, genera la gráfica correspondiente a la pisada del pie derecho de una persona de género masculino que al momento de hacer contacto con el suelo coinciden en el mismo punto de presión en este caso en 40 Kg en un determinado tiempo de un segundo.

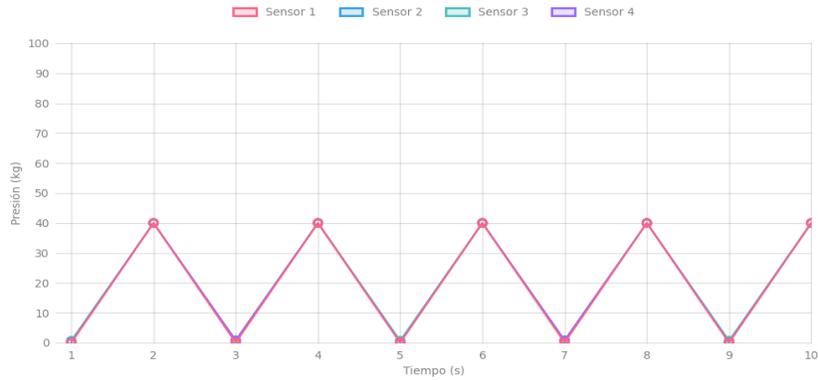


Figura 43. Gráfica de pisada de masa real 80 Kg.

A continuación, la Figura 44 presenta la presión individual de cada sensor en relación con el peso aplicado sobre las plantillas.

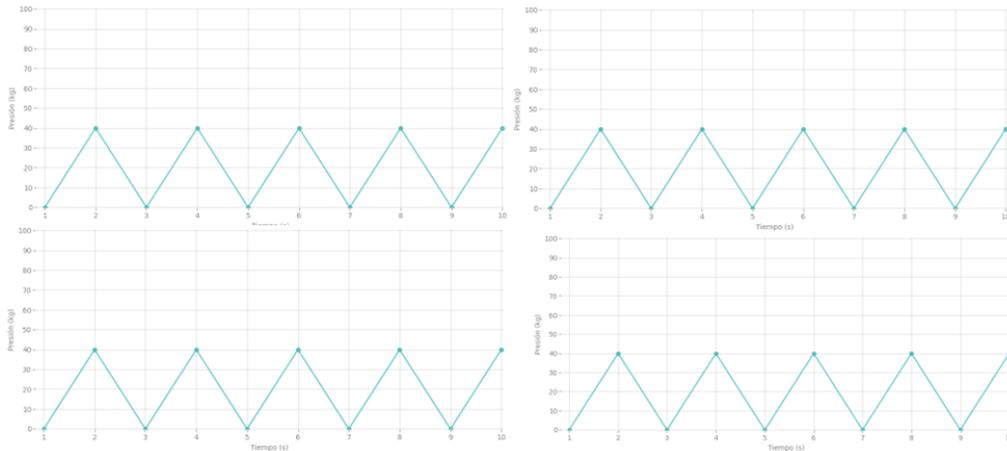


Figura 44. Presión individual de los sensores.

Estas gráficas permiten visualizar de manera clara cómo coinciden los puntos de presión entre diferentes muestras. Facilitan la comparación y el análisis de patrones, ayudando a identificar tendencias o discrepancias significativas en el comportamiento de las presiones registradas.

Además, en las Figuras 43 y 44 se observa que los puntos de presión alcanzan hasta un valor de 40 kg. Esto se debe a que, durante el proceso de la marcha, al pasar del contacto inicial a la oscilación final, existe un periodo de apoyo que dura aproximadamente 2 segundos. En este

intervalo de tiempo, el peso del cuerpo se distribuye entre ambos pies, y el peso máximo registrado por cada sensor corresponde a la fase de apoyo completo de un solo pie, donde una parte significativa del peso corporal se transfiere a dicho pie mientras el otro está en fase de oscilación.

4.1.2.2. Adquisición de señales para una persona de 58Kg.

La Figura 45 presenta una gráfica que ilustra la presión generada por una masa real de 58 kg en tiempo real, simulando la pisada de una persona de género femenino. Esta visualización permite observar cómo varía la distribución de la presión bajo el peso de una persona específica durante el proceso de caminata o actividad similar.

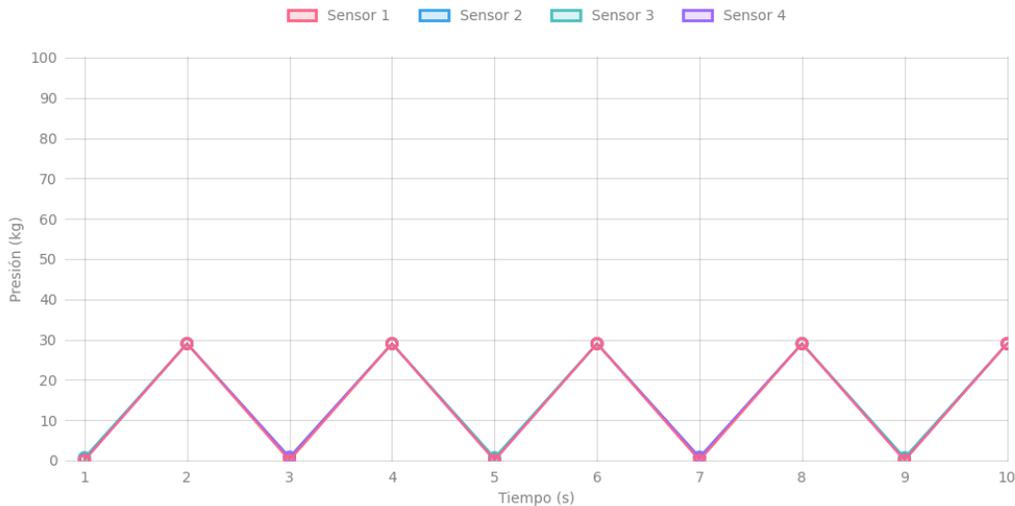


Figura 45. Gráfica de pisada de masa real 58 Kg.

La Figura 46 ilustra la distribución de la presión registrada por cada sensor en relación con el peso aplicado sobre las plantillas. El análisis detallado de estas mediciones es fundamental para comprender cómo cada sensor responde y contribuye a la carga total soportada por las plantillas.

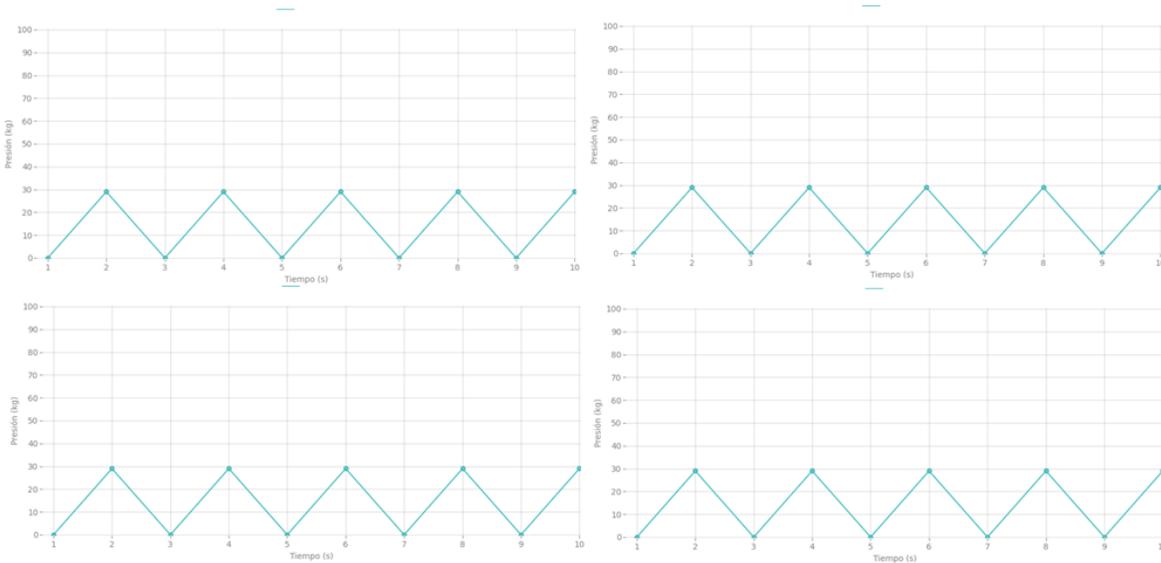


Figura 46. Presión individual de los sensores.

