



UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

SEDE QUITO

CARRERA DE MECATRÓNICA

**IMPLEMENTACIÓN DE UN PAR DE PLANTILLAS PARA ANALIZAR LAS
ALTERACIONES EN LA MARCHA DE PERSONAS CON ATAXIA CEREBELOSA**

Trabajo de titulación previo a la obtención del

Ingeniero en Mecatrónica

AUTOR: ANDRÉS SEBASTIÁN PUENTE ECHEVERRÍA

TUTOR: BYRON RICARDO ZAPATA CHANCUSIG

Quito – Ecuador

2025

I. Certificado de responsabilidad y autoría del trabajo de titulación

Yo, Andrés Sebastián Puente Echeverría con documento de identificación N° 1754357398; 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.

Quito, 10 de marzo del año 2025

Atentamente,

Andrés Sebastián Puente Echeverría

1754357398

II. Certificado de cesión de derechos de autor del trabajo de titulación a la Universidad Politécnica Salesiana

Yo, Andrés Sebastián Puente Echeverría con documento de identificación N° 1754357398, 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 Dispositivo tecnológico: “Implementación de un par de plantillas para analizar las alteraciones en la marcha de personas con ataxia cerebelosa”, 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 anteriores.

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

Quito, 10 de marzo del año 2025

Atentamente,

Andrés Sebastián Puente Echeverría

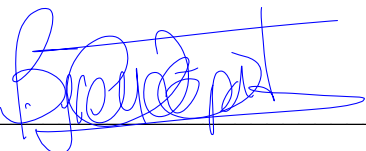
1754357398

III. Certificado de dirección del trabajo de titulación

Yo, Byron Ricardo Zapata Chancusig con documento de identificación N° 172372487-6, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: IMPLEMENTACIÓN DE UN PAR DE PLANTILLAS PARA ANALIZAR LAS ALTERACIONES EN LA MARCHA DE PERSONAS CON ATAXIA CEREBELOSA, realizado por Andrés Sebastián Puentes Echeverría con documento de identificación N° 1754357398, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Dispositivos tecnológicos que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Quito, 10 de marzo del año 2025

Atentamente,



Ing. Byron Ricardo Zapata Chancusig MSc.

1723724876

DEDICATORIA

A mis padres, hermanas, tíos y abuelos, por su apoyo incondicional y su amor sincero, quienes con su ejemplo, me han enseñado a enfrentar cada desafío con integridad, responsabilidad y valentía. Gracias por incentivar siempre mi educación y por inculcarme valores esenciales que han sido el pilar de mi vida, sin importar las circunstancias.

A mis profesores, por guiarme en mi vida académica con dedicación y paciencia. No solo me han impartido conocimientos, sino también principios fundamentales que me acompañarán a lo largo de mi carrera y vida personal.

Este logro es el resultado del esfuerzo colectivo, del compromiso, el sacrificio y el amor de todos ustedes. A cada uno, les dedico este trabajo con profundo agradecimiento.

(Puente Echeverría Andrés Sebastián)

AGRADECIMIENTOS

Al finalizar esta tesis, deseo expresar mi más profundo agradecimiento a todas las personas que, de una manera u otra, hicieron posible la realización de este trabajo.

En primer lugar, quiero agradecer especialmente a mi profesor tutor, quien me acompañó a lo largo de este proyecto. Su orientación, conocimientos y constante apoyo fueron cruciales para alcanzar los objetivos propuestos, y su paciencia y dedicación dejaron una huella imborrable en mi formación académica.

Por último, extendiendo mi gratitud a todas aquellas personas que, directa o indirectamente, contribuyeron al desarrollo de esta tesis. Este logro no solo es personal, sino también el fruto del esfuerzo compartido. A todos ustedes, mi más sincero agradecimiento.

(Puente Echeverría Andrés Sebastián)

ÍNDICE DE CONTENIDOS

| | |
|---|------|
| I. CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUDITORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN | i |
| II. CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA | ii |
| III. CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN | iii |
| DEDICATORIA..... | iv |
| AGRADECIMIENTOS | v |
| ÍNDICE DE CONTENIDOS | vi |
| ÍNDICE DE TABLAS | viii |
| ÍNDICE DE FIGURAS..... | ix |
| RESUMEN | x |
| ABSTRACT..... | xi |
| PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA | 1 |
| PROBLEMA DE ESTUDIO..... | 2 |
| JUSTIFICACIÓN | 3 |
| OBJETIVOS | 4 |
| OBJETIVO GENERAL..... | 4 |
| OBJETIVOS ESPECÍFICOS..... | 4 |
| CAPÍTULO I | 5 |
| MARCO TEÓRICO..... | 5 |
| CAPÍTULO II | 21 |
| ANÁLISIS Y SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS | 21 |
| CAPÍTULO III..... | 31 |
| DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN | 31 |
| CAPÍTULO IV..... | 55 |

| | |
|-------------------------------------|----|
| ANÁLISIS Y RESULTADOS | 55 |
| CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES..... | 64 |
| CONCLUSIONES | 64 |
| RECOMENDACIONES..... | 65 |

ÍNDICE DE TABLAS

| | |
|--|----|
| Tabla 1. Cantidad de sensores en el prototipo [95]. | 23 |
| Tabla 2. Comparativa de microcontroladores [102]. | 26 |
| Tabla 3. Sistema de calificación de microcontroladores [103]. | 26 |
| Tabla 4. Comparativa de filamentos [108]. | 29 |
| Tabla 5. Sistema de calificación de filamentos [109]. | 29 |
| Tabla 6. Componentes de la plantilla. | 31 |
| Tabla 7. Dimensiones de la plantilla. | 32 |
| Tabla 8. Esfuerzos aplicados a la plantilla. | 36 |
| Tabla 9. Componentes de caja electrónica. | 38 |
| Tabla 10. Dimensiones de la caja. | 39 |
| Tabla 11. Valores máximos y mínimos de resistencia. | 44 |
| Tabla 12. Componentes del circuito. | 46 |
| Tabla 13. Promedio de valores de presión con personas sanas. | 55 |
| Tabla 14. Comparación entre valores de presión. | 57 |
| Tabla 15. Valores obtenidos de la prueba con caminata. | 58 |
| Tabla 16. Costos de fabricación del soporte mecánico. | 62 |
| Tabla 17. Costos de fabricación parte electrónica. | 62 |
| Tabla 18. Costo mano de obra. | 63 |
| Tabla 19. Costo total. | 63 |

ÍNDICE DE FIGURAS

| | |
|--|----|
| Figura 1. Se representan los ciclos de la marcha [43]. | 12 |
| Figura 2. Se presenta la cinemática de la marcha [46]. | 12 |
| Figura 3. Distribución de la posición plantar [51]. | 13 |
| Figura 4. Conexión de los sensores FSR402 [64]. | 18 |
| Figura 5. Plantilla con 8 sensores [91]. | 21 |
| Figura 6. Plantilla con 10 sensores. | 22 |
| Figura 7. Plantilla con 16 sensores [94]. | 23 |
| Figura 8. ESP32 S2 mini [98]. | 24 |
| Figura 9. Arduino Nano 33 IoT [100]. | 25 |
| Figura 10. Raspberry Pi Pico [101]. | 25 |
| Figura 11. Rollo de filamento PLA [106]. | 28 |
| Figura 12. Rollo de filamento TPU [107]. | 28 |
| Figura 13. Ensamble de la plantilla con medidas. | 31 |
| Figura 14. Ensamble detallando la posición de los sensores. | 33 |
| Figura 15. Plantilla acotada. | 33 |
| Figura 16. Sensores acotados. | 34 |
| Figura 17. Vista lateral de la plantilla. | 34 |
| Figura 18. Diagrama de cuerpo libre. | 35 |
| Figura 19. Diagrama de fuerzas. | 36 |
| Figura 20. Caja para circuitos. | 37 |
| Figura 21. Ensamble de caja para circuito electrónico. | 38 |
| Figura 22. Divisor de tensión. | 43 |
| Figura 23. Enumeración de los sensores. | 45 |
| Figura 24. Conexión de circuito eléctrico. | 45 |
| Figura 25. Carilla delantera PCB. | 47 |
| Figura 26. Carilla posterior PCB. | 47 |
| Figura 27. Diagrama de flujo de la programación del microcontrolador. | 50 |
| Figura 28. Interfaz gráfica. | 52 |
| Figura 29. Interfaz gráfica con valores iniciales. | 52 |
| Figura 30. Gráficas de la presión por sensor. | 53 |
| Figura 31. Diagrama de flujo de la interfaz gráfica. | 54 |

RESUMEN

Este proyecto se centra en el desarrollo y evaluación de un prototipo de plantillas sensorizadas para analizar las alteraciones en la marcha de personas con ataxia cerebelosa, una afección neurológica que interfiere con la coordinación motora. Las plantillas, ya fabricadas con capas de poliéster, incorporan sensores FSR402 para medir la presión plantar, generando datos cuantitativos que permiten un análisis preciso de las irregularidades en la marcha.

