



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA
SEDE CUENCA
CARRERA DE MECATRÓNICA

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA INALÁMBRICO PARA
REALIZAR LA ADQUISICIÓN Y ANÁLISIS DE PARÁMETROS DE LA
MARCHA HUMANA

Trabajo de titulación previo a la obtención
del título de Ingeniero en Mecatrónica

AUTORES: LENIN ANDERSON MACAS GUSQUI
TUTOR: ING. ANA CECILIA VILLA PARRA, M.SC. PH.D.

Cuenca – Ecuador

2023

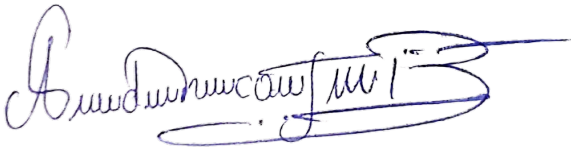
CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Lenin Anderson Macas Gusqui con documento de identificación N° 0604745620 manifiesto que:

Soy el autor 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.

Ciudad, 7 de agosto del 2023

Atentamente,



Lenin Anderson Macas Gusqui
0604745620

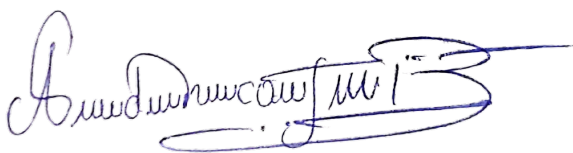
CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

Yo, Lenin Anderson Macas Gusqui con documento de identificación N° 0604745620, 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 autor del Proyecto Técnico: "Diseño e implementación de un sistema inalámbrico para realizar la adquisición y análisis de parámetros de la marcha humana", el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero en Mecatrónica, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

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.

Cuenca, 7 de agosto del 2023

Atentamente,



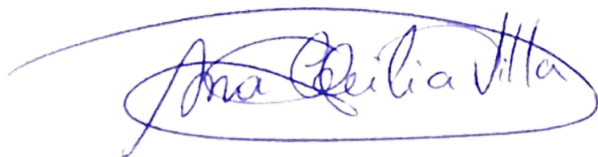
Lenin Anderson Macas Gusqui
0604745620

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Ana Cecilia Villa Parra con documento de identificación N° 0103874194, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA INALÁMBRICO PARA REALIZAR LA ADQUISICIÓN Y ANÁLISIS DE PARÁMETROS DE LA MARCHA HUMANA, realizado por Lenin Anderson Macas Gusqui con documento de identificación N° 0604745620, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Proyecto Técnico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, 7 de Agosto del 2023

Atentamente,



Ing. Ana Cecilia Villa Parra, M.Sc. Ph.D.

0103874194

Dedicatoria

Lenin Macas

El presente proyecto de titulación está dedicado:

A Dios, quien me permitió tener salud, una familia y amigos de buenos valores.

Esta tesis está dedicada a mi madre Elena, quien me enseñó que incluso la tarea más grande se puede lograr si se hace un paso a la vez, que con esfuerzo muchas cosas son posible; agradezco esa firmeza constante que muestra con sus ideales, a esa confianza depositada en mi a pesar de equivocarme varias veces, a ese amor y apoyo incondicional sin importar las diferencias de opiniones y que gracias a ella me voy formando con un caracter firme y confiado en el "yo sí puedo".

Dedico también a mi padre Héctor, quien me enseñó que el mejor conocimiento que se puede tener es el que se aprende por sí mismo, aprendiendo de mis errores y reconociendo cuando me equivoco. Quien me enseñó a no dejar de lado la humildad que me caracteriza como persona. A mis abuelito Carlos y abuelitas Sofía, Mercedes, Carmen y Angelita, quienes me enseñaron el valor de las cosas, la humildad mas pura y su mejor enseñanza que es la de los valores hacia los demás. Su apoyo incondicional y palabras de aliento, han sido muy importantes en mi crecimiento como persona y como profesional. A mis hermanos Melvin, Melanny, Matias y Paco por su cariño y apoyo incondicional, durante todo este proceso, por estar conmigo compartiendo buenos y malos momentos.

Finalmente, dedico a mi familia y amigos que siempre supieron apoyarme y alentarme en los momentos difíciles, buscando maneras de hacerme sentir mejor y acompañarme en todos mis sueños y metas sin dejar de creer en mi.

Agradecimientos

Lenin Macas

Agradezco al creador, creador de lo tangible e intangible aquí existente, Dios padre todo poderoso, que me permitió cumplir un objetivo más en mi vida, por brindarme salud y sobre todo la oportunidad de ir conociendo a grandes personas a lo largo de esto llamado vida.

Agradezco de corazón a mis padres Elena y Héctor que, gracias a los valores dados como persona me permitieron entender y comprender mejor las palabras de responsabilidad, esfuerzo, dedicación, y demás, agradezco a sus lecciones de vida, que me hacen entender que las oportunidades y los logros la creamos solo nosotros, que todo es posible si trabajamos por tenerlo. Sus consejos de vida muestran el cariño y las ganas que tienen de verme superar día a día como persona.

A mi abuelito Carlos, que desde el cielo me ayuda a levantarme día a día con una nueva mentalidad, a mis abuelitas Carmen, Sofía, Mercedes Y Angelita que me guían como persona, me guían por un camino de la humildad, sinceridad y pureza, dándome a entender que yo puedo, yo lo haré, y sí, yo puedo, lo hice. Agradezco a mi familia y amigos que han sabido estar presente para mi, confiando en lo que hago y brindándome siempre buenos deseos.

También quiero agradecer a la Ing. Ana Cecilia Villa Parra, Ing. Mónica Romero, Ing. Eugenio Cárdenas, Ing. Eugenio Zapata y al Ing. Alejandro Quishpe, quienes supieron guiarme académicamente con una mentalidad abierta a probar nuevas soluciones, han estado prestos para solventar cualquier duda presentada y apoyarme con varias sugerencias, enserio mil gracias a cada uno de ustedes.

Este documento fue realizado enteramente en L^AT_EX

Índice

Certificado de responsabilidad y autoría del trabajo de titulación	I
Certificado de cesión de derechos de autor del trabajo de titulación a la Universidad Politécnica Salesiana	II
Certificado de dirección del trabajo de titulación	III
Dedicatoria	IV
Agradecimientos	V
Resumen	XIV
Abstract	XV
1. Introducción	1
2. Problema	2
2.1. Antecedentes	2
2.2. Descripción del problema	2
2.3. Importancia y alcances	3
2.4. Delimitación	3
2.4.1. Espacial o geográfica	3
2.4.2. Temporal	4
2.4.3. Sectorial o institucional	4
2.5. Problema General	4
2.6. Problemas Específicos	4
3. Objetivos	5
3.1. Objetivo General	5
3.2. Objetivos Específicos	5
4. Hipótesis	5
4.1. Hipótesis General	5
4.2. Hipótesis Específicas	6

5. Marco Teórico	6
5.1. Biomecánica del pie	6
5.1.1. Arco longitudinal interno	7
5.1.2. Cinética del pie	8
5.2. Marcha Humana	10
5.3. Plantilla instrumentada con sensores de presión	12
5.3.1. Plantillas instrumentadas	13
5.4. Software Proteus	14
5.5. Software Autodesk Inventor	15
5.6. LabView	16
5.7. Solidworks	16
5.8. Equipos para el análisis de marcha humana	17
5.8.1. Plataforma Dinascan	17
5.8.2. Plataforma de presión pidestar	18
5.8.3. Plantilla Instrumentada	20
5.9. Force Sensing Resistors (FSR)	22
5.10. MPU-6050	22
6. Marco metodológico	23
6.1. Requisitos y necesidades de diseño	24
6.2. Diseño mecánico	26
6.2.1. Trazado en 2D de la plantilla	26
6.2.2. Extrucción a 3D y pistas de la plantilla	27
6.2.3. Simulación de tensión en la plantilla	28
6.2.4. Caracterización de filamento flexible	29
6.2.5. Impresión 3D	30
6.2.6. Módulo	33
6.3. Diseño electrónico	36
6.3.1. Selección de componentes	36
6.3.2. FSR	38
6.3.3. Trazado de circuito	39
6.3.4. Diseño de pistas	42
6.4. Interfaz gráfica	44
6.4.1. Comunicación inalámbrica	45
6.4.2. Lectura de datos del microcontrolador	45

6.4.3.	Inicio y datos en Tab control	46
6.4.4.	Dinámica en Tab control	47
6.4.5.	Estática en Tab control	49
6.4.6.	Parámetros de la marcha en Tab control	51
6.5.	Integración del sistema inalámbrico	55
6.6.	Pruebas	59
6.6.1.	Protocolo para la toma de datos	59
7.	Resultados	66
7.1.	Mecánica	66
7.2.	Electrónica	68
7.3.	Sistema completo	70
7.4.	Interfaz gráfica y comunicación	71
7.5.	Resultados de las pruebas con participantes	74
7.5.1.	Análisis de resultados del participante 1 vs el participante 2	82
7.6.	Sistema de Escalas de Usabilidad (SUS)	88
7.7.	Presupuesto	89
8.	Conclusiones	92
9.	Recomendaciones	93
	Referencias	95
	ANEXOS	96
	Anexo C: Código empleado para la calibración del MPU6050	100
	Anexo D: Código empleado en el esp32 de recepción y envío de datos	105
	Anexo E: Datasheet del sensor de presión Fsr A402, según INTERLINK (2018)	110

Lista de Tablas

1.	Requisitos y necesidades de diseño	25
2.	Caracterización de filamento flexible	30
3.	Selección de componentes	37
4.	Conexión de módulo principal	41
5.	Datos de los participantes	74
6.	Datos de presiones por zonas del participante 1	78
7.	Datos de presiones por zonas del participante 2	79
8.	Ángulos de pisada de los participantes	82
9.	Error absoluto del número de pasos del participante 1 vs el participante 2	83
10.	Error absoluto de cadencia del participante 1 vs el participante 2	84
11.	Error absoluto del número de zancadas del participante 1 vs el participante 2	85
12.	Error absoluto de velocidad del participante 1 vs el participante 2	86
13.	Error absoluto de longitud de paso del participante 1 vs el participante 2	87
14.	Análisis de presiones plantares por zonas	88
15.	Sistema de Escalas de Usabilidad (SUS)	89
16.	Presupuesto de materia prima directa e indirecta	90
17.	Costos de mano de obra	91
18.	Costos indirectos de fabricación (CIF)	91
19.	Costos totales	92
20.	Matriz de consistencia	97
21.	Variable dependiente	99

Lista de Figuras

1.	Ubicación satelital	4
2.	Tibia/ antepié	7
3.	Modelo de barra del arco longitudinal	8
4.	Presiones máximas sobre el talón	9
5.	Presiones máximas sobre antepié bajo la cabeza del segundo metatarsiano	10
6.	Ciclo de marcha humana (apoyo/ balanceo)	11
7.	Fase de marcha humana (apoyo/oscilación)	12
8.	Zonas con mayor presión plantar	13
9.	Plantillas instrumentadas con sensores de presión	14
10.	Software Proteus	15
11.	Software Inventor	15
12.	Software LabVIEW	16
13.	Software para diseño mecánico Solidworks	17
14.	Plataforma Dinascan	18
15.	Pidestar pro	19
16.	Plantilla Instrumentada	21
17.	Sensor de presión FSR	22
18.	IMU MPU-6050	23
19.	Diagrama de bloques del sistema inalámbrico de tipo plantilla instrumentada	24
20.	Boceto 2D de plantilla	26
21.	Plantilla superior	27
22.	Plantilla inferior	28
23.	Simulación de plantilla	29
24.	Parámetros de impresión 3D	31
25.	Resultado de impresión 3D	32
26.	Vista 3D del módulo principal	33
27.	Exportación del archivo al software Solidworks	34
28.	Parámetros de impresión 3D de caja del módulo principal	35
29.	Impresión 3D de carcasa	36
30.	Curva característica del sensor Fsr A402	38
31.	Esquemático de sensores de presión	40
32.	Esquema de módulo principal	42
33.	PCB Layout	43

34.	Pista de PCB	44
35.	Puertos COM LabView	45
36.	Inicio de Tab Control	46
37.	Datos del participante	47
38.	Presión platar	48
39.	Diagrama de colores según presiones	50
40.	Análisis estático	51
41.	Estructura para tomar tiempo	52
42.	Estructura para obtener cadencia	54
43.	Estructura para obtener velocidad y longitud de paso	55
44.	Estructura del sistema inalámbrico	56
45.	Comunicación Bluetooth del sistema-interfaz	57
46.	Selección de puerto COM en PC	58
47.	Selección de puerto COM en interfaz	59
48.	Número de zancadas del participante 1	60
49.	Medición de longitud de paso del participante 1	61
50.	Medición de la longitud de paso del participante 2	61
51.	Medición del ángulo de pisada del participante 1	62
52.	Datos de smartwatch	63
53.	Datos de aplicación móvil	63
54.	Posición de sensores de presión en las plantillas	66
55.	Plantilla instrumentada acoplada	67
56.	Carcasa de módulo principal	68
57.	Módulo principal acoplado	69
58.	Componentes de módulo principal	70
59.	Ensamblado final de sistema inalámbrico	70
60.	Sistema inalámbrico acoplado al participante	71
61.	Visualización de la dinámica del participante, en la Interfaz Gráfica	72
62.	Visualización de la estática del participante, en la Interfaz Gráfica	73
63.	Visualización de los parámetros de marcha	74
64.	Pruebas con el participante 1	75
65.	Pruebas con el participante 2	76
66.	Datos de presiones en marcha lenta del participante 1	76
67.	Datos de presiones en marcha normal del participante 1	77
68.	Datos de presiones en marcha acelerada del participante 1	77

69.	Datos de presiones en marcha prueba 1 del participante 2	78
70.	Datos de presiones en marcha prueba 2 del participante 2	79
71.	Datos de los ángulos de pisada del participante 1	80
72.	Datos de los ángulos de pisada del participante 2	81

Resumen

Este trabajo de titulación se enfoca en el diseño e implementación de un sistema inalámbrico para la adquisición y análisis de parámetros esenciales de la marcha humana. El proceso de diseño del sistema inalámbrico comprende tres etapas fundamentales: diseño mecánico, diseño electrónico y diseño de interfaz gráfica.

En la etapa de diseño mecánico, se realiza un análisis exhaustivo de las zonas con mayor presión plantar durante la marcha, lo que conduce a una disposición precisa de los sensores FSR A402 dentro de las plantillas. La carcasa del módulo principal se concibe con funcionalidades específicas, incluyendo la indicación del nivel de batería, un interruptor de encendido y apagado, así como un punto de carga de batería accesible sin necesidad de extracción.

En el diseño electrónico, el enfoque se centra en la adquisición y análisis de los datos transmitidos desde las plantillas. Para lograr esto, se incorporan amplificadores operacionales y otros componentes que mejoran la precisión en la captura de datos de presión plantar y otros parámetros de la marcha. Estos datos son luego transmitidos vía Bluetooth hacia la interfaz gráfica.

La interfaz gráfica desarrollada permite la visualización de datos y gráficas relevantes, que pueden exportarse a archivos Excel para su posterior análisis y comparación con otros dispositivos. La implementación del sistema se llevó a cabo en la Universidad Politécnica Salesiana, con el apoyo del grupo GIIB y su infraestructura de laboratorios.

El protocolo de pruebas establecido se evaluó con la participación de dos usuarios, cada uno realizando cinco repeticiones del protocolo. Los resultados se manifestaron en gráficas representativas del ciclo de la marcha humana dentro de la interfaz gráfica. Además, los parámetros de marcha fueron evaluados tomando en consideración la distancia recorrida en la pista y el tiempo empleado.

En términos de resultados, el sistema inalámbrico demostró su capacidad para adquirir y analizar datos de la marcha humana, presentando un margen de error mínimo en comparación con aplicaciones móviles, smartwatches y la toma manual de datos. Se recomienda seguir el protocolo establecido para asegurar la precisión y validez de los valores adquiridos en aras de su análisis futuro. En conjunto, este sistema inalámbrico representa una valiosa contribución al estudio y análisis de la marcha humana, con aplicaciones significativas en el campo de la biomecánica y la asistencia en la rehabilitación.

Palabras clave: Sistema inalámbrico, Parámetros de la marcha, Presión plantar, Marcha humana, Plantillas instrumentadas.

Abstract

This degree work focuses on the design and implementation of a wireless system for the acquisition and analysis of essential parameters of human gait. The design process of the wireless system comprises three fundamental stages: mechanical design, electronic design and graphic interface design.

In the mechanical design stage, a thorough analysis of the areas with the highest plantar pressure during gait is performed, leading to a precise arrangement of the FSR A402 sensors within the insoles. The main module housing is conceived with specific functionalities, including battery level indication, an on/off switch, as well as a battery charging point accessible without the need for removal.

In the electronic design, the focus is on the acquisition and analysis of the data transmitted from the templates. To achieve this, operational amplifiers and other components are incorporated to improve accuracy in capturing data on plantar pressure and other gait parameters. This data is then transmitted via Bluetooth to the graphic interface.

The graphical interface developed allows the visualization of relevant data and graphs, which can be exported to Excel files for later analysis and comparison with other devices. The implementation of the system was carried out at the Salesian Polytechnic University, with the support of the GIIB group and its laboratory infrastructure.

The established test protocol was evaluated with the participation of two users, each performing five repetitions of the protocol. The results were manifested in representative graphs of the human gait cycle within the graphical interface. In addition, the gait parameters were evaluated taking into consideration the distance traveled on the track and the time spent.

In terms of results, the wireless system demonstrated its ability to acquire and analyze human gait data, presenting a minimal margin of error compared to mobile apps, smartwatches and manual data collection. It is recommended to follow the established protocol to ensure the accuracy and validity of the acquired values for the sake of future analysis. Overall, this wireless system represents a valuable contribution to the study and analysis of human gait, with significant applications in the field of biomechanics and rehabilitation assistance.

Keywords: Wireless system, Gait parameters, Plantar pressure, Human gait, Instrumented insoles.

1. Introducción

La investigación de la locomoción humana abarca la comprensión de patrones cruciales, como la presión plantar y parámetros dinámicos como la cadencia, longitud de paso y velocidad. Estos datos son vitales en la biomecánica y el desarrollo de sistemas biomecátrónicos para asistir la marcha y rehabilitación, tales como andadores inteligentes, prótesis activas y exoesqueletos para extremidades inferiores. A pesar de la existencia de laboratorios de marcha que emplean plataformas y sistemas de cámaras, estos exigen inversiones considerables, amplias áreas y control de iluminación. Como alternativa, dispositivos vestibles con unidades inerciales y plantillas instrumentadas han emergido, aunque la integración completa de estos parámetros es limitada.

En el contexto ecuatoriano, la falta de fabricantes locales de plataformas de análisis de marcha y plantillas instrumentadas ha llevado a la adquisición costosa de sistemas internacionales. En 2020, el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) desarrolló un prototipo de plantilla instrumentada con sensores de presión y un acelerómetro. En esta nueva fase, se busca mejorar el diseño mecánico, reducir el tamaño del módulo de transmisión y optimizar la interfaz de visualización de información.

Esta tesis presenta el diseño e implementación de un sistema inalámbrico para la adquisición y análisis de parámetros de la marcha, incluyendo presión plantar, longitud de paso, velocidad, cadencia y ángulo de pisada. La construcción de una plantilla instrumentada económica, con un módulo compacto para la transmisión de datos, es el objetivo principal.

El sistema inalámbrico envía datos hacia nuestra interfaz gráfica generando gráficas visibles para nuestro análisis posterior. Las plantillas cuentan con 8 sensores de presión que envían datos analógicos hacia un módulo principal, el módulo se encarga de procesar estas señales y enviarlas mediante bluetooth hacia una interfaz gráfica que permitirá interactuar con el participante. Finalmente, la información obtenida por el sistema inalámbrico es validada con varias pruebas en distintos participantes, con el seguimiento de un protocolo ya impuesto para una toma de datos adecuadas comparamos con una aplicación móvil, un smartwatch y mediciones manuales que serán la base que no tiene error.

2. Problema

2.1. Antecedentes

El estudio de la locomoción humana incluye la adquisición y análisis de los patrones de presión plantar y de parámetros como la cadencia, la longitud de paso, la velocidad, entre otros. Esta información es importante para la investigación en biomecánica y para el desarrollo de sistemas biomecátricos orientados a la asistencia de la marcha y la rehabilitación como: andadores inteligentes, prótesis activas y exoesqueletos para extremidad inferior (Villa-Parra, Delisle-Rodriguez, Souza Lima, Frizzera-Neto, y Bastos, 2017)(Cifuentes y cols., 2020). Los laboratorios de marcha incluyen plataformas para análisis de presión y sistemas de cámaras para conocer la variación de los parámetros de interés de la marcha, sin embargo, estos laboratorios exigen una alta inversión económica, requieren de áreas grandes para su instalación y ambientes con iluminación controlada. Actualmente, como alternativas a los laboratorios de marcha se cuenta con los dispositivos vestibles que usan unidades de medición inercial para la adquisición de los parámetros dinámicos de la marcha y de plantillas instrumentadas con sensores de presión para la evaluación de la presión plantar. Sin embargo, son pocos los sistemas comerciales que permiten adquirir toda esta información de manera integrada.

2.2. Descripción del problema

En el Ecuador no se conocen fabricantes de plataformas para análisis de la marcha y de plantillas instrumentadas para la medición de presión plantar, por lo que los modelos existentes basados en estos sistemas solo se adquieren en el exterior a precios elevados.

Debido a que en el mercado, son pocos los sistemas que permiten adquirir los parámetros para análisis de la marcha y que incluyan presión plantar, en el año 2020 (Arévalo-Márquez y Sangurima Tenepaguay, 2020), en el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) se desarrolló el prototipo de un dispositivo de plantilla instrumentada en el cual se emplearon sensores de presión y un acelerómetro. Como segunda fase de este desarrollo se ha planteado la necesidad de una mejora del diseño mecánico de la plantilla y del circuito electrónico para disminuir el tamaño del módulo de transmisión. Además se requiere mejorar la interfaz para la visualización de la información adquirida.

En este contexto, se propone el diseño e implementación de un sistema inalámbrico para realizar la adquisición y análisis de parámetros de la marcha como: la presión plantar, la longitud de paso, la velocidad de marcha, la cadencia y el ángulo de pisada. En este proyecto se busca cons-

truir una plantilla instrumentada de bajo costo que incluya un módulo para la adquisición y envío de los datos extraídos de los sensores, de dimensiones reducidas y de fácil mantenimiento.

2.3. Importancia y alcances

El avance de la tecnología ha permitido el desarrollo de sistemas portables basados en sensores, para estimar fuerzas de reacción sobre la superficie y datos de movimiento. Se desea diseñar un sistema capaz de brindar información como los parámetros obtenidos de presión plantar, velocidad, ángulo de pisada, longitud de paso y el cadencia para ser visualizados en una interfaz gráfica para su análisis. La información de los parámetros de marcha es importante para el desarrollo de sistemas de control de dispositivos robóticos para asistencia de la marcha y la rehabilitación, así como para la evaluación de estos dispositivos.

2.4. Delimitación

El problema de estudio se delimitará en las siguientes dimensiones:

2.4.1. Espacial o geográfica

La elaboración y análisis de datos serán efectuados en la Universidad Politécnica Salesiana, sede Cuenca, en el Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB).

Figura 1

Ubicación satelital



Nota: Observamos la ubicación satelital de la Universidad Politécnica Salesiana, de acuerdo a Maps (2023).

2.4.2. Temporal

El proyecto de titulación deberá ser elaborado en un lapso de 12 meses desde la aprobación del ante proyecto.

2.4.3. Sectorial o institucional

El proyecto deberá ser elaborado en la Universidad Politécnica Salesiana, sede Cuenca.

2.5. Problema General

- ¿Será posible diseñar e implementar un sistema inalámbrico para realizar la adquisición y análisis de parámetros de la marcha humana?

2.6. Problemas Específicos

- ¿Será posible proponer el diseño mecánico y electrónico de dos plantillas instrumentadas para la adquisición y envío de datos de presión plantar y aceleración durante la marcha?

- ¿Será lográndose construir un sistema inalámbrico para la adquisición de marcha y envío de datos a una interfaz gráfica?
- ¿Será óptimo desarrollar una interfaz gráfica para la visualización de los parámetros de la marcha como presión plantar, velocidad, ángulo de pisada, longitud de paso y cadencia a partir de los datos enviados por las plantillas?
- ¿Es factible realizar pruebas del sistema inalámbrico para la comprobación de su correcto funcionamiento?

3. Objetivos

3.1. Objetivo General

- Diseñar e implementar un sistema inalámbrico para realizar la adquisición y análisis de parámetros de la marcha humana.

3.2. Objetivos Específicos

- Proponer el diseño mecánico y electrónico de dos plantillas instrumentadas para la adquisición y envío de datos de presión plantar y aceleración durante la marcha.
- Construir un sistema inalámbrico para la adquisición de presión plantar y aceleración durante la marcha y envío de datos a una interfaz gráfica.
- Desarrollar una interfaz gráfica para la visualización de los parámetros de la marcha como presión plantar, velocidad, ángulo de pisada, longitud de paso y cadencia a partir de los datos enviados por las plantillas.
- Realizar pruebas del sistema inalámbrico para la comprobación de su correcto funcionamiento.

4. Hipótesis

4.1. Hipótesis General

- Al diseñar e implementar un sistema inalámbrico nos permitirá realizar la adquisición y análisis de parámetros de la marcha humana.

4.2. Hipótesis Específicas

- La propuesta del diseño mecánico y electrónico de dos plantillas instrumentadas facilitará la adquisición y envío de datos de presión plantar y aceleración durante la marcha.
- La construcción de un sistema inalámbrico logrará la adquisición de marcha y envío de datos a una interfaz gráfica.
- El desarrollar una interfaz gráfica permitirá la visualización de los parámetros de la marcha como presión plantar, velocidad, ángulo de pisada, longitud de paso y cadencia a partir de los datos enviados por las plantillas.
- Al realizar pruebas del sistema inalámbrico se verificará su correcto funcionamiento.

5. Marco Teórico

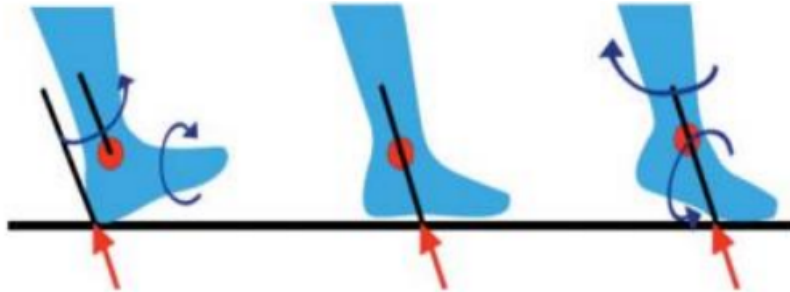
Teniendo en cuenta la cantidad de personas con problemas al caminar, ya sea por una mala postura, tiempo de caminata elevados, sobre peso, entre otros. Al no contar con los recursos necesarios para adquirir algún dispositivo que lleve su monitoreo se decide desarrollar dos plantillas instrumentadas. Las plantillas instrumentadas tienen como visión ayudar al estudio de Ingenieros Biomédicos con el fin de obtener resultados como pueden ser: parámetros obtenidos de presión, velocidad, ángulo de pisada, longitud de paso y el ciclo de marcha, entre otros, al obtener estos datos evaluaremos sus resultados obtenidos en una interfaz gráfica.