4.1.2.2. Adquisición de señales para una persona de 75Kg.

En la Figura 47 se presenta la medición de la presión de los sensores en relación con una masa real de 75 kg. Esta medición se obtiene a través de simulaciones en tiempo real, las cuales generan la representación gráfica de la pisada de una persona de género masculino.

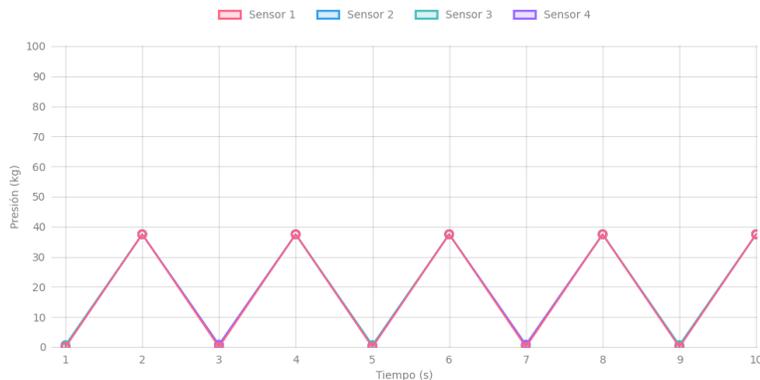


Figura 47. Gráfica de pisada de masa real 75Kg.

En la Figura 48 se ilustra la distribución detallada de la presión registrada por cada sensor, en relación con el peso aplicado sobre las plantillas. Esta representación gráfica permite visualizar

cómo cada sensor responde de manera única a la carga ejercida, ofreciendo insights detallados sobre la distribución de la presión a lo largo de las plantillas.

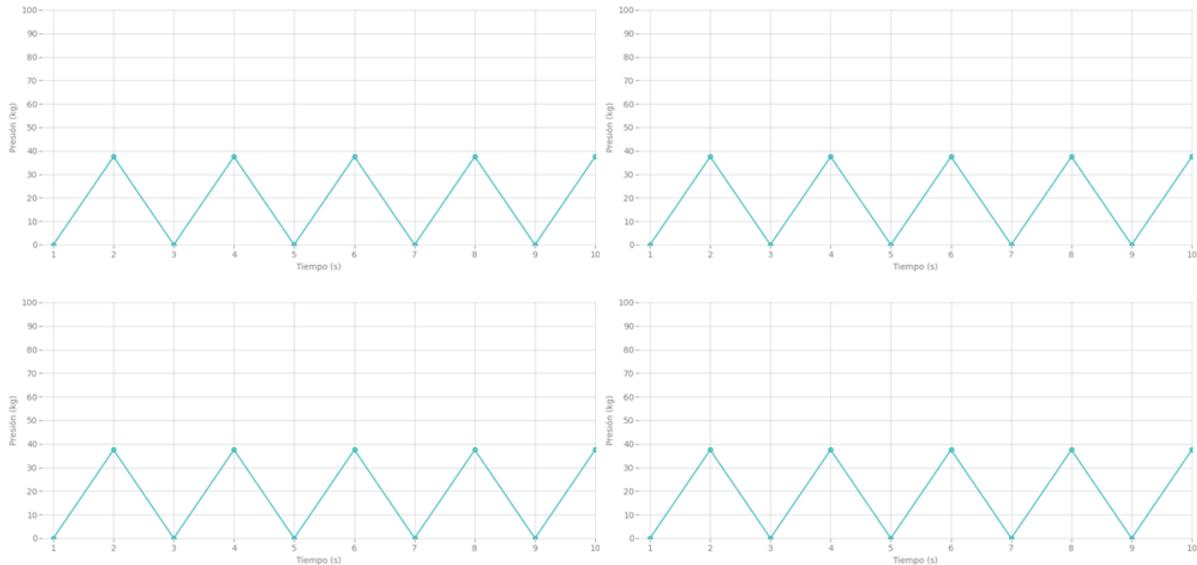


Figura 48. Presión individual de los sensores.

En la Figura 49 se presenta la presión registrada por los sensores al aplicar una masa de 70 kg. A través de una simulación en tiempo real, se obtiene la gráfica de la pisada de una persona de género femenino.

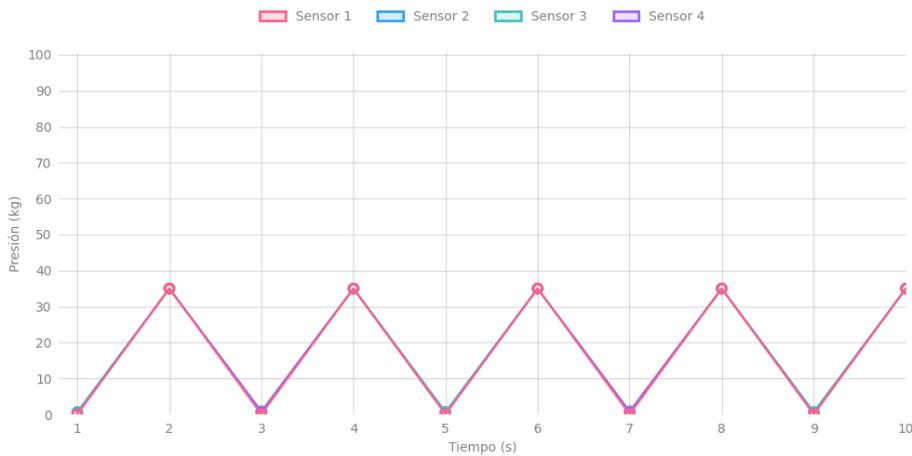


Figura 49. Gráfica de pisada de masa real 70 Kg

A continuación, en la Figura 50 se presenta la gráfica que detalla la presión registrada por cada sensor individualmente en relación con el peso aplicado sobre las plantillas. Esta representación visual permite observar cómo cada sensor responde de manera específica a la carga ejercida.

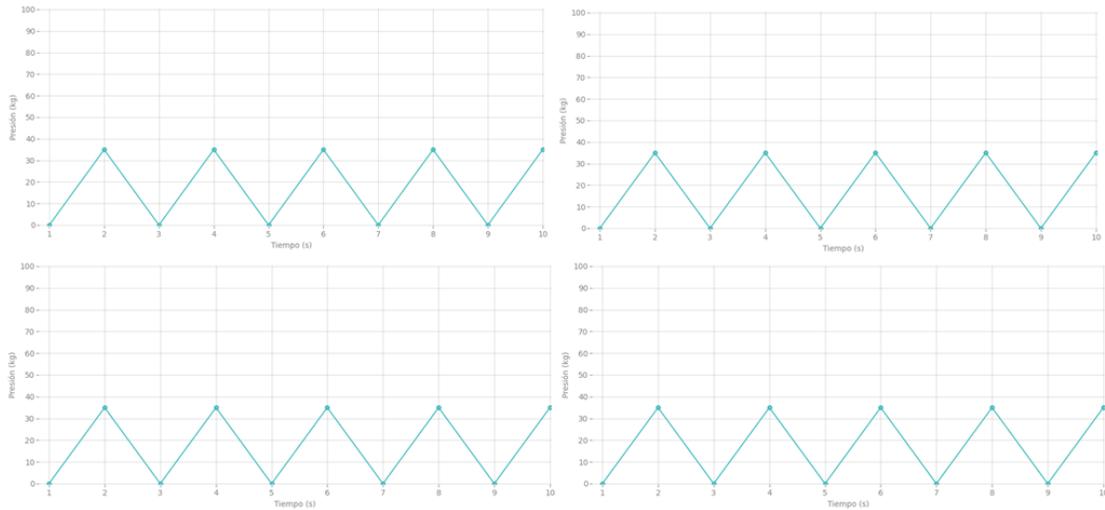


Figura 50. Presión individual de los sensores.