En el Capítulo I, se analizan los efectos de la ataxia sobre la coordinación y el equilibrio, destacando la utilidad de herramientas como las plantillas sensorizadas para evaluar la distribución de fuerzas en el pie.

El Capítulo II detalla la selección de componentes del prototipo, optando por sensores FSR402 (16 unidades) por su precisión y el microcontrolador ESP32 S2 mini por su eficiencia energética y capacidad inalámbrica. También se eligió PLA como material para la caja electrónica por su bajo costo y facilidad de impresión.

El Capítulo III describe el diseño del prototipo, incluyendo el modelado de las plantillas en software CAD y la impresión 3D de la caja electrónica. Se consideraron los esfuerzos estructurales para garantizar su funcionalidad durante el uso.

En el Capítulo IV, los resultados de las pruebas validaron la precisión del prototipo para medir alteraciones en la marcha, comparando la presión plantar entre personas sanas y pacientes con ataxia.

Las conclusiones confirman la precisión y funcionalidad del prototipo para el diagnóstico y seguimiento de la ataxia. Se recomienda optimizar la distribución de los sensores para una mayor cobertura.

Palabras clave: ataxia cerebelosa, plantillas sensorizadas, biomecánica de la marcha, ESP32, rehabilitación y diagnóstico temprano

ABSTRACT

This project focuses on the development and evaluation of a prototype for sensorized insoles designed to analyze gait abnormalities in individuals with cerebellar ataxia, a neurological condition that disrupts motor coordination. The insoles, pre-fabricated with polyester layers, integrate FSR402 sensors to measure plantar pressure, generating quantitative data for precise analysis of gait irregularities.

Chapter I examines the effects of ataxia on coordination and balance, emphasizing the utility of tools like sensorized insoles for assessing the distribution of forces across the foot.

Chapter II details the selection of the prototype's components, choosing FSR402 sensors (16 units) for their precision and the ESP32 S2 Mini microcontroller for its energy efficiency and wireless communication capabilities. PLA was selected as the material for the electronic housing due to its low cost and ease of 3D printing.

Chapter III describes the prototype's design, including the CAD modeling of the insoles and the 3D printing of the electronic housing. Structural stresses were considered to ensure the prototype's functionality during use.

Chapter IV presents test results that validated the prototype's accuracy in measuring gait abnormalities, comparing plantar pressure between healthy individuals and patients with ataxia.

The conclusions confirm the prototype's precision and functionality for diagnosing and monitoring ataxia. Recommendations include optimizing sensor distribution for broader foot coverage.

Keywords: cerebellar ataxia, sensorised insoles, gait biomechanics, ESP32, rehabilitation and early diagnosis

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

INTRODUCCIÓN

La ataxia es una condición genética que afecta gradualmente el sistema nervioso, provocando una variedad de síntomas que incluyen debilidad muscular, problemas para hablar e incluso complicaciones cardíacas. Este término describe principalmente la falta de coordinación, lo que se traduce en movimientos descontrolados y una sensación de inestabilidad. Debido a que estos signos pueden estar presentes en múltiples enfermedades, es fundamental identificar la ataxia en sus etapas iniciales y comenzar con terapias de rehabilitación física de manera oportuna. En el caso particular de la ataxia de Friedreich, ocurre un deterioro del tejido nervioso en la médula espinal y en los nervios responsables de controlar los movimientos de los brazos y las piernas. Con el avance de la enfermedad, la médula espinal se vuelve más delgada y las células nerviosas pierden parte de su recubrimiento de mielina, una capa protectora que facilita la transmisión de señales nerviosas [1].

Uno de los primeros síntomas que suelen manifestarse es la dificultad para caminar, junto con una deformidad en los pies llamada "pie en garra", que se produce cuando los dedos se flexionan de manera involuntaria. Este cambio en la estructura del pie puede llevar a complicaciones o lesiones, especialmente en la forma en que el pie interactúa con el suelo al caminar o correr. Para detectar estas irregularidades, se utiliza la baropodometría, un método que estudia cómo se distribuye el peso y la presión en los pies, cuando están en reposo o en actividad [2].

PROBLEMA DE ESTUDIO

La ataxia cerebelosa es un problema grave del sistema nervioso, específicamente del cerebelo. Este trastorno causa falta de coordinación en los movimientos, problemas para caminar, hablar, tragar, pérdida del equilibrio y cambios en la postura de las personas afectadas. Para diagnosticarla, los médicos evalúan con exámenes físicos en los que observan los síntomas. Sin embargo, no hay herramientas fáciles de usar y especializadas que permitan medir con precisión estos problemas de movimiento. En la actualidad, los métodos para evaluar la enfermedad se basan principalmente en observaciones clínicas subjetivas, lo que dificulta que los profesionales puedan hacer mediciones precisas y determinantes. Esto hace que sea más complicado detectar la enfermedad a tiempo y hacer un seguimiento detallado de su avance, así como evaluar si los tratamientos están funcionando correctamente. Además, las pocas tecnologías avanzadas disponibles para el análisis exhaustivo de la marcha suelen ser costosas y de difícil acceso en centros de salud con recursos limitados, restringiendo su implementación clínica. Esta impide no solo un diagnóstico preciso y temprano, sino también la creación de planes de rehabilitación personalizados basados en datos cuantitativos. La falta de mediciones objetivas afecta directamente el manejo de la ataxia cerebelosa, al no poder establecer con claridad la evolución de la enfermedad ni los cambios en la marcha de los pacientes, con el presente trabajo se va a poder contar con una base de datos, que va a permitir determinar diagnósticos tempranos basados en las alteraciones de la marcha [3].

JUSTIFICACIÓN

La ataxia puede manifestarse como un síntoma asociado a diversas alteraciones del sistema nervioso. Entre sus manifestaciones más comunes se encuentran la falta de coordinación, una marcha inestable o con una base de apoyo amplia, disminución del equilibrio, complicaciones en tareas que requieren precisión motora (como comer, escribir o abrochar prendas de vestir), alteraciones en el habla, movimientos oculares involuntarios y dificultades para deglutir [4].

De acuerdo con el Ministerio de Salud Pública del Ecuador, a través del Acuerdo Ministerial N° 1829 del 6 de septiembre de 2012, la ataxia ha sido clasificada como una enfermedad rara de baja prevalencia. Las enfermedades raras se definen como aquellas que pueden ser potencialmente mortales o generar discapacidades a largo plazo, presentan una incidencia reducida en la población y suelen ser de alta complejidad. Estas condiciones abarcan un amplio espectro de trastornos crónicos y discapacitantes, cuyas opciones terapéuticas son limitadas, de alto costo y, en muchos casos, se encuentran en fase experimental [5].

En el caso de la ataxia, la pérdida de la capacidad para coordinar los movimientos musculares tiene un impacto directo en el equilibrio y en funciones esenciales como la marcha, lo que limita significativamente la autonomía de las personas afectadas. El abordaje de esta condición depende en gran medida de un diagnóstico oportuno y de la implementación de terapias de rehabilitación física, las cuales buscan fortalecer la musculatura y mejorar la coordinación motora, logrando así ciertos avances en la calidad de vida. Además, se cuenta con dispositivos de asistencia, como bastones, andadores o trípodes, que facilitan la movilidad y la realización de actividades cotidianas, brindando apoyo a quienes padecen esta condición [6].

OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

- Implementar un par de plantillas para el análisis de las alteraciones en la marcha de personas con ataxia cerebelosa.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Desarrollar el estado del arte referente a problemas de ataxia cerebelosa mediante investigación bibliográfica para la obtención de parámetros que permitan la detección de alteraciones de la marcha humana.
- Implementar un prototipo de plantillas equipado con sensores que permita la adquisición de señales de presión durante el proceso de la marcha en personas con ataxia.
- Realizar pruebas de funcionamiento del prototipo con diferentes personas para la validación y análisis de los datos obtenidos mediante una interfaz de usuario.