5.1. Biomecánica del pie

Durante el movimiento de supinación, se involucra el primer estabilizador de la articulación su astragalina (ligamento colateral lateral-CLL) y cuando se acentúa este movimiento, el interóseo calcáneo-astragalino en su porción lateral se ve involucrado, si este movimiento es completado por flexión plantar para lograr inversión, el segundo estabilizador (peroneo-astragalino anterior) se activa (ver figura 2).

Figura 2

Tibia/ antepié



Nota: Movimiento en relación de tibia/antepié, de acuerdo a Hernández, Rodríguez, Martín Oliva, y Cobar (2016).

Durante la elevación del talón, el hueso del tobillo llamado astrágalo gira hacia adentro, mientras que al bajar el talón, se produce una rotación hacia afuera. La mayor parte de la rotación ocurre cuando el pie está en posición intermedia entre levantar el talón y bajarlo, con estudios que indican que este rango es de alrededor de 5 a 6 grados en un sentido y 12 a 10 grados en el otro.

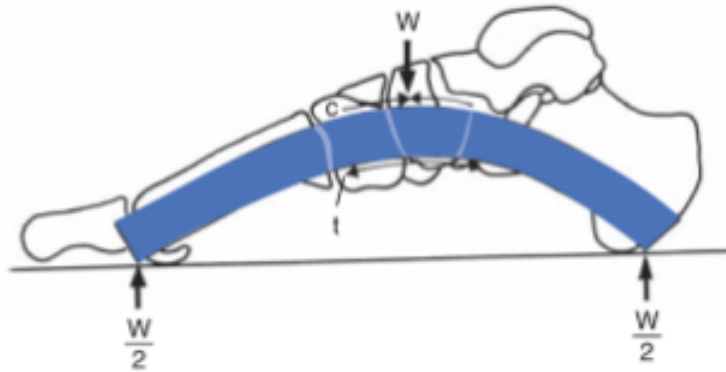
Cuando se aplica peso al tobillo, se observa que el astrágalo rota incluso sin cambiar la posición del pie: al girar la espinilla hacia adentro, el astrágalo se desplaza hacia afuera. Algunos investigadores consideran que el astrágalo realiza un movimiento de balanceo que combina levantar el talón con un deslizamiento lateral en diferentes direcciones (Spiegato, 2018).

5.1.1. Arco longitudinal interno

El arco se configura como una barra curvada compuesta por conexiones interconectadas, cuya configuración está determinada por las relaciones interdependientes entre las articulaciones y los ligamentos que aseguran su estabilidad. Las fuerzas de tracción se generan en la parte de abajo de la estructura, mientras que las fuerzas de compresión se concentran en la parte superior. (ver figura 3).

Figura 3

Modelo de barra del arco longitudinal



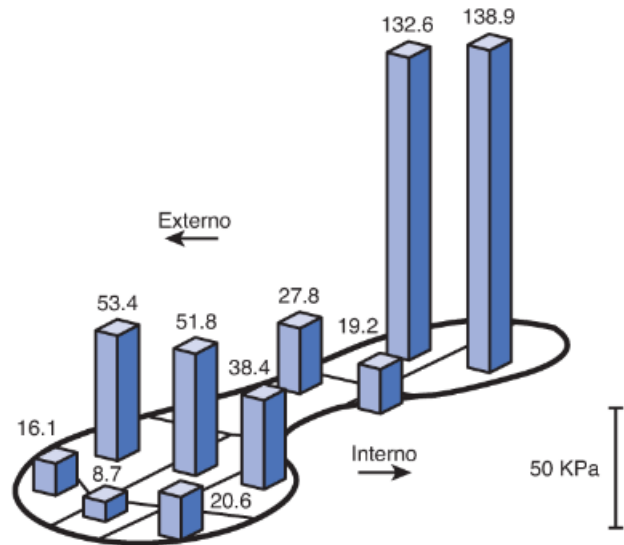
Nota: El modelo presenta la curva y las fuerzas generadas en el pie, de acuerdo a Nordin (2020).

5.1.2. Cinética del pie

Las fuerzas de distribución bajo el pie durante la fase de apoyo según Cavanaugh y cols, (1987) de sujetos de pie descalzos, han determinado que la distribución de la marcha en el pie es de la siguiente manera: talón 60%, mediopié 8% y dedos 4%.

Figura 4

Presiones máximas sobre el talón

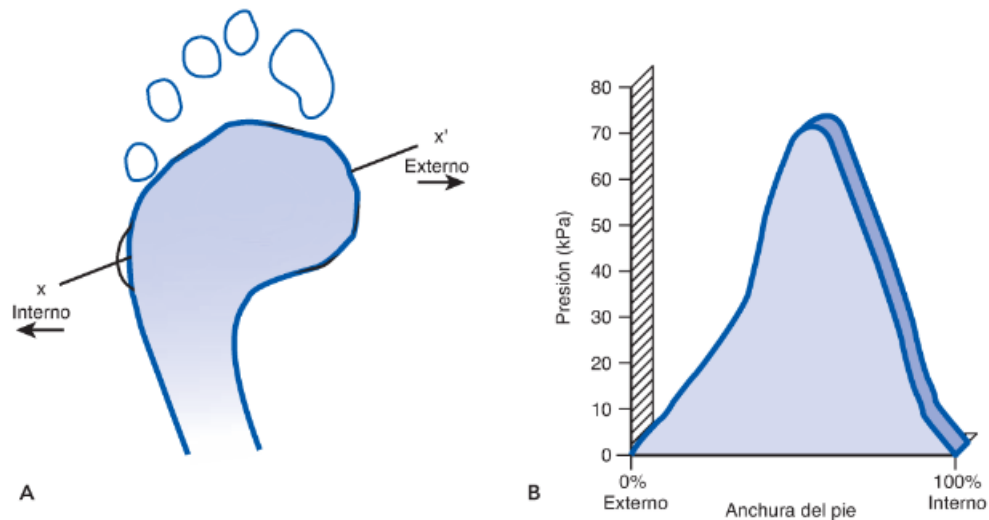


Nota: Medida de presiones máximas regionales durante la posición de pie medidas en kilopascuales (kPa). La proporción de las presiones máximas sobre el retropié y el antepié es cercana a 2.6:1, de acuerdo a Nordin (2020).

Las presiones máximas sobre un talón son 2.6 veces mayores que las del antepié (ver figura 4). Las presiones máximas sobre el antepié son bajo la cabeza del segundo metatarsiano (ver figura 5)

Figura 5

Modelo de barra del arco longitudinal



Nota: Distribución de la presión sobre la cabeza del metatarsiano durante la posición de pie. **A.** Una línea (xx') dibujada en la gráfica de curvas de nivel entre las ubicaciones aproximadas de las cabezas del primer al quinto metatarsiano. **B.** Distribución de la presión a lo largo de la línea de la cabeza del metatarsiano (xx') que indica la máxima presión bajo la cabeza del segundo metatarsiano, de acuerdo a Nordin (2020).

5.2. Marcha Humana

La marcha humana implica el movimiento hacia adelante del cuerpo humano en posición erguida, sostenido alternativamente por ambas piernas. En todo momento, uno de los pies permanece en contacto con el suelo, pero durante la transferencia del peso de la pierna retrasada a la pierna adelantada, ambos pies descansan en el suelo durante un breve período. El ciclo completo de la marcha se divide en dos fases principales:

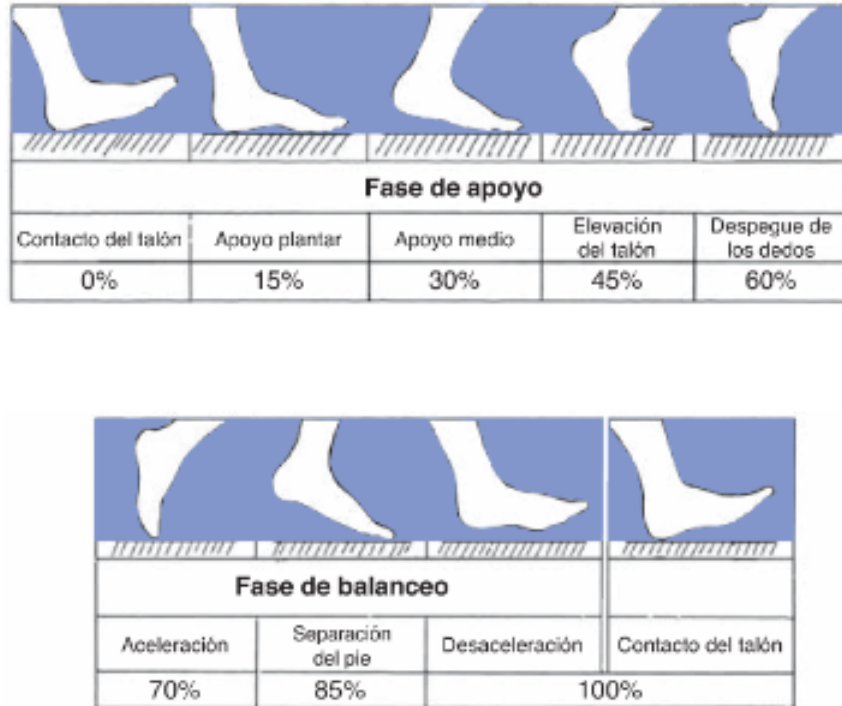
Fase de Soporte o Estancia: En esta fase, el pie permanece en contacto con el suelo, abarcando desde el comienzo del ciclo hasta alrededor del 60-70% del mismo. Esta fase se inicia con el primer contacto del pie en el suelo y concluye cuando el antepié se desprende.

Fase de Suspensión o Desplazamiento: Durante este período, no se establece contacto con la superficie terrestre, lo que significa que el pie se encuentra en el aire mientras avanza. (Spiegato, 2018). La fase de oscilación transcurre desde el instante de despegue del antepié

hasta el siguiente contacto con el suelo (ver figura 6).

Figura 6

Ciclo de marcha humana (apoyo/balanceo)

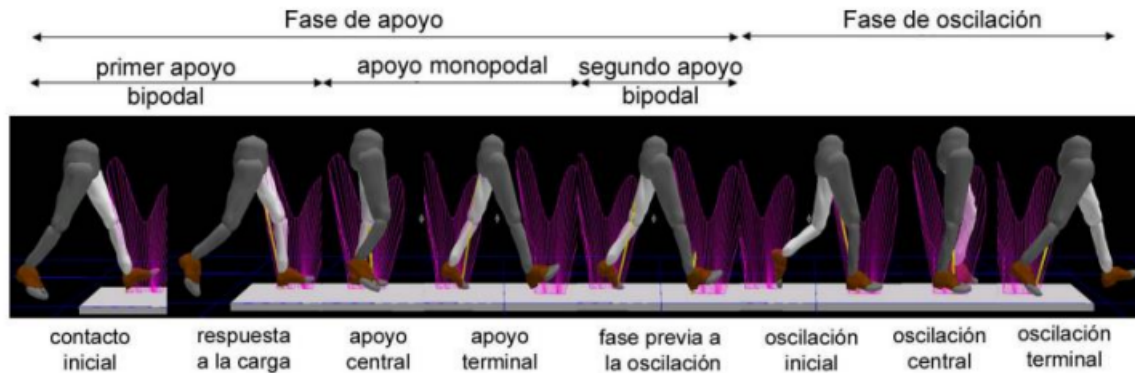


Nota: Se puede observar la fase de apoyo y balanceo, de acuerdo a Nordin (2020).

La proporción de tiempo dedicado a cada una de estas etapas varía significativamente según la velocidad, con la fase de oscilación ocupando una mayor proporción a medida que la velocidad aumenta. Además, los intervalos de tiempo en los cuales ambos pies están en contacto con el suelo se vuelven más cortos de manera gradual a medida que la velocidad aumenta (ver figura 7), que desaparecen en la transición entre la marcha y la carrera.

Figura 7

Fase de marcha humana (apoyo/oscilación)



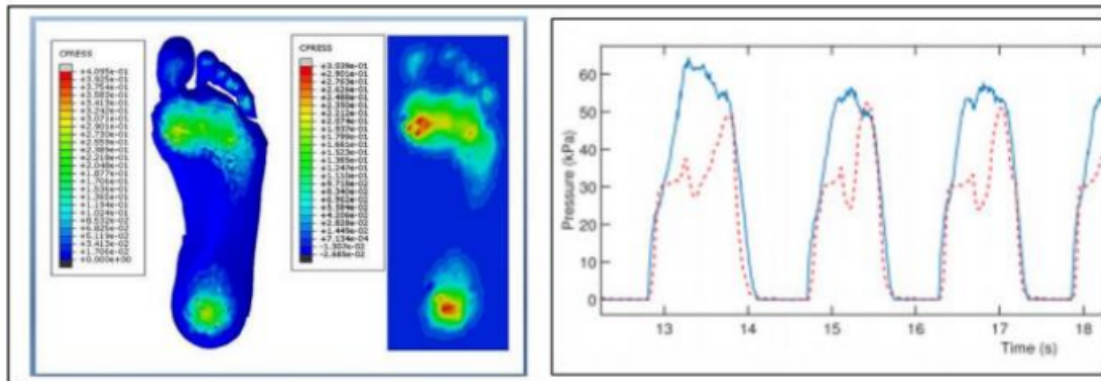
Nota: Se puede observar las fases de la marcha humana, de acuerdo a Klapsing (2016).

5.3. Plantilla instrumentada con sensores de presión

Los dispositivos de plantillas instrumentadas posibilitan la captura de datos sobre la fuerza aplicada, que luego puede ser transmitida y analizada con el fin de detectar las áreas de mayor presión. Estos datos pueden ser utilizados para generar representaciones gráficas del patrón de movimiento durante la marcha (Arévalo-Márquez y Sangurima Tenepaguay, 2020). Éstas usan un conjunto de sensores de presión para obtener la medida de la distribución de presiones ejercidas durante la pisada de forma continua y en cualquier entorno y terreno (ver figura 8). Para recopilar la información, se utilizarán dispositivos conocidos como FSR (Resistencia Sensible a la Fuerza), los cuales son elementos de medición que requieren ser implementados en una disposición de división de voltaje. Esta disposición está diseñada de manera que nos habilite a obtener, al final del proceso, datos precisos de la presión ejercida en la superficie de la planta del pie.

Figura 8

Zonas con mayor presión plantar



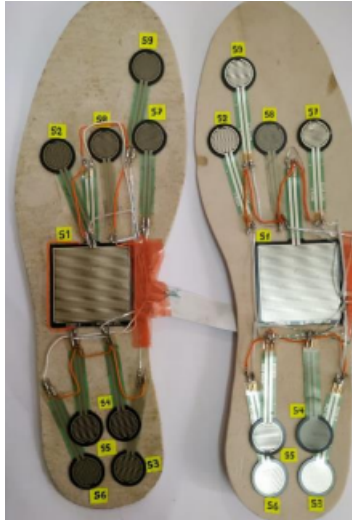
Nota: Se muestran las zonas con mayor presión plantar al caminar generando un análisis de ser más propensas a formar úlceras, de acuerdo a Arévalo-Márquez y Sangurima Tenepaguay (2020).

5.3.1. Plantillas instrumentadas

Crea y desarrolla un sistema de plantillas equipadas para la medición de la presión en áreas específicas de interés en niños y adultos. El propósito es recopilar datos de presión tanto en condiciones estáticas como durante la marcha, con el enfoque de investigar posibles deformidades en los pies y úlceras diabéticas en personas de diferentes edades. Este dispositivo mostrará los resultados de presión a través de una Interfaz Hombre-Máquina (HMI) mediante representaciones gráficas de huellas térmicas y patrones de presión. Además, los datos recopilados se guardarán para su análisis posterior en futuras investigaciones en poblaciones infantiles y adultas Iglesias (2020).

Figura 9

Plantillas instrumentadas con sensores de presión



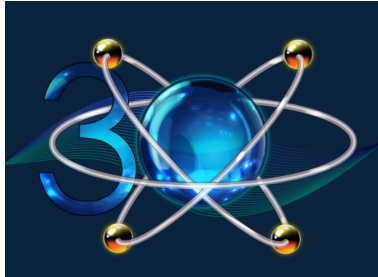
Nota: Se muestran las plantillas instrumentadas de presión plantar, de acuerdo a Iglesias (2020)

5.4. Software Proteus

Proteus VSM representa un sistema de desarrollo electrónico que opera a través de la simulación de circuitos en su forma analógica, digital o híbrida. Ofrece la capacidad de interactuar con varios elementos que forman parte del circuito en cuestión. Integra componentes visuales que permiten observar el comportamiento de manera instantánea, junto con un sistema completo para la generación y análisis de señales. Además, dispone de un módulo específico para la concepción de circuitos impresos. La abreviatura VSM denota Virtual System Modelling, cuya traducción al español sería "Modelado Virtual de Sistemas", dado que Proteus VSM posibilita la representación virtual en una computadora de prácticamente cualquier tipo de circuito. La característica sobresaliente que posiciona a Proteus VSM como la elección favorita de numerosos entusiastas y expertos en la electrónica es su aptitud para simular circuitos que involucran microprocesadores o microcontroladores (Latecnicalf, 2020).

Figura 10

Software Proteus



Nota: Logo oficial de Software Proteus, de acuerdo a Proteus (2020).

Este software será usado para el diseño de la parte electrónica de nuestra plantilla instrumentada.

5.5. Software Autodesk Inventor

Es un software de CAD 3D (Ver figura 11) con el cual se pueden realizar diseños profesionales en ingeniería de productos. Este software trabaja mediante una combinación de capacidades de diseño paramétrico, directo, de formas libres y basado en reglas (Autodesk, 2021).

Figura 11

Software Inventor



Nota: Diseño 3D en Autodesk Inventor Autodesk (2021).

Este software será usado para el diseño de la parte mecánica de nuestra plantilla instrumentada.

5.6. LabView

LabVIEW constituye un entorno de programación gráfica que ha encontrado aplicación entre numerosos ingenieros e investigadores a lo largo de su trayectoria. Se emplea con el propósito de diseñar sistemas de medida, pruebas y control de alta complejidad, valiéndose de íconos gráficos y conexiones de apariencia similar a un esquema de flujo. LabVIEW sobresale por su integración excepcional con variados dispositivos de hardware y por ofrecer un extenso conjunto de bibliotecas predefinidas para llevar a cabo análisis avanzados y visualización de información. La versatilidad de la plataforma LabVIEW es notable, ya que se adapta con facilidad a diversos objetivos y sistemas operativos. Desde su debut en 1986, este entorno ha consolidado su posición de liderazgo en la industria seleccion (Visto el 18/07/2022).

Figura 12

Software LabVIEW



Nota: Logo del Software LabVIEW, de acuerdo a Ambitiously (16/2/2022).

5.7. Solidworks

SOLIDWORKS se erige como una herramienta fundamental en el ámbito del diseño asistido por computadora (CAD), proporcionando una solución completa y poderosa para la creación y modelado de piezas y ensamblajes en tres dimensiones, así como la generación de planos detallados en dos dimensiones. Sin embargo, su influencia va mucho más allá de su

funcionalidad esencial. Este software es un pilar esencial en el proceso integral de desarrollo de productos, abordando diversos aspectos y etapas del ciclo de vida de diseño y fabricación. La amplitud de SOLIDWORKS se manifiesta en su rica gama de soluciones que abarcan todas las fases de desarrollo de productos. Desde la concepción inicial hasta la producción y más allá, SOLIDWORKS permite a los diseñadores y equipos de ingeniería dar vida a sus ideas y conceptos con una precisión excepcional y un alto grado de control. La capacidad de modelar en tres dimensiones no solo agiliza el proceso de diseño, sino que también ofrece una representación visual inigualable de los componentes y ensamblajes, lo que facilita la detección temprana de posibles problemas y optimiza la comunicación entre los miembros del equipo.

En el aspecto de gestión de datos, SOLIDWORKS brinda la capacidad de rastrear y administrar eficazmente los cambios en el diseño a lo largo del tiempo. Esta característica es esencial para equipos que trabajan en colaboración y desean mantener un control riguroso sobre la evolución del producto, según SolidBI (2023).

Figura 13

Software para diseño mecánico Solidworks



Nota: Logo del Software Solidworks, de acuerdo a SolidBI (2023).

5.8. Equipos para el análisis de marcha humana

5.8.1. Plataforma Dinascan

Esta plataforma puede realizar estudio dinamométrico durante la marcha de un individuo (ver figura 14). Esta plataforma se aplica con mayor frecuencia en la evaluación funcional de los patrones de movimiento normales y anormales durante la marcha. También se emplea en la determinación del grado de discapacidad y seguimiento en el tiempo. Tiene un propósito

fundamental en la adaptación de dispositivos de asistencia técnica, ortopédicos y exoesqueléticos. Adicionalmente, se utiliza para evaluar el equilibrio, cuantificar lesiones corporales y determinar la limitación en la capacidad laboral (IBV, 2020).

Figura 14

Plataforma Dinascan



Nota: Niño usando plataforma Dinascan, de acuerdo a Shmidt (2013).

5.8.2. Plataforma de presión pidestar

En la Figura 15 se muestra la plataforma Pidestar pro, que permite realizar los siguientes análisis:

Análisis estático: posición del punto de gravedad, máximas presiones, análisis por zonas, medición de presiones en ante pie y retropié, apoyo, visualización en 3D.

Análisis dinámico: Distribución de las presiones, análisis de la marcha, progresión de la marcha, caracterización múltiple del tiempo de apoyo y de las presiones, centro de gravedad, diferentes fases de la presión en la marcha, tomade vídeo y angulaciones (Zurita, 2020).

Figura 15

Pidestar pro



Nota: La plataforma permite evaluar las zonas en las cuales el participante está haciendo presión, tomando en cuenta el ante pie y retropié, de acuerdo a Zurita (2020).

Características

- Medidas: 575 X 450 mm.
- Grosor: 4mm.
- Material: Policarbonato y composite.
- Superficie activo: 400 x 400mm.
- Sensores capacitivos auto-calibrables.
- Peso máximo: 300kg.
- Tipo de interface: USB 2.0.
- Compatible con windows 7,8 y 10.

Ventajas

- Formato ultraligero.

- No es necesaria su calibración.
- 1 millón de actualizaciones garantizadas.
- Permite análisis con y sin calzado o plantillas.
- Asesoramiento técnico.

5.8.3. Plantilla Instrumentada

Una plantilla instrumentada cuenta con una placa electrónica para la adquisición de señales de presión mediante amplificadores operacionales.

En la Figura 16, se muestra el ambiente de pruebas de la plantilla descrita en (Arévalo-Márquez y Sangurima Tenepaguay, 2020), la misma que se conectan a un Arduino Nano para el procesamiento de las señales de presión y la obtención de las curvas en las diferentes fases de la marcha (Arévalo-Márquez y Sangurima Tenepaguay, 2020). Este sistema tiene una interfaz gráfica en una escala de colores, la cual indica en kPa el nivel de presión con el que puede estar soportando cada sensor en un momento determinado.

Figura 16

Plantilla Instrumentada



Nota: Plantilla Instrumentada acoplada en un paciente, según Arévalo-Márquez y Sangurima Tenepaguay (2020)

Las características de esta plantilla son las siguientes:

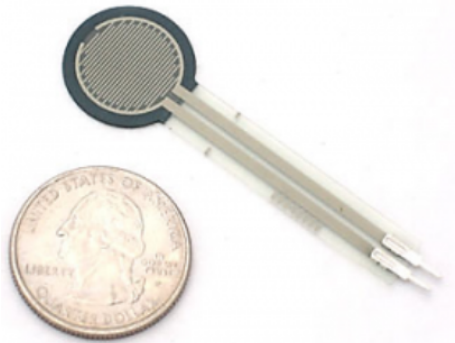
- Sistema de adquisición de presión plantar mediante 6 sensores de presión y 1 acelerómetro.
- Prototipo desmontable y ajustable de talla.
- Adquisición y visualización de temperatura.
- Transmisión inalámbrica hasta un rango de 10 metros.
- Interfaz gráfica amigable con el participante.
- La interfaz permite visualizar datos como el patrón de presión, velocidad, ángulo de pisada, longitud de paso, número de pasos y el ciclo de marcha.
- Plantilla liviana, robusta y ergonómica para el participante.
- Precio a venta al público después de desarrollar un estudio de costos de \$806.

5.9. Force Sensing Resistors (FSR)

Los Force Sensing Resistors (FSR) son instrumentos que habilitan la cuantificación de las fuerzas que actúan tanto en reposo como en movimiento sobre una superficie de interacción. La extensión de su capacidad de detección se origina en el cambio observable en su resistencia eléctrica. En la Figura 17, Se presenta un ejemplo de un sensor de presión disponible en el mercado. Investigaciones previas han ilustrado que los sensores FSR suelen ser empleados en el ámbito de las pinzas robóticas y en el estudio de fenómenos biomecánicos. Aparte de su asequibilidad, en esencia, los sensores FSR se destacan como herramientas altamente provechosas con la capacidad de ofrecer un control efectivo de la adaptación activa, especialmente en el contexto de sistemas de agarre de manos robóticas (Bonilla, 2012).

Figura 17

Sensor de presión FSR



Nota: Sensor FSR de fuerza o galgas, según electrónica mx (2016)

5.10. MPU-6050

El MPU-6050 constituye una IMU (Unidad de Medición Inercial) con 6 grados de libertad (DoF), ya que fusiona un acelerómetro en tres dimensiones con un giroscopio en tres dimensiones (electronics, 2020).

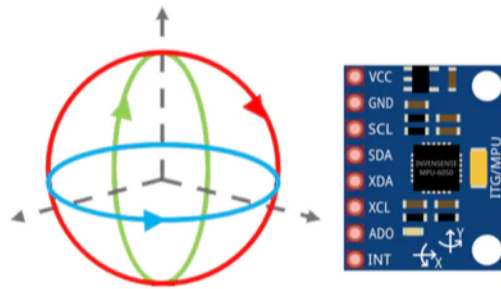
Las especificaciones de la IMU MPU-6050, que se muestra en la Figura 18, son las siguientes:

- Salida digital de 6 ejes.
- Giroscopio con sensibilidad de ± 250 , ± 500 , ± 1000 , y ± 2000 dps

- Acelerómetro con sensibilidad de $\pm 2g$, $\pm 4g$, $\pm 8g$ y $\pm 16g$
- Algoritmos embebidos para calibración

Figura 18

IMU MPU-6050



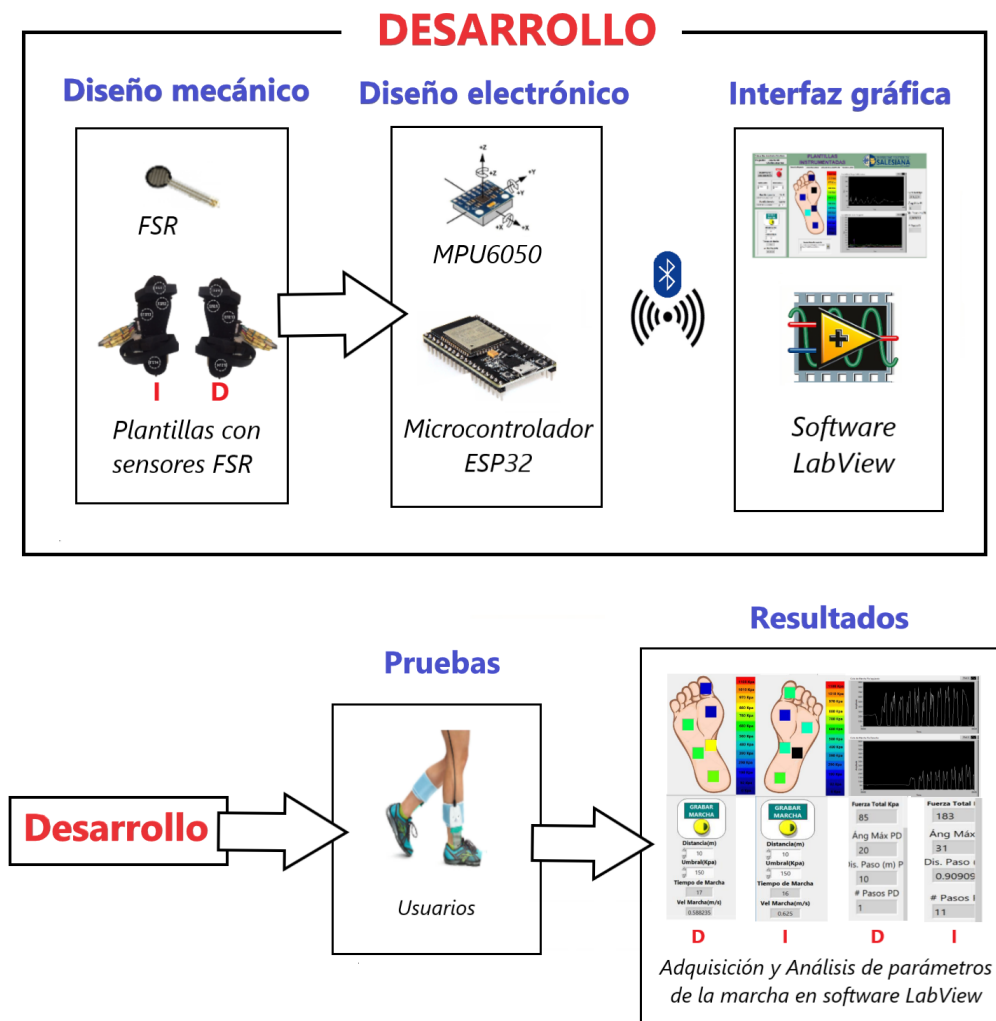
Nota: Acelerómetro y giroscopio de tres ejes IMU-6050, según electronics (2020)

6. Marco metodológico

En la Figura 19 se muestra el diagrama de bloques del sistema inalámbrico para la adquisición de parámetros de la marcha humana planteado en este proyecto.