4.1.3 Gráfica de señales de marcha de personas sanas y enfermas

En esta prueba se realiza la comparativa entre una persona sana y una persona enferma. En la Figura 51 se presenta la forma de adquirir las señales de los sensores con una persona de género femenino con peso de 58Kg que no se encuentra con problemas de marcha detectados visualmente. Para hacer estas pruebas la persona tubo que caminar en la pasarela de 5 metros.

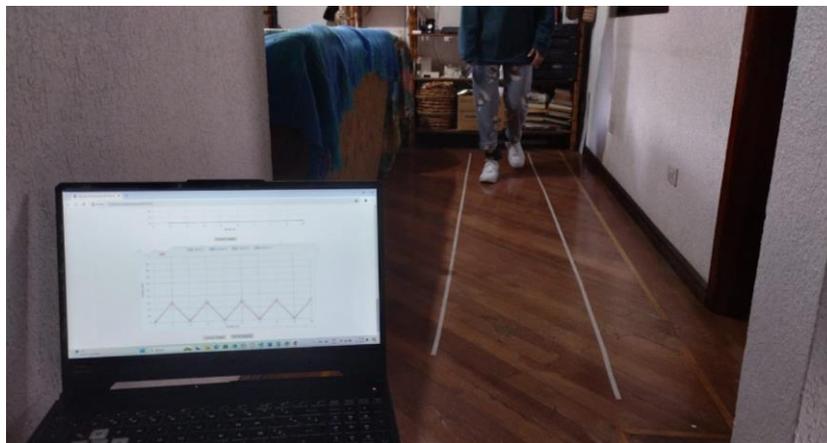


Figura 51. Proceso de prueba en la pasarela con una persona sana.

En la Figura 52, se presenta las señales de los sensores durante el proceso de marcha de la persona sana. En la cual se puede observar una destrucción igual en todos los sensores.

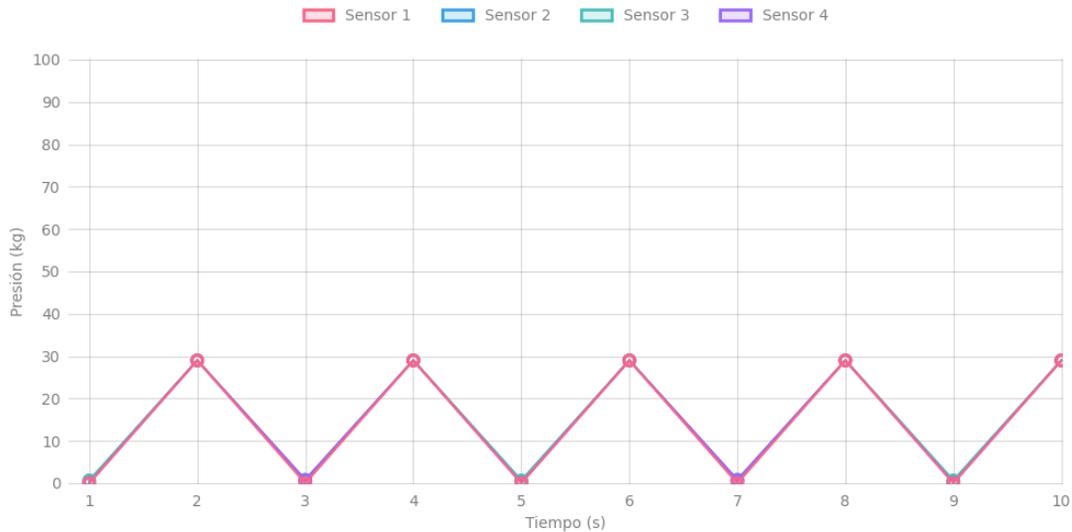


Figura 52. Gráfica de señales de los sensores.

Bajo las mismas condiciones que la prueba anterior se realiza la prueba con una persona con problemas en la marcha verificados visualmente, esta persona presenta un problema de Antálgica conocida comúnmente como dolor en una extremidad inferior, la cual se trata que la distribución de la presión o fuerza se altera significativamente concentrándose en el pie sana para evitar dolor en el pie afectado pero al intentar concentrarse en el pie sano puede haber cambios en la postura corporal para compensar el dolor . Como se ilustra en la Figura 53, se ilustra el procedimiento de adquisición de la señal de los sensores.



Figura 53. Proceso de prueba en la pasarela con una persona enferma.

En la Figura 54, se presenta las señales de los sensores durante el proceso de marcha de la persona enferma. En la cual se puede observar una distribución desigual en los sensores.

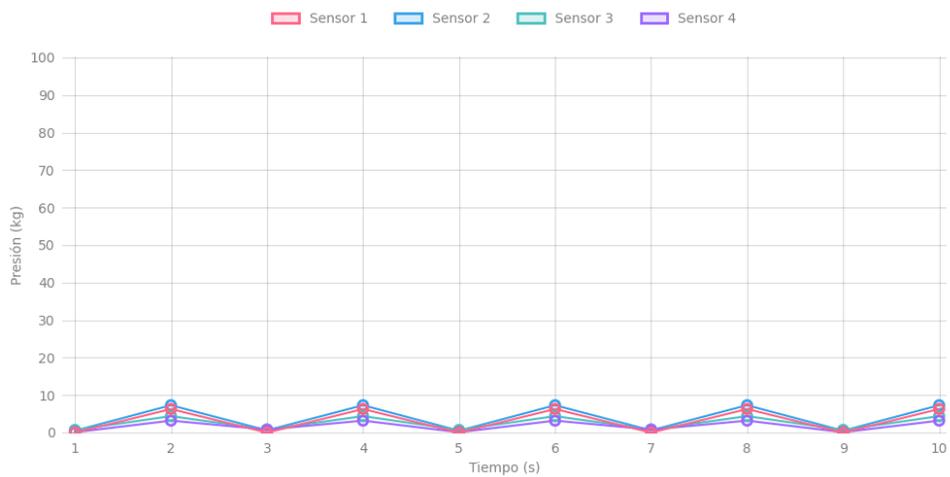


Figura 54. Gráfica de señales de los sensores.

4.1.4 Clasificación de marcha mediante la red neuronal

Para determinar el funcionamiento correcto de la red neuronal diseñada, se ingresan distintas imágenes las cuales no fueron empleadas en el proceso de capacitación de la red neuronal. A continuación, se presentan algunas muestras de las fotos empleadas para esta prueba.

En la Figura 55 se muestra una imagen de una persona sana, adquirida con los sensores del pie derecho durante el proceso de marcha.

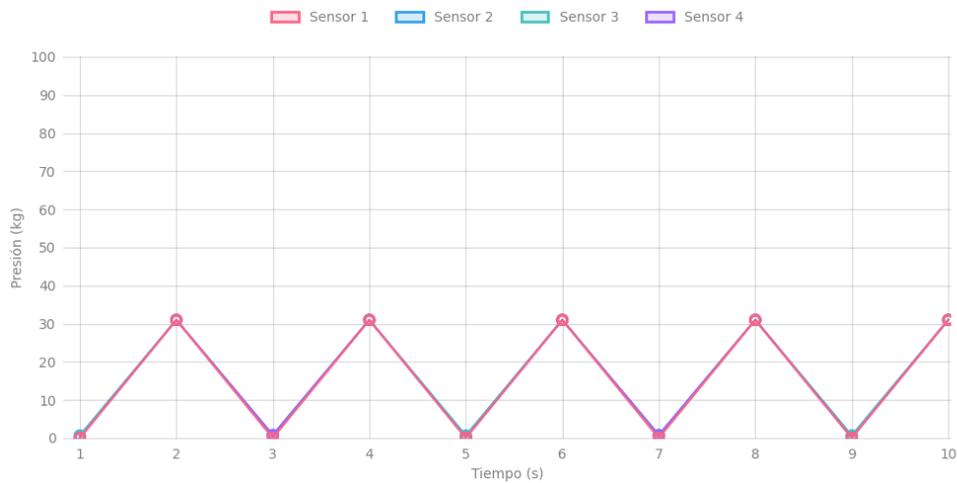


Figura 55. Gráfica de una persona sana.