CAPÍTULO I

MARCO TEÓRICO

En este capítulo se aborda los conceptos fundamentales y las bases tecnológicas necesarias para el desarrollo de plantillas sensorizadas, orientadas a la evaluación de las alteraciones en la marcha de pacientes con ataxia.

1.1 Ataxia Cerebelosa

De acuerdo con el Centro Médico ABC, la ataxia se describe como un signo clínico que indica la presencia de lesiones en el cerebelo, una región del cerebro encargada de regular la coordinación motora, el equilibrio y la postura [7]. La ataxia cerebelosa es una enfermedad neurológica que afecta al cerebelo, encargado de coordinar los movimientos musculares y mantener el equilibrio. Las personas que tienen ataxia cerebelosa presentan problemas motores que les complican caminar, mantener el equilibrio y controlar la postura del cuerpo. Estos problemas se notan porque dan pasos muy largos con las piernas abiertas para ganar estabilidad, tienen movimientos descontrolados y muestran mucha inestabilidad al andar. Esto ocurre porque pierden la capacidad de coordinar movimientos precisos [8].

La ataxia cerebelosa no solo causa dificultades para caminar y mantener el equilibrio, sino que también puede afectar otras habilidades relacionadas con el movimiento. Esto incluye tanto motricidad fina, como los que se usan para tareas detalladas, utilizan movimientos más amplios y generales. Estos problemas pueden tener un impacto importante en las actividades cotidianas de las personas que la padecen [9]. Los temblores aparecen cuando intentan mantener una postura o cuando hacen movimientos voluntarios. Estos temblores son involuntarios y se llaman posturales o cinéticos. Además, estos pacientes pueden tener disartria, que es una dificultad para articular las palabras al hablar. Estos síntomas, tanto los temblores como la disartria, muestran que el daño en el cerebelo no solo afecta el control de los brazos y las piernas, sino también la coordinación de los músculos que se usan en funciones importantes, como el habla.

Además, los pacientes pueden presentar nistagmo, un movimiento ocular involuntario y oscilatorio que dificulta la fijación visual, lo que contribuye a los problemas de equilibrio y orientación espacial [10]. En su conjunto, estos síntomas configuran un cuadro clínico complejo que requiere una evaluación integral para desarrollar estrategias de manejo y tratamiento que mejoren la calidad de vida de las personas con ataxia cerebelosa.

1.2 Fisiopatología

La ataxia cerebelosa es el resultado de una disfunción en el cerebelo, una estructura clave del cerebro encargada de la coordinación motora, la regulación del equilibrio y el control de los movimientos finos. El cerebelo recibe información de los sistemas sensoriales y motores, y ajusta las señales motoras que se envían a los músculos para realizar movimientos suaves, precisos y coordinados. En las personas con ataxia cerebelosa, el daño a esta región afecta la integración de la información sensorial y la producción de respuestas motoras adecuadas, lo que genera los síntomas característicos de la enfermedad [11].

1.3 Clasificación de la ataxia

La ataxia se clasifica generalmente en dos grandes grupos: ataxias adquiridas y ataxias hereditarias, cada una de ellas con causas, características y progresiones específicas. Ambos tipos impactan el sistema nervioso y producen alteraciones en la marcha, el equilibrio y la coordinación, pero sus orígenes son notablemente diferentes [12].

Ataxia hereditaria es causada por mutaciones genéticas que se transmiten de padres a hijos. Estas mutaciones afectan principalmente el cerebelo, aunque también pueden comprometer otras partes del sistema nervioso y del cuerpo. Las ataxias hereditarias tienden a ser progresivas, comenzando en la infancia o en la edad adulta temprana y empeorando con el tiempo [13]. Existen varias formas de ataxias hereditarias, las más comunes son:

- **Ataxia de Friedrich:** Es la forma más frecuente de ataxia hereditaria. Está causada por una mutación en el gen FXN que afecta la producción de frataxina, una proteína esencial para la función normal de las mitocondrias. Esta enfermedad suele comenzar en la infancia o adolescencia y afecta principalmente la coordinación, el equilibrio y la fuerza muscular. También puede ocasionar complicaciones cardíacas y diabetes [14].
- **Ataxias espinocerebelosas (SCA):** Este grupo incluye diferentes tipos de ataxia hereditaria, todas provocadas por cambios en varios genes. Estas formas de ataxia suelen aparecer más tarde en la vida, principalmente en adultos jóvenes o de mediana edad. Además de afectar al cerebelo, estas ataxias también pueden dañar la médula espinal, los nervios periféricos y otras partes del sistema nervioso. Las ataxias espinocerebelosas se caracterizan por una progresión lenta de los síntomas, como problemas de coordinación, disartria (dificultad para hablar), nistagmo (movimientos oculares involuntarios) y, en algunos casos, pérdida de la audición o visión [15].
- **Ataxia telangiectasia:** Este es un problema genético que daña el cerebelo y también el sistema inmunológico. Esto hace que las personas con esta enfermedad sean más

propensas a sufrir infecciones frecuentes y tengan un mayor riesgo de desarrollar cáncer. Los síntomas de la ataxia suelen comenzar en los primeros años de vida, y la enfermedad avanza rápidamente. Esto afecta la forma de caminar, el habla y la habilidad para hacer movimientos precisos [16].

Las ataxias hereditarias son causadas por mutaciones genéticas específicas. Estas mutaciones hacen que no exista una cura para esta condición. A pesar de esto, si se detecta la enfermedad a tiempo se puede retrasar el avance de la enfermedad, por lo que es posible mejorar la vida de los pacientes. Esto se logra a través de terapias de rehabilitación física y con el apoyo constante de tratamientos médicos [17].

La ataxia adquirida es un tipo de ataxia que ocurre por causas externas. Estas causas dañan el cerebelo o las vías nerviosas que ayudan a controlar la coordinación de los movimientos. Esta condición puede aparecer de dos maneras: de forma aguda, que es cuando los síntomas surgen rápidamente, o de forma crónica, que es cuando los síntomas se desarrollan lentamente y duran mucho tiempo. Todo depende de la causa que esté provocando la ataxia. Entre las principales causas se conocen las siguientes:

- **Eventos cerebrovasculares:** Los accidentes cerebrovasculares (ACV), especialmente aquellos que dañan el cerebelo o las zonas cercanas del cerebro, pueden causar ataxia. Esto ocurre porque el flujo de sangre a estas áreas se interrumpe, lo que daña las neuronas del cerebelo [18].
- **Lesiones traumáticas cerebrales:** Las lesiones graves en el cráneo pueden dañar el cerebelo de manera permanente. Esto afecta su función de controlar el movimiento y el equilibrio [19].
- **Infecciones:** Algunas infecciones como la encefalitis o la meningitis pueden dañar el cerebelo, lo que lleva a la ataxia. Otras infecciones causadas por virus, como el de la varicela zóster o el VIH, también pueden provocar ataxia, especialmente en fases avanzadas de la enfermedad [20].
- **Intoxicaciones:** El contacto con sustancias dañinas como el alcohol, el mercurio, el plomo o los disolventes industriales puede perjudicar el cerebelo. El consumo excesivo de alcohol durante mucho tiempo es una causa frecuente de ataxia, ya que tiene un efecto tóxico sobre el sistema nervioso [21].
- **Deficiencia nutricional:** No obtener suficientes nutrientes esenciales, como la vitamina B1 (tiamina) o la vitamina B12, durante un período prolongado puede causar

ataxia. Estas deficiencias afectan el funcionamiento normal del sistema nervioso, dañando las partes del cerebelo que controlan la coordinación de los movimientos [16].

En la ataxia adquirida, la progresión de los síntomas depende de la severidad y duración del daño. En algunos casos, si la causa subyacente se trata con éxito, los síntomas pueden mejorar; sin embargo, en otros casos, el daño neurológico puede ser irreversible [22].

Existen también otras formas de ataxia que no encajan directamente en las categorías de adquirida o hereditaria. Estas incluyen las ataxias idiopáticas de aparición tardía, en las que no se identifica una causa genética ni adquirida clara, y las ataxias secundarias a trastornos metabólicos o degenerativos que afectan múltiples sistemas [23].