Figura 19

Diagrama de bloques del sistema inalámbrico de tipo plantilla instrumentada.



Nota: Diagrama de bloques del sistema inalámbrico de tipo plantilla instrumentada para la adquisición de parámetros de la marcha humana, Fuente: Autor.

6.1. Requisitos y necesidades de diseño

Para el diseño mecánico, electrónico y de la interfaz gráfica del sistema inalámbrico propuesto ha considerado las necesidades y requerimientos de un dispositivo portable. Este busca alcanzar la funcionalidad, la estética y la facilidad de uso con los requisitos especificados

en la tabla 1:

Tabla 1

Requisitos y necesidades de diseño

Requisitos y necesidades de diseño			
Número	Requisitos y necesidades		Importancia
1	Diseño de plantillas	Sea flexible	5
2	Diseño de plantillas	La posición de los FSR, deben garantizar la toma de datos de zonas con mayor presión	4
3	Diseño de plantillas	Fácil de implementar	4
4	Diseño de plantillas	Los cables internos no deben generar incomodidad	4
5	Diseño de plantillas	No debe sobresalir el pie de la plantilla	4
6	Diseño de plantillas	Garantizar que no existan posibles roturas	4
7	Diseño de plantillas	Correas o adaptado a zapatos	4
8	Diseño de plantillas	No generar molestias al usarlos	5
9	Diseño de plantillas	Olor del material	4
10	Electrónica de plantillas	Comunicación inalámbrica	5
11	Electrónica de plantillas	Baterías recargables	5
12	Electrónica de plantillas	Cuenta con botones de on/of	4
13	Electrónica de plantillas	Se pueda visualizar el nivel de batería	3
14	Electrónica de plantillas	Carcasa estética	3
15	Electrónica de plantillas	Sencilla y fácil de manipular	3
16	Interfaz gráfica	Visualizar datos estáticos con colores según nivel de presión	4
17	Interfaz gráfica	Visualizar datos dinámicos durante la marcha	5
18	Interfaz gráfica	Visualizar los siguientes parámetros de marcha: velocidad, cadencia, longitud de paso y ángulo de paso	5
19	Pruebas	Tomar datos reales	5
20	Pruebas	Protocolo sencillo	5
21	Pruebas	Datos validados con pruebas manuales	4

Nota: La tabla presenta la importancia frente a nuestras necesidades, con un valor del 1 al 5

6.2. Diseño mecánico

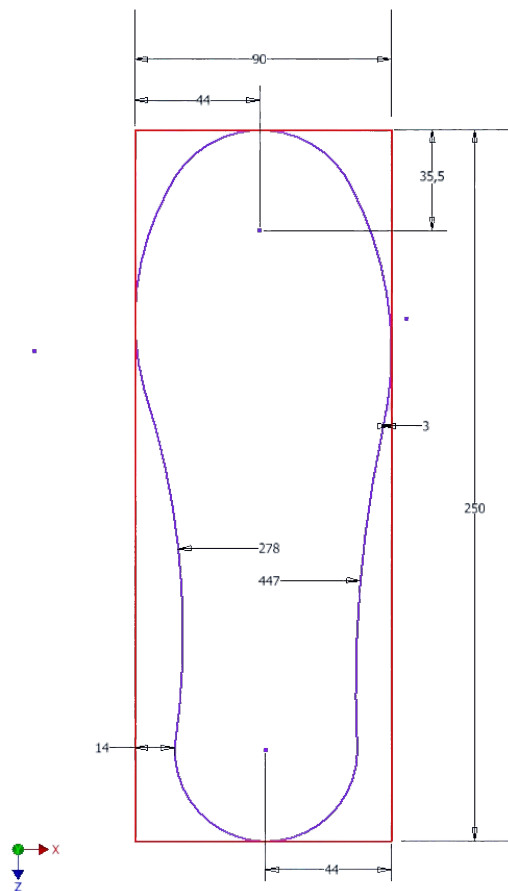
Teniendo en cuenta los requisitos y necesidades de "**Diseño de plantillas**", mostradas en la tabla 1, se desarrolló lo siguiente:

6.2.1. Trazado en 2D de la plantilla

Teniendo en cuenta la técnica de diseño en dos dimensiones con restricciones sobre un plano, se realizó el dibujo en 2D que se muestra en la figura 20. A partir de estas dimensiones, se planteó el diseño de la plantilla en 2D para ser extruida.

Figura 20

Boceto 2D de la plantilla propuesta



Nota: El boceto 2D tiene como referencia las medidas en cm de la talla número 38 en Ecuador

6.2.2. Extrucción a 3D y pistas de la plantilla

En las figuras 21 y 22, se aprecia la parte superior e inferior de la plantilla.

En el boceto 2D finalizado, se generó un diseño de pistas para la conexión de los sensores en la plantilla inferior. De esta manera la plantilla superior cubrirá los sensores y el circuito para su implementación.

Para la generación de las plantillas se utilizó el método de fabricación aditiva.

Es importante tener en cuenta que los sensores FSR A402 no presentan polaridad, por lo tanto, se selecciona un pin como señal y se conecta el otro al positivo común, tal como se ilustra en la figura 22.

Figura 21

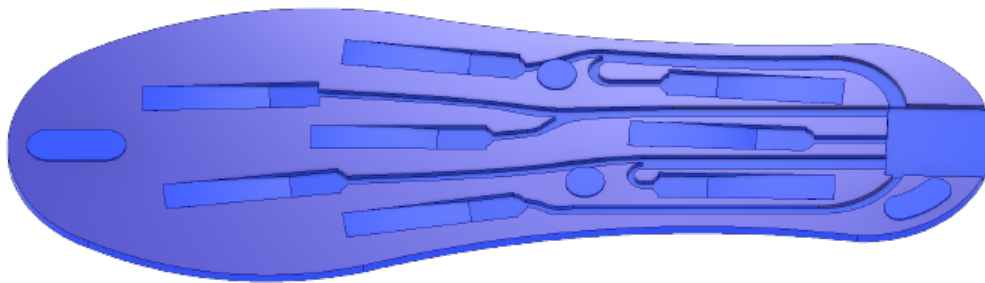
Plantilla superior



Nota: Extrucción de la parte superior de la plantilla

Figura 22

Plantilla inferior



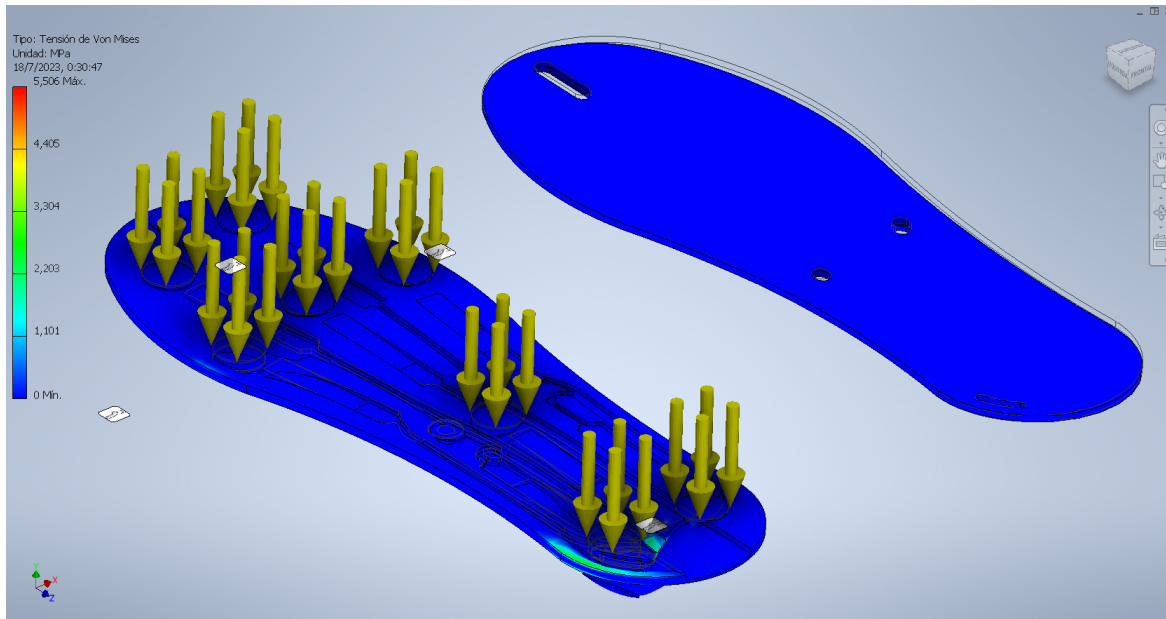
Nota: Extrucción y pistas en la parte inferior de la plantilla

6.2.3. Simulación de tensión en la plantilla

Mediante simulaciones realizadas en Inventor, se verificaron las zonas con mayor presión al momento de caminar. Con base a lo indicado en la figura 23, se determinó la ubicación de los sensores FSR para la detección de los valores de presión durante la marcha humana.

Figura 23

Tensión máxima de Von Mises



Nota: Tensión máxima de Von Mises en la zona más crítica es de 5,506 MPa, generando una deformación en la zona del talón

La tensión máxima de Von Mises en la zona más crítica es de 5,506 MPa, lo que significa que se alcanza una fuerza interna máxima en esa área en particular. Esta tensión se calcula utilizando la teoría de Von Mises, que tiene en cuenta las diferentes componentes de tensión en un material para determinar la tensión equivalente. Esta tensión equivalente se compara con el límite de fluencia del material para evaluar su resistencia y posibilidad de deformación plástica.

La deformación que ocurre en la zona del talón es el resultado de esta alta tensión, con un valor de deformación máxima de 0,8328 ul. En este caso, la tensión máxima genera esta deformación en la zona del talón, lo que implica que esa área en particular sufrirá cambios en su forma o dimensiones debido a las fuerzas aplicadas.

6.2.4. Caracterización de filamento flexible

En el mercado, hay varias opciones disponibles para fabricar plantillas, incluyendo diferentes materiales.

En la tabla 1, se presentan detalles de los materiales que pueden ser empleados en esta propuesta. Durante el análisis de las opciones de fabricación mediante impresión 3D con filamento, se identificaron dos materiales convenientes: Thermoplastic Elastomer (TPE) y Poliuretano termoplástico (TPU). Sin embargo, se evaluaron junto con sus ventajas y desventajas, detalladas en la tabla 2, para seleccionar el material más adecuado.

Tabla 2

Selección de filamento

TPU vs TPE			
	TPU	TPE	Observaciones
Flexibilidad	X		Cuenta con mayor flexibilidad que el TPE
Cuidado al medio ambiente	X	X	Los dos son biodegradables en 3-5 años
Costo		X	TPE tiene un ligero costo menor
Sensibilidad a la temperatura	X		Tpu tiene menos sensibilidad hacia la temperatura lo que permite conservar su elasticidad.
Impresión 3D	X		Más preciso al momento de imprimir
Disponibilidad en el mercado		X	Se usa en productos desde la década de 1950
Mejor acabado de impresión	X		Tiene un acabado más suave, a diferencia del TPE que tiene un acabado parecido al caucho
Velocidad de impresión	X	X	El tiempo de la impresión es casi similar en los dos filamentos
Olor	X		TPE tiende a desprender un ligero olor

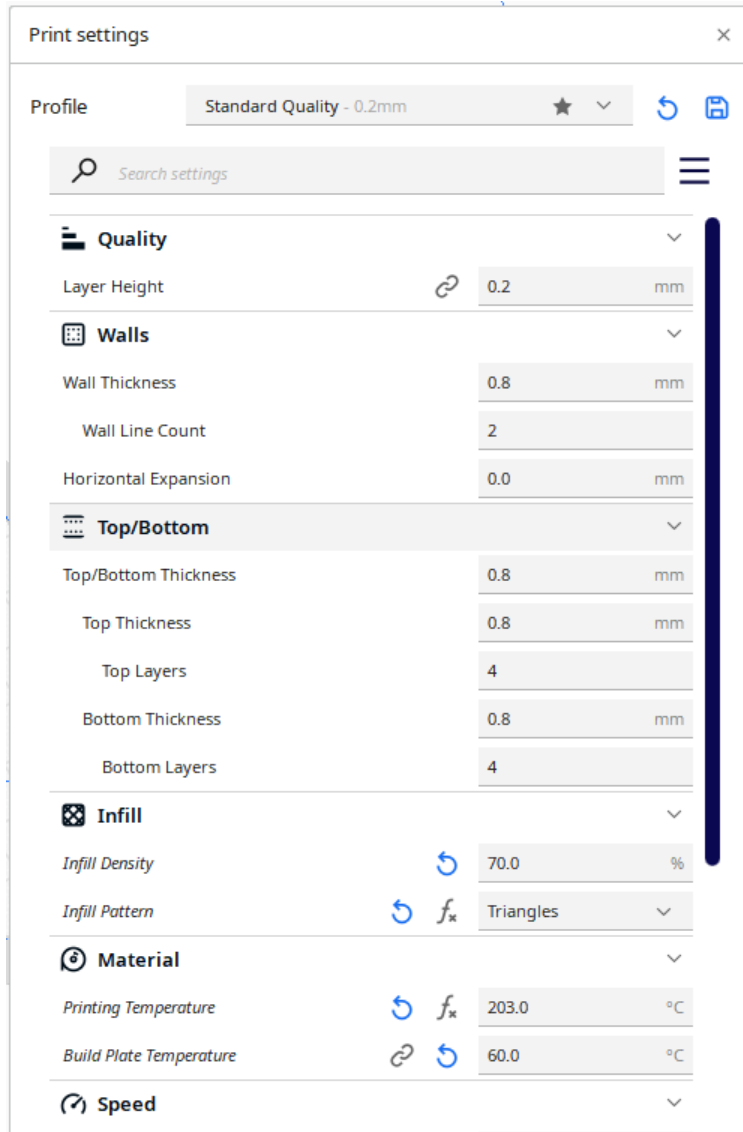
Nota: Considerando los aspectos clave de flexibilidad, confort y olor del material, se ha determinado utilizar el filamento TPU.

6.2.5. Impresión 3D

Para la impresión de la plantilla se empleó el material flexible TPU en una impresora 3D. Durante este proceso, se utilizó una impresora Ender 3, configurada con los parámetros específicos en la figura 24. La figura 25 muestra el resultado obtenido de la impresión 3D, que tomó un tiempo de 6 horas con 45 minutos. Se empleó un relleno de tipo triángulo con una densidad del 70% para el diseño final.

Figura 24

Parámetros de impresión 3D



Nota: De acuerdo a los parámetros del filamento y la calidad deseada de la impresión 3D, se configura de esta manera

Figura 25

Resultado de impresión 3D



Nota: Parte inferior de las plantillas, con las pistas de los sensores.

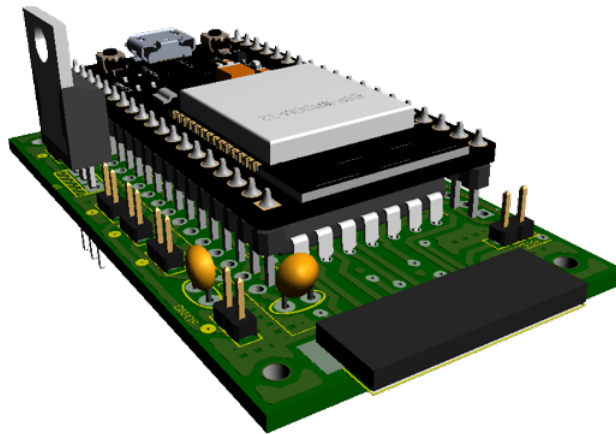
A continuación, se procedió a ubicar los sensores entre las dos plantillas y a soldar los pines de los sensores FSR al Flexible Flat Cable (FFC) para su conexión con un módulo de transmisión.

6.2.6. Módulo

Para la configuración geométrica del encapsulado del módulo, se procedió a extraer el modelo tridimensional del circuito correspondiente de Proteus, conforme se ilustra en la Figura 26, y se exportó dicho modelo en formato SLDASM. Este archivo resultante fue posteriormente importado en el entorno del software Solidworks.

Figura 26

Vista 3D del módulo principal

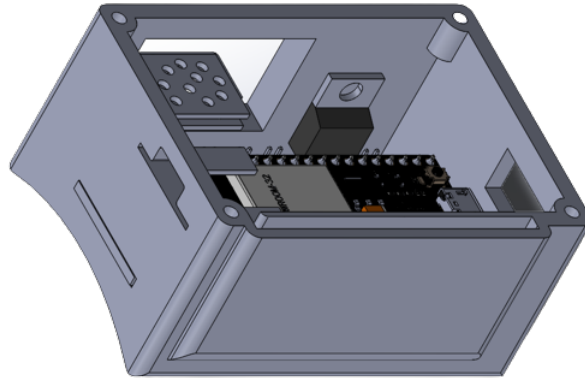


Nota: Vista 3D de placa principal, desde el software Proteus.

La protección del módulo principal requiere su alojamiento en una carcasa. Con esta finalidad, hemos diseñado una carcasa específica utilizando el software Solidworks. Para esto se generó un archivo independiente de tipo "pieza" en Solidworks, cuyas dimensiones y geometría fueron diseñadas para contener integralmente el conjunto del módulo, en consideración con los componentes que lo conforman: batería, interruptor, unidad inercial IMU MPU6050 y el dispositivo de carga de batería, tal como se representa en la Figura 27.

Figura 27

Exportación de archivo al software Solidworks

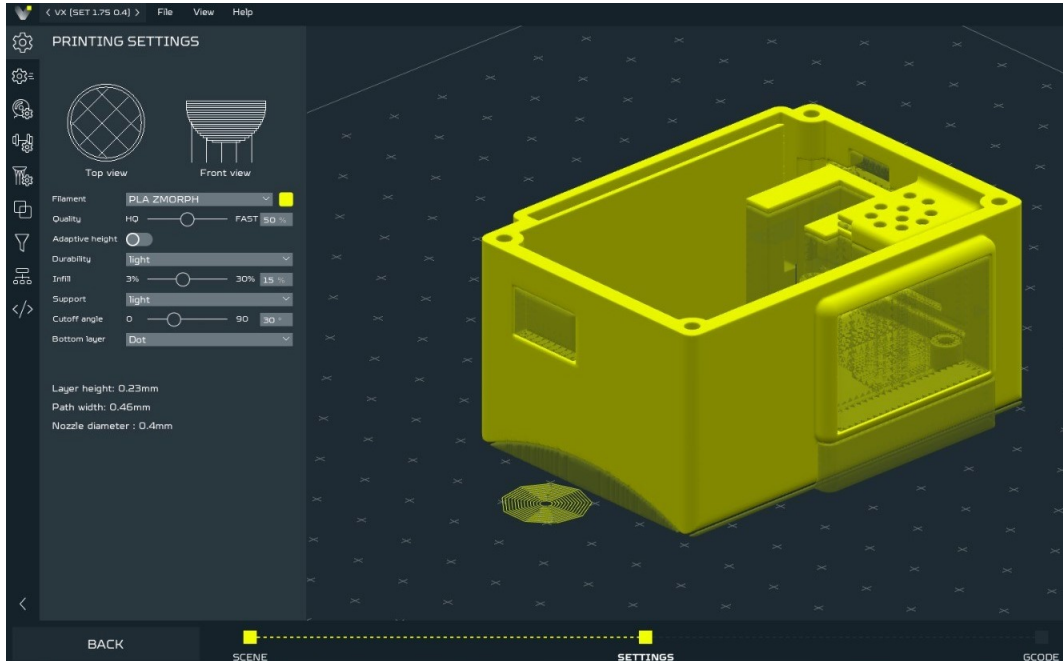


Nota: Encapsulado de módulo principal en software Solidworks.

Una vez obtenido el ensamblaje completo de la carcasa del módulo, se procedió a la conversión del modelo en un archivo con formato stl. Dicho archivo stl, preparado en consecuencia, fue destinado a ajustar los parámetros de impresión requeridos por la impresora 3D, tal como se exhibe en la Figura 28, para finalmente materializar físicamente el componente mediante el proceso de impresión tridimensional.

Figura 28

Parámetros de impresión 3D de caja del módulo principal

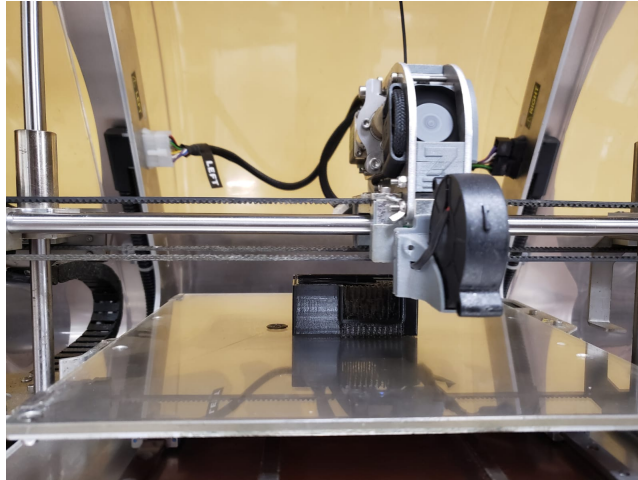


Nota: Software Voxelizer3, aplicado para estandarizar parámetros de impresión 3D.

La carcasa se construyó por impresión 3D, en una impresora Zmorph, mostrada en la figura 29.

Figura 29

Impresión 3D de carcasa



Nota: Impresora Zmorph, impresión de carcasa en filamento de PLA PRO MAX

La impresión 3D, llevada a cabo con una duración total de 2 horas y 40 minutos, ha generado un acabado superficial calificado como N8, el cual se sometió a un proceso de pulido químico.

6.3. Diseño electrónico

En la tabla 1 se presentan los requisitos y necesidades de **”Electrónica de plantillas”**, que se consideraron para el diseño de la electrónica de la plantilla.

6.3.1. Selección de componentes

Durante el proceso de selección de componentes, se consideraron dos aspectos fundamentales: la comunicación inalámbrica y la adquisición de datos de 8 sensores FSR A402. Con el fin de mostrar los componentes y los criterios considerados para su elección, se presenta la siguiente tabla 3.

Tabla 3*Selección de componentes*

Componentes a utilizar por plantillas			
	Componente	Cantidad	Observaciones
Alimentación del circuito	Baterías de litio	2	Las baterías de litio ofrecen una alta densidad de energía en un tamaño compacto y liviano, lo que es ideal para aplicaciones portátiles de larga duración. Además, tienen una baja tasa de autodescarga, lo que permite retener la carga durante períodos prolongados. Al ser recargables, resultan más económicas y respetuosas con el medio ambiente. Además, proporcionan una tensión de salida estable y cumplen con los requisitos de voltaje del ESP32 y otros componentes electrónicos.
Regulador de voltaje	lm1117T 3.3V	1	El regulador LM1117T 3.3V se utiliza para convertir la tensión de entrada de la batería de litio de 3.7V a la tensión de alimentación necesaria de 3.3V del ESP32. Esto asegura que el microcontrolador funcione dentro de su rango de voltaje adecuado. Además de su capacidad de reducir la tensión, el regulador LM1117T proporciona una salida estable y protección contra sobre corriente y sobrecalentamiento, brindando un suministro de energía confiable y seguro al ESP32.
Sensores de presión	FSR A402	8	Los sensores FSR A402 son ideales para medir la presión plantar en la marcha humana debido a su alta sensibilidad, comodidad y respuesta rápida. Su diseño delgado y ligero minimiza cualquier interferencia con el movimiento natural del pie. Además, su respuesta rápida permite mediciones precisas en tiempo real.
IMU	MPU6050	1	El MPU6050 es elegido para proporcionar parámetros de marcha, debido a su combinación de un acelerómetro de 3 ejes y un giroscopio de 3 ejes. Además, su disponibilidad, bajo costo y robustez lo hacen ideal para nuestro diseño electrónico.
Ingreso y salida de datos	Flexible Flat Cable (FFC)	2	La utilización de un cable plano (FFC) permite reducir el espacio utilizado en nuestra PCB, lo cual resulta beneficioso para optimizar el diseño y la distribución de los componentes. Además, el uso de un cable plano nos brinda la ventaja de facilitar la conexión y transferencia de datos entre el módulo y la plantilla, de forma sencilla y práctica.
Amplificadores	lm324N	2	Los amplificadores LM324N mejoran la precisión y sensibilidad de los sensores FSR A402 al amplificar sus señales débiles de manera eficiente.
Resistencias	10 Kohm	8	Las resistencias de 10 kilo ohmios son fundamentales para asegurar una respuesta lineal y un correcto rendimiento de los sensores FSR A402 debido a que nos ayuda a establecer el rango de corriente y la sensibilidad del sensor en la medición de la presión plantar.
Microcontrolador	Esp 32	1	Tiene una capacidad de comunicación Bluetooth integrada, que permite establecer conexiones inalámbricas y comunicarse con otros dispositivos compatibles, además cuenta con varios pines analógicos al igual su integración wifi.