Al pasar la imagen por la red neuronal se obtiene que a la Figura 55 se la clasifica como una persona sana con una precisión del 94%, y en las métricas se obtienen los porcentajes que se presentan en la Tabla 16.

Tabla 16. Métricas obtenidas de una persona sana.

	Precisión	Recall	F1-score	Suporte
0	0.95	0.96	0.95	20
1	0.94	0.92	0.93	20

En la Figura 56 se muestra una imagen de una persona con problemas en la marcha, estas señales se adquieren con los sensores del pie derecho durante el proceso de marcha.

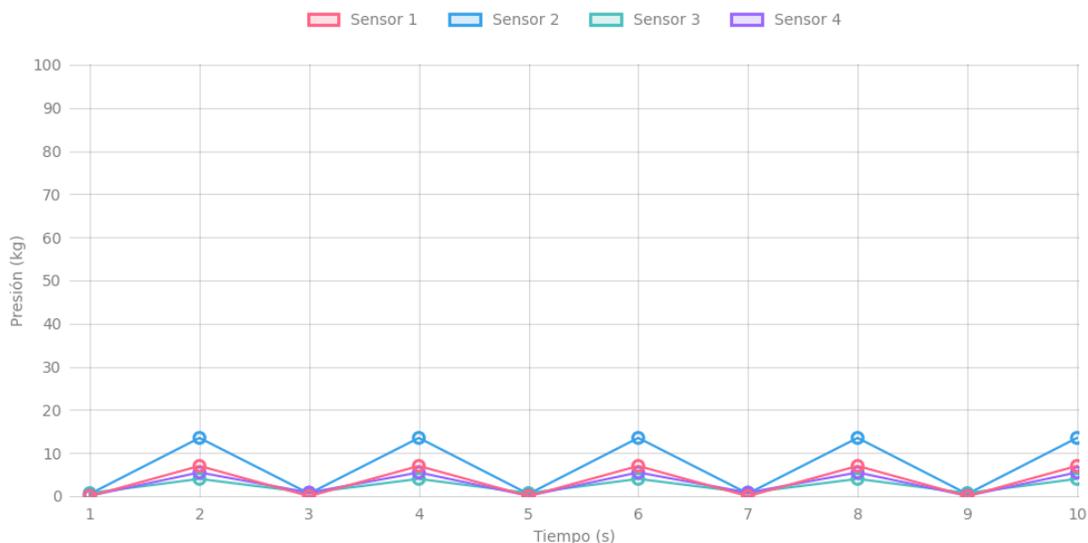


Figura 56. Gráfica de una persona enferma.

Al pasar la segunda imagen por la red neuronal se obtiene que ha esta la red neuronal la clasifica como una persona enferma con una precisión del 92%. Las métricas obtenidas y los porcentajes de validación, como se detallan en la Tabla 17.

Tabla 17. Métricas obtenidas de una persona enferma.

	Precisión	Recall	F1-score	Suporte
0	0.93	0.94	0.93	18
1	0.92	0.92	0.93	18

4.2 Discusión de resultados

En la Tabla 18 se presenta el promedio por sensor del pie derecho. Estos valores son recopilados para mostrar las diferencias existentes entre personas sanas y enfermas. Además, se añade el valor de los sensores enviados a la red neuronal, los cuales fueron clasificados como "enfermos".

Tabla 18. Resumen de medición de pie derecho.

Detalle	Estado de salud	Sensor 1 (Kg)	Sensor 2 (Kg)	Sensor 3 (Kg)	Sensor 4 (Kg)
Persona 1	Sana	10.00	10.00	10.00	10.00
Persona 2	Sana	7.25	7.25	7.25	7.25
Persona 3	Enferma	7.00	13.50	4.00	5.50
Persona 4	Enferma	7.50	9.00	5.50	4.50
Validación 1	Sana	7.25	7.25	7.25	7.25
Validación 2	Enferma	6.30	7.30	4.40	3.20

En la tabla 19. Se presentan los valores de los sensores del pie izquierdo.

Tabla 19. Resumen de medición del pie izquierdo.

Detalle	Estado de salud	Sensor 1 (Kg)	Sensor 2 (Kg)	Sensor 3 (Kg)	Sensor 4 (Kg)
Persona 1	Sana	10.00	10.00	10.00	10.00
Persona 2	Sana	7.25	7.25	7.25	7.25
Persona 3	Enferma	8.00	12.00	5.50	5.00
Persona 4	Enferma	8.90	12.00	7.00	5.50
Validación 1	Sana	9.38	9.38	9.38	9.38
Validación 2	Enferma	6.80	8.10	5.00	3.50

Mediante los valores de la Tabla 18 y la Tabla 19, se aprecia que existe una diferencia entre las personas sanas, de aproximadamente 8.625 kg en ambos pies en comparación a las personas enfermas, cuya diferencia fue de aproximadamente 6.8125 kg en el pie derecho y 7.9875 kg en el pie izquierdo, ya que no existe una distribución equilibrada como en las personas sanas.

4.3 Costos de diseño y construcción

Para la elaboración del dispositivo de captación de clasificación de señales de marcha humana, se han tenido en cuenta distintos costos, incluyendo los relacionados con aspectos eléctricos, mecánico, mano de obra y auxiliares, los cuales se detallan a continuación.

4.3.1 Costo elementos mecánicos

En la Tabla 20 se presentan todos los componentes mecánicos utilizados en la construcción del modelo.

Tabla 20. Costos para la construcción mecánica.

Cantidad	Descripción	Precio por unidad (USD)	Precio Total (USD)
1	Rollo de filamento TPU	30.00	30.00
1	Rollo de filamento PLA	20.00	20.00
1	Metro de velcro	0.50	0.50
Total			50.50

4.3.2 Costos elementos eléctricos

La Tabla 21 presenta los diferentes componentes eléctricos y electrónicos empleados para el control y adquisición de señales de presión.

Tabla 21. Costos para la construcción eléctrica.

Cantidad	Descripción	Precio por unidad (USD)	Precio Total (USD)
2	Modulo Wemos Lolin ESP 32 S2 Mini	7.50	15.00
8	Sensor de presión/fuerza fsr402	13,00	104.00
8	Resistencias de 10k Ω	0.10	0.80
4	Conectores JST de dos pines	0.50	2.00
2	Batería de litio	9.00	18.00
1	Baquelita de doble cara	2.50	2.50

1	Cable plano flexible	6.80	6.80
2	Adaptador ffc/fpc para cable plano flexible	2.50	5.00
		Total	154,10

4.3.3 Mano de obra

Para determinar el precio de la mano de obra del proyecto, se toma como base el salario básico para un ingeniero junior en Ecuador, que se establece en aproximadamente 600 dólares, según el Ministerio del Trabajo. Estos valores se representan en la Tabla 22.

Tabla 22. Costos de la mano de obra.

Mano de Obra	Horas	Valor por hora (USD)	Total (USD)
Diseño Mecánico	15 h	3.75	56.25
Diseño Eléctrico	3h	3.75	11.25
Construcción	4h	3.75	15.00
		Total	82.50

4.3.4 Costo total de las plantillas basadas en sensores de presión para la detección de problemas en marcha humana

Para obtener el costo total de las dos plantillas basadas en sensores de presión para la detección de problemas en marcha humana, se suman los valores totales de las Tablas 18, 19 y 20. Los resultados se presentan en la Tabla 23.

Tabla 23. Costo total.

Costo	Valor (USD)
Construcción Mecánica	50.50
Construcción Eléctrica	154.10
Mano de Obra	82,50
Total	287.10

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

En este apartado se presentan las conclusiones y recomendaciones resultantes del proceso integral de construcción de las plantillas basadas en sensores de presión para la detección de problemas en marcha humana.