1.4 Anatomía y Función del Cerebelo

El cerebelo se ubica en la parte posterior del cerebro, debajo de los hemisferios cerebrales y detrás del tronco cerebral [24]. Está dividido en tres partes principales: el vermis (parte central), los hemisferios cerebelosos y el lóbulo floculonodular. Cada una de estas partes tiene funciones específicas relacionadas con el control motor:

- **Vermis:** Controla la postura, el equilibrio y los movimientos axiales del tronco.
- **Hemisferio cerebeloso:** Regulan los movimientos de las extremidades, especialmente los movimientos finos y precisos, como la coordinación de las manos y los dedos [25].
- **Lóbulo floculonodular:** Interviene en la coordinación de los movimientos oculares y el equilibrio [26].

El cerebelo recibe de diversas fuentes, incluidas la médula espinal (información sensorial y propioceptiva), señales del tronco encefálico y los ganglios basales. Esta información se integra en el cerebelo, que luego modula las respuestas motoras enviadas a la corteza motora y otras áreas del sistema nervioso central para coordinar el movimiento [27].

1.5 Alteraciones Neurológicas Asociadas a la Ataxia

El daño en el cerebelo provoca una serie de alteraciones neurológicas que afectan diversas funciones motoras:

- **Alteración de la marcha y la postura:** La disfunción en el vermis cerebeloso provoca dificultades en la postura y el equilibrio. Los pacientes con ataxia cerebelosa suelen caminar con una base de sustentación amplia para mantener el equilibrio, ya que no pueden coordinar adecuadamente los movimientos de sus extremidades inferiores [28].

- **Descoordinación motora:** Los hemisferios cerebelosos, responsables de la coordinación de los movimientos finos, también se ven afectados. Esto genera una dificultad en la ejecución precisa de movimientos, especialmente de las manos y los brazos. Los pacientes experimentan dismetría, una condición en la que los movimientos son inexactos, a menudo sobrepasan o no alcanzan el objetivo deseado [29].
- **Temblores intencionales:** A diferencia del temblor en reposo que se ve en otras condiciones neurológicas, los pacientes con ataxia cerebelosa presentan temblores intencionales, que se intensifican cuando intentan realizar movimientos voluntarios, como agarrar un objeto. Estos temblores son el resultado de la incapacidad del cerebelo para regular el movimiento.
- **Nistagmo y problemas oculares:** El lóbulo floclonodular, encargado de la coordinación de los movimientos oculares y del equilibrio, se ve comprometido en la ataxia cerebelosa. Esto provoca nistagmo, un movimiento ocular involuntario y rítmico que dificulta la fijación visual, afectando tanto la visión como el equilibrio [30].
- **Dificultades en el habla:** La disartria es un síntoma común en pacientes con ataxia cerebelosa, y está relacionada con la falta de coordinación de los músculos implicados en la articulación del habla. El habla se vuelve lenta, arrastrada y con alteraciones en el ritmo y la intensidad, debido a la dificultad para controlar los movimientos finos necesarios para la articulación precisa [31].

1.6 Complicaciones asociadas a la ataxia cerebelosa

La progresión de la ataxia cerebelosa, si no se maneja adecuadamente, puede llevar a una serie de complicaciones que agravan el cuadro clínico y empeoran la calidad de vida del paciente. Las principales complicaciones incluyen:

- **Caídas y lesiones:** Los pacientes con ataxia cerebelosa tienen un alto riesgo de caerse debido a problemas para caminar y mantener el equilibrio. Estas caídas pueden causar lesiones graves, como huesos rotos, torceduras o golpes en la cabeza. El miedo a volver a caerse y la frecuencia de estas caídas pueden hacer que los pacientes se muevan menos y se aíslen socialmente [32].
- **Deterioro progresivo de la movilidad:** A medida que la enfermedad avanza, los pacientes pierden la capacidad de caminar y moverse por sí mismos. En fases más avanzadas, muchos necesitan usar sillas de ruedas y ayuda para realizar tareas básicas, lo que reduce su independencia [33].

- **Aislamiento social y emocional:** Los síntomas como la disartria, la falta de coordinación y las caídas frecuentes afectan la vida social y emocional del paciente. La frustración y la impotencia por no poder realizar actividades cotidianas con facilidad pueden conducir al aislamiento social y al riesgo de desarrollar depresión y ansiedad. Además, al depender de otras personas para las tareas diarias puede generar sentimientos de inutilidad y baja autoestima [34].
- **Complicaciones respiratorias y cardíacas:** En algunas formas de ataxia, como la ataxia de Friedrich, pueden aparecer complicaciones cardíacas y respiratorias a medida que la enfermedad avanza. Las anomalías en el control de los músculos respiratorios pueden conducir a problemas respiratorios graves, mientras que las complicaciones cardíacas, como la cardiomiopatía, pueden ser potencialmente mortales si no se tratan adecuadamente [35].

1.7 Métodos para la detección de la ataxia

La ataxia al ser un trastorno neurológico que afecta la coordinación motora, especialmente la marcha. Los métodos de detección incluyen evaluaciones clínicas tradicionales y tecnologías avanzadas, como las siguientes:

- **Evaluación clínica tradicional:** Métodos como la prueba de Romberg y la prueba del dedo a la nariz se utilizan para observar la coordinación y el equilibrio del paciente, aunque dependen mucho de la experiencia del médico [36].
- **Análisis biomecánico de la marcha:** Los análisis biomecánicos utilizan herramientas como plantillas sensorizadas y sensores de presión para medir la distribución de fuerzas plantares, lo que permite obtener datos objetivos sobre la marcha y detectar patrones anormales [37].
- **Imágenes cerebrales:** Las técnicas de resonancia magnética (RM) y tomografía computarizada (TC) permiten identificar daños en el cerebelo o anomalías que pueden ser la causa de la ataxia [38].
- **Tecnología de monitoreo en tiempo real:** Dispositivos portátiles basados en sensores inerciales y sistemas de adquisición de señales permiten el monitoreo continuo de los síntomas, brindando datos precisos para el diagnóstico y seguimiento.
- **Pruebas genéticas:** Para las ataxias hereditarias, las pruebas genéticas identifican mutaciones específicas, permitiendo un diagnóstico temprano y preciso, además de ayudar en el asesoramiento genético [39].

1.8 La marcha humana

La marcha humana es el proceso de locomoción bípeda mediante el cual los seres humanos se desplazan de un lugar a otro, utilizando de manera coordinada los músculos, huesos y articulaciones de las extremidades inferiores, junto con la intervención del sistema nervioso central. Es un patrón repetitivo de movimientos rítmicos y alternados entre ambas piernas, que incluye una serie de fases que se suceden de manera cíclica [40].

Caminar es un proceso complicado que necesita la colaboración exacta de diferentes partes del cuerpo. Estas partes incluyen el sistema musculoesquelético, que produce el movimiento, y el sistema nervioso, que organiza y controla estos movimientos. El cerebelo es muy importante en este proceso porque combina la información sensorial y motora, lo que ayuda a mantener el equilibrio y la coordinación al caminar.

1.9 Biomecánica de la marcha

Estudiar la biomecánica de la marcha es esencial para diagnosticar y tratar problemas de movimiento. Al analizar los patrones biomecánicos, los profesionales de la salud pueden detectar fallos y crear tratamientos específicos. Estos tratamientos pueden incluir el uso de plantillas ortopédicas, dispositivos de ayuda o terapias de rehabilitación, con el objetivo de mejorar la vida de los pacientes [41].

El ciclo de la marcha se divide en dos fases principales: la fase de apoyo y la fase de oscilación, cada una con funciones específicas que permiten un movimiento rítmico y eficiente.

- **Fase de apoyo:** Ocurre cuando el pie está en contacto con el suelo. Representa alrededor del 60% del ciclo de la marcha. Comienza cuando el talón entra en contacto con el suelo (golpe de talón) y termina cuando los dedos del pie se despegan del suelo (despegue de los dedos) [25]. Durante esta fase, el cuerpo transfiere su peso sobre la pierna de apoyo y mantiene el equilibrio.
- **Fase de oscilación:** Corresponde al 40% del ciclo de la marcha y ocurre cuando el pie se desplaza hacia adelante sin estar en contacto con el suelo. Comienza cuando el pie se despegar del suelo y termina cuando el talón vuelve a tocarlo. En esta fase, la pierna pasa a ser la oscilante, lo que permite que el cuerpo avance [42].