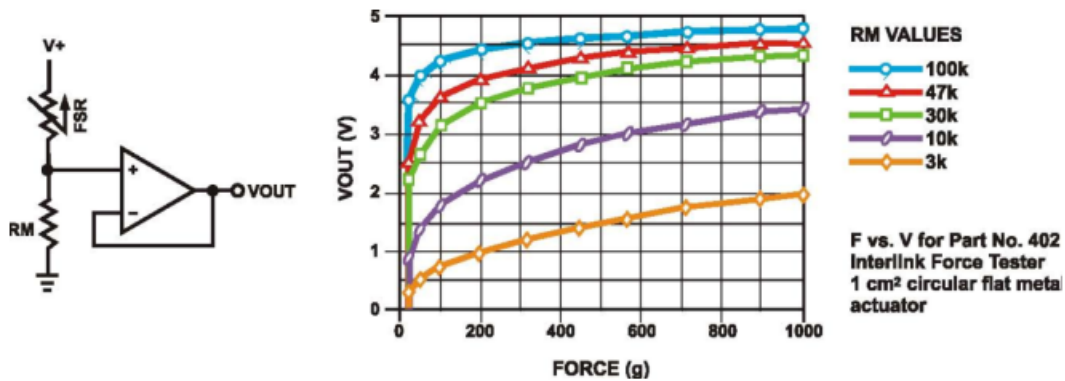
Nota: Considerando las observaciones de cada componente se analiza sus datasheet para armar el esquemático

6.3.2. FSR

En la figura 30 se muestra la gráfica del funcionamiento del FSR establecida por el fabricante. Con base a esto, se utilizaron resistencias de 10 kΩ, para el circuito de los sensores.

Figura 30

Curva característica del sensor Fsr A402



Nota: Curva característica de voltaje vs fuerza

Teniendo en cuenta esta gráfica se realizó el siguiente cálculo:

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

$$I = \frac{3.3V}{10k\Omega}$$

$$I = 0.33mA$$

Con este valor de resistencia se garantiza una corriente menor a 1mA. Con este valor, la presión en Kg se define considerando un valor máximo de 1108 KPa y un mínimo de 0KPa. Estos valores se consiguen haciendo relaciones de ingreso de corriente junto al valor del peso colocado sobre el sensor durante 5 minutos. Para esto se considera que el rango en bits es de 0 a 1024.

El área de censado del Fsr A402= 1.27 cm según el datasheet del fabricante, según esto calculamos el área de censado del mismo:

$$\text{Área de censado} = 1,27\text{cm}^2 \cdot 3,1416$$

$$\text{Área de censado} = 5.067\text{cm}^2$$

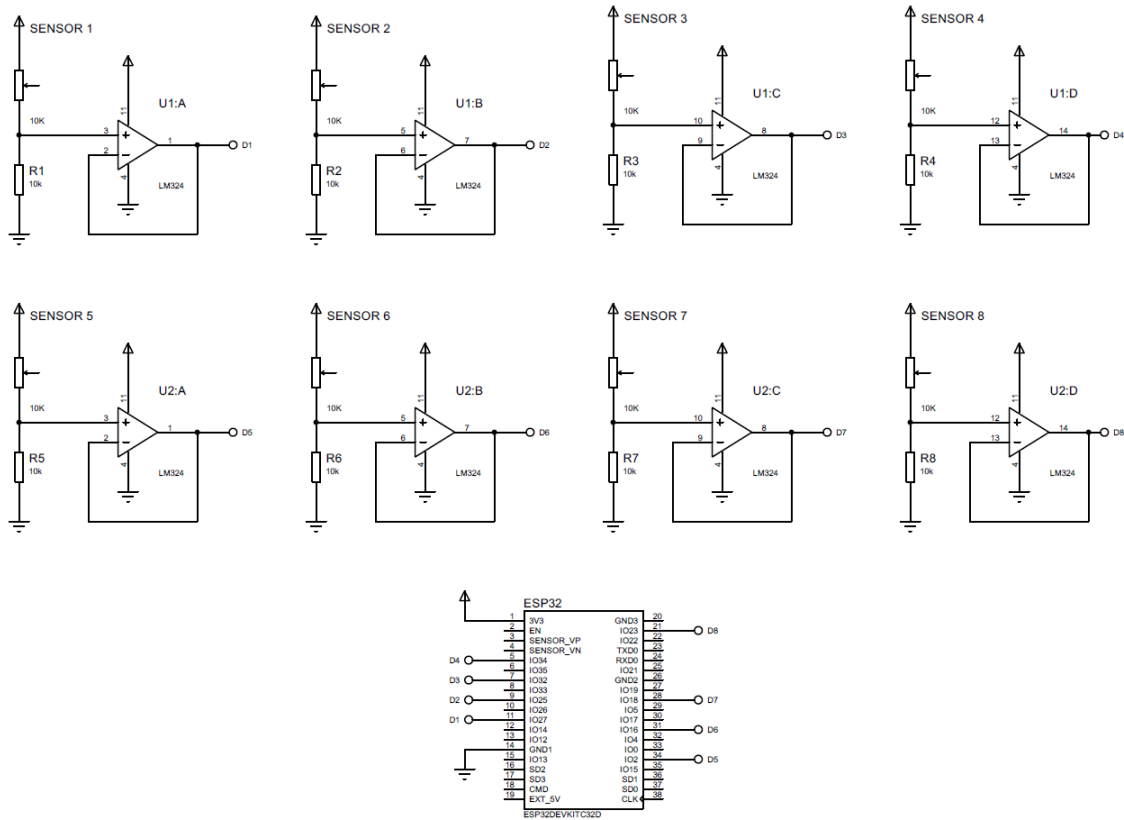
$$1\text{N}/\text{cm}^2 = 10\text{KPa}$$

6.3.3. Trazado de circuito

Con base al diseño mecánico, se colocaron los 8 sensores FSR A402 dentro de las plantillas superior e inferior. Es importante destacar que estos sensores no tienen polaridad, lo que facilita su instalación y conexión. La señal obtenida de los sensores FSR A402 se utiliza como entrada en el módulo principal del sistema. En la figura 31 se presenta el esquemático del circuito para la plantilla.

Figura 31

Esquemático de sensores de presión



Nota: Las señales de los sensores de presión Fsr A402 van conectados hacia el FFC (conector plano flexible) y posteriormente hacia los amplificadores operacionales.

El módulo principal cuenta con un conector plano flexible (FFC) de 16 pines, el cual recibe las señales de los sensores y las dirige hacia el circuito integrado LM324N. El LM324N es un amplificador operacional que consta de cuatro amplificadores individuales, las salidas de estos amplificadores se conectan a los pines del ESP32. El IMU MPU6050 se conecta directamente a los pines del ESP32.

El módulo ESP32 es alimentado con una tensión de 3,3V. Sin embargo, las baterías de litio utilizadas para la alimentación proporcionan una salida de 3,7V. Para ajustar la tensión y cumplir con los requerimientos de alimentación del ESP32, se empleó un regulador de voltaje LM1117T. De esta manera la tensión de 3.7V de las baterías se reguló 3.3V para alimentar el ESP32 y los demás componentes del circuito.

En la figura 32 se muestra el esquemático del circuito electrónico con base a lo especificado en la tabla 4.

Tabla 4

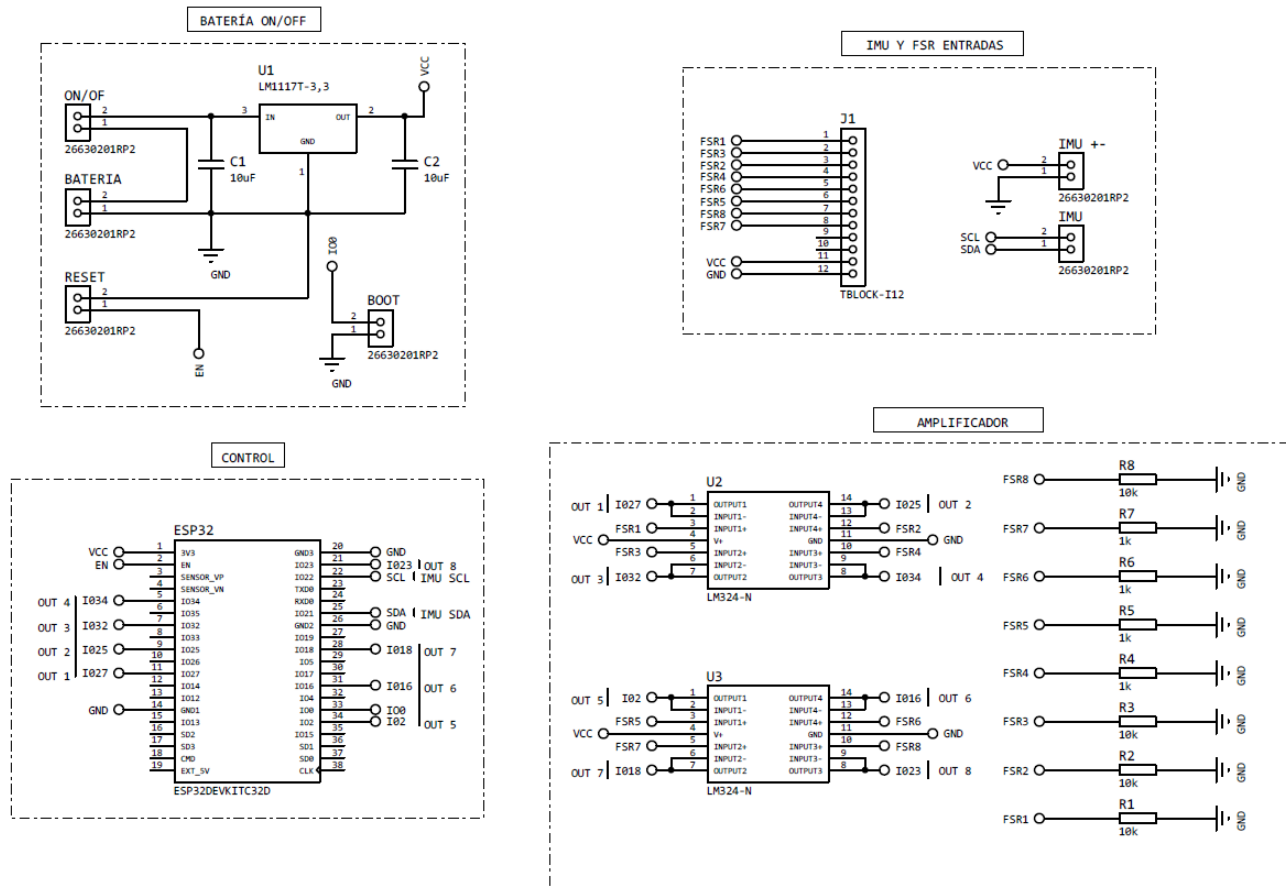
Conexión de módulo principal

Número	Pin componente	Pin Esp32
1	FSR1	GPIO 27
2	FSR2	GPIO 25
3	FSR3	GPIO 32
4	FSR4	GPIO 34
5	FSR5	GPIO 02
6	FSR6	GPIO 16
7	FSR7	GPIO 18
8	FSR8	GPIO 23
9	SDA (IMU)	Pin para comunicación I2C (GPIO21)
10	SCL (IMU)	Pin para comunicación I2C (GPIO22)
11	VCC (MÓDULO)	3V3
12	TIERRA (MÓDULO)	GND, GND1, GND2, GND3

Nota: Considerar que los FSR A402 primero deben ser conectados hacia los amplificadores operacionales y posteriormente la salida del amplificador al ESP32.

Figura 32

Esquema de módulo principal



Nota: Esquemático del módulo principal

6.3.4. Diseño de pistas

Utilizando el software Proteus, se procedió a configurar el "Design Rule Manager" para el esquemático principal.

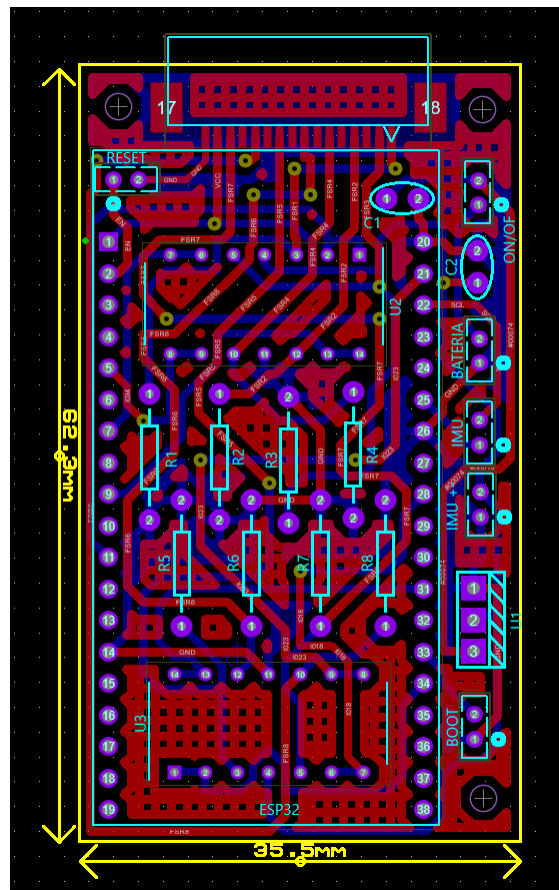
Todos los valores se establecen en 10th, excepto el valor de "Graphic", que se configura en 16th. Luego, utilizando la opción "2D Graphics Box Mode", se definieron las dimensiones de la PCB (62.3mm*35.5mm). Posteriormente se utilizó la función "Auto-router" para generar automáticamente las pistas. Es importante tener en cuenta que no todas las pistas se conectarán automáticamente, por lo que, en esos casos, es necesario crear las pistas manualmente. Además,

se coloca el componente "TBLOCK" para el FFC. También se crearon agujeros de tamaño M2 para los tornillos para la caja del módulo.

Una vez que todas las pistas están conectadas sin errores, se emplearon las opciones "Tools", "Power plane Generator", "GND=POWER" y "Hatched" para la parte superior (Top Copper) y la parte inferior (Bottom Copper) de la PCB. El resultado se puede ver en la figura 33. Finalmente se exportaron las pistas tanto superiores como inferiores, que se muestran en la figura 34.

Figura 33

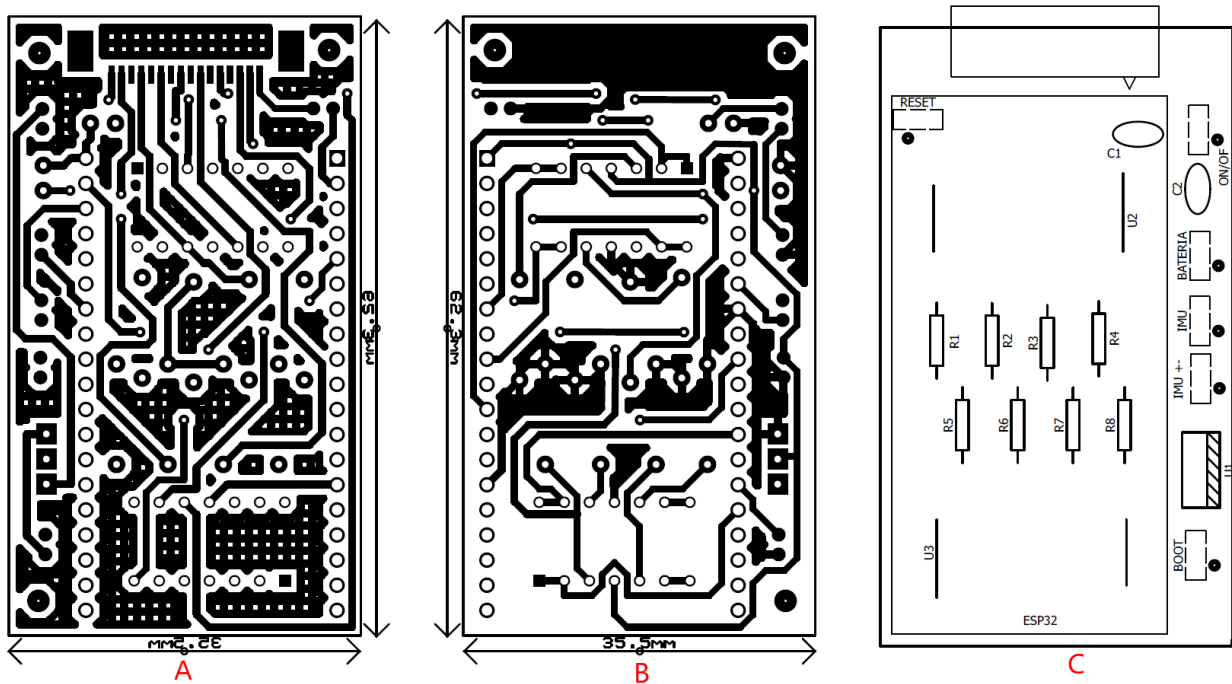
PCB Layout



Nota: Las pistas y el espacio entre ellas, deben tener un ancho adecuado para ser soldados con un cautín.

Figura 34

Pista de PCB



Nota: A. Pistas de la parte superior (Top Copper) del PCB, debido a que es boble cara se le exporta con mirror. B. Pista inferior (Bottom Copper) de PCB sin mirror. C. Orden de los componentes a colocar en la PCB

Al módulo se incorpora, una Unidad de Medición Inercial (IMU) que enriquece su funcionalidad. Esta IMU permite registrar datos de giroscopio y acelerómetro en los tres ejes espaciales (x, y, z), permitiendo así la obtención de información precisa sobre la orientación y los movimientos del pie durante el ciclo de marcha.

6.4. Interfaz gráfica

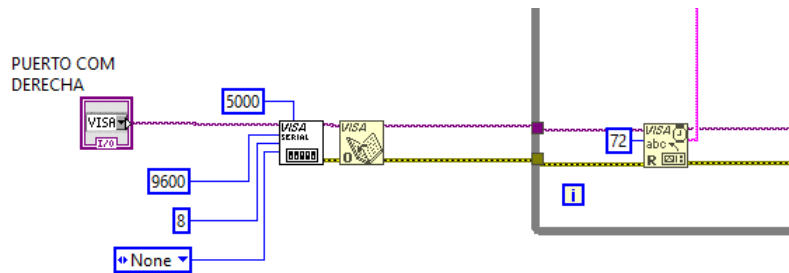
Para el diseño de la interfaz gráfica en el software LabView, se consideraron los requisitos y necesidades de una "interfaz gráfica" que se muestran en la tabla 1.

6.4.1. Comunicación inalámbrica

Los datos proporcionados por los sensores de presión se transmiten mediante la tecnología Bluetooth desde el microcontrolador. Esto permite evaluar y analizar los datos en una interfaz gráfica. Para lograr esto, se utilizó el bloque Visa Serial, que se muestra en la figura 35, Luego, se agregó un indicador y cuatro constantes para leer los puertos COM.

Figura 35

Puertos COM LabView



Nota: Habilitar puertos COM

Estos datos son recibidos a través del puerto serial y debido a su estructura de envío, se separan y procesan. Con la función "Visa Read" se puede asignar un tamaño de lectura de 72 bits, ya que se envían 12 datos sin contar las separaciones que son letras del abecedario. Con este proceso, se asegura que no haya lapsos en la comunicación en los cuales se puedan perder datos.

6.4.2. Lectura de datos del microcontrolador

Para la lectura de los datos ingresados a través de los puertos COM en LabVIEW, se emplea el módulo "Less String.vi". Esta herramienta facilita la separación de los datos mediante el uso de letras del abecedario, los cuales posteriormente serán interpretados por el módulo "Get Plot.vi". Es importante destacar que la lectura de estos datos debe realizarse en formato decimal. Para esto, se utiliza la función "Decimal string", recibiendo los datos previamente separados de los ocho sensores e IMU. Esta secuencia de procesamiento se ilustra en la figura 38.

6.4.3. Inicio y datos en Tab control

Para la interfaz gráfica, se utilizó un Layout de tipo "Tab control". Esta elección permite colocar decoraciones junto a los puertos COM seleccionables y una pantalla de inicio con la siguiente información: 1. Imágenes relevantes: Importamos imágenes significativas dentro del "Tab control", las cuales proporcionan información sobre la universidad y el proyecto. 2. Título descriptivo: Se incluye el título del trabajo de titulación. 3. Información adicional: Para agregar datos complementarios, como el nombre del docente tutor y el estudiante involucrado en el proyecto. Estos detalles se encuentran visibles en la figura 36.

Figura 36

Inicio de Tab Control

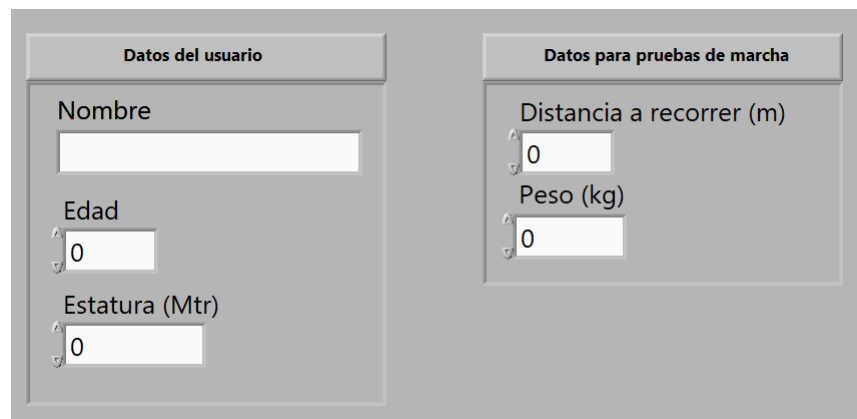


Nota: Presentación de Interfaz

El uso del "Tab control" permite organizar la interfaz gráfica con diferentes pestañas, facilitando la navegación. En la sección de datos, se solicita la información del participante, así como los datos relevantes que se utilizarán en futuras pruebas de marcha humana. Mediante esta estructura de pestañas, se proporcionó una forma intuitiva para acceder y visualizar la información solicitada. Por un lado, en el apartado de "Datos" se recopilan los datos personales del participante, como nombre, edad, género, entre otros, con el objetivo de tener un registro completo para el análisis posterior como se muestra en la figura 37.

Figura 37

Datos del participante



The image shows a software interface with two tabs. The left tab, titled "Datos del usuario", contains three input fields: "Nombre" (a text box), "Edad" (a spinner box with "0" selected), and "Estatura (Mtr)" (a spinner box with "0" selected). The right tab, titled "Datos para pruebas de marcha", contains two input fields: "Distancia a recorrer (m)" (a spinner box with "0" selected) and "Peso (kg)" (a spinner box with "0" selected).

Nota: Es importante llenar el apartado de la pista recorrida durante la marcha debido a que su valor se considera para el análisis

6.4.4. Dinámica en Tab control

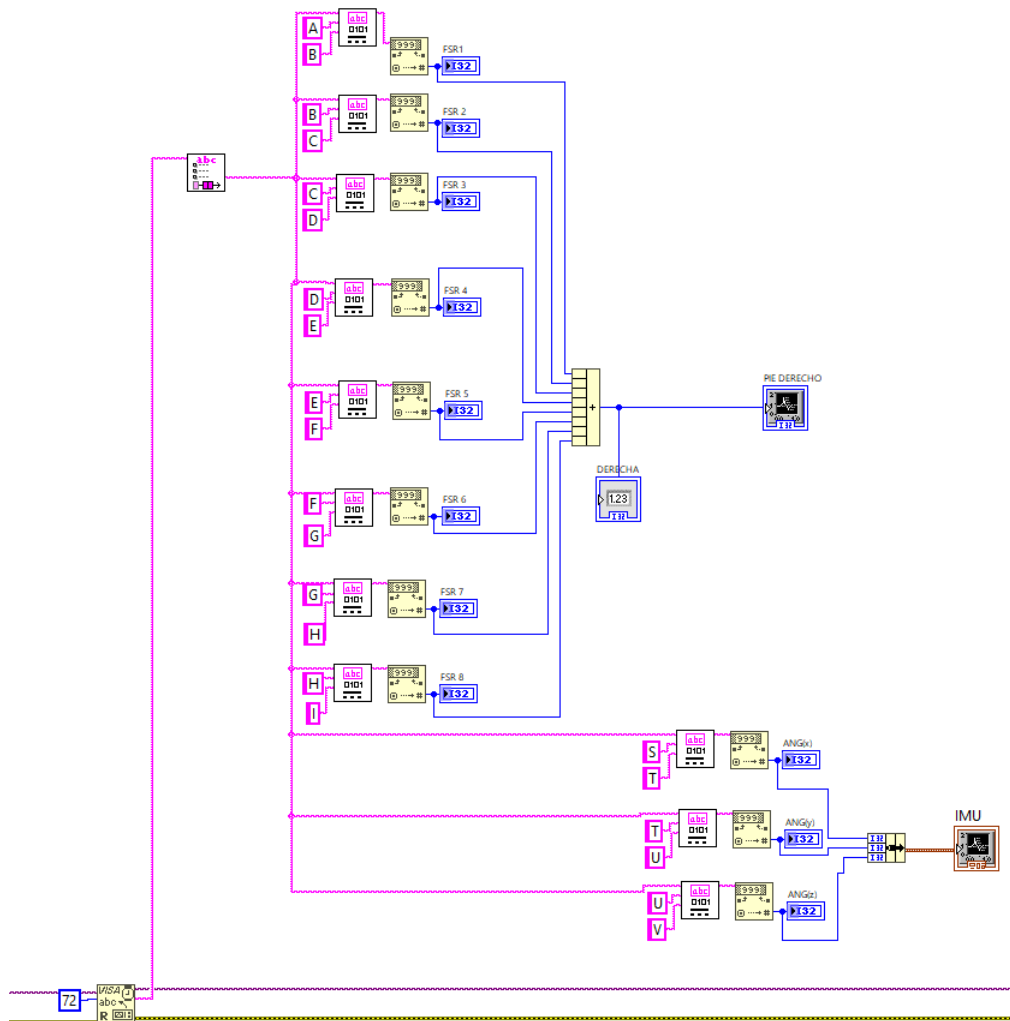
Para tener en cuenta la dinámica de la marcha humana, se utilizaron los datos de los sensores FSR A402. Estos sensores proporcionan valores numéricos en un rango de 0 a 1108, los cuales están relacionados con el voltaje de entrada al módulo ESP32 y los valores de resistencia utilizados.

Con base al análisis de presión plantar realizados en plantillas instrumentadas, se estableció que la marcha humana sigue un patrón en el cual aproximadamente el 60% del tiempo corresponde a la fase de apoyo, en la cual el pie está en contacto con el suelo, y el 40% restante corresponde a la fase de oscilación, en la cual el pie se encuentra en el aire. Para visualizar este patrón, se suman todos los datos de presión utilizando la función "Compound Arithmetic" y

se muestran mediante un gráfico de ondas ("Waveform Chart"), como se muestra en la figura 38. Esta representación visual permite analizar y comprender la distribución de presiones durante la marcha humana y detectar posibles variaciones o anomalías en el patrón esperado.

Figura 38

Presión platar



Nota: Análisis de señales totales de presión plantar

6.4.5. Estática en Tab control

Dentro de la sección de "Tab Control - Estática", se utiliza una imagen de pies como referencia visual. Para generar las gráficas de las zonas a evaluar, se empleó el software de edición de imágenes "Adobe Illustrator". Estas gráficas se crean en varias imágenes, cada una correspondiente a una escala de colores específica, posteriormente las imágenes se superponen en capas.