CONCLUSIONES

- Mediante la investigación bibliográfica se identificaron las formas y medios para detectar problemas de marcha en las personas. Entre estas formas, las más comunes son: sensores inerciales, cámaras de alta velocidad y sensores de presión basados en plantillas, siendo estos últimos los más utilizados debido a su bajo costo y su capacidad de registrar datos en tiempo real. Uno de los sensores más utilizados para estos procesos es el FSR 402, el cual genera confiabilidad y viabilidad de la adquisición de datos debido a su sensibilidad y precisión en la detección de fuerzas aplicadas durante la marcha humana.
- Para el diseño y posterior implementación se consideró un factor de seguridad adecuado para asegurar la durabilidad y resistencia de las plantillas a las cargas sometidas. El factor de seguridad determinado es de 806.45 debido a que el peso se distribuye a lo largo de la plantilla y al uso del material TPU, el cual es de alta densidad, robusto y flexible.
- Los elementos mecatrónicos y el microcontrolador ESP32 empleados en la fabricación de las plantillas permitieron la adquisición inalámbrica de las señales de los sensores. Esta adquisición inalámbrica asegura que el dispositivo no interfiera en el proceso de la marcha y que los datos registrados no presenten señales distorsionadas.
- La implementación de dos tipos diferentes de plantillas permitió comparar su rendimiento y efectividad. Se observó que una de las plantillas ofrecía una mayor sensibilidad y precisión en la detección de anomalías específicas, mientras que la otra era más robusta y duradera en términos de uso prolongado.
- El algoritmo de red neuronal CNN diseñado mostró una alta precisión en la detección de problemas en marcha humana, alcanzando un valor de exactitud de 1.0 a las 25 épocas.

Esto se demostró con curvas de precisión y pérdida, evidenciando que la red neuronal tiene un alto rendimiento al clasificar las imágenes de entrenamiento.

- Las pruebas realizadas con personas sanas y con personas enfermas presentan diferencias en las gráficas de peso vs tiempo, esta diferencia se presenta principalmente en la presión irregular presentada en las personas enfermas. Estas diferencias son consideradas por la red neuronal para clasificar a las personas con una camina sana o enferma. Esta clasificación es realizada mediante un 94% y 92% respectivamente, lo cual demuestra el funcionamiento y validez de la clasificación de señales de marcha humana.

RECOMENDACIONES

- Se recomienda implementar más sensores en la plantilla para detectar diferentes puntos de presión, permitiendo generar un estudio del proceso de la marcha más detallado.
- Se recomienda continuar con la investigación y desarrollo de sensores de presión más avanzados que ofrezcan una mayor precisión y durabilidad. Además, la integración de diferentes técnicas de inteligencia artificial y aprendizaje profundo puede mejorar la interpretación de los datos y la detección de patrones complejos.
- Fomentar la colaboración entre ingenieros, médicos, fisioterapeutas y otros profesionales de la salud para desarrollar y mejorar continuamente estas tecnologías. Esta colaboración puede conducir a innovaciones significativas y a un mejor entendimiento de cómo optimizar las plantillas para diversas aplicaciones clínicas.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] A.M.Bronstein, «Capítulo 16- Equilibrio,» *sciencedirect*, 2013.
- [2] N. Stergiou, *Biomechanics and Gait Analysis*, Elsevier, 2020, p. 412.
- [3] P. P. Soriano, *Biomechanica Basica Aplicada a la actividad fisica y el deporte*, Valencia, España: Paidotribo, 2015.
- [4] A. Puig-Divi, *Biomechanica y Patomechanica de la marcha humana*, España: AFEDI.
- [5] F. M. R. y. M. C. Tejada, *La marcha humana: Biomecánica, evaluación y patología*, España: Médica Panamericana S.A., 2020.
- [6] D. M. G. M. A. A. S. L. M. P. A. Juan Carlos L.C, *Fisioterapeutas Del Servicio Gallego de Salud.Temario Especifico Volumen II*, España: MAD, 2006.
- [7] A. C. Aleu, *Traumatología y ortopedia. Miembro inferior*, Barcelona: Elsevier España, S.L.U., 2022.
- [8] F. Brigaud, *La carrera Postura, biomecánica y rendimiento*, España: Paidotribo, 2017.
- [9] D. E. A. Juan Carlos Muñoz, *Concepto de biomechanica con aplicaciones para ciencias de la salud y el deporte*, Argentina, 2007.
- [10] M. M. I. M. R. Rodrigo C., *Biomechanica clinica de las patologías del aparato locomotor*, Barcelona: Masson, 2007.
- [11] S. E. d. R. y. M. Fisica, *Manual SERMEF de Rehabilitación y Medicina Física*, España: Panamericana, 2006.

- [12] E. D. R. Sociedad, Semiología de las enfermedades reumáticas, España: Médica Panamericana, 2006.
- [13] M. C. Trillos, Evaluación clínica de los trastornos, España: Universidad del Rosario, 2012.
- [14] M. P. Jim Richards BEng, The comprehensive textbook of clinical biomechanics, Preston: ELSEVIER, 2018.
- [15] M. Expo, «Medical Expo,» Medical Expo, [En línea]. Available: <https://trends.medicaexpo.es/sensing-future-technologies/project-118872-436387.html>.
- [16] infaimon, «infaimon,» [En línea]. Available: <https://infaimon.com/blog/vision-artificial-deporte-espectaculo/>.
- [17] L. A. L. C. Y. T. P. Daissy Carola Toloza Cano, Herramientas de análisis para la estabilidad estática postural Caso de aplicación: personas con amputación transtibial, Colombia: Universidad Distrital Francisco José de Caldas, 2022.
- [18] I. Electronics, «Interlink Electronics,» 26 10 2010. [En línea]. Available: <https://cdn.sparkfun.com/assets/8/a/1/2/0/2010-10-26-DataSheet-FSR402-Layout2.pdf>. [Último acceso: 2024 01 21].
- [19] M. A. P. GARCIA, Instrumentación electrónica, España: Ediciones Paraninfo, S.A, 2014.
- [20] P. Bertoleti, Proyectos con ESP32 y LoRa, Sao Paulo: Instituto NCB, 2019.
- [21] Amazon, «Amazon,» Shanrya, 07 02 2022. [En línea]. Available: <https://www.amazon.com/-/es/plantilla-inteligente-alfombrilla-plantillas-inteligentes/dp/B09RWYRV5T>. [Último acceso: 19 04 2024].
- [22] China, «walmart,» China, [En línea]. Available: <https://www.walmart.com.mx/ip/herramientas-electricas/sensor-de-presion-de-pie-de-pelicula-alfombrilla-de-deteccion-de-presion-de-alta-precision-flexible-16-areas-de>

deteccion-ip67-alfombrilla-de-presion-de-pelicula-anggrek-otros/00637302716935.
[Último acceso: 2024 04 19].

- [23] «mexpolimeros,» mexpolimeros, [En línea]. Available:
<https://www.mexpolimeros.com/poliuretano%20termoplástico.html>.
- [24] A. L. M. Herbert Kaufer, Ortopedia.Tomo2, España: Panamericana, 2004.
- [25] G. S. A. J. J. M. C. Leonel Germán Corona Ramírez, Sensores y Actuadores, Mexico: Patria, 2014.
- [26] J. Sathish, Aprenda la interfaz Esp32 Arduino: una guía paso a paso, Publicado de forma independiente, 2021.
- [27] P. P. López, Robótica y domótica básica con arduino, Bogota: U, 2021.
- [28] M. J. Sánchez-Gómez, Las nuevas tecnologías en la rehabilitación de la marcha, 2022.
- [29] F. E. Micheli, Enfermedad de Parkinson y trastornos relacionados, España: Médica Panamericana, 2006.
- [30] J. D. Lesme, Evaluación clinico-funcional del movimiento corporal humano, España: Médica Panamericana, 2007.
- [31] M. E. G. A. Isaac Pérez Borrero, Deep learning fundamentos, teoría y aplicación, España: Universidad de Huelva, 2021.
- [32] f. d. l. rosa, «ResearchGate,» 09 2016. [En línea]. Available:
https://www.researchgate.net/figure/Red-neuronal-convolucional-4_fig7_308783857.
[Último acceso: 19 06 2024].