La Figura 1 ilustra los ciclos de la marcha, que representan las fases fundamentales del movimiento al caminar.

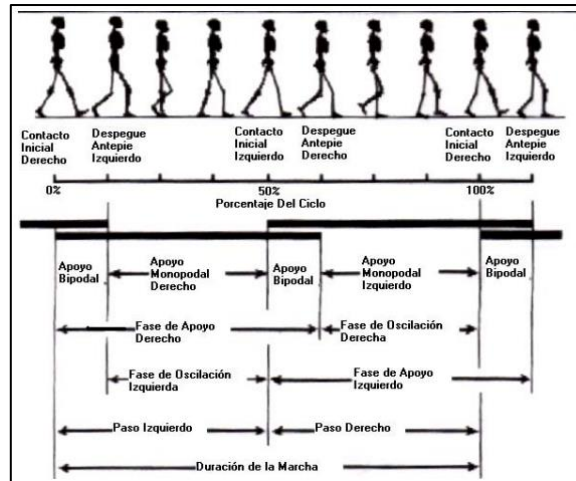


Figura 1. Se representan los ciclos de la marcha [43].

1.10 Cinemática de la marcha

Se refiere a los movimientos articulares y segmentarios que se producen durante la marcha, sin considerar las fuerzas que los generan. Esto incluye la descripción de las posiciones, velocidades y aceleraciones de las diferentes partes del cuerpo.

- **Movimiento de las articulaciones:** Al caminar, las articulaciones que más se usan son las de la cadera, la rodilla y el tobillo. Cada una de estas articulaciones se mueve de manera específica, flexionándose y extendiéndose, para que el movimiento sea coordinado y fluido [44].
- **Movimiento del tronco y brazos:** El balanceo de los brazos es esencial para mantener el equilibrio durante la marcha. Este balanceo contrarresta la rotación del tronco que ocurre naturalmente al caminar [45].

La Figura 2 muestra las fuerzas cinéticas que participan en la marcha, esenciales para generar y controlar el movimiento al caminar. Entre estas se incluyen la fuerza de reacción del suelo, la acción muscular y las fuerzas inerciales, que colaboran para mantener el equilibrio y coordinar cada fase del ciclo de la marcha.

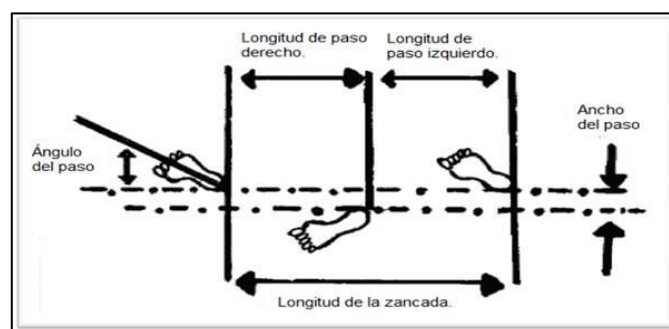


Figura 2. Se presenta la cinemática de la marcha [46].

1.11 Distribución de la presión plantar

Durante la marcha, el pie soporta el peso del cuerpo y distribuye las fuerzas de presión a través de sus estructuras [47]. La distribución de la presión plantar cambia durante el ciclo de la marcha:

- **Golpe de talón:** La mayor parte de la presión se concentra en el talón cuando este entra en contacto con el suelo [48].
- **Soporte medio:** La presión se desplaza hacia el medio del pie (zona del arco) cuando el peso corporal se transfiere al pie durante la fase de apoyo [49].
- **Despegue de los dedos:** Justo antes de que el pie deje el suelo, la mayor parte de la presión se concentra en la parte delantera del pie y los dedos [50].

La figura 3 muestra la distribución de la posición plantar, que representa cómo se distribuyen las fuerzas a lo largo de la planta del pie durante la marcha. Esta distribución es clave para entender la interacción entre el pie y el suelo en las diferentes fases del ciclo de la marcha.

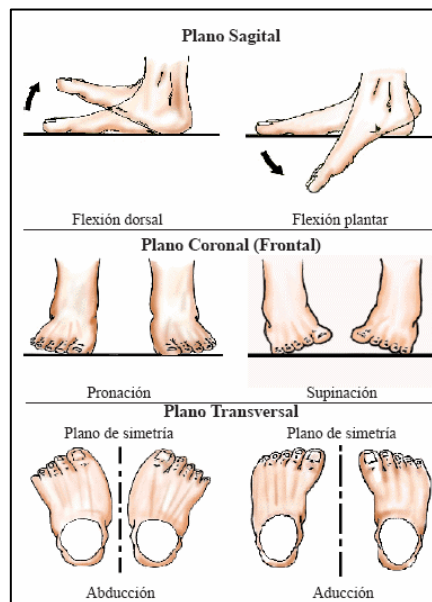


Figura 3. Distribución de la posición plantar [51].

1.12 Problemas en la marcha

La ataxia genera la pérdida de coordinación, el equilibrio, control del motor fino y la postura, que se manifiestan en los patrones de marcha, así tenemos:

- **Inestabilidad y falta de equilibrio:** La inestabilidad y la falta de equilibrio provoca que los pasos sean amplios, irregulares y con una base de apoyo más ancha de lo habitual, lo que es un intento del paciente para compensar la pérdida de control.

Además, los pacientes suelen experimentar balanceos laterales, que aumentan el riesgo de caídas y dificultan el desplazamiento en terrenos irregulares o inclinados [52].

- **Movimientos erráticos y descoordinación:** Provocada por la falta de control en la secuencia y ritmo de los pasos, los movimientos suelen ser erráticos y desorganizados, lo que provoca cambios repentinos en la longitud de los pasos y tiempos de apoyo irregulares. Estos movimientos descoordinados afectan a las extremidades inferiores y al tronco, lo que contribuye a la postura inestable y el paso vacilante característico [53].
- **Dificultad para realizar giros o cambios de dirección:** La alteración en el equilibrio y la coordinación hace que los movimientos que requieren una reorientación del cuerpo, como dar vueltas, resulten muy difíciles, lo que aumenta la probabilidad de caídas, reduce su movilidad y autonomía en actividades cotidianas.
- **Reducción de la velocidad de la marcha:** La inestabilidad y el miedo para caerse obligan al paciente a caminar lentamente, con movimientos deliberados y precavidos. Este patrón lento de marcha, junto con la necesidad de realizar ajustes constantes para mantener el equilibrio, limita la movilidad y la capacidad de desplazarse de manera independiente [54].
- **Fatiga muscular:** Dado que los pacientes atáxicos necesitan hacer un esfuerzo adicional para mantener el equilibrio y corregir los movimientos descoordinados, es común que experimenten fatiga muscular rápidamente. Este esfuerzo constante no solo afecta la marcha en sí misma, sino que también reduce la capacidad del paciente para realizar otras actividades diarias, incrementando su dependencia de otras personas o de dispositivos de asistencia [55].

1.13 Control neuromuscular

El control de la marcha no es solo un proceso mecánico. Depende mucho del sistema nervioso, que coordina los movimientos voluntarios e involuntarios. El cerebelo y la corteza motora son partes importantes en este control [56].

El control neuromuscular es clave para caminar. No es solo un proceso mecánico de movimientos repetitivos, sino una serie de acciones coordinadas que dependen del sistema nervioso central y periférico [56].

- **El papel del sistema nervioso central en el control de la marcha:** El sistema nervioso central (SNC) está formado por el cerebro y la médula espinal. Este sistema es esencial para regular y controlar la marcha. Dos partes importantes son la corteza motora y el

cerebelo. La corteza motora inicia y organiza los movimientos voluntarios. Envía instrucciones a los músculos para que realicen las acciones necesarias. A través de vías neuronales complejas, la corteza motora coordina las contracciones musculares, permitiendo que los músculos trabajen juntos para producir movimientos suaves y eficientes [57].

El cerebelo es crucial para la coordinación y el ajuste fino de los movimientos. Procesa la información sensorial y de movimiento que recibe del cuerpo. Ajusta y modula las señales motoras para mantener el equilibrio, la postura y la coordinación al caminar. El cerebelo corrige automáticamente los errores en el movimiento, lo que hace que la locomoción sea estable y fluida, incluso en situaciones difíciles, como caminar sobre superficies irregulares o inclinadas [58].