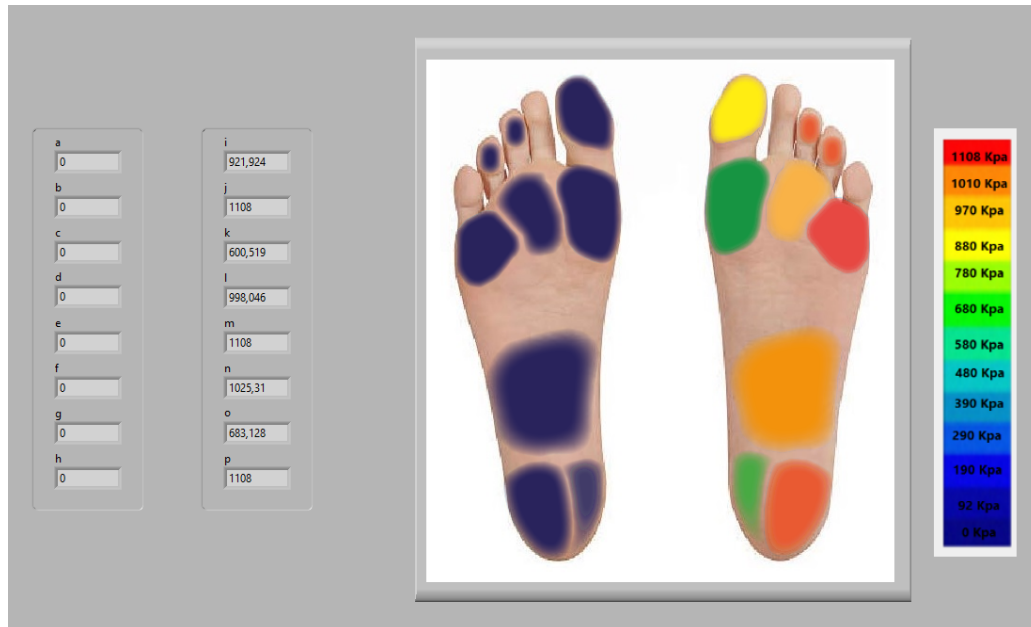
En LabVIEW, se realiza el siguiente procedimiento:

- Se coloca un elemento denominado "Round LED".
- Al hacer clic derecho sobre el LED, se selecciona "Advanced" y luego "Customize".
- Se abre una ventana emergente en la cual se utiliza la opción "Edit" y "Import Picture to Clipboard" para seleccionar la imagen correspondiente al nivel más bajo de la escala.
- Al hacer clic derecho sobre el LED nuevamente, se selecciona "Import Picture to Clipboard" y se elige "Falso".

Siguiendo este proceso, el Round LED adquiere la forma de la imagen importada. Este procedimiento se repite para cada escala de colores, reemplazando la imagen base anterior con la correspondiente a la escala actual. Se aplica esta técnica en cada zona de análisis, como se muestra en la figura 39.

Figura 39

Diagrama de colores según presiones

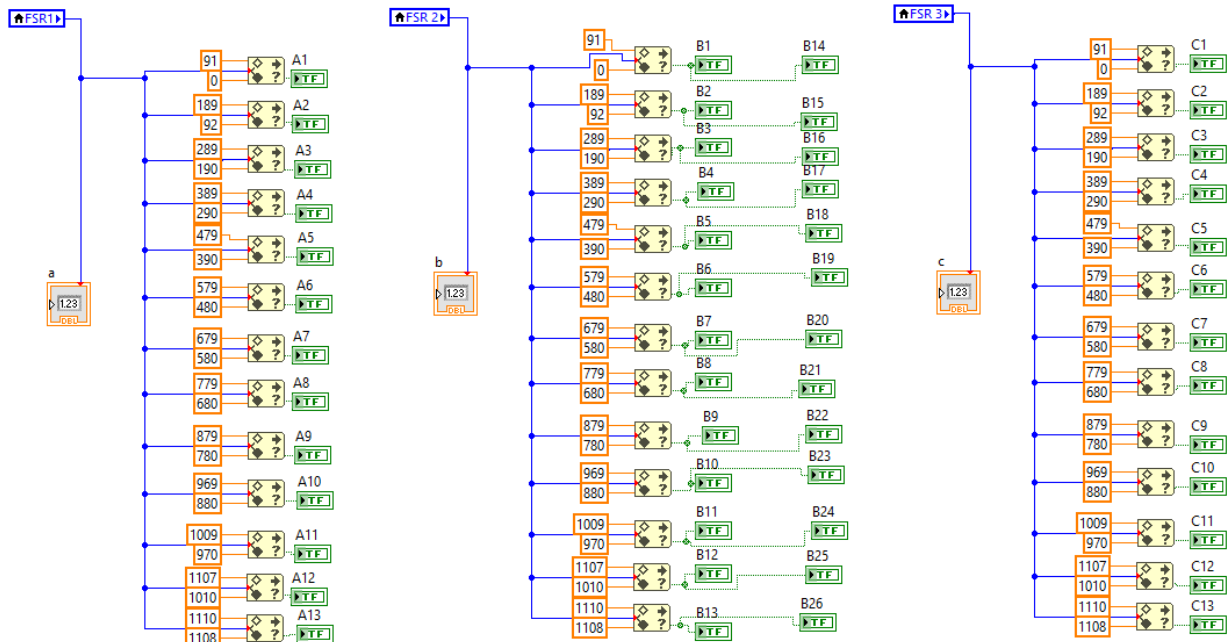


Nota: La imagen del pie izquierdo representa la condición de no ejercer presión y el pie derecho muestra como se ve al ejercer presiones estáticas con ligera inclinación hacia la derecha

Por otro lado, para cada dato individual proveniente de los sensores, se utiliza un elemento llamado "Local Variable" configurado en modo de lectura "Change To Read". Estos valores se conectan a la función "In Range and Coerce", que permite establecer los rangos mínimos y máximos según la escala establecida. La salida de esta función se conecta a los booleanos del "Round LED", previamente configurados en el proceso anterior. Este procedimiento se repite para cada zona de análisis, tal como se muestra en la figura 40.

Figura 40

Análisis estático



Nota: Cada sensor tiene su zona a evaluar, límites establecidos de en base a tesis de 9

6.4.6. Parámetros de la marcha en Tab control

Para analizar cada parámetro de marcha, se ha implementado una estructura denominada "While Loop" (bucle mientras) en el sistema. Un "While Loop" es una estructura de control que permite repetir un conjunto de instrucciones mientras se cumpla una condición específica. En este caso, se utilizó para procesar los datos relacionados con la marcha humana. Es importante destacar que algunos parámetros de marcha comparten un mismo valor para su cálculo, como es el caso del tiempo (medido en minutos) y la distancia recorrida (medida en metros) durante la marcha.

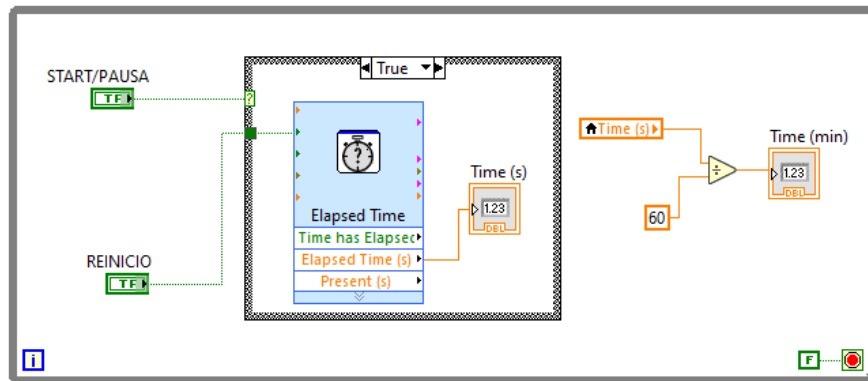
Para medir el tiempo de marcha, se han incorporado pulsadores de inicio/pausa y reinicio. Estos pulsadores permiten controlar el inicio y el fin de la marcha, y también proporcionan la opción de pausar y reanudar el análisis según sea necesario. Dentro de la función "Case Structure" (estructura de casos), se incluye una función llamada ".Elapsed time (seconds)" (tiempo transcurrido en segundos). Esta función permite tomar el tiempo exacto en el momento en

que se presiona el pulsador de inicio, lo que es fundamental para registrar la duración total de la marcha. Una vez obtenido el tiempo transcurrido en segundos, es necesario transformarlo a minutos utilizando la fórmula que se muestra en figura 41.

Para medir la distancia recorrida durante el análisis de la marcha humana, se ha creado una estructura denominada "Numeric Properties" (propiedades numéricas). Dentro de esta estructura, se permite ingresar el valor correspondiente a la distancia que se desea analizar.

Figura 41

Estructura para tomar tiempo



Nota: Toma de tiempo para analizar cadencia, longitud y velocidad.

Para la obtención de la cadencia, longitud de paso y velocidad se emplearon las siguientes ecuaciones:

Longitud de paso

$$\text{Longitud de paso (m)} = \frac{\text{velocidad (m/min)}}{\text{cadencia depasos por minuto (pasos/min)}} \quad (1)$$

Cadencia de pasos

$$\text{Cadencia de pasos (pasos/s)} = \frac{\text{Número de pasos (pasos)}}{\text{tiempo(s)}} \quad (2)$$

$$\text{Cadencia de pasos (pasos/s)} = \frac{\text{Velocidad (m/s)}}{(120) \text{ longitud de zancada (m)}} \quad (3)$$

$$\text{Cadencia de pasos (pasos/s)} = \frac{600}{\text{tiempo tardado en dar 10 pasos (s)}} \quad (4)$$

Velocidad

$$\text{Velocidad (m/s)} = \frac{\text{Distancia recorrida (m)}}{\text{Tiempo (s)}} \quad (5)$$

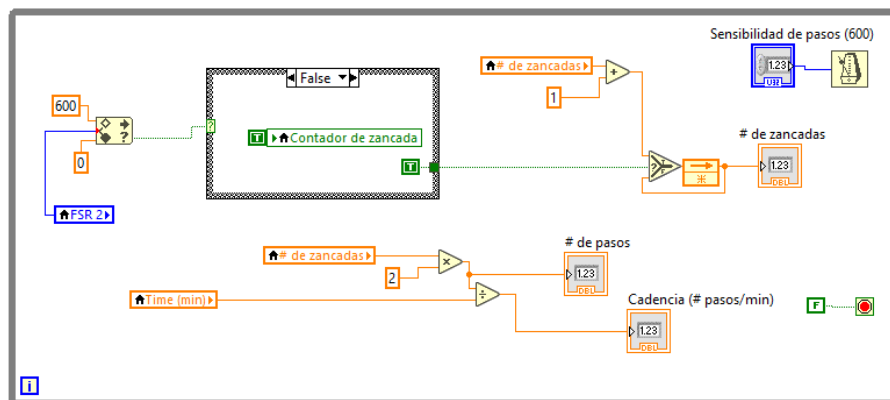
$$\text{Velocidad (m/s)} = \frac{\text{Longitud de zancada (m)}}{\text{Tiempo de zancada (s)}} \quad (6)$$

En el análisis de la cadencia de la marcha, se utiliza el número de zancadas realizadas como indicador clave. Para calcular dicho número, se emplea una "variable local" que se obtiene a partir del sensor ubicado en el dedo hallux (dedo grueso del pie). Esta señal se introduce en una estructura denominada "Case Structure" (estructura de casos), la cual realiza un conteo cada vez que se activa el sensor, generando así un registro del número total de zancadas efectuadas.

Una vez obtenido el número de zancadas, se realiza la multiplicación del número de zancadas por 2, con el fin de obtener el número total de pasos realizados durante el análisis de la cadencia. Posteriormente, el número total de pasos se divide por el tiempo transcurrido en minutos como se aprecia en la fórmula 2, con el fin de obtener el valor de la cadencia. La cadencia, en este contexto, representa el número de pasos realizados por minuto. Estos procesos y cálculos se presentan gráficamente en la figura 42.

Figura 42

Estructura para obtener cadencia

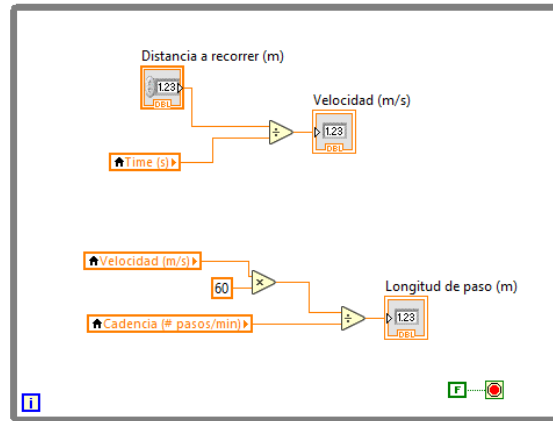


Nota: Conteo de número de zancadas según sensor ubicado en el dedo alux, posteriormente cálculo de cadencia

Para llevar a cabo el análisis de la velocidad, se emplea la fórmula 5. Dicha fórmula involucra la división de la distancia recorrida por el tiempo transcurrido en segundos. De esta manera, se obtiene una medida de velocidad expresada en metros por segundo (m/s). Posteriormente, se procede a calcular la longitud del paso utilizando la fórmula 1. Para este cálculo, se toma el valor de velocidad previamente obtenida (en m/s) y se multiplica por 60. A continuación, este valor se divide por la cadencia, es decir, el número de pasos realizados por minuto. El resultado de este proceso proporciona la longitud del paso, que se expresa en metros por paso. Todos estos pasos y cálculos se encuentran representados gráficamente en la figura 43.

Figura 43

Estructura para obtener velocidad y longitud de paso



Nota: Velocidad expresada en (m/s) y transformada a (m/min), permitiendo obtener la longitud de paso

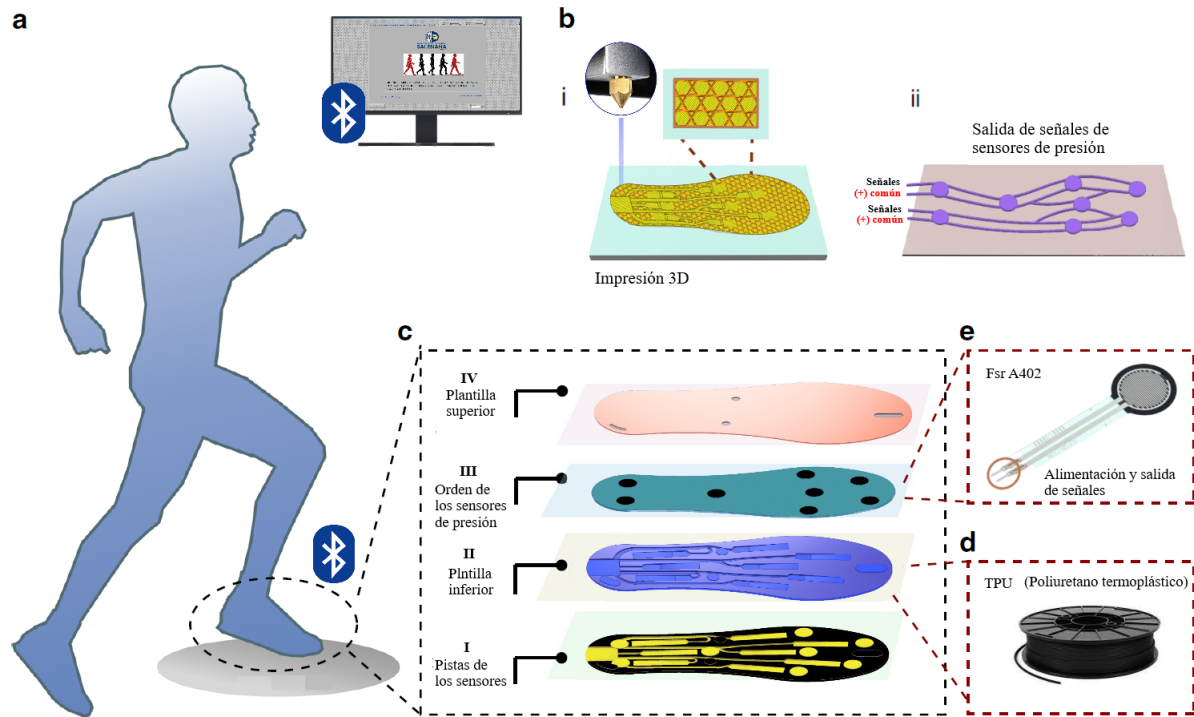
6.5. Integración del sistema inalámbrico

El sistema inalámbrico que se muestra en la figura 44, cuenta con diferentes componentes, destacando el apartado de diseño mecánico, enfocado en el desarrollo de plantillas instrumentadas. Para lograr esto, de manera efectiva, es fundamental la impresión 3D y todos sus parámetros asociados (materiales, dimensiones, pistas para el alambrado, cavidad para los sensores).

Asimismo, se ha priorizado una comunicación inalámbrica, destinada a conectar el sistema con una computadora personal. El propósito de esta comunicación es recibir las señales analógicas provenientes del sistema y visualizarlas en una interfaz. La implementación de este sistema debe garantizar una experiencia óptima para el participante. Con ello en mente, se ha asegurado que la visualización de los datos solicitados durante una marcha normal sea clara para asegurar su usabilidad.

Figura 44

Estructura del sistema inalámbrico

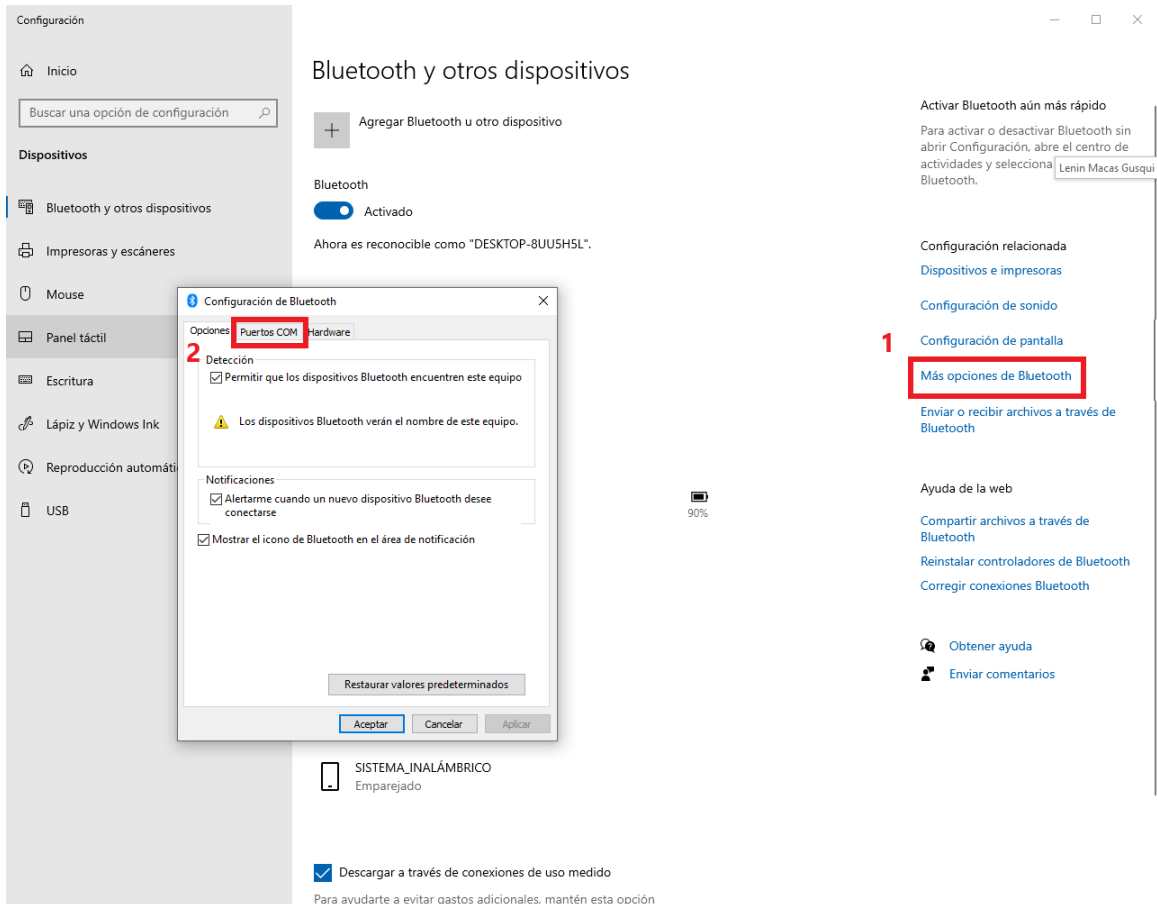


Nota: a. Comunicación bluetooth de participante e interfaz gráfica. b. Impresión 3d, junto a las pistas de sensores Fsr A402. c. Plantillas instrumentadas (TPU) y estructura interna con sensores de presión.

Para la transferencia de datos y su visualización en la interfaz gráfica, se debe establecer una conexión Bluetooth entre el sistema inalámbrico y la computadora.

Figura 45

Comunicación bluetooth sistema-interfaz

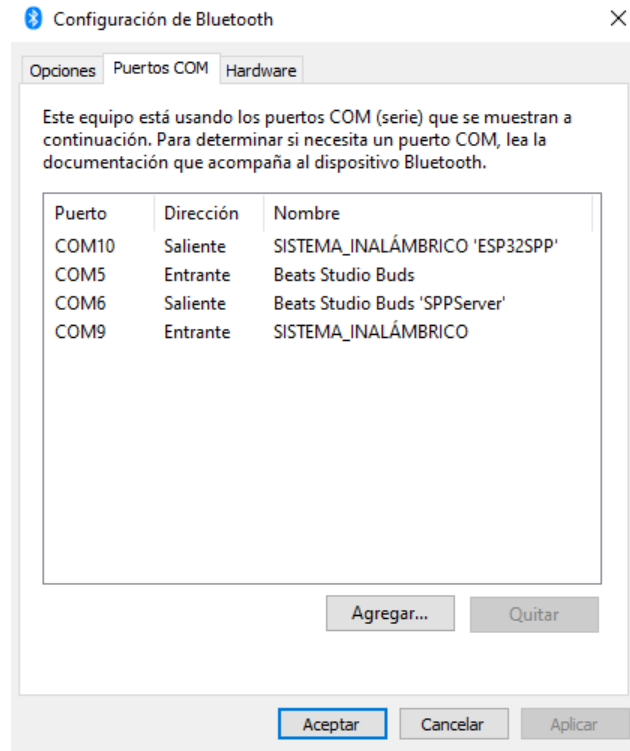


Nota: Comunicación de Bluetooth del sistema con la interfaz gráfica, verificación de conexión

Una vez establecida la conexión, se procede a verificar su funcionamiento accediendo a la sección "más opciones de Bluetooth". Aquí se confirma que la vinculación se haya realizado de manera exitosa, como se muestra en la figura 45.

Figura 46

Selección de puerto COM en PC



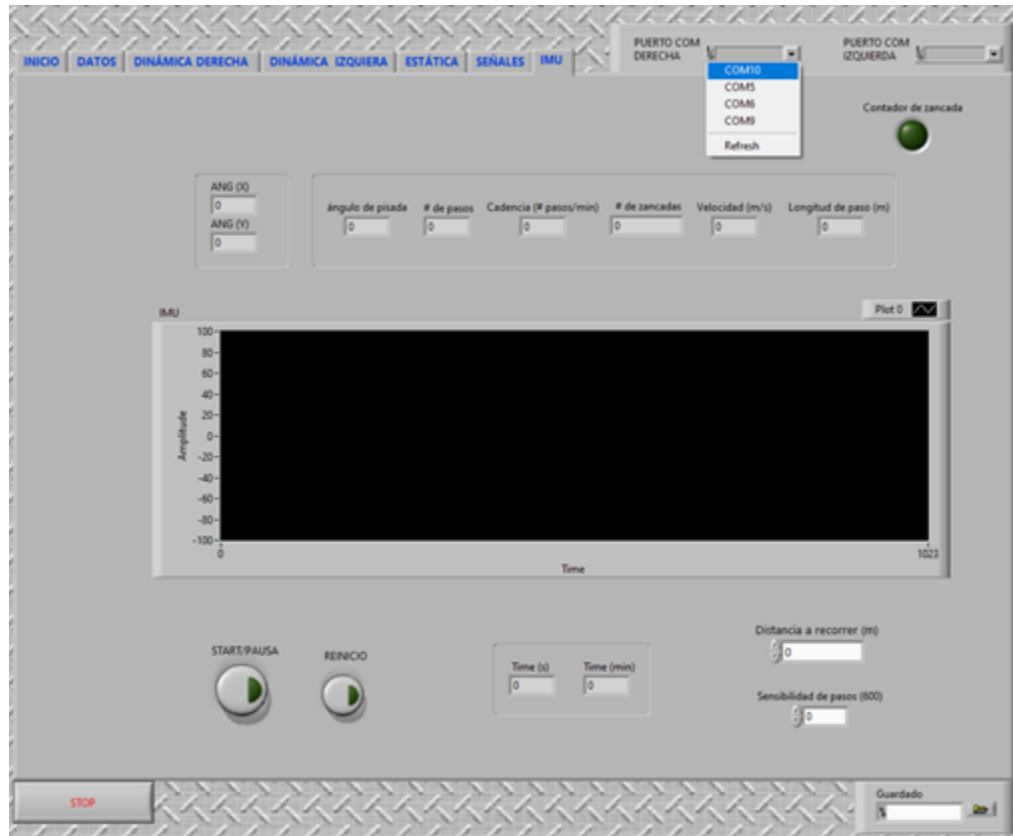
Nota: Verificación de puerto de salida que usa nuestro sistema inalámbrico

Posteriormente, se sigue a la etapa de configuración de los Puertos COM. Al ingresar en la sección de "Puertos COM", se verifica la presencia del sistema y se registra el número del Puerto COM de salida, como se indica en la figura 46.

En la interfaz gráfica se registra el número del Puerto COM de salida para que los datos se recepcen y se representen visualmente como se muestra en la figura 47.

Figura 47

Selección de puerto COM en interfaz



Nota: Al verificar el puerto que utiliza la PC como salida del sistema (COM10), seleccionamos el mismo puerto en nuestra interfaz gráfica

6.6. Pruebas

Para las pruebas se consideraron los requisitos y necesidades de "**Pruebas**", mostradas en la tabla 1.

6.6.1. Protocolo para la toma de datos

Para realizar pruebas del sistema, se propusieron protocolos para modo dinámico y modo estático.

El primer protocolo, para modo dinámico, permite adquirir los datos de presión y variables de la marcha en una pasarela de 5 metros. Con el objetivo de validar los datos registrados por

el sistema, se contempló el realizar pruebas de marcha en una pasarela que permita marcar las huellas del participante que emplee el sistema.

En la figura 48 se presenta la pasarela empleada en las pruebas y el registro de huellas de uno de los participantes. Las huellas representan una guía para medir la longitud real de los pasos realizados y para la verificación del número de pasos realizados.

Figura 48

Número de zancadas del participante 1



Nota: Los puntos de color café muestran la zancada realizada por el participante 1.

En las figuras 49, 50 y 51, se muestran ejemplos de las mediciones de la longitud de paso y ángulo de pisada en la pasarela.

Figura 49

Medición de longitud de paso del participante 1



Nota: Toma de datos de longitud de paso con flexómetro

Figura 50

Medición de la longitud de paso del participante 2



Nota: Medida tomada con un flexómetro desde, talón derecho hacia talón izquierdo de la marca realizada en el transcurso de la marcha.

Figura 51

Medición del ángulo de pisada del participante 1



Nota: Medida tomada con un goniómetro de cada pisada marcada en la pista.

Se incluyó también para este análisis, la comparación de los datos del sistema con los datos de un reloj inteligente Iwi7 (ver figura 52) y la aplicación móvil Samsung Health (ver figura 53). De esta manera, es posible determinar el error del sistema.

Figura 52

Datos de smartwatch



Nota: Datos de tiempo y número de pasos de marcha registrados con un reloj inteligente

Figura 53

Datos de aplicación móvil



Nota: Datos de velocidad y estimación del tiempo para validar nuestro sistema

El segundo protocolo para modo estático, se realizó para adquirir la presión plantar con el participante del sistema de pie sin realizar marcha.