- [33] J. Torres, Python Deep Learning introducción práctica con Keras y TensorFlow 2, Marcombo, 2020.
- [34] M. A. S.-M. I. R. G. C. B. C. C. P. C. M. Emilio Soria Olivas, Sistemas de Aprendizaje Automático, Madrid: Ra-Ma S.A. Editorial y Publicaciones, 2023.

ANEXOS

ANEXO 1

Código de programación de la ESP32

```
#include <WiFi.h>
#include <ArduinoJson.h> // Incluir la biblioteca ArduinoJSON

// Definir los pines de los sensores de fuerza
#define FORCE_SENSOR_PIN1 3
#define FORCE_SENSOR_PIN2 5
#define FORCE_SENSOR_PIN3 7
#define FORCE_SENSOR_PIN4 9

const char* ssid = "ESTEF"; // Cambia "tuSSID" por el nombre de tu red WiFi
const char* password = "EstefSua"; // Cambia "tuContraseña" por la contraseña de tu red WiFi

WiFiServer server(80);

// Función para convertir la lectura analógica en kilogramos
float analogToKilograms(int analogReading) {
  // Curva de calibración empírica para FSR 402
  float voltage = analogReading * (3.3 / 4095.0); // Convertir la lectura a voltaje
  float force;

  if (voltage <= 0.5) {
    force = 0; // Sin presión
  } else if (voltage <= 1.75) {
    force = (voltage - 0.5) * 30; // Calibración empírica
  } else {
    force = 100; // Fuerza máxima
  }

  return force;
}

// Función para determinar el nivel de presión
const char* getPressureLevel(int analogReading) {
  if (analogReading < 815)
    return "sin presión";
  else if (analogReading < 1638)
    return "toque ligero";
  else if (analogReading < 2457)
    return "apretón ligero";
  else if (analogReading < 3276)
    return "apretón medio";
  else
    return "apretón fuerte";
}

void setup() {
  Serial.begin(115200);

  pinMode(FORCE_SENSOR_PIN1, INPUT);
  pinMode(FORCE_SENSOR_PIN2, INPUT);
  pinMode(FORCE_SENSOR_PIN3, INPUT);
  pinMode(FORCE_SENSOR_PIN4, INPUT);

  WiFi.begin(ssid, password);
  Serial.println("Connecting to WiFi...");
  while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
    delay(1000);
    Serial.print(".");
  }
  Serial.println("\nConnected to WiFi");
  Serial.print("IP address: ");
  Serial.println(WiFi.localIP());

  server.begin();
  Serial.println("Server started");
}

void loop() {
  WiFiClient client = server.available();
  if (client) {
    Serial.println("Client connected");
    String request = client.readStringUntil('\r');
    Serial.println(request);
    client.flush();

    // Leer las lecturas analógicas de los sensores
    int analogReading1 = analogRead(FORCE_SENSOR_PIN1);
    int analogReading2 = analogRead(FORCE_SENSOR_PIN2);
    int analogReading3 = analogRead(FORCE_SENSOR_PIN3);
    int analogReading4 = analogRead(FORCE_SENSOR_PIN4);

    // Convertir las lecturas analógicas en kilogramos
    float force1 = analogToKilograms(analogReading1);
    float force2 = analogToKilograms(analogReading2);
    float force3 = analogToKilograms(analogReading3);
    float force4 = analogToKilograms(analogReading4);

    // Calcular la fuerza total en kilogramos
    float totalForceKg = force1 + force2 + force3 + force4;

    // Crear un objeto JSON con los datos requeridos
    StaticJsonDocument<300> doc;
    JsonObject pieDerecho = doc.createNestedObject("Pie Derecho");
    pieDerecho["sensor1"] = force1;
    pieDerecho["sensor2"] = force2;
    pieDerecho["sensor3"] = force3;
    pieDerecho["sensor4"] = force4;
    pieDerecho["totalForce"] = totalForceKg;
    pieDerecho["pressureLevel1"] = getPressureLevel(analogReading1);
    pieDerecho["pressureLevel2"] = getPressureLevel(analogReading2);
    pieDerecho["pressureLevel3"] = getPressureLevel(analogReading3);
    pieDerecho["pressureLevel4"] = getPressureLevel(analogReading4);

    // Serializar el objeto JSON a una cadena
    String jsonStr;
    serializeJson(doc, jsonStr);

    // Respuesta HTTP con el JSON
    client.println("HTTP/1.1 200 OK");
    client.println("Content-Type: application/json");
    client.println("Connection: close");
    client.println("Access-Control-Allow-Origin: *"); // Permitir CORS
    client.println();
    client.println(jsonStr);

    // Esperar un momento y cerrar la conexión
    delay(1);
    client.stop();
    Serial.println("Client disconnected");
  }
}
```