- **Integración de señales sensoriales y motoras:** El control neuromuscular de la marcha también depende de la integración de señales sensoriales y motoras. Los receptores sensoriales ubicados en los músculos, las articulaciones, la piel y los órganos del equilibrio (en el oído interno) envían información constante al SNC sobre la posición del cuerpo, la presión ejercida en diferentes partes del pie, la velocidad del movimiento y los cambios en el entorno. Esta información sensorial se procesa en el cerebro, donde se integran los datos para coordinar respuestas motoras adecuadas [59].
- **Función del sistema nervioso periférico en el control de la marcha:** El sistema nervioso periférico (SNP), compuesto por nervios que se extienden por todo el cuerpo, conecta el SNC con los músculos y órganos sensoriales. Los nervios periféricos transmiten las señales motoras desde el cerebro y la médula espinal a los músculos, indicándoles cuándo contraerse o relajarse. Al mismo tiempo, recogen información sensorial del entorno y la envían de vuelta al SNC para ser procesada [60].

La interacción constante entre el SNC y el SNP permite que la marcha se ajuste de manera instantánea a cambios repentinos, como un obstáculo en el camino o una inclinación inesperada del terreno.

- **Alteraciones en el control neuromuscular de la marcha:** Las alteraciones en el control neuromuscular, como las que se observan en personas con ataxia cerebelosa, pueden llevar a dificultades significativas en la marcha. La ataxia se caracteriza por una descoordinación en los movimientos debido a problemas en el cerebelo, que se reflejan en pasos inestables, una base de apoyo amplia y movimientos erráticos. Las personas

con esta condición a menudo tienen dificultades para mantener el equilibrio y ajustar sus movimientos en respuesta a cambios en el entorno, lo que aumenta el riesgo de caídas [61].

1.14 Plantillas con sensores para evaluar cambios en la forma de caminar

Las plantillas con sensores son herramientas tecnológicas avanzadas que se colocan dentro del calzado. Su función es medir y analizar la presión que ejerce el pie al caminar. Estas plantillas tienen sensores que monitorean constantemente cómo se distribuye la fuerza en diferentes partes del pie, como el talón, el arco y los dedos. El objetivo principal es obtener datos precisos sobre cómo camina una persona, lo cual es útil para evaluar cambios en la forma de caminar en pacientes con problemas neurológicos o musculares [62].

1.14.1 Diseño de las plantillas con sensores

El diseño de estas plantillas debe considerar varios factores importantes para asegurar que las mediciones sean precisas y que el usuario se sienta cómodo. Estos factores incluyen la ubicación de los sensores, los materiales utilizados, la adaptabilidad al calzado y la durabilidad [63].

- **Ubicación de los sensores:** Es importante colocar los sensores en áreas clave del pie, como el talón, la parte delantera y los dedos, donde se aplica más presión. Esto permite medir con precisión cómo cambia la presión al caminar, lo que ayuda a entender mejor el movimiento del usuario [64].
- **Materiales utilizados:** Los materiales deben ser ligeros, flexibles y resistentes al desgaste diario. Además, no deben afectar el funcionamiento de los sensores ni causar incomodidad. Algunos materiales comunes son plásticos flexibles, silicona y espuma de alta densidad [65].
- **Ajuste y adaptabilidad:** Las plantillas deben adaptarse a diferentes tipos de calzado sin perder su funcionalidad. Esto asegura que puedan ser usadas por muchas personas en diferentes situaciones, como en clínicas, laboratorios o en la vida diaria [66].
- **Durabilidad y resistencia:** Las plantillas deben ser resistentes, ya que están expuestas a presión y fricción constantes al caminar. También deben resistir el sudor y la humedad para mantener su funcionamiento y prolongar su vida útil [67].
- **Ergonomía en el diseño de plantillas:** Las plantillas deben adaptarse de manera natural al pie, asegurando comodidad y facilidad de uso. Un diseño ergonómico permite que el usuario las use durante mucho tiempo sin sentir molestias o fatiga [68].

- **Comodidad y reducción de la fatiga:** El diseño debe distribuir la presión de manera uniforme para reducir la fatiga muscular. Esto ayuda a que el usuario mantenga una postura natural al caminar o estar de pie por períodos prolongados [69].
- **Peso y flexibilidad:** Las plantillas deben ser ligeras para no afectar la forma de caminar. Un peso excesivo puede causar fatiga y alterar los resultados de las mediciones. Además, deben ser flexibles para moverse con el pie de manera natural [70].
- **Adaptación anatómica:** Las plantillas deben ajustarse bien a la forma del pie para proporcionar soporte y alineación correcta. Un buen ajuste mejora la precisión de las mediciones y evita molestias o lesiones [71].
- **Facilidad de uso y mantenimiento:** Las plantillas deben ser fáciles de colocar en el calzado y de limpiar. También deben ser resistentes a factores como la humedad o el polvo. Además, los componentes, como los sensores, deben ser fáciles de reemplazar para asegurar que las plantillas duren más tiempo [72].

1.15 Características y funcionamiento de los sensores FSR402

Los sensores FSR402 son dispositivos que miden la fuerza o la presión. Funcionan cambiando su resistencia eléctrica cuando se aplica presión sobre ellos. Están hechos de dos capas: una capa tiene un material semiconductor y la otra un material conductor. Cuando se presiona el sensor, las dos capas se tocan y la resistencia eléctrica entre ellas baja. Esta disminución de resistencia es proporcional a la fuerza que se aplica [73].

Estos sensores pueden medir fuerzas que van desde 0,2 N hasta 20 N. Esto los hace muy útiles para aplicaciones como plantillas que miden la presión en los pies. Algunas de sus características principales son:

- **Respuesta rápida:** Reaccionan en menos de 10 milisegundos, lo que permite detectar cambios de presión en tiempo real, como al caminar [74].
- **Dimensiones:** Son muy delgados (aproximadamente 0,46 mm), flexibles y ligeros, lo que hace que sea fácil integrarlos en plantillas sin molestar al usuario [75].
- **Resistencia:** Están diseñados para aguantar muchos ciclos de presión y liberación, lo que es importante para usos donde se necesita monitoreo constante [76].

El funcionamiento del sensor se basa en una relación inversa entre la fuerza y la resistencia. Cuando se aplica más presión, la resistencia disminuye. Esta señal de resistencia puede convertirse en voltaje para ser procesada y analizada [77].

1.16 Equipamiento necesario para los sensores FSR402

Para usar los sensores de presión FSR402 correctamente, es importante contar con el equipo adecuado. Este equipo debe permitir captar de manera precisa las señales que los sensores producen cuando están en funcionamiento. Los sensores FSR402 son dispositivos que funcionan basados en la resistencia eléctrica. Su resistencia cambia dependiendo de la presión que se aplique sobre ellos: a mayor presión, menor resistencia. Para poder usar estas variaciones de resistencia como señales eléctricas que se puedan medir y analizar, es necesario crear un circuito especial. Este circuito debe ser capaz de captar y procesar las señales de manera eficiente [78].

En la figura 4 se muestra cómo se conectan los sensores FSR402. Estos sensores se usan para medir la presión que se aplica en varias zonas de la planta del pie. Su funcionamiento se basa en cambios de resistencia, los cuales dependen directamente de la fuerza que se ejerza sobre ellos.

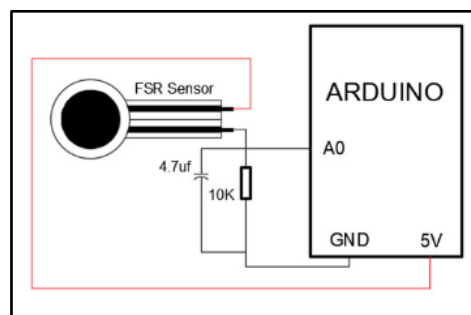


Figura 4. Conexión de los sensores FSR402 [64].

1.17 ESP32

El ESP32 es un microcontrolador económico que incluye conexión Wi-Fi y Bluetooth. Esto lo hace ideal para recibir señales de sensores FSR402 y enviarlas de forma inalámbrica para su análisis. El circuito que captura las señales conecta los sensores FSR402 al ESP32 usando resistencias en un divisor de voltaje. Este divisor transforma los cambios en la resistencia del sensor en cambios de voltaje, que el ESP32 lee a través de sus entradas analógicas. El ESP32 puede tomar muestras constantes de las señales, guardarlas temporalmente y enviarlas en tiempo real a una interfaz de usuario o una base de datos [79].