Se realizaron pruebas con dos participantes, a quienes se les informó el objetivo de la aplicación de los protocolos y la funcionalidad del sistema.

Para el desarrollo de los dos protocolos, los requisitos para los participantes son los siguientes:

Requisitos para el participante

- Uso de pantalón que no sea ancho
- Uso de calzado deportivo
- No llevar nada en las manos o pesos en los bolsillos
- Seguir las indicaciones y parar la prueba en el caso de que se sienta inseguro de continuar con el protocolo

Protocolo a implementar en modo dinámico:

- Adecuar la pista de marcha, tener en cuenta que debe ir marcando los pasos del participante.
- Colocar el computador en un lugar en donde no se interrumpa la marcha del participante.
- Colocar el módulo del sistema inalámbrico al participante, garantizando que el mismo permanezca firme durante el la adquisición de los datos de las presiones plantares y parámetros de la marcha.
- Encender el módulo y verificar si existe conexión con la interfaz gráfica en LabView.
- Colocar un punto de partida y un punto de final en la pista.
- Colocar al participante en la línea de partida con los dos pies alineados a la marca realizada de inicio. Aquí se explica el proceso a seguir para realizar la marcha:
 1. Iniciar la marcha con el pie izquierdo a una marcha acelerada.
 2. Tras llegar al final de la marcha girar en cualquier sentido y retornar a la marca de inicio. Tras el reinicio de la marcha se realiza el primer paso con el pie izquierdo.

3. Al llegar a la línea de inicio, se repite el proceso 1 y 2 con una marcha normal.
4. Por último, una tercera marcha a velocidad baja.

En el proceso de recopilación de datos, evaluar en tres velocidades de marcha: lenta, normal y rápida, permite crear condiciones para observar un cambio sustancial en parámetros temporales.

- Para registrar los datos, se creó un archivo en Excel en el computador y seleccionamos el archivo desde la interfaz gráfica, para guardar los datos.
- Solicitar al participante que inicie las secuencias de marcha al momento de recibir la indicación, al mismo tiempo se selecciona la opción “Iniciar marcha” en la interfaz gráfica.
- Al terminar todas las secuencias de marcha, se suspende el “Iniciar marcha” de la interfaz y se revisa si los datos se almacenaron.
- Se retira el sistema inalámbrico del participante y posteriormente se apaga.

Protocolo a implementar en modo estático:

- Se coloca el sistema inalámbrico al participante, se enciende y verifica si existe conexión con la interfaz gráfica.
- Se solicita al participante que de pie realice inclinaciones con su cuerpo. Se emitirá la indicación de una inclinación hacia adelante, hacia atrás, a los lados y de manera vertical.
- Mientras realiza los movimientos, se analiza el cambio de presión directamente en el interfaz gráfica.
- Al terminar todos los movimientos, se retira el sistema inalámbrico del participante y posteriormente se apaga.

Sistema de Escalas de Usabilidad (SUS):

Con el propósito de evaluar la usabilidad de nuestro sistema inalámbrico, se procedió a solicitar al Participante 1 su completación del Sistema de Escalas de Usabilidad (SUS). Esta herramienta nos brinda la capacidad de formular preguntas estandarizadas que se centran en la experiencia del usuario, permitiéndonos así obtener datos específicos. Posteriormente, los datos recopilados se someterán a un análisis detallado en una tabla 15.

7. Resultados

7.1. Mecánica

En el proceso de mapeo de las presiones plantares durante la marcha, se procedió a implementar un sistema de sensores conforme se ilustra en la Figura 4. Este diseño consta de un total de 8 sensores posicionados para capturar la presión en diferentes áreas del pie durante la fase de apoyo de la marcha. Estos sensores se distribuyen de la siguiente manera: 2 sensores en la región de las falanges, 3 sensores en la zona de los metatarsianos, 1 sensor en el área media y 2 sensores en la región del talón. Esta disposición específica de sensores facilita el análisis de las áreas con un mayor contacto y presión ejercida sobre la superficie del suelo.

En la Figura 54 se muestra la configuración de los sensores de presión en las plantillas finalizadas.

Figura 54

Posición de sensores de presión



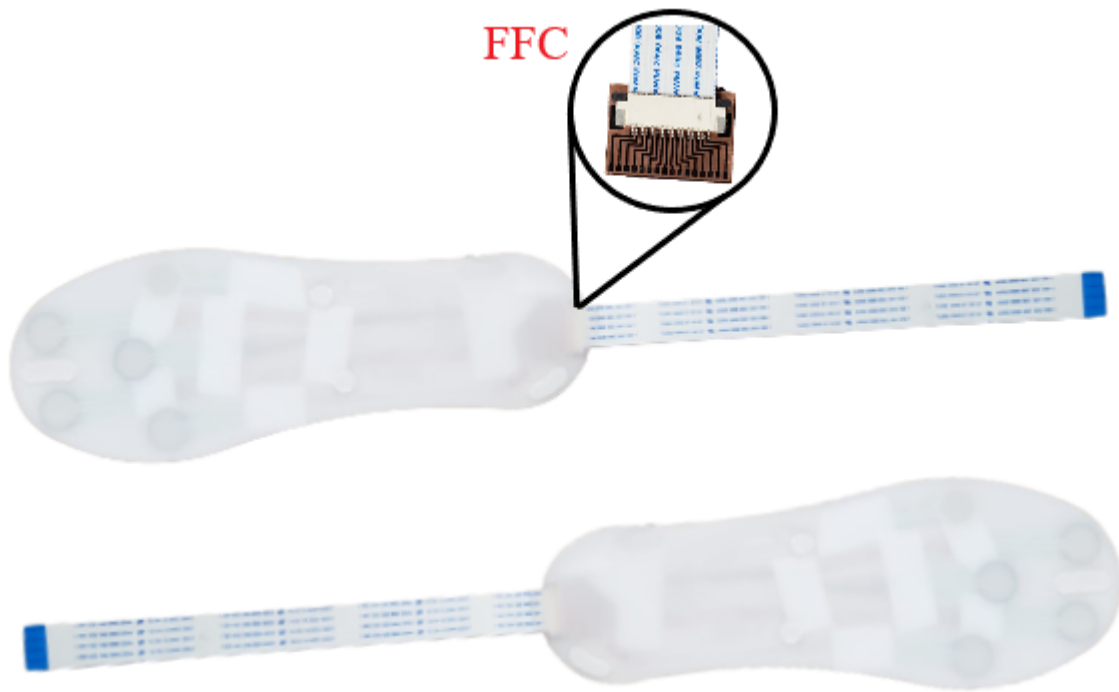
En cuanto a la confección de las plantillas instrumentadas, se procedió a la colocación de

los sensores en las ubicaciones correspondientes siguiendo el diseño mencionado previamente. Junto con esta disposición, se estableció la interconexión de las señales generadas por los sensores. Estas señales son conectadas hacia el adaptador de cable plano flexible FFC que se conecta a su vez al módulo principal de adquisición de datos.

En la figura 55 se muestra la plantilla conectada a un cable plano flexible para la obtención de los datos de los sensores y conexión al módulo.

Figura 55

Plantilla instrumentada acoplada

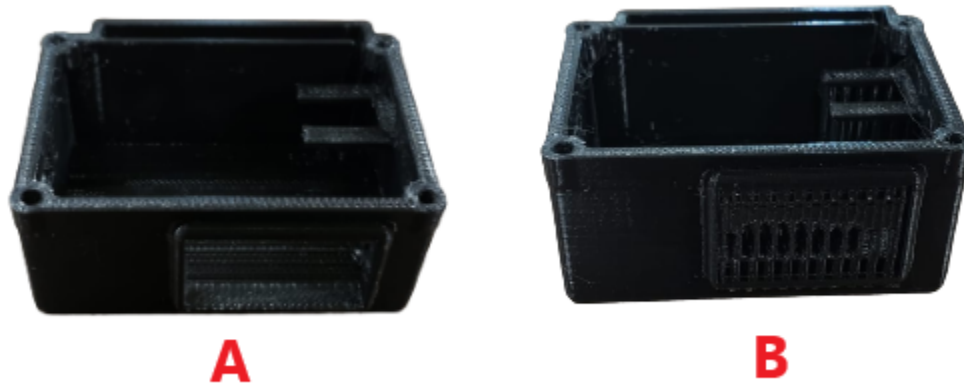


Nota: Plantilla instrumentada impresa 3D en filamento TPU, cuenta con 8 sensores internos Fsr A402 hacia una salida FFC (Cable plano flexible) encargado de enviar los datos obtenidos.

En la figura 56 se muestra el resultado de la carcasa del módulo. Para la fijación del módulo al participante, durante la marcha, se colocan correas de velcro en la parte inferior de la carcasa.

Figura 56

Carcasa de módulo principal



Nota: **A.** Carcasa impresa en 3D sin soportes de impresión. **B.** Carcasa impresa en 3D con soportes de impresión.

7.2. Electrónica

En la siguiente tabla se muestra el resultado de la calibración de los sensores FSR A402 para verificar su funcionalidad en la plantilla.

pesos (kg)	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Fuerza (N)	9.81	19.62	29.43	39.24	49.05	58.86	68.67	78.48	88.29	98.1
Bits	185	335	419	489	539	559	629	678	705	783
Fuerza (KPa)	19.26	38.52	58.26	77.15	96.45	115.76	135.03	154.35	173.57	192.83

En la Figura 57 se muestra el montaje del módulo del sistema para la recepción y procesamiento de las señales de los sensores de las plantillas instrumentadas y la integración correcta de la IMU. La combinación de estas capacidades técnicas en el módulo permite contar con una herramienta para la adquisición y análisis de datos relacionados con las presiones plantares y la cinemática de la marcha.

Figura 57

Módulo principal acoplado



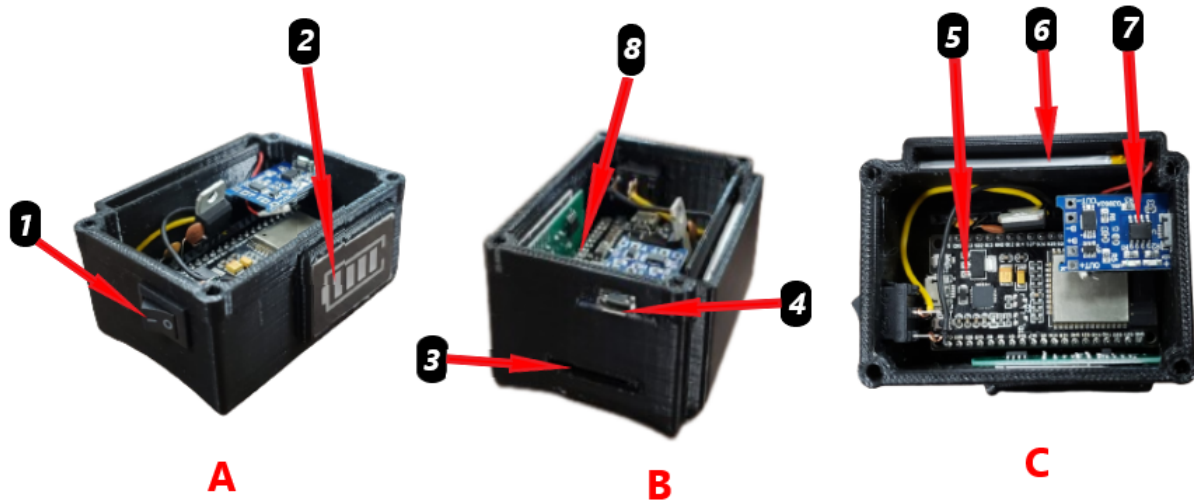
Nota: Módulo principal para recepción y emisión de los datos de presión plantar y de los parámetros de la marcha.

En la Figura 58 se muestran diferentes vistas del acople del módulo electrónico con la carcasa. Este representa el conjunto para su sujeción al participante mediante cintas de velcro. En donde:

1. Interruptor de encendido y apagado.
2. Nivel de batería.
3. Ingreso de cable plano flexible (FFC).
4. Entrada para cargar la batería.
5. Módulo principal (Esp32).
6. Batería de litio de 3.7v y 500 mAh,
7. Módulo 03962A.
8. IMU MPU6050

Figura 58

Componentes de módulo principal



Nota: A. Vista frontal y lateral derecha. B. Vista trasera y lateral izquierda. C. Vista superior

7.3. Sistema completo

En la figura 59, se muestra la conexión del cable plano flexible de 20 cm al módulo final.

Figura 59

Ensamblado final de sistema inalámbrico



Nota: Plantilla instrumentada acoplada a módulo principal mediante un cable FFC.

Esta solución brinda la ventaja de instalar y desmontar el dispositivo fácilmente y asegurar

un acople eficiente del módulo principal en el participante, como se muestra en la figura 60.

Figura 60

Sistema inalámbrico acoplado al participante



Nota: Sistema inalámbrico acoplado en la parte superior del tobillo

Se verificó que las baterías de litio de 80 mAh permiten el uso del sistema durante 5 horas diarias. Esta capacidad de batería permite abastecer de energía, de manera efectiva al sistema, para la recolección de datos.

7.4. Interfaz gráfica y comunicación

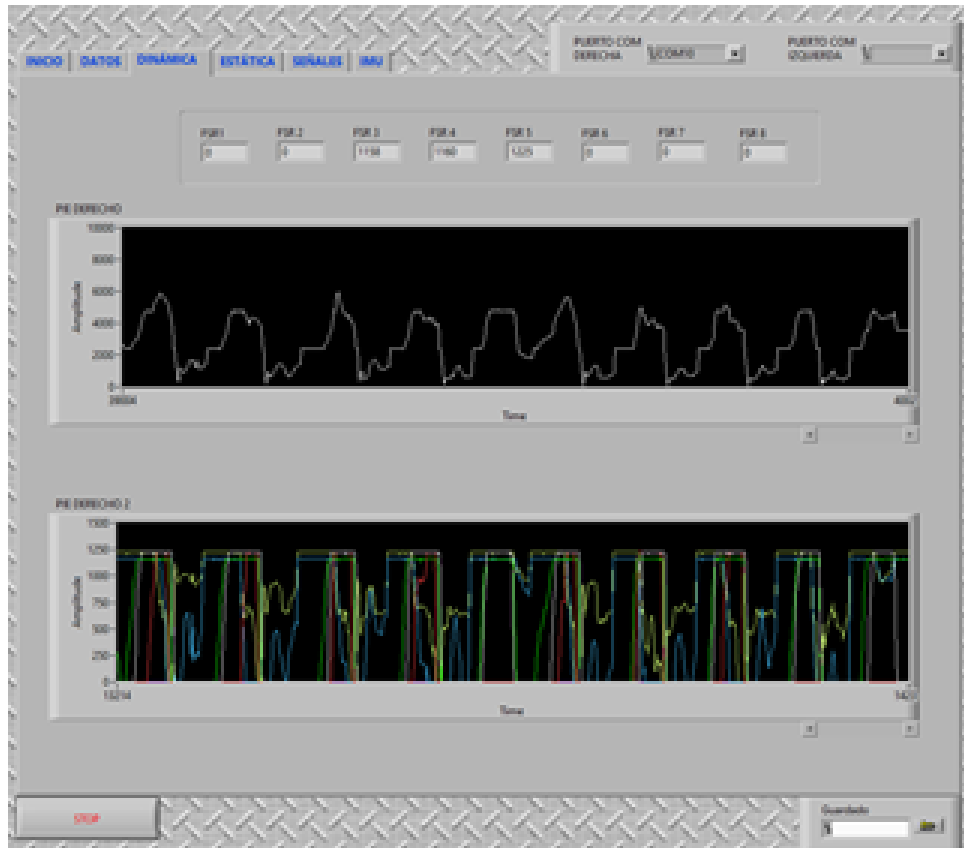
La comunicación entre el módulo y la interfaz exige un tiempo mínimo de 1 minuto y máximo de 2 minutos, dependiendo del procesador del computador que se emplee.

Con la comunicación establecida, se verificó la visualización de los datos en la interfaz gráfica que permite la evaluación de una marcha estática, dinámica o la observación específica de parámetros de interés.

En la figura 61 se muestra un ejemplo del registro de datos de marcha de un participante. Aquí, las presiones totales son la suma de las presiones individuales de cada sensor de presión.

Figura 61

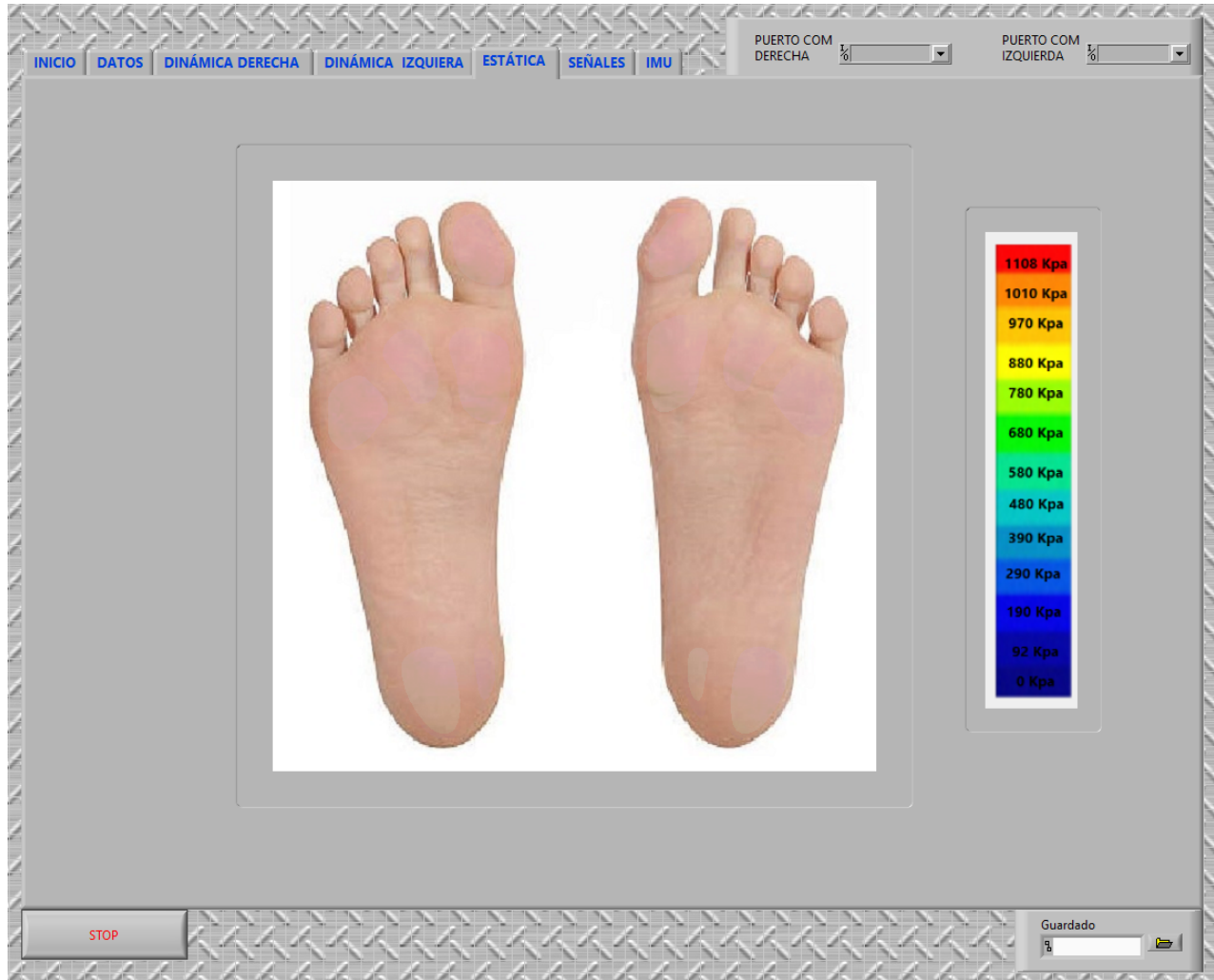
Visualización de la dinámica del participante, en la Interfaz Gráfica



En la figura 62 se muestra el inicio de la opción para un estudio de presión en condición estática.

Figura 62

Visualización de la estática del participante, en la Interfaz Gráfica

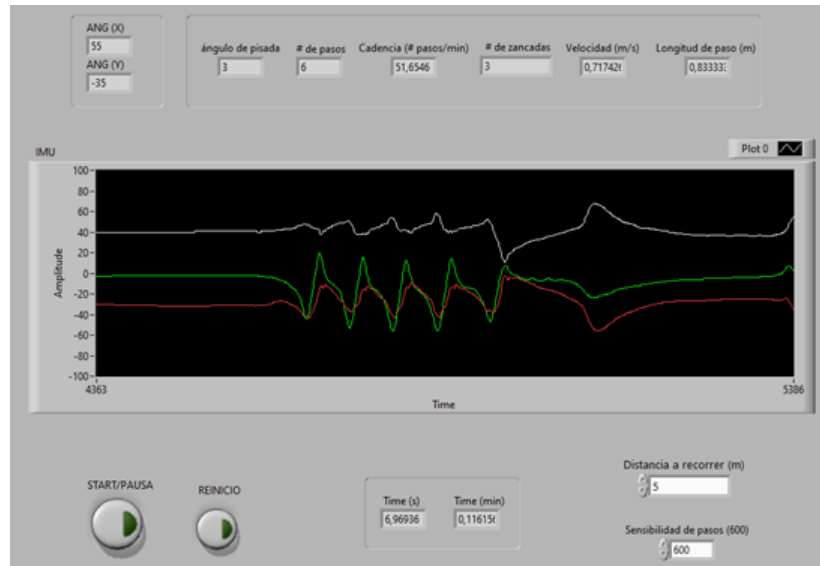


Nota: Zonas plantares divididas en 8 zonas (según ubicación de sensores de presión). Cada zona recibe una presión diferente que será visualizada en nuestra interfaz mediante una escala de colores según el valor de la presión (kPa).

Después de configurar la modalidad de análisis, se debe indicar el intervalo de tiempo que se va a examinar con las opciones "empezar" y "finalizar", que se indican en la figura 63.

Figura 63

Visualización de los parámetros de marcha



Nota: Visualización de parámetros de la marcha, junto a los movimientos del participante en 3 ejes (x,y,z) gracias a la IMU MPU6050.

Los resultados se almacenan en un archivo de Excel que debe crearse previamente. De esta manera se verifica que los datos estén disponibles para un análisis off-line.

7.5. Resultados de las pruebas con participantes

Se realizaron pruebas con dos participantes siguiendo los protocolos descritos en la sección de metodología.

En las siguientes tablas se describe la información de los participantes de las pruebas.

Tabla 5

Datos de los participantes

INFORMACIÓN

Participante	Edad	Peso (kg)	ID sistema	Género	Estatura (m)
1	25	76	01	Masculino	1,67
2	27	65	02	Masculino	1,63

En la figura 64 se muestra la preparación de la pasarela para el registro de las huellas durante la marcha, el cumplimiento de los requerimientos por parte del participante 1 y el punto de inicio de la marcha para el registro de datos.

Figura 64

Pruebas con el participante 1



En la figura 65 se muestra la preparación de la prueba para el participante 2.

Figura 65

Pruebas con el participante 2



En las siguientes figuras se muestra el registro de presión plantar durante la marcha lenta, normal y rápida del participante 1.

Figura 66

Datos de presiones en marcha lenta del participante 1

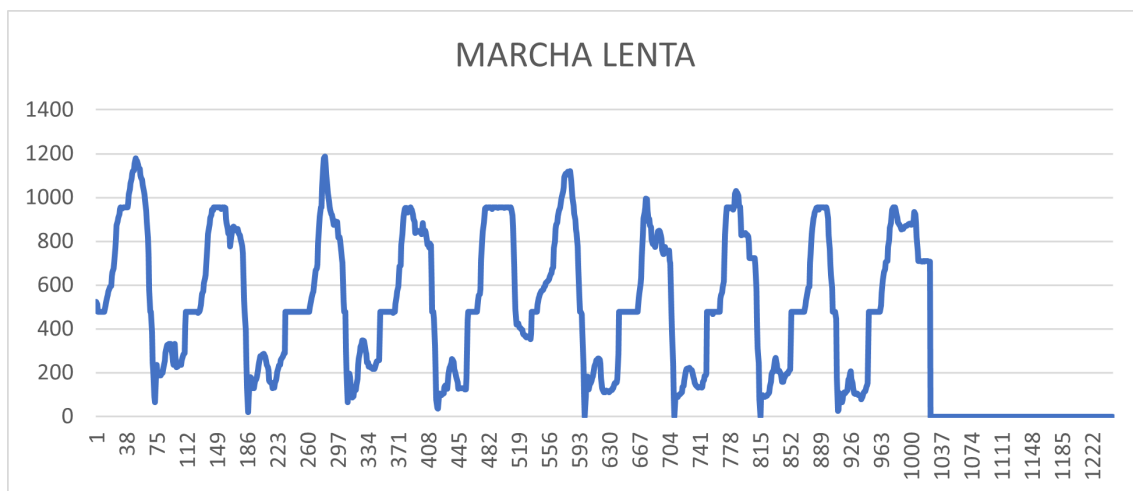


Figura 67

Datos de presiones en marcha normal del participante 1

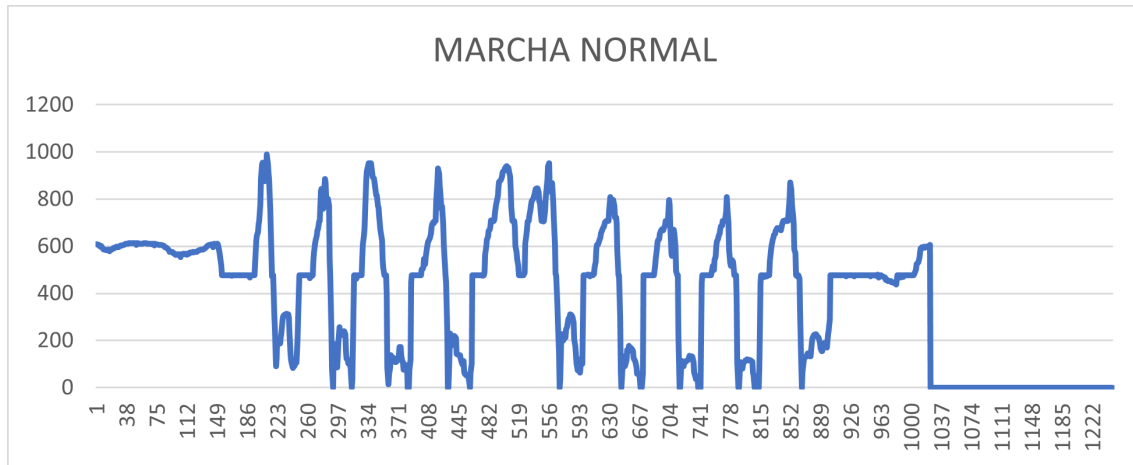
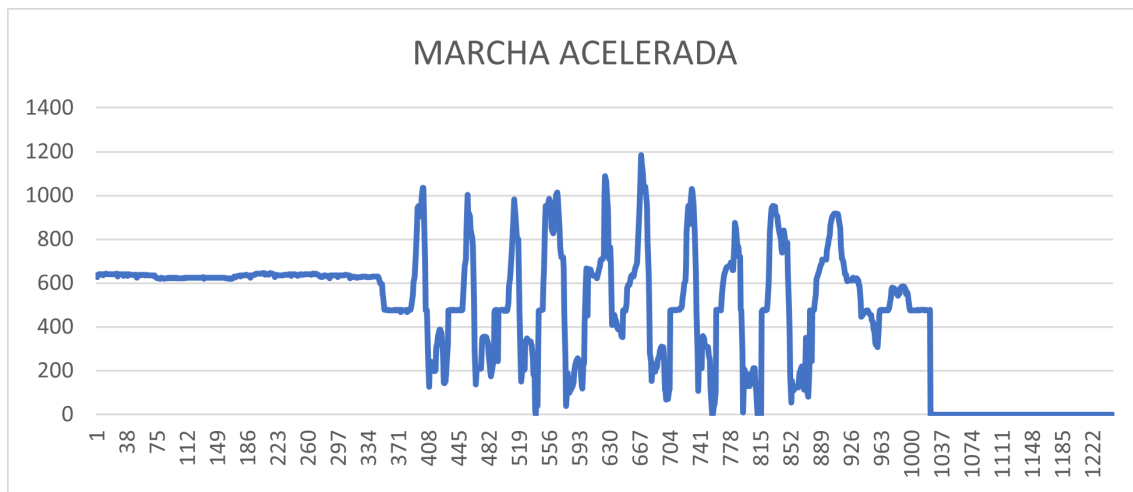


Figura 68

Datos de presiones en marcha acelerada del participante 1



Cabe mencionar que el análisis de la marcha de un individuo exige una descomposición por secciones de la zona plantar, permitiendo así la obtención de los datos que se presentan en la tabla 66 para el participante 1. Las presiones según las zona del pie van variando con el tiempo según la fase realizada.