ANEXO 2

Código de programación de la interfaz en HTML

```
1 <!DOCTYPE html>
2 <html lang="es">
3 <head>
4   <meta charset="UTF-8">
5   <meta name="viewport" content="width=device-width, initial-scale=1">
6   <title>Monitor de Sensores de Fuerza</title>
7   <script src="https://cdn.jsdelivr.net/npm/chart.js"></script>
8   <style>
9     body {
10      font-family: Arial, sans-serif;
11      text-align: center;
12      margin-top: 50px;
13    }
14    canvas {
15      width: 800px; /* Ajustar el ancho según lo necesites */
16      height: 400px; /* Ajustar la altura según lo necesites */
17      margin: 20px auto;
18    }
19    button {
20      margin: 10px;
21    }
22    .login-container {
23      margin-top: 50px;
24    }
25    .hidden {
26      display: none;
27    }
28  </style>
29 </head>
30 <body>
31   <div id="login-page" class="login-container">
32     <h1>Universidad Politecnica Salesiana</h1>
33     <h2>Trabajo de Titulación</h2>
34     <h3>Carolina Estefania Suarez collaguazo</h3>
35     <div>
36       <label for="username">Nombre de usuario:</label>
37       <input type="text" id="username" name="username">
38     </div>
39     <div>
40       <label for="password">Contraseña:</label>
41       <input type="password" id="password" name="password">
42     </div>
43     <button onclick="login()">Inicio</button>
44   </div>
45   <div id="charts-page" class="hidden">
46     <h1>Pie Derecho</h1>
47     <h2>Sensor 1</h2>
48     <canvas id="sensor1Chart"></canvas>
49     <button onclick="saveChartAsImage('sensor1Chart', 'Sensor1.png')">Guardar Imagen</button>
50     <h2>Sensor 2</h2>
51     <canvas id="sensor2Chart"></canvas>
52     <button onclick="saveChartAsImage('sensor2Chart', 'Sensor2.png')">Guardar Imagen</button>
53     <h2>Sensor 3</h2>
54     <canvas id="sensor3Chart"></canvas>
55     <button onclick="saveChartAsImage('sensor3Chart', 'Sensor3.png')">Guardar Imagen</button>
56     <h2>Sensor 4</h2>
57     <canvas id="sensor4Chart"></canvas>
58     <button onclick="saveChartAsImage('sensor4Chart', 'Sensor4.png')">Guardar Imagen</button>
59     <h2>Fuerza Total</h2>
60     <canvas id="totalForceChart"></canvas>
61     <button onclick="saveChartAsImage('totalForceChart', 'FuerzaTotal.png')">Guardar Imagen</button>
62     <button onclick="switchPieIzquierdo()">Ver Pie Izquierdo</button>
63   </div>
64   <div id="charts-pie-izquierdo" class="hidden">
65     <h1>Pie Izquierdo</h1>
66     <h2>Sensor 1</h2>
67     <canvas id="sensor1ChartIzquierdo"></canvas>
68     <button onclick="saveChartAsImage('sensor1ChartIzquierdo', 'Sensor1Izquierdo.png')">Guardar Imagen</button>
69     <h2>Sensor 2</h2>
70     <canvas id="sensor2ChartIzquierdo"></canvas>
71     <button onclick="saveChartAsImage('sensor2ChartIzquierdo', 'Sensor2Izquierdo.png')">Guardar Imagen</button>
72     <h2>Sensor 3</h2>
73     <canvas id="sensor3ChartIzquierdo"></canvas>
74     <button onclick="saveChartAsImage('sensor3ChartIzquierdo', 'Sensor3Izquierdo.png')">Guardar Imagen</button>
75     <h2>Sensor 4</h2>
76     <canvas id="sensor4ChartIzquierdo"></canvas>
77     <button onclick="saveChartAsImage('sensor4ChartIzquierdo', 'Sensor4Izquierdo.png')">Guardar Imagen</button>
78     <h2>Fuerza Total</h2>
79     <canvas id="totalForceChartIzquierdo"></canvas>
80     <button onclick="saveChartAsImage('totalForceChartIzquierdo', 'FuerzaTotalIzquierdo.png')">Guardar Imagen</button>
81     <button onclick="switchPieDerecho()">Ver Pie Derecho</button>
82   </div>
83   <script>
84     let sensor1Chart, sensor2Chart, sensor3Chart, sensor4Chart, totalForceChart;
85     let sensor1ChartIzquierdo, sensor2ChartIzquierdo, sensor3ChartIzquierdo, sensor4ChartIzquierdo, totalForceChartIzquierdo;
86     function login() {
87       const username = document.getElementById('username').value;
88       const password = document.getElementById('password').value;
89       if (username === 'carolina' && password === '12345') {
90         document.getElementById('login-page').classList.add('hidden');
91         document.getElementById('charts-page').classList.remove('hidden');
92         initializeCharts();
93         startFetchingDataDerecho();
94       } else {
95         alert('Nombre de usuario o contraseña incorrectos');
96       }
97     }
98     function initializeCharts() {
99       const config = (label) => ({
100         type: 'line',
101         data: {
102           labels: Array.from({ length: 10 }, (_, i) => i + 1),
103           datasets: [{
104             label: label,
105             borderColor: 'rgba(75, 192, 192, 1)',
106             backgroundColor: 'rgba(75, 192, 192, 0.2)',
107             data: [],
108             fill: false
109           }],
110           options: {
111             responsive: true,
112             scales: {
113               x: {
114                 title: {
115                   display: true,
116                   text: 'Tiempo (s)'
117                 },
118               },
119               y: {
120                 title: {
121                   display: true,
122                   text: 'Presión (kg)'
123                 },
124                 min: 0,
125                 max: 100
126               }
127             }
128           }
129         });
130     }
131     const sensor1Ctx = document.getElementById('sensor1Chart').getContext('2d');
```

```

152 const sensor2Ctx = document.getElementById('sensor2Chart').getContext('2d'); 208
153 const sensor3Ctx = document.getElementById('sensor3Chart').getContext('2d'); 209
154 const sensor4Ctx = document.getElementById('sensor4Chart').getContext('2d'); 210
155 const totalForceCtx = document.getElementById('totalForceChart').getContext('2d'); 211
156
157 sensor1Chart = new Chart(sensor1Ctx, config('Sensor 1')); 212
158 sensor2Chart = new Chart(sensor2Ctx, config('Sensor 2')); 213
159 sensor3Chart = new Chart(sensor3Ctx, config('Sensor 3')); 214
160 sensor4Chart = new Chart(sensor4Ctx, config('Sensor 4')); 215
161 totalForceChart = new Chart(totalForceCtx, { 216
162   type: 'line', 217
163   data: { 218
164     labels: Array.from({ length: 10 }, (_, i) => i + 1), 219
165     datasets: [ 220
166       { 221
167         label: 'Sensor 1', 222
168         borderColor: 'rgba(255, 99, 132, 1)', 223
169         backgroundColor: 'rgba(255, 99, 132, 0.2)', 224
170         data: [], 225
171         fill: false 226
172       }, 227
173       { 228
174         label: 'Sensor 2', 229
175         borderColor: 'rgba(54, 162, 235, 1)', 230
176         backgroundColor: 'rgba(54, 162, 235, 0.2)', 231
177         data: [], 232
178         fill: false 233
179       }, 234
180     ] 235
181   }, 236
182   options: { 237
183     responsive: true, 238
184     scales: { 239
185       x: { 240
186         title: { 241
187           display: true, 242
188           text: 'Tiempo (s)' 243
189         }, 244
190       }, 245
191       y: { 246
192         title: { 247
193           display: true, 248
194           text: 'Presión (kg)' 249
195         }, 250
196         min: 0, 251
197         max: 100 // Ajuste según necesidad 252
198       } 253
199     } 254
200   } 255
201 }); 256
202
203 function switchToPieIzquierdo() { 257
204   document.getElementById('charts-page').classList.add('hidden'); 258
205   document.getElementById('charts-pie-izquierdo').classList.remove('hidden'); 259
206   initializeChartsIzquierdo(); 260
207   startFetchingDataPieIzquierdo(); 261
208 }
209
210 function switchToPieDerecho() {
211   document.getElementById('charts-pie-izquierdo').classList.add('hidden');
212   document.getElementById('charts-page').classList.remove('hidden');
213   initializeCharts();
214   startFetchingDataPieDerecho();
215 }
216
217 function initializeChartsIzquierdo() {
218   const config = (label) => ({
219     type: 'line',
220     data: {
221       labels: Array.from({ length: 10 }, (_, i) => i + 1),
222       datasets: [{
223         label: label,
224         borderColor: 'rgba(75, 192, 192, 1)',
225         backgroundColor: 'rgba(75, 192, 192, 0.2)',
226         data: [],
227         fill: false
228       }],
229     },
230     options: {
231       responsive: true,
232       scales: {
233         x: {
234           title: {
235             display: true,
236             text: 'Tiempo (s)'
237           }
238         },
239         y: {
240           title: {
241             display: true,
242             text: 'Presión (kg)'
243           },
244           min: 0,
245           max: 100
246         }
247       }
248     }
249   });
250 }

```

```

262     }
263   });
264
265   const sensor1Ctx = document.getElementById('sensor1ChartIzquierdo').getContext('2d');
266   const sensor2Ctx = document.getElementById('sensor2ChartIzquierdo').getContext('2d');
267   const sensor3Ctx = document.getElementById('sensor3ChartIzquierdo').getContext('2d');
268   const sensor4Ctx = document.getElementById('sensor4ChartIzquierdo').getContext('2d');
269   const totalForceCtx = document.getElementById('totalForceChartIzquierdo').getContext('2d');
270
271   sensor1ChartIzquierdo = new Chart(sensor1Ctx, config('Sensor 1'));
272   sensor2ChartIzquierdo = new Chart(sensor2Ctx, config('Sensor 2'));
273   sensor3ChartIzquierdo = new Chart(sensor3Ctx, config('Sensor 3'));
274   sensor4ChartIzquierdo = new Chart(sensor4Ctx, config('Sensor 4'));
275   totalForceChartIzquierdo = new Chart(totalForceCtx, {
276     type: 'line',
277     data: {
278       labels: Array.from({ length: 10 }, (_, i) => i + 1),
279       datasets: [
280         {
281           label: 'Sensor 1',
282           borderColor: 'rgba(255, 99, 132, 1)',
283           backgroundColor: 'rgba(255, 99, 132, 0.2)',
284           data: [],
285           fill: false
286         },
287         {
288           label: 'Sensor 2',
289           borderColor: 'rgba(54, 162, 235, 1)',
290           backgroundColor: 'rgba(54, 162, 235, 0.2)',
291           data: [],
292           fill: false
293         },
294         {
295           label: 'Sensor 3',
296           borderColor: 'rgba(75, 192, 192, 1)',
297           backgroundColor: 'rgba(75, 192, 192, 0.2)',
298           data: [],
299           fill: false
300         },
301         {
302           label: 'Sensor 4',
303           borderColor: 'rgba(153, 102, 255, 1)',
304           backgroundColor: 'rgba(153, 102, 255, 0.2)',
305           data: [],
306           fill: false
307         }
308       ]
309     },
310     options: {
311       responsive: true,
312       scales: {
313         x: {
314           title: {
315             display: true,
316             text: 'Tiempo (s)'
317           }
318         },
319         y: {
320           title: {
321             display: true,
322             text: 'Presión (kg)'
323           },
324           min: 0,
325           max: 100 // Ajuste según necesidad
326         }
327       }
328     }
329   });
330 }
331
332 async function fetchData() {
333   try {
334     const response = await fetch('http://192.168.137.240');
335     const data = await response.json();
336
337     const force1 = data["Pie Derecho"].sensor1;
338     const force2 = data["Pie Derecho"].sensor2;
339     const force3 = data["Pie Derecho"].sensor3;
340     const force4 = data["Pie Derecho"].sensor4;
341
342     // Actualizar gráficos individuales
343     addData(sensor1Chart, force1);
344     addData(sensor2Chart, force2);
345     addData(sensor3Chart, force3);
346     addData(sensor4Chart, force4);
347
348     // Actualizar gráfico de fuerza total
349     addTotalData(totalForceChart, 0, force1);
350     addTotalData(totalForceChart, 1, force2);
351     addTotalData(totalForceChart, 2, force3);
352     addTotalData(totalForceChart, 3, force4);
353
354   } catch (error) {
355     console.error('Error fetching data:', error);
356   }
357 }
358
359 function addData(chart, data) {
360   const dataset = chart.data.datasets[0].data;
361   if (dataset.length >= 10) {
362     dataset.shift(); // Eliminar el primer dato si hay más de 10
363   }
364   dataset.push(data); // Añadir el nuevo dato
365   chart.update();
366 }
367
368 function addTotalData(chart, datasetIndex, data) {
369   const dataset = chart.data.datasets[datasetIndex].data;
370   if (dataset.length >= 10) {
371     dataset.shift(); // Eliminar el primer dato si hay más de 10
372   }
373 }