El ESP32 tiene varias características que lo hacen útil en telemedicina:

- **Conectividad Wi-Fi y Bluetooth:** Permite enviar datos médicos de forma rápida y segura a través de una red local o directamente a dispositivos móviles o servidores en

la nube. Esto es importante en telemedicina, donde los datos de los pacientes deben estar disponibles a distancia [80].

- **Entradas y salidas analógicas y digitales:** Tiene entradas ADC (convertidor analógico a digital) que permiten conectar sensores biométricos, como los de presión arterial, oxígeno, ritmo cardíaco y los FSR402 para medir la presión en los pies. Esto lo hace útil en dispositivos médicos portátiles y de monitoreo remoto [81].
- **Bajo consumo de energía:** Es eficiente en el uso de energía, lo que lo hace adecuado para dispositivos portátiles o wearables que necesitan funcionar por largos periodos con una batería pequeña, algo clave en telemedicina [82].
- **Procesamiento en tiempo real:** Puede procesar datos en tiempo real, lo que permite monitorear constantemente los signos vitales del paciente y responder rápidamente si hay algún problema [83].

El ESP32 se ha usado en varias aplicaciones de telemedicina, como:

- **Monitoreo remoto de pacientes:** Sistemas que capturan datos en tiempo real sobre la salud del paciente, como la frecuencia cardíaca, la presión arterial o la temperatura, y los envían a plataformas en la nube para que los médicos los analicen desde cualquier lugar [84].
- **Sistemas de rehabilitación a distancia:** En proyectos de rehabilitación, el ESP32 recopila información sobre los movimientos del paciente, como patrones de caminata, y envía esos datos a especialistas para ajustar los tratamientos sin necesidad de visitas frecuentes a la clínica [85].

1.18 Dispositivos portátiles

Los dispositivos portátiles son cada vez más populares porque pueden monitorear parámetros fisiológicos y enviar datos en tiempo real a médicos y especialistas. Estos dispositivos permiten hacer un seguimiento continuo de los pacientes sin que tengan que estar físicamente en un centro médico. Gracias a su facilidad de uso y portabilidad, son una solución práctica para monitorear pacientes con enfermedades crónicas, en postoperatorios o en rehabilitación [86].

Algunos ejemplos son:

- **Relojes inteligentes (smartwatches):** Tienen sensores para monitorear la frecuencia cardíaca, el nivel de oxígeno en la sangre (SpO2) y el sueño. Son ampliamente usados en telemedicina para hacer un seguimiento constante de los

signos vitales. Estos dispositivos permiten que los médicos reciban alertas en caso de irregularidades y que los pacientes tengan un control activo sobre su salud [87].

- **Monitores de actividad física y ritmo cardíaco:** Dispositivos como las bandas fitness son herramientas populares para monitorear la actividad diaria, el ejercicio físico y el ritmo cardíaco. En telemedicina, estas bandas permiten que los profesionales de la salud hagan un seguimiento del nivel de actividad de pacientes en rehabilitación o de aquellos con enfermedades crónicas, como problemas cardíacos o diabetes [88].
- **Plantillas sensorizadas:** Similar al enfoque de este proyecto, las plantillas con sensores integrados (como los FSR402) se utilizan en telemedicina para monitorear patrones de marcha y detectar anomalías en pacientes con problemas neuromusculares o de movilidad, como en el caso de la ataxia. Estos dispositivos son portátiles, fáciles de usar y proporcionan datos precisos sobre la biomecánica del pie [89].

CAPÍTULO II

ANÁLISIS Y SELECCIÓN DE ALTERNATIVAS

En este capítulo se llevará a cabo un análisis detallado de las diferentes alternativas tecnológicas y metodológicas consideradas para la implementación del proyecto, con el objetivo de evaluar las opciones disponibles e identificar la solución más adecuada.

2.1 Alternativas de cantidad de sensores para el prototipo

2.1.1 Alternativa 1: 8 sensores FSR402

Esta opción sugiere usar 8 sensores FSR402, colocados en lugares importantes del pie para mejorar la precisión al detectar patrones de caminar. Los sensores se ubican en: el talón (parte externa e interna, 2 sensores), el arco medial (2 sensores), la zona metatarsiana (2 sensores) y los dedos (2 sensores). Esta distribución ayuda a medir cómo se absorbe el impacto, cómo se distribuye el peso en el arco del pie, cómo se impulsa el pie al empujar y cómo se levanta el pie al caminar. Con esta configuración, se logra un análisis completo del movimiento al caminar, lo que es útil para identificar problemas o irregularidades en la distribución de la presión en la planta del pie [90].

En la figura 5, se muestra cómo se colocan los 8 sensores FSR402 en la plantilla.



Figura 5. Plantilla con 8 sensores [91].

2.1.2 Alternativa 2: 10 sensores FSR402

La opción de usar 10 sensores proporciona una cobertura detallada de la planta del pie. Esto es ideal para un análisis preciso de las fuerzas que se ejercen en el pie. Los sensores se colocan en áreas específicas:

- **Talón:** 2 sensores miden la fuerza del impacto inicial cuando el pie toca el suelo. Esto ayuda a detectar desequilibrios en la forma de apoyar el pie.
- **Arco del pie:** 3 sensores evalúan cómo se distribuye el peso en la parte central del pie. Esto permite identificar problemas como pronación o supinación.
- **Metatarso:** 3 sensores se ubican debajo de los huesos metatarsianos. Estos sensores detectan si hay cargas excesivas que puedan afectar la estabilidad.
- **Dedos:** 2 sensores miden la fuerza de propulsión, lo cual es importante para analizar la eficiencia al despegar el pie del suelo [92].

En la figura 6 se muestra cómo se distribuyen los 10 sensores FSR402 en la plantilla.



Figura 6. Plantilla con 10 sensores.

Esta distribución permite un estudio avanzado de la biomecánica del caminar. Facilita la detección de cambios en la distribución de las fuerzas en la planta del pie.

2.1.3 Alternativa 3: 16 sensores FSR402

La opción de 16 sensores FSR402 ofrece una cobertura más precisa y detallada de las fuerzas en la planta del pie durante el caminar. Los sensores se colocan en áreas clave:

- **Talón:** 4 sensores miden las fuerzas del impacto inicial.
- **Arco del pie:** 4 sensores evalúan la distribución del peso y detectan problemas como pronación o supinación.
- **Metatarsianos:** 6 sensores se ubican debajo de los huesos metatarsianos para identificar cargas excesivas durante el impulso y mejorar la estabilidad.
- **Dedos:** 2 sensores miden la fuerza de propulsión en la fase de despegue.

Esta distribución permite obtener datos con mayor resolución, lo que es esencial para detectar irregularidades pequeñas y analizar patrones de presión con precisión [93].

En la figura 7 se muestra la disposición de los 16 sensores FSR402 en la plantilla.

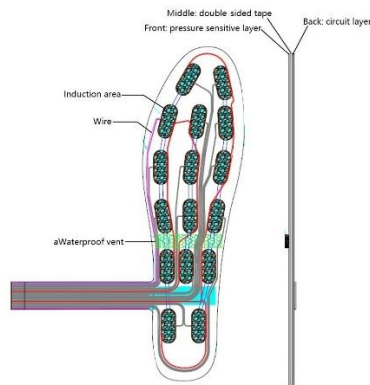


Figura 7. Plantilla con 16 sensores [94].

Esta plantilla permite un análisis biomecánico avanzado. Además, facilita la creación de intervenciones personalizadas para mejorar la eficiencia y estabilidad al caminar, especialmente en personas con problemas motores.

2.1.4 Sistema de calificación de criterios de cantidad de sensores

En la tabla 1 se muestran las evaluaciones de los aspectos principales relacionados con la cantidad de sensores en el prototipo. Esto ayuda a ver las ventajas y desventajas de cada opción en cuanto a cobertura, precisión, integración, consumo de energía y costo. Las calificaciones van desde 1 (la más baja) hasta 10 (la más alta).