Tabla 6

Datos de presiones por zonas del participante 1

Zona del pie	Prueba 1 (kPa)	Prueba 2 (kPa)	Prueba 3 (kPa)	Prueba 4 (kPa)	Promedio (kPa)
Dedo pulgar	355	403	419	401	394.5
3er y 4to Falange	126	168	299	186	194.75
Medio antepié	261	296	208	216	245.25
Retropié interior	465	376	452	368	415.25
Retropié exterior	417	362	468	342	397.25

Nota: Datos de presión durante la marcha en distintas zonas del pie plantar.

En las figuras 69 y 70 se muestran los datos de la presión plantar del participante 2 durante las pruebas.

Figura 69

Datos de presiones en marcha prueba 1 del participante 2

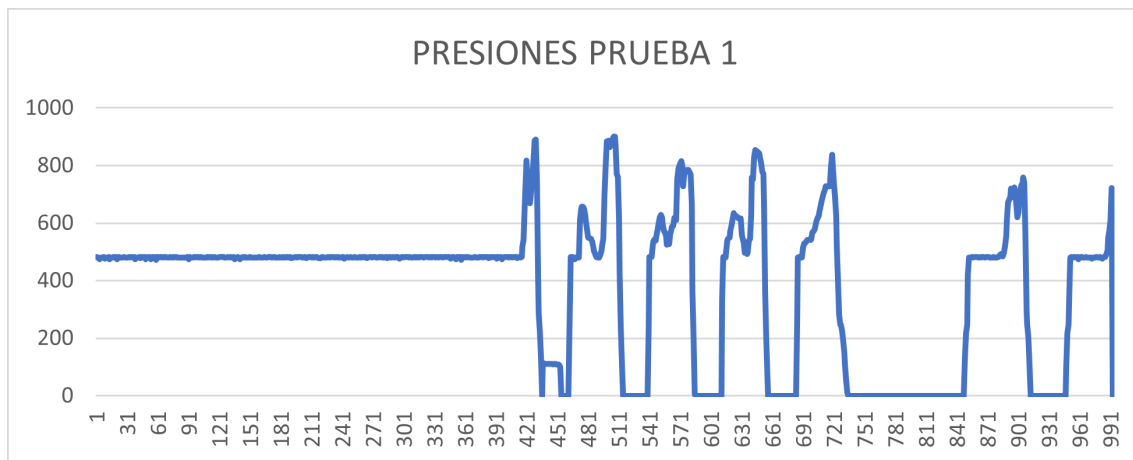
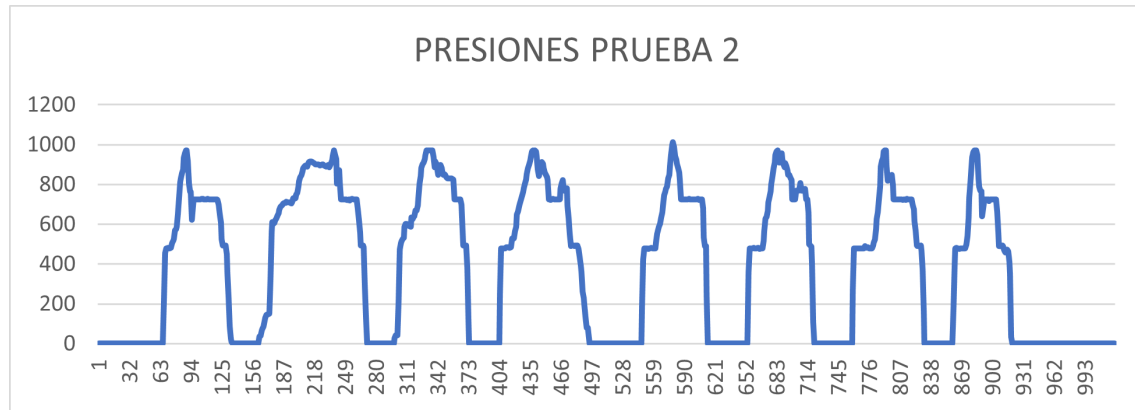


Figura 70

Datos de presiones en marcha prueba 2 del participante 2



Nota: Datos de presión tomada en distintas zonas plantares.

Los datos de presión presentados en la siguiente tabla indican una pisada en condiciones normales.

Tabla 7

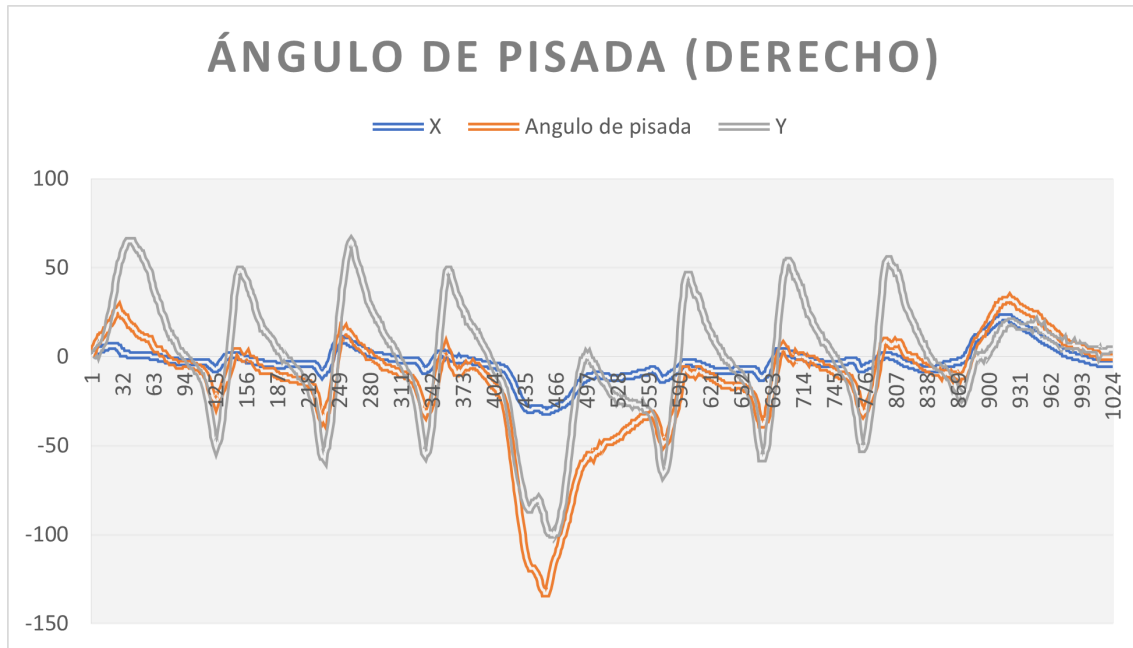
Datos de presiones por zonas del participante 2

zona del pie derecho	Prueba 1 (kPa)	Prueba 2 (kPa)	Prueba 3 (kPa)	Prueba 4 (kPa)	Promedio (kPa)
Dedo Hallux	367	318	263	251	300
3er y 4to Falange	249	181	156	142	182
Medio antepié	318	244	351	231	286
Retropié interior	419	346	379	384	382
Retropié exterior	386	319	274	478	364

La figura 71 muestra los datos del ángulo de pisada del participante 1. Estos datos se obtienen del registro de una secuencia de 4 zancadas en la dirección de ida y 4 zancadas en el retorno del participante 1. Es importante notar que cada zancada exhibirá un valor distinto, en virtud de que cada paso difiere del anterior en características y medida.

Figura 71

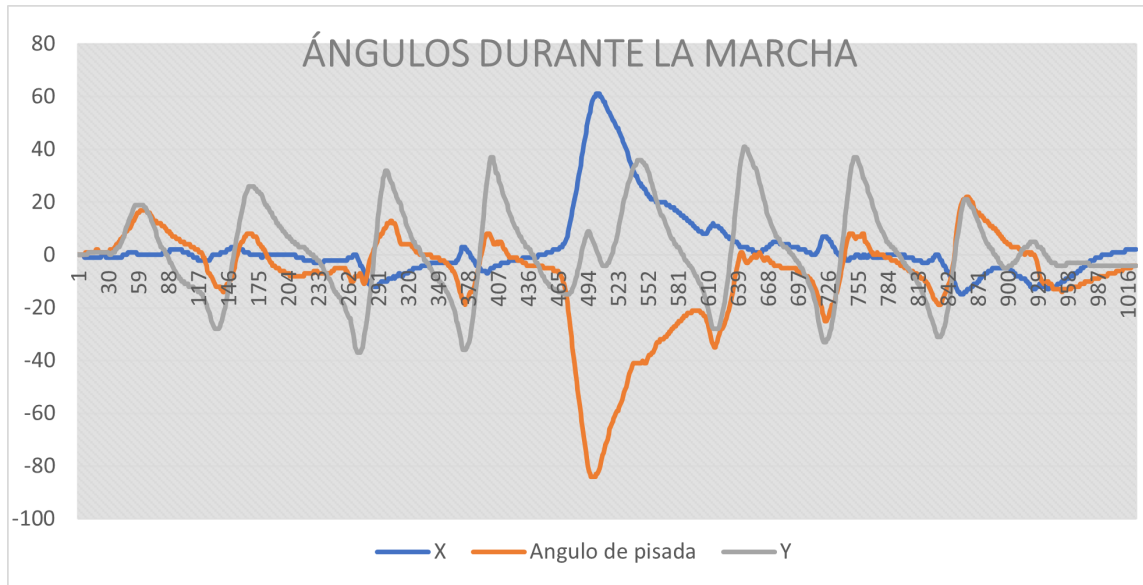
Datos de los ángulos de pisada del participante 1



En el caso del participante dos, se observa una variación al momento de retornar por la pista, dado que este participante optó por mover ambos pies durante el giro. En contraste, el participante uno mantuvo un pie estático en el suelo al realizar la misma maniobra.

Figura 72

Datos de los ángulos de pisada del participante 2



Con el propósito de validar el ángulo de pisada, procedimos a analizar el momento exacto en el cual la zona plantar establece un contacto completo con el suelo. Este proceso implicó la medición individualizada de cada pisada utilizando un goniómetro. Los resultados obtenidos exhiben una notable cercanía, una coherencia que deriva de una calibración previa de mi MPU6050. Esta calibración se basó en la utilización de los tres ejes de movimiento como puntos de referencia, asegurando así la precisión y confiabilidad de los datos analizados.

Tabla 8*Ángulos de pisada de los participantes.***ÁNGULO DE PISADA PIE DERECHO**

		Sistema inalámbrico	Goniómetro	
Participante	# de paso	Ángulo máximo°	Ángulo máximo°	Error absoluto°
1	1	16	15	1
	2	15	16	-1
	3	13	13	0
	4	15	14	1
	5	12	13	-1
	6	17	16	1
2	1	12	13	-1
	2	14	14	0
	3	12	12	0
	4	13	14	-1
	5	13	12	1
	6	15	14	1

Nota: Datos de ángulos de pisada tomadas en una pista de 5 metros del participante 1 vs participante 2.

Con los datos de la interfaz gráfica, la aplicación móvil y el reloj inteligente se realizó la evaluación de los datos de los dos participantes.

7.5.1. Análisis de resultados del participante 1 vs el participante 2**Caso del participante 1**

Con base a los resultados de la tabla 8 sobre el recuento de pasos, se observa una notable variación en las pruebas número 2 y 3. En el caso de la prueba dos, se registraron 8 pasos con un error absoluto de 2 con respecto a la medición en la pista del participante 1. Esta discrepancia puede atribuirse al conteo de zancadas; debido a que nuestras zancadas engloban dos pasos, inevitablemente resultan en pasos pares en el sistema inalámbrico. Este fenómeno se origina debido a que la medición de la zancada se realiza mediante un sensor de presión con un rango específico. Cuando dicho sensor es presionado más allá de su límite, el valor se incrementa.

En el caso número dos, ocurre lo opuesto. Al no alcanzar el valor de conteo necesario, el sistema no registra la zancada completa, resultando en una falta de 2 pasos en la medición.

Caso del participante 2

La cantidad de pasos registrados para el participante dos exhibe una variabilidad similar a la observada en el caso del participante uno. Sin embargo, es importante destacar que la prueba en cuestión difiere entre los dos participantes. En específico, en el caso del participante dos, la prueba número dos muestra una toma inexacta de datos debido a un conteo incorrecto de las zancadas.

En lo que respecta a los valores obtenidos de la aplicación móvil, es la fuente que se aproxima más a los valores reales. Por otro lado, se observa una mayor inexactitud en los valores del smartwatch, en donde se evidencian discrepancias notables, incluyendo valores de 2 o -2, lo que señala su deficiencia en este aspecto.

Tabla 9

Error absoluto del número de pasos del participante 1 vs el participante 2

NÚMERO DE PASOS

		Datos adquiridos				Error absoluto		
Participante	# Prueba	Pista	Sistema Inalámbrico	Samsung Health	Iwi 7	Error SI	Error Sh	Error Iwi7
1	1	6	6	7	9	0	1	3
	2	6	8	7	8	2	-1	2
	3	8	6	8	8	-2	0	0
	4	6	6	6	7	0	0	1
	5	6	6	7	6	0	1	0
2	1	8	8	9	8	0	-1	0
	2	8	6	9	10	-2	-1	2
	3	8	8	7	7	0	-1	-1
	4	7	8	8	9	1	1	2
	5	6	6	8	7	0	2	-1

Nota: Cálculo de error absoluto de los tres dispositivos.

Siguiendo el recuento de pasos, es evidente que en el análisis de la cadencia, los valores de las pruebas uno, cuatro y cinco muestran una notable proximidad a las cifras reales obtenidas

manualmente en la pista. Sin embargo, la variación en el tiempo, causada por diferentes momentos de presión, tiende a influir en la variabilidad de estos datos de cadencia.

Tabla 10

Error absoluto de cadencia del participante 1 vs el participante 2.

CADENCIA (pasos/min)

Participante	# Prueba	Pista	Sistema Inalámbrico	Error absoluto
1	1	51.369	51.655	0.29
	2	50.083	64.568	14.49
	3	66.225	52.038	-14.19
	4	52.863	53.908	1.05
	5	51.948	53.428	1.48
2	1	67.510	68.376	0.87
	2	63.948	51.768	-12.18
	3	67.73	65.573	-2.16
	4	56.451	64.77	8.32
	5	50.420	48.70	-1.72

Nota: Análisis de cadencia del sistema con la pista (toma de datos manuales).

En el análisis de las zancadas, se identifica un recuento de tres pasos en una distancia de 5 metros. Este resultado confirma la precisión en la recopilación de datos durante la prueba uno. No obstante, en las pruebas subsiguientes, se observa la misma anomalía previamente señalada debido al rango de presión requerido para el registro de un paso. Estas discrepancias se hacen más notables en las pruebas dos y cuatro del participante 1.

En la tabla se refleja el error previamente mencionado, el cual surge debido al conteo inexacto del número de zancadas. Este cálculo se basa en los datos recopilados por el sensor localizado en el dedo pulgar del pie. La marcha realizada por el participante dos se mantuvo dentro de los límites de detección del sensor de zancadas, generando así una sola prueba con cierta desviación. De manera interesante, esta prueba inexacta es la que presenta la mayor aproximación a los resultados ideales.

Tabla 11

Error absoluto del número de zancadas del participante 1 vs el participante 2.

NÚMERO DE ZANCADAS (derecho)

Participante	# Prueba	Pista	Sistema Inalámbrico	Error absoluto
1	1	3	3	0
	2	3	4	1
	3	4	3	-1
	4	3	3	0
	5	3	3	0
2	1	4	4	0
	2	4	3	-1
	3	4	4	0
	4	4	4	0
	5	3	3	0

Nota: Análisis del número de zancadas vs la pista

Los datos de velocidad presentados en la tabla subsiguiente reflejan un análisis abarcador que involucra el sistema inalámbrico, la pista y la aplicación móvil. Se observa una leve variación en los resultados entre estas tres instancias de análisis. Al obtenerse directamente de la relación entre la distancia recorrida en la pista y el tiempo empleado, los valores se aproximan en los tres escenarios, con un error absoluto máximo de 0.03. Esta diferencia mínima se considera insignificante en el contexto de la presentación de la velocidad.

Tabla 12*Error absoluto de velocidad del participante 1 vs el participante 2.***VELOCIDAD (m/s)**

		Toma de datos			Error absoluto	
Participante	# Prueba	Pista	Sistema Inalámbrico	Samsung Health	Error SI	Error Sh
1	1	0.702	0.7174	0.722	0.02	0.02
	2	0.695	0.6721	0.694	-0.02	0.00
	3	0.689	0.7224	0.722	0.03	0.03
	4	0.734	0.7482	0.75	0.01	0.02
	5	0.721	0.7419	0.75	0.02	0.03
2	1	0.703	0.712	0.731	0.01	0.03
	2	0.665	0.719	0.724	0.05	0.06
	3	0.705	0.683	0.727	-0.02	0.02
	4	0.670	0.674	0.721	0.00	0.05
	5	0.698	0.676	0.706	-0.02	0.01

Nota: Velocidad: Sistema inalámbrico vs pista vs aplicación móvil.

En relación a la longitud, con el fin de validar la exactitud de la recopilación de datos de la pista, realizamos una medición manual utilizando un metro. La discrepancia entre el valor obtenido de la pista y el valor registrado en nuestra interfaz gráfica es mínima. En consecuencia, se puede afirmar que los datos han sido verificadamente validados, con un error absoluto máximo de 0.21. Este valor se aprecia en las pruebas 2 y 3, en las que se observó una toma inexacta de datos de zancadas.

Tabla 13

Error absoluto de longitud de paso dle participante 1 vs el participante 2.

LONGITUD DE PASOS (m)

Participante	# Prueba	Pista	Sistema inalámbrico	Error absoluto
1	1	0.76	0.8333	0.07
	2	0.83	0.6245	-0.21
	3	0.62	0.8329	0.21
	4	0.84	0.8327	-0.01
	5	0.85	0.8331	-0.02
2	1	0.64	0.6247	-0.02
	2	0.79	0.833	0.04
	3	0.63	0.625	-0.01
	4	0.64	0.624	-0.2
	5	0.806	0.832	0.03

Nota: Longitud de paso: Sistema inalámbrico vs pista

Las presiones finales se someten a un análisis para asegurar que se mantengan dentro de un rango estimado según la literatura. Esta fuente proporciona los valores máximos y mínimos que deben registrarse al llevar a cabo una marcha a velocidad normal.

Las áreas de la zona plantar con mayor influencia son: el dedo pulgar, la tercera y cuarta falange, el medio antepié, así como el retropié interior y exterior. Al basarnos en los promedios de los datos obtenidos a través de nuestro sistema, los comparamos tanto entre los dos participantes como con los valores de referencia de la literatura.

En el caso del participante uno, los valores se acercan más a los datos de la literatura, lo que valida la precisión de nuestras mediciones de presión. Sin embargo, incluso en el caso del participante dos, los valores no se desvían del límite establecido.

Tabla 14*Análisis de presiones plantares por zonas***ANÁLISIS DE PRESIONES PLANTARES CON LITERATURA**

Zona plantar	Promedio de pie derecho del usuario 1	Promedio de pie derecho del usuario 2	Fuerzas a velocidad normales de marcha	Está o no dentro del rango
Dedo pulgar	394.5	300	317±116	Si
3er y 4to Falange	194.75	182	299±137	Si
Medio antepié	245.25	286	343±133	Si
Retropié interior	415.25	382	358±87	Si
Retropié superior	397.25	364	358±87	Si

Nota: Análisis de presiones plantares con literatura de Arévalo-Márquez y Sangurima Tenepaguay (2020)

7.6. Sistema de Escalas de Usabilidad (SUS)

Considerando la experiencia que ha sido adquirida al utilizar el sistema inalámbrico para recopilar datos, analizaremos la facilidad de uso del sistema utilizando el método SUS (System Usability Scale), el cual es una técnica ágil pero efectiva.

Las respuestas deben ser colocadas de acuerdo a la siguiente escala:

1. Totalmente en desacuerdo.
2. En desacuerdo.
3. Neutro.
4. De acuerdo.
5. Totalmente de acuerdo.

Tabla 15*Sistema de Escalas de Usabilidad (SUS)***SUS**

NÚMERO	PREGUNTAS	ESCALA DE LIKERT				
		1	2	3	4	5
Participante 1						
1	¿Creo que me gustaría utilizar este sistema con frecuencia?				X	
2	¿Encontré el sistema innecesariamente complejo?		X			
3	¿Pensé que el sistema era fácil de usar?					X
4	¿Creo que necesitaría el apoyo de un técnico para poder utilizar este sistema?	X				
5	¿Encontré que las diversas funciones de este sistema estaban bien integradas?				X	
6	¿Pensé que había excesiva inconsistencia en este sistema?		X			
7	¿Me imagino que la mayoría de la gente aprendería a utilizar este sistema muy rápidamente?			X		
8	¿Encontré el sistema muy fácil de usar?			X		
9	¿Me sentí muy seguro el sistema usando?					X
10	¿Necesitaba aprender muchas cosas antes de empezar con este sistema?			X		

Nota: Sistema de Escalas de Usabilidad (SUS)

$$\text{Suma de respuestas impares} = 4 + 5 + 4 + 3 + 5 = 21 - 5 = 16$$

$$\text{Suma de respuestas pares} = 2 + 1 + 2 + 3 + 3 = 25 - 11 = 14$$

$$\text{Suma de ambo resultados} = (16 + 14)2.5 = 75$$

Este resultado significa que se obtuvo un valor de 75/100, tener en cuenta que no son valores de porcentaje.

7.7. Presupuesto

Dentro del presupuesto se debe tomar en cuenta los costos directos y costos indirectos. Los costos directos son los costos reales de los materiales para la implementación de nuestro sistema. Los costos indirectos, son los costos que no ayudan a la implementación del sistema.

Dentro del contexto presupuestario, consideramos tanto la materia prima directa como la materia prima indirecta. La materia prima directa engloba todos los elementos que conforman la estructura fundamental del prototipo, mientras que la materia prima indirecta comprende los materiales y componentes que contribuyen a su implementación de manera integral. Para una comprensión más detallada de estos aspectos, ver la tabla 16.

Tabla 16*Presupuesto de materia prima directa e indirecta*

Materia prima directa	Materia prima indirecta			
Sección	elementos	Cantidad	Precio (\$) c/u	totales (\$)
	Interruptor on/off	2	0.50	1
	Batería de litio	2	7	14
	LM1117T-3.3v	2	1	2
	Adaptador cable plano flexible	6	1.25	7.50
ELECTRÓNICA	Cable plano flexible	6	0.75	4.50
	Esp32	2	14	28
	Amplificadores operacionales	6	0.60	3.60
	Resistencias 10 kΩ	20	0.05	1
	IMU MPU6050	2	5	10
	Fsr A402	16	13	208
	Cable ethernet	4 metros	0.75 * metro	3
	Pasta	1	1	1
	Estaño	1	6	6
	Cautín	1	12	12
	Impresión de pistas en papel amarillo	1	1.50	1.50
	Baquelita una cara	1	1	1
	Baquelita doble cara	2	2.75	5.50
	Regleta hembra/macho	6	0.50	3
	Módulo cargador de batería 03962A	2	3	6
Módulo indicador de batería	2	4.50	9	
MECÁNICA	Rollo de filamento TPU	1	27	27
	Medio rollo de filamento de PLA PRO MAX	1	27	27
	Rollo de velcro	1	7	7
PRUEBAS	Harina blanca	1 libra	0.60 por libra	0.60
			TOTAL	\$ 384.2

Nota: Presupuesto de materia prima.

Para analizar el costo de mano de obra indirecta, tenemos en cuenta el aporte de ingenieros o participantes que aportan en este proyecto. Para la implementación de nuestro sistema se cuenta con una ing. capacitada en el ámbito del estudio de la biomecánica del cuerpo humano, ver tabla 17.

Tabla 17*Costos de mano de obra*

Carga	Nombre	Costo hora (\$)	Horas al mes	Total, de horas	Costo total (\$)
Tutora	Cecilia Villa	20	8	80	1600
Autor	Lenin Macas	8	80	800	6400

Nota: Vinculados en el proyecto

Con la intención de mantener un ambiente adecuado de trabajo y comunicación clara, que respondan a las necesidades existentes durante el desarrollo de este proyecto, se toma en cuenta los costos indirectos de fabricación (CIF) tenemos en cuenta gastos generales como puede ser el agua, electricidad, internet, papelería, Softwares, Laboratorios, viáticos, representan un valor de 8764,88.

Tabla 18*Costos indirectos de fabricación (CIF)*

GENERALES				
Descripción	Importancia (%)	Unidad	Precio c/u	Costo
electricidad	100	V	40,00	40,00
Agua	100	Teniente	15,00	15,00
Internet	100	N / A	25,00	25,00
papeleria	10	N / A	10,00	10,00
Laboratorios	100	N / A	SIN APLICACIÓN	SIN APLICACIÓN
Software de diseño mecánico Inventor	40	N / A	2415,00* año	2415,00
Software de diseño mecánico Solidworks	100	N / A	3810,95*año	3810,95
Software de diseño electrónico Proteus	100	N / A	619,88*año	619,88
Software de interfaz gráfica Labview	100	N / A	1830,00*año	1830,00
TOTAL				8764,88

Nota: Costos indirectos de fabricación.

El costo total de la implementación se enfoca en sumar todos los costos: Presupuesto de materia prima, CIF, Costo de mano de obra, en la tabla 18 vemos un costo total de 17149,08. Este valor es elevado debido a los costos de los softwares utilizados durante el diseño e implementación del sistema inalámbrico

Tabla 19

Costos totales

Resumen de costos

Descripción	Valor total
Materia prima	384,20
Mano de obra	8000
CIF	8764,88
Total	17149,08

Nota: Análisis de costo final

8. Conclusiones

En conclusión, los objetivos se cumplieron con los objetivos propuestos. La elección de una plantilla doble permite mantener la posición y la protección de los sensores. Para lograr adaptabilidad instantánea, se añadió un FFC y un adaptador, permitiendo ajustes según la demanda. En términos de la electrónica, el módulo Esp32 resultó ser robusto para la implementación de nuestro sistema.