```

```

374     dataset.push(data); // Añadir el nuevo dato
375     chart.update();
376 }
377
378 async function fetchDataPieIzquierdo() {
379     try {
380         const response = await fetch('http://192.168.137.193');
381         const data = await response.json();
382
383         const force1 = data["Pie Izquierdo"].sensor1;
384         const force2 = data["Pie Izquierdo"].sensor2;
385         const force3 = data["Pie Izquierdo"].sensor3;
386         const force4 = data["Pie Izquierdo"].sensor4;
387
388         // Actualizar gráficos individuales
389         addData(sensor1ChartIzquierdo, force1);
390         addData(sensor2ChartIzquierdo, force2);
391         addData(sensor3ChartIzquierdo, force3);
392         addData(sensor4ChartIzquierdo, force4);
393
394         // Actualizar gráfico de fuerza total
395         addTotalData(totalForceChartIzquierdo, 0, force1);
396         addTotalData(totalForceChartIzquierdo, 1, force2);
397         addTotalData(totalForceChartIzquierdo, 2, force3);
398         addTotalData(totalForceChartIzquierdo, 3, force4);
399     } catch (error) {
400         console.error('Error fetching data:', error);
401     }
402 }
403
404
405 function saveChartAsImage(chartId, filename) {
406     const canvas = document.getElementById(chartId);
407     const ctx = canvas.getContext('2d');
408
409     ctx.save();
410
411     ctx.globalCompositeOperation = 'destination-over';
412     ctx.fillStyle = 'white';
413     ctx.fillRect(0, 0, canvas.width, canvas.height);
414
415     ctx.restore();
416
417     const link = document.createElement('a');
418     link.href = canvas.toDataURL('image/png');
419     link.download = filename;
420     link.click();
421 }
422
423 async function startFetchingDataPieDerecho() {
424     await fetchData();
425     setInterval(fetchData, 1000); // Actualizar datos cada 1 segundo
426 }
427
428 async function startFetchingDataPieIzquierdo() {
429     await fetchDataPieIzquierdo();
430     setInterval(fetchDataPieIzquierdo, 1000); // Actualizar datos cada 1 segundo
431 }
432 </script>
433 </body>
434 </html>

```

ANEXO 3

Componentes del sistema eléctrico y alimentación



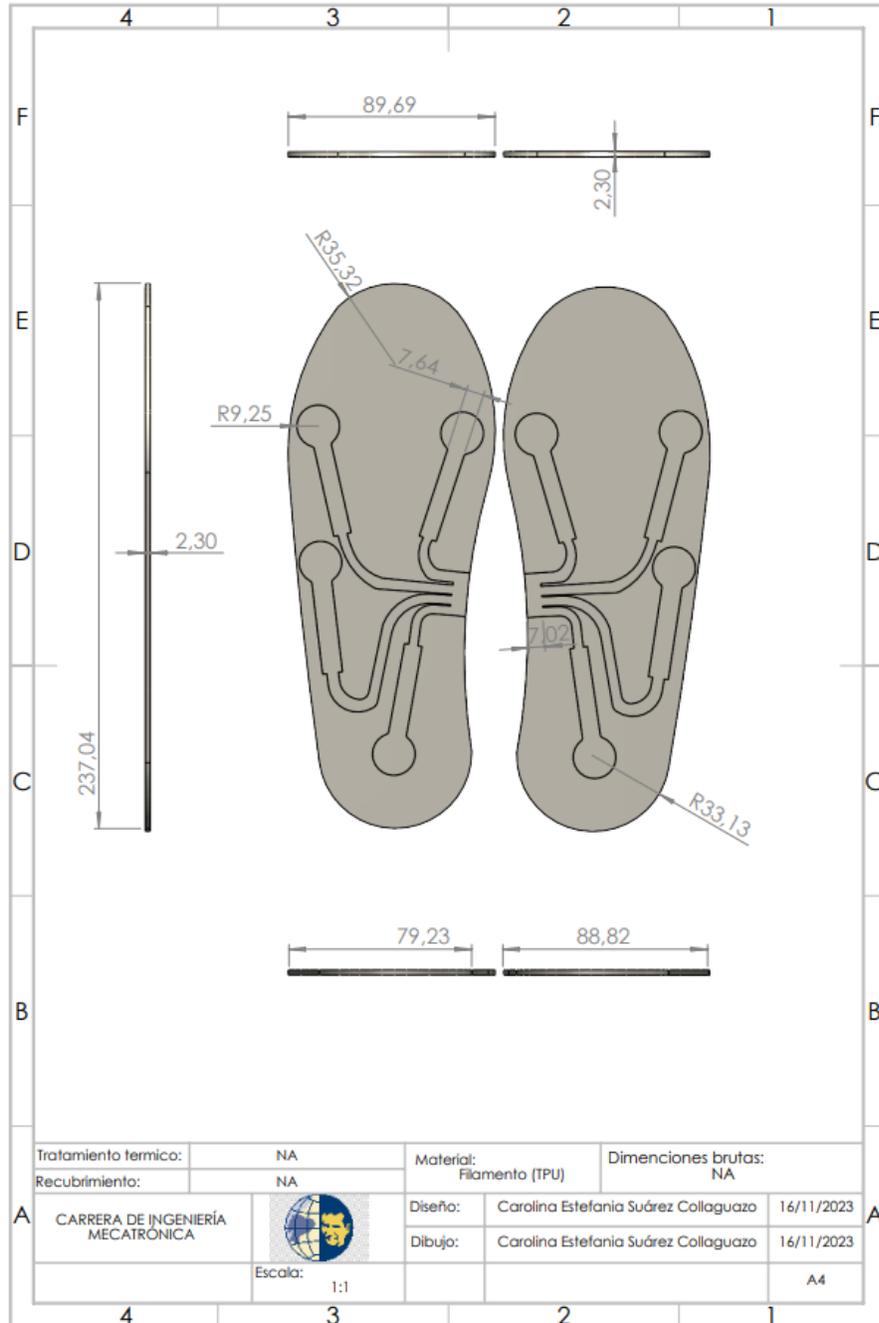
ANEXO 4

Proyecto armado



ANEXO 5

Planos de las plantillas



ANEXO 6

Planos de los sensores