La interfaz gráfica, desarrollada en LabVIEW, se destaca por su simplicidad y accesibilidad para una amplia gama de participantes. La función "In Range and Coerce", orientada a establecer límites máximos y mínimos, ha demostrado ser valiosa en la simplificación del análisis estático del sistema. Aunque los datos capturados por los sensores deben ser procesados nuevamente para su representación en una única gráfica, esta etapa es esencial para brindar una comprensión más clara y completa de los resultados.

La evaluación de los parámetros de marcha se realizó en comparación con otros sistemas, considerando las posibles discrepancias en los valores proporcionados por dispositivos móviles y smartwatches. La realización de pruebas con participantes diferentes resaltó la influencia de la posición de los sensores en las mediciones. La variabilidad observada resalta la necesidad de reorganizar los sensores para abordar esta diferencia de longitud de pies y asegurar mediciones precisas en las zonas requeridas.

9. Recomendaciones

Se recomienda colocar el relleno de impresión a menor porcentaje, esto ayudará a mejorar la flexibilidad de nuestras plantillas. Se recomienda utilizar más sensores de presión de distintos tipos, mejorando las zonas plantares censadas.

Estas recomendaciones se alinean con el propósito de maximizar la eficacia y utilidad de nuestro sistema, asegurando que tanto el diseño de hardware como la elección de software favorezcan una experiencia integral y efectiva para los participantes interesados en el análisis de los parámetros de marcha y presión plantar.

Referencias

- Ambitiously, E. (16/2/2022). Labview. <https://www.ni.com/es-cr/support/downloads/software-products/download.labview.html#443865>.
- Arévalo-Márquez, J. D., y Sangurima Tenepaguay, C. X. (2020). Prototipo de plantilla instrumentada para la adquisición de presión plantar y parámetros de marcha orientada a la prevención de úlceras en pie diabético. *Universidad Politécnica Salesiana*.
- Autodesk. (2021). Inventor: Poderoso software de diseño mecánico para tus ideas más ambiciosas. *Autodesk-Inventor*.
- Bonilla, C. (2012). Sensor de presión. *Slideshare*.
- Cifuentes, C. A., Arciniegas, L., Ballén-Moreno, F., Gomez-Vargas, D., Múnera, M. C., y Sierra, S. D. (2020). Adaptable robotic platform for gait rehabilitation and assistance: Design concepts and applications..
- electronics, T. (2020). Acelerómetro y giroscopio de tres ejes mpu6050. <https://www.taloselectronics.com/blogs/tutoriales/acelerometro-y-giroscopio-de-tres-ejes-mpu6050>.
- electrónica mx, T. (2016). Sensores fsr de fuerza o galgas. <https://tiendadeelectronica.mx/arduino/sensor-fsr/>.
- Hernández, E., Rodríguez, C., Martin Oliva, X., y Cobar, A. (2016, 03). Biomecánica funcional del pie y tobillo: comprendiendo las lesiones en el deportista. *Medigraphic*, 12, 6-11.
- IBV. (2020). Tecnologías para la valoración biomecánica. <https://www.ibv.org/tecnologias/valoracion-biomecanica/>.
- Iglesias, I. (2020). Plantilla instrumentada para medir presión plantar. *Universidad Técnica del Norte*.
- INTERLINK. (2018, 9). *2010-10-26-datasheet-fsr402-layout2.pdf*. <https://www.trossenrobotics.com/productdocs/2010-10-26-DataSheet-FSR402-Layout2.pdf>. ((Accessed on 08/04/2023))
- Klapsing, G. (2016). Biomecánica del pie y calzado. *INESCOP*.
- Latecnicalf. (2020). Introducción a proteus. <https://www.studocu.com/co/document/universidad-autonoma-de-bucaramanga/circuitos-electricos/lab-1-introduccion-a-proteus/6332884>.
- Maps, G. (2023). Ubicación de la universidad politécnica salesiana. *Dirección: 4285+C57, De la Ocarina, Cuenca*.
- Materia, T. (2020). Presión. <https://www.todamateria.com/presion/12>.
- Nordin, V., M/ Frankel. (2020). *Bases biomecánicas del sistema musculoesquelético (4a. ed.)* (W. K. Health, Ed.). L'Hospitalet de Llobregat, Barcelona.

- Proteus. (2020). Pcb design & simulation made easy. <https://www.labcenter.com/>.
- seleccion, S. (Visto el 18/07/2022). Labview. <https://www.softwareseleccion.com/labview-p-283>.
- Shmidt, M. (2013). Desarrollo de un sistema compacto para la medición de propiedades atenuadoras de zapatillas deportivas. *Universitat Politecnica de Catalunya*.
- SolidBI. (2023, Junio). *Solidworks - qué es y para qué sirve*. <https://solid-bi.es/solidworks/>. ((Accessed on 08/03/2023))
- Spiegato. (2018). Biomecánica al caminar. *Spiegato*.
- Villa-Parra, A. C., Delisle-Rodriguez, D., Souza Lima, J., Frizzera-Neto, A., y Bastos, T. (2017). Knee impedance modulation to control an active orthosis using insole sensors. *Sensors*, 17(12). Descargado de <https://www.mdpi.com/1424-8220/17/12/2751> doi: 10.3390/s17122751
- Wikipedia. (2022a). Longitud. <https://es.wikipedia.org/wiki/Longitud>.
- Wikipedia. (2022b). Ángulo. <https://es.wikipedia.org/wiki/Ángulo>.
- Zurita, A. (2020). Plataforma de presiones pedistar. *Disponible en:* <https://canpeu.com/D/product/plataforma-de-presiones-pedistar/>.

ANEXOS

Anexo A: Matriz de Consistencia Lógica

Tabla 20

Matriz de consistencia.

MATRIZ DE CONSISTENCIA				
PROBLEMA GENERAL	OBJETIVO GENERAL	HIPÓTESIS GENERAL	VARIABLES	MARCO TEÓRICO
¿Será posible diseñar e implementar un sistema inalámbrico para realizar la adquisición y análisis de parámetros de la marcha humana?	Diseño e implementación de un sistema inalámbrico para realizar la adquisición y análisis de parámetros de la marcha humana.	El diseño e implementación de un sistema inalámbrico permitirá realizar la adquisición y análisis de parámetros de la marcha humana.	- VI : Sistema inalámbrico. - VD : Adquisición.	Adquisición y análisis. Biomecánica del pie.
PROBLEMAS ESPECÍFICOS	OBJETIVOS ESPECÍFICOS	HIPÓTESIS ESPECÍFICAS	VARIABLES	MARCO TEÓRICO
¿Será posible proponer el diseño mecánico y electrónico de dos plantillas instrumentadas para la adquisición y envío de datos de presión plantar y aceleración durante la marcha humana?	Proponer el diseño mecánico y electrónico de dos plantillas instrumentadas para la adquisición y envío de datos de presión plantar y aceleración durante la marcha.	La propuesta del diseño mecánico y electrónico de dos plantillas instrumentadas facilitará la adquisición y envío de datos de presión plantar y aceleración durante la marcha.	- VI : Diseño mecánico y electrónico. - VD : Adquisición y envío de datos.	Marcha humana. Softwares de diseño mecánico y electrónico.
¿Será logarar construir un sistema inalámbrico para la adquisición de presión plantar y aceleración durante la marcha y envío de datos a una interfaz gráfica?	Construir un sistema inalámbrico para la adquisición de presión plantar y aceleración durante la marcha y envío de datos a una interfaz gráfica.	La construcción de un sistema inalámbrico logarar la adquisición de presión plantar y aceleración durante la marcha y envío de datos a una interfaz gráfica.	- VI : Sistema inalámbrico. - VD : Adquisición y envío de datos.	Plantillas en el mercado.
¿Será óptimo desarrollar una interfaz gráfica para la visualización de los parámetros de la marcha como presión plantar, velocidad, ángulo de pisada, longitud de paso y cadencia a partir de los datos enviados por las plantillas?	Desarrollar una interfaz gráfica para la visualización de los parámetros de la marcha como presión plantar, velocidad, ángulo de pisada, longitud de paso y cadencia a partir de los datos enviados por las plantillas.	El desarrollar una interfaz gráfica permitirá la visualización de los parámetros de la marcha como presión plantar, velocidad, ángulo de pisada, longitud de paso y cadencia a partir de los datos enviados por las plantillas.	- VI : Parámetros. - VD : Presión plantar, velocidad, ángulo de pisada, longitud de paso, y cadencia.	Software de interfaz gráfica.
¿Es factible realizar pruebas del sistema inalámbrico para la comprobación de su correcto funcionamiento?	Realizar pruebas del sistema inalámbrico para la comprobación de su correcto funcionamiento.	Al realizar pruebas del sistema inalámbrico se verificará su correcto funcionamiento.	- VI : Sistema inalámbrico.	Equipos para analizar marcha.

Nota: La matriz de consistencia presentada facilita identificar la relación que existe entre las variables y los objetivos además de como se relaciona con el marco teórico referencial.

Anexo B: Operacionalización de Variables

La tabla 21 presenta la operacionalización de la variable dependiente: tiempo de operación.

Tabla 21

Variable dependiente.

VARIABLE DEPENDIENTE: PRESIÓN PLANTAR				
Dimensiones	Definiciones	Indicador	Magnitud	Instrumento de medición o Fuente
Presión en la planta del pie	<p>Definición conceptual: Permite determinar la fuerza aplicada en un área específico de contacto, establecidas por el peso independientemente de su dirección y sentido. (Materia, 2020).</p> <p>Definición operacional: Es la fuerza aplicada en distintas áreas de la zona plantar ejerciendo vulnerabilidad de úlceras diabéticas.</p>	Presión	Pascuales (Pa)	Sensor Flexiforce
Velocidad de marcha	<p>Definición conceptual: Permite medir la distancia recorrida expresada en unidad de tiempo y también puede ser calculado multiplicando la longitud de paso y la cadencia. (Arévalo-Márquez y Sangurima Tenepaguay, 2020).</p> <p>Definición operacional: Es la velocidad de marcha expresada en distancia vs tiempo.</p>	Velocidad	Metros por munuto (m/min)	MPU 6050
Ángulo de paso	<p>Definición conceptual: Es el arco que se forma a partir del cruce de dos semirrectas, segmentoso rectos. (Wikipedia, 2022b)</p> <p>Definición operacional: Es la cobertura total del pie con respecto al talón y mide generalmente 15°.</p>	Ángulo	Grados (°)	MPU 6050
Longitud de paso	<p>Definición conceptual: Es un concepto métrico definible para entidades geométricas sobre las que se ha definido una distancia. (Wikipedia, 2022a).</p> <p>Definición operacional: Es la fuerza aplicada en distintas áreas de la zona plantar ejerciendo vulnerabilidad de úlceras diabéticas.</p>	Longitud	Centímetros (cm)	MPU 6050
Cadencia de marcha	<p>Definición conceptual: El número de pasos que una persona da por un tiempo determinado. (Arévalo-Márquez y Sangurima Tenepaguay, 2020).</p> <p>Definición operacional: Número de pasos que una persona da por un tiempo determinado.</p>	Cadencia	Pasos por minuto (ppm)	MPU 6050

Nota: La tabla presenta las definiciones de las dimensiones de la variable dependiente utilizada en la investigación, aplicadas al pie diabético, cada variable puede tener diferentes dimensiones y todas ellas deben ser medibles.

Anexo C.
Código empleado para
la calibración del MPU6050


```

// Calibración inicial de MPU6050, definición de offset
// I2Cdev y MPU6050 deben instalarse como bibliotecas
#include "I2Cdev.h"
#include "MPU6050.h"
#include "Wire.h"

//////////////////////////////////// CONFIGURACIÓN //////////////////////////////////////
//Cambia estas 3 variables si quieres ajustar el sketch a tus necesidades.
int buffersize=1000; //Cantidad de lecturas utilizadas para promediar, hágalo más
alto para obtener más precisión pero el croquis será más lento (por defecto:1000)
int acel_deadzone=8; //Error de acelerómetro permitido, hazlo más bajo para
obtener más precisión, pero el boceto puede no converger (por defecto:8)
int giro_deadzone=1; //Giro error permitido, hágalo más bajo para obtener más
precisión, pero el boceto puede no converger (por defecto:1)

//MPU6050 accelgyro;
MPU6050 accelgyro(0x68); // <-- usar para AD0 alto

int16_t ax, ay, az,gx, gy, gz;

int mean_ax,mean_ay,mean_az,mean_gx,mean_gy,mean_gz,state=0;
int ax_offset,ay_offset,az_offset,gx_offset,gy_offset,gz_offset;

void setup() {

    Wire.begin(21,22); // PINES DE ESP32

    TWBR = 24;

    // Inicializamos comunicación serial
    Serial.begin(115200);

    // Inicializamos dispositivo
    accelgyro.initialize();

    // Esperamos que esté listo
    while (Serial.available() && Serial.read()); // Buffer vacío
    while (!Serial.available()){
        Serial.println(F("Envía a cualquier caracter para iniciar el proceso.\n"));
        delay(1500);
    }
    while (Serial.available() && Serial.read()); // Vaciar el buffer

    // Iniciar mensaje
    Serial.println("\nEsquema de calibración de MPU6050");
    delay(2000);
    Serial.println("\nSu MPU6050 debe colocarse en posición horizontal, con las letras
del paquete hacia arriba. \nNo lo toque hasta que vea un mensaje de
finalización.\n");

```

```

    delay(3000);
    // Conexión verificada
    Serial.println(accelgyro.testConnection() ? "Conexión MPU6050 correcta" : "Error de
conexión MPU6050");
    delay(1000);
    // reset offsets
    accelgyro.setXAccelOffset(0);
    accelgyro.setYAccelOffset(0);
    accelgyro.setZAccelOffset(0);
    accelgyro.setXGyroOffset(0);
    accelgyro.setYGyroOffset(0);
    accelgyro.setZGyroOffset(0);
}

void loop() {
    if (state==0){
        Serial.println("\nLectura de sensores por primera vez...");
        meansensors();
        state++;
        delay(1000);
    }

    if (state==1) {
        Serial.println("\nCalculando offsets...");
        calibration();
        state++;
        delay(1000);
    }

    if (state==2) {
        meansensors();
        Serial.println("\nFINALIZADO!");
        Serial.print("\nLecturas de sensores con compensaciones:\t");
        Serial.print(mean_ax);
        Serial.print("\t");
        Serial.print(mean_ay);
        Serial.print("\t");
        Serial.print(mean_az);
        Serial.print("\t");
        Serial.print(mean_gx);
        Serial.print("\t");
        Serial.print(mean_gy);
        Serial.print("\t");
        Serial.println(mean_gz);
        Serial.print("\n Tus offsets:\t");
        Serial.print(ax_offset);
        Serial.print("\t");
        Serial.print(ay_offset);
        Serial.print("\t");
    }
}

```

```

Serial.print(az_offset);
Serial.print("\t");
Serial.print(gx_offset);
Serial.print("\t");
Serial.print(gy_offset);
Serial.print("\t");
Serial.println(gz_offset);
Serial.println("\nLos datos se imprimen como: acelX acelY acelZ giroX giroY
giroZ");
Serial.println("Compruebe que las lecturas de sus sensores se aproximan a 0 0
16384 0 0 0");
Serial.println("Si la calibración fue satisfactoria anota tus offsets para que
puedas establecerlos en tus proyectos usando algo similar a
mpu.setXAccelOffset(youroffset)");
while (1);
}
}

////////////////////////////////////// FUNCIÓN ////////////////////////////////////////
void meansensors(){
long i=0, buff_ax=0, buff_ay=0, buff_az=0, buff_gx=0, buff_gy=0, buff_gz=0;

while (i<(buffersize+101)){

accelgyro.getMotion6(&ax, &ay, &az, &gx, &gy, &gz);
// leer las mediciones de aceleración/energía en bruto del dispositivo
if (i>100 && i<=(buffersize+100)){ //Se descartan las 100 primeras medidas
buff_ax=buff_ax+ax;
buff_ay=buff_ay+ay;
buff_az=buff_az+az;
buff_gx=buff_gx+gx;
buff_gy=buff_gy+gy;
buff_gz=buff_gz+gz;
}
if (i==(buffersize+100)){
mean_ax=buff_ax/buffersize;
mean_ay=buff_ay/buffersize;
mean_az=buff_az/buffersize;
mean_gx=buff_gx/buffersize;
mean_gy=buff_gy/buffersize;
mean_gz=buff_gz/buffersize;
}
i++;
delay(2); //Necesario para no tener medidas repetidas
}
}

void calibration(){
ax_offset=-mean_ax/8;

```

```

ay_offset=-mean_ay/8;
az_offset=(16384-mean_az)/8;

gx_offset=-mean_gx/4;
gy_offset=-mean_gy/4;
gz_offset=-mean_gz/4;
while (1){
  int ready=0;
  accelgyro.setXAccelOffset(ax_offset);
  accelgyro.setYAccelOffset(ay_offset);
  accelgyro.setZAccelOffset(az_offset);

  accelgyro.setXGyroOffset(gx_offset);
  accelgyro.setYGyroOffset(gy_offset);
  accelgyro.setZGyroOffset(gz_offset);

  meansensors();
  Serial.println("...");

  if (abs(mean_ax)<=acel_deadzone) ready++;
  else ax_offset=ax_offset-mean_ax/acel_deadzone;

  if (abs(mean_ay)<=acel_deadzone) ready++;
  else ay_offset=ay_offset-mean_ay/acel_deadzone;

  if (abs(16384-mean_az)<=acel_deadzone) ready++;
  else az_offset=az_offset+(16384-mean_az)/acel_deadzone;

  if (abs(mean_gx)<=giro_deadzone) ready++;
  else gx_offset=gx_offset-mean_gx/(giro_deadzone+1);

  if (abs(mean_gy)<=giro_deadzone) ready++;
  else gy_offset=gy_offset-mean_gy/(giro_deadzone+1);

  if (abs(mean_gz)<=giro_deadzone) ready++;
  else gz_offset=gz_offset-mean_gz/(giro_deadzone+1);

  if (ready==6) break;
}
}

```

Anexo D.
Código empleado para
el módulo principal

```

// UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESINA
// INGENIERIA EN MECATRÓNICA
// LENIN MACAS
// PARAMETROS DE MARCHA Y PRESION PLANTAR

#include <Wire.h>
// INICIALIZO BLUETOOTH
#include "BluetoothSerial.h"
#include "MPU6050.h"
//Direccion I2C de la IMU
#define MPU 0x68

//Ratios de conversion
#define A_R 16384.0 // 32768/2
#define G_R 131.0 // 32768/250

//Conversion de radianes a grados 180/PI
#define RAD_A_DEG = 57.295779

//MPU-6050 da los valores en enteros de 16 bits
//Valores RAW
int16_t AcX, AcY, AcZ, GyX, GyY, GyZ;

//Angulos
float Acc[2];
float Gy[3];
float Angle[3];
int angulo;

String valores;
String valoresBT;

long tiempo_prev;
float dt;
MPU6050 mpu;
// FSR
#define FORCE_SENSOR_PIN 36 // ESP32 pin GIOP36 (ADC0): the FSR and 10K pulldown are
connected to A0
// DEFINO PINES DE FSR
int GPIO27 =27;
int GPIO25 =25;
int GPIO32 =32;
int GPIO34 =34;
int GPIO2 = 2;
int GPIO16 =16;
int GPIO18 =18;
int GPIO23 =23;

// LECTOR DE DATOS

```

```

int fsr1, fsr2, fsr3, fsr4, fsr5, fsr6, fsr7, fsr8;
// Bluetooth
BluetoothSerial SerialBT;

void setup()
{
  SerialBT.begin("ANDERSON_PLANTILLAS");

  Wire.begin(21, 22); // D2(GPI04)=SDA / D1(GPI05)=SCL
  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x6B);
  Wire.write(0);
  Wire.endTransmission(true);

  //Acelerometro con (2g)
  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x1C);
  Wire.write(0X00); //SENSIBILIDAD 16384
  Wire.endTransmission(true);

  //Giroscopio con (250°/s)
  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x1B);
  Wire.write(0X00); //SENSIBILIDAD 131 250°/s
  Wire.endTransmission(true);

  Serial.begin(115200);

  // FSR

  // DECLARO PINES COMO ENTRADA
  pinMode(GPI027, INPUT);
  pinMode(GPI025, INPUT);
  pinMode(GPI032, INPUT);
  pinMode(GPI034, INPUT);
  pinMode(GPI02, INPUT);
  pinMode(GPI016, INPUT);
  pinMode(GPI018, INPUT);
  pinMode(GPI023, INPUT);
  Serial.begin(115200);
}

void loop()
{
  //Leer los valores del Acelerometro de la IMU
  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x3B); //Pedir el registro 0x3B - corresponde al AcX
  Wire.endTransmission(false);
  Wire.requestFrom(MPU, 6, true); //A partir del 0x3B, se piden 6 registros

```

```

AcX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //Cada valor ocupa 2 registros
AcY=Wire.read()<<8|Wire.read();
AcZ=Wire.read()<<8|Wire.read();

// Definimos offset de calibración derecho (realizamos lo mismo para el izquierdo)
mpu.setXGyroOffset(-1.82);
mpu.setYGyroOffset(0.19);
mpu.setZGyroOffset(-1.95);

mpu.setXAccelOffset(-0.10);
mpu.setYAccelOffset(1);
mpu.setZAccelOffset(-0.48);

//A partir de los valores del acelerometro, se calculan los angulos Y, X
//respectivamente, con la formula de la tangente.
Acc[1] = atan(-1*(AcX/A_R)/sqrt(pow((AcY/A_R),2) + pow((AcZ/A_R),2)))*RAD_TO_DEG;
Acc[0] = atan((AcY/A_R)/sqrt(pow((AcX/A_R),2) + pow((AcZ/A_R),2)))*RAD_TO_DEG;

//Leer los valores del Giroscopio
Wire.beginTransaction(MPU);
Wire.write(0x43);
Wire.endTransmission(false);
Wire.requestFrom(MPU,6,true); //A partir del 0x43, se piden 6 registros
GyX=Wire.read()<<8|Wire.read(); //Cada valor ocupa 2 registros
GyY=Wire.read()<<8|Wire.read();
GyZ=Wire.read()<<8|Wire.read();

//Calculo del angulo del Giroscopio
Gy[0] = GyX/G_R;
Gy[1] = GyY/G_R;
Gy[2] = GyZ/G_R;

dt = (millis() - tiempo_prev) / 1000.0;
tiempo_prev = millis();

//Aplicar el Filtro Complementario
Angle[0] = 0.98 *(Angle[0]+Gy[0]*dt) + 0.02*Acc[0];
Angle[1] = 0.98 *(Angle[1]+Gy[1]*dt) + 0.02*Acc[1];

//Integración respecto del tiempo paras calcular el YAW
Angle[2] = 0.98989*Angle[2]+Gy[2]*dt;
angulo=(int)Angle[2];

// LEER FSR
fsr1=analogRead(GPI027); //Sensor 1
fsr2=analogRead(GPI025); //Sensor 2
fsr3=analogRead(GPI032); //Sensor 3
fsr4=analogRead(GPI034); //Sensor 4
fsr5=analogRead(GPI02); //Sensor 5

```



```

    fsr6=analogRead(GPI016); //Sensor 6
    fsr7=analogRead(GPI018); //Sensor 7
    fsr8=analogRead(GPI023); //Sensor 8

valoresBT = "S" +String(Angle[0]) + "T" + String(Angle[1]) + "U" + angulo + "V";

// borrar olo es para arduino
    Serial.println(valores);
    Serial.print("A");
    Serial.print(fsr1);
    Serial.print("B");
    Serial.print(fsr2);
    Serial.print("C");
    Serial.print(fsr3);
    Serial.print("D");
    Serial.print(fsr4);
    Serial.print("E");
    Serial.print(fsr5);
    Serial.println("F");

// ENVÍO DE DATOS MEDIANTE BLUETOOTH
    SerialBT.print("A");
    SerialBT.print(1108*fsr1/2200); //Envío de datos por bluetooth
    SerialBT.print("B");
    SerialBT.print(1108*fsr2/2200);
    SerialBT.print("C");
    SerialBT.print(1108*fsr3/2200);
    SerialBT.print("D");
    SerialBT.print(1108*fsr4/2200);
    SerialBT.print("E");
    SerialBT.print(1108*fsr5/2200);
    SerialBT.print("F");
    SerialBT.print(1108*fsr6/2200);
    SerialBT.print("G");
    SerialBT.print(1108*fsr7/2200);
    SerialBT.print("H");
    SerialBT.print(1108*fsr8/2200);
    SerialBT.print("I");
    SerialBT.println(valoresBT); //Envío de datos por bluetooth
    Serial.println(valoresBT); //Envío de datos por bluetooth

    delay(10);
}

```

Anexo E.
Datasheet
del FSR A402

Features and Benefits

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

Description

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

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



Industry Segments

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

Figure 1 - Force Curve

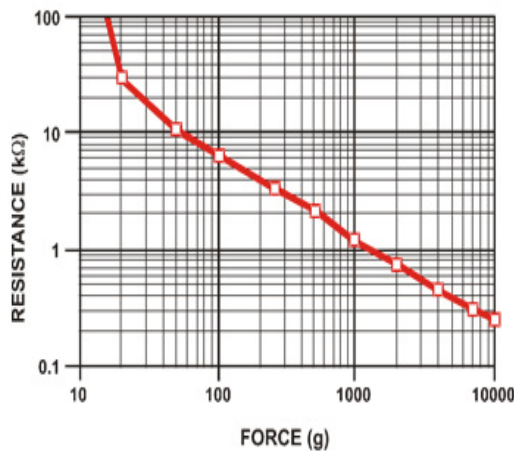
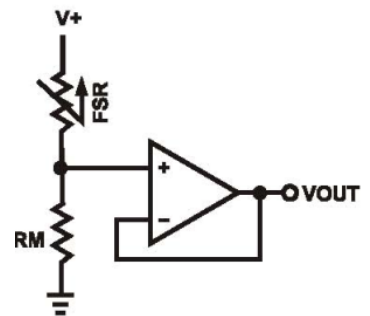


Figure 2 - Schematic



Applications

Detect & qualify press

Sense whether a touch is accidental or intended by reading force

Use force for UI feedback

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

Enhance tool safety

Differentiate a grip from a touch as a safety lock

Find centroid of force

Use multiple sensors to determine centroid of force

Detect presence, position, or motion

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

Detect liquid blockage

Detect tube or pump occlusion or blockage by measuring back pressure

Detect proper tube positioning

Many other force measurement applications

Device Characteristics

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

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

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

Application Information

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

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

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

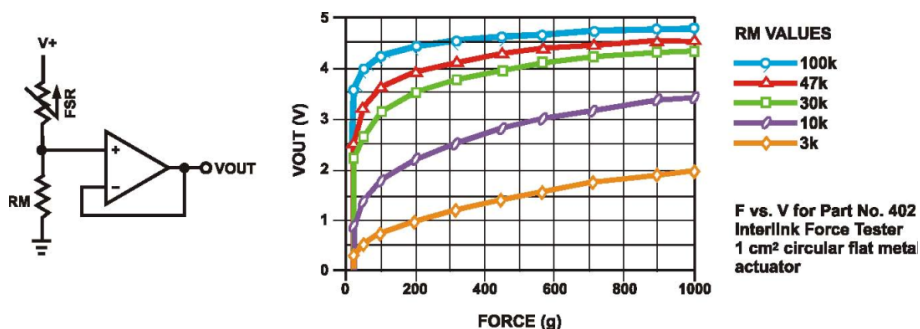
$$V_{OUT} = \frac{R_M V_+}{(R_M + R_{FSR})}$$

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

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

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

Figure 3



Contact Us

United States

Corporate Offices

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

Japan

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

Korea

Korea Sales Office
Phone: +82 10 8776 1972

Mechanical Data

Part No. 402

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