Tabla 1. Cantidad de sensores en el prototipo [95].

| Características | 8 sensores | 10 sensores | 16 sensores | Ideal |
|---------------------------------|------------|-------------|-------------|-------|
| | FSR402 | FSR402 | FSR402 | |
| Cobertura de presión | 6 | 8 | 10 | 10 |
| Precisión en el análisis | 6 | 7 | 9 | 10 |
| Facilidad de integración | 9 | 8 | 6 | 10 |
| Consumo energético | 8 | 7 | 5 | 10 |
| Costo | 7 | 6 | 4 | 10 |
| Total | 36 | 36 | 34 | 50 |
| Porcentaje | 72% | 72% | 68% | 100% |

La opción que se seleccionó utiliza 16 sensores FSR402. Esta configuración se eligió porque permite capturar de manera eficiente y precisa las fuerzas que se ejercen en la planta del pie. Los sensores se colocan en puntos clave del pie, como el talón, el arco y los dedos. Además, esta opción no hace que el diseño del sistema sea demasiado complicado.

2.2 Alternativas de microcontroladores para el prototipo

2.2.1 Alternativa 1: ESP32 S2 mini

Este microcontrolador pequeño incluye un módulo Wi-Fi. Este módulo permite enviar y recibir datos en tiempo real, lo que facilita la comunicación sin cables con otros dispositivos y servicios en la nube. Su diseño pequeño y compacto lo hace perfecto para dispositivos portátiles y sistemas integrados, especialmente donde el espacio es reducido. El ESP32-S2 Mini tiene muchos pines de entrada y salida (I/O) que permiten conectar varios sensores al mismo tiempo, como los FSR402, asegurando que la recopilación de datos sea precisa [96].

El ESP32-S2 Mini tiene una variedad de pines de entrada/salida (I/O) que lo hacen útil para proyectos complejos. Tiene hasta 27 pines digitales que se pueden configurar como entradas o salidas, lo que permite conectar varios sensores, actuadores y dispositivos adicionales al mismo tiempo. Además, incluye 14 canales analógicos (ADC) para leer señales analógicas, como datos de sensores de presión, temperatura o luz. Esta combinación de múltiples entradas/salidas digitales y analógicas, junto con su capacidad de procesamiento y conexión inalámbrica, lo hace ideal para proyectos que necesitan monitoreo preciso y transmisión de datos en tiempo real [97].

En la figura 8 se muestra una tarjeta ESP32-S2 Mini, un microcontrolador pequeño diseñado para recopilar y procesar datos en sistemas integrados.

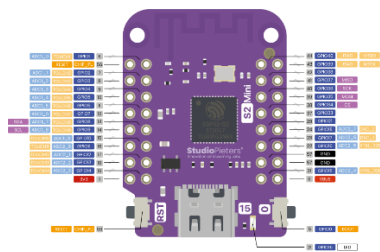


Figura 8. ESP32 S2 mini [98].

Su bajo consumo de energía ayuda a que la batería dure más, lo que lo hace adecuado para dispositivos que necesitan funcionar por mucho tiempo sin perder rendimiento.

2.2.2 Alternativa 2: Arduino Nano 33 IoT

El Arduino Nano 33 IoT es una buena elección para el prototipo porque es muy flexible. Esto se debe a que funciona bien con sistemas de Internet de las Cosas (IoT). Esta tarjeta incorpora módulos Wi-Fi y Bluetooth, que facilitan la comunicación inalámbrica y la transferencia de datos en tiempo real, permitiendo que los dispositivos se conecten de manera eficiente a plataformas en la nube o a otros dispositivos [99].

En la figura 9 se muestra una tarjeta llamada Arduino Nano 33 IoT. Este es un microcontrolador creado especialmente para usarse en proyectos de Internet de las Cosas (IoT).

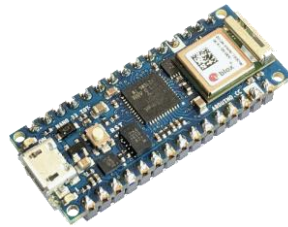


Figura 9. Arduino Nano 33 IoT [100].

Esta tarjeta es pequeña y consume poca energía, lo que la hace perfecta para sistemas embebidos y dispositivos portátiles. Es especialmente útil en situaciones donde el espacio es reducido y es importante que el sistema sea eficiente.

2.2.3 Alternativa 3: Raspberry Pi Pico

La Raspberry Pi Pico es otra opción para desarrollar el prototipo. Se destaca porque tiene un microcontrolador potente que usa la arquitectura ARM Cortex-M0+ [99].

En la figura 10 se puede ver una tarjeta Raspberry Pi Pico. Este microcontrolador es pequeño y está basado en la arquitectura ARM. Fue diseñado para aplicaciones que requieren procesamiento eficiente y sistemas embebidos. También se caracteriza por su bajo consumo de energía.



Figura 10. Raspberry Pi Pico [101].

Esta tarjeta tiene una gran capacidad de procesamiento y muchos pines de entrada/salida (I/O). Esto permite conectar varios sensores y dispositivos al mismo tiempo, lo que ayuda a obtener datos de manera rápida y precisa.

2.2.4 Comparativa de los microcontroladores

A continuación, se hace una comparación detallada de las características técnicas de los microcontroladores ESP32 S2 Mini, Arduino Nano 33 IoT y Raspberry Pi Pico. Estos dispositivos fueron evaluados previamente para ver si son adecuados para aplicaciones embebidas [102].

En la tabla 2 se comparan los tres microcontroladores según parámetros importantes. Esta comparación sirve como una guía para elegir el dispositivo correcto, dependiendo de las necesidades de conectividad, almacenamiento y costo del proyecto.

Tabla 2. Comparativa de microcontroladores [102].

| Características | ESP32 S2 Mini | Arduino Nano 33 IoT | Raspberry Pi Pico |
|-----------------------------------|------------------|------------------------|-------------------|
| Cantidad de I/O digitales | 27 | 14 | 26 |
| Cantidad de I/O analógicas | 14 | 8 | 3 |
| RAM | 320 KB | 32 KB | 264 KB |
| Flash | 4 MB | 256 KB | 2 MB |
| Tamaño | 18 x 31 mm | 18 x 45 mm | 21 x 51 mm |
| Costo | Medio | Medio-Alto | Bajo |

2.2.5 Sistema de calificación de microcontroladores para el prototipo

En la tabla 3 se muestran las evaluaciones de los criterios principales para elegir microcontroladores. Esto permite ver las ventajas y desventajas de cada opción en aspectos importantes. Las calificaciones van desde 1 (la más baja) hasta 10 (la más alta).

Tabla 3. Sistema de calificación de microcontroladores [103].

| Parámetro | ESP32 S2 Mini | Arduino Nano 33 IoT | Raspberry Pi Pico | Ideal |
|--------------------------------------|------------------|------------------------|-------------------|-------|
| Costo | 7 | 6 | 9 | 10 |
| Cantidad de I/O digitales | 9 | 7 | 8 | 10 |

| | | | | |
|-----------------------------------|--------|--------|--------|------|
| Cantidad de I/O analógicas | 8 | 7 | 6 | 10 |
| Facilidad de uso | 7 | 8 | 8 | 10 |
| Robustez | 8 | 7 | 7 | 10 |
| Cobertura (Conectividad) | 9 | 9 | 5 | 10 |
| Precisión | 8 | 7 | 8 | 10 |
| Consumo energético | 8 | 7 | 9 | 10 |
| Total | 55 | 49 | 55 | 80 |
| Porcentaje | 68,75% | 61,25% | 68,75% | 100% |

El microcontrolador seleccionado es el ESP32 S2 Mini. Se eligió porque combina de manera óptima conectividad, eficiencia energética y versatilidad. Este microcontrolador incluye un módulo integrado de Wi-Fi y Bluetooth, lo que permite transmitir datos de forma inalámbrica en tiempo real. Esta característica es crucial para aplicaciones que necesitan monitoreo y control remoto [104].

Cuenta con una gran cantidad de pines de entrada y salida (I/O), lo que hace más fácil conectar varios sensores, incluidos los de presión, sin dificultades adicionales. El bajo consumo de energía del ESP32 S2 Mini ayuda a que el sistema funcione por más tiempo sin necesidad de recargarse con frecuencia, lo que lo hace perfecto para dispositivos portátiles que deben operar durante largos periodos.

2.3 Alternativas de material para el soporte del pie

2.3.1 Alternativa 1: PLA (ácido poliláctico)

El PLA (ácido poliláctico) es un material muy usado en impresión 3D. Es popular porque es fácil de usar, tiene un costo bajo y es biodegradable. El PLA es un polímero que se obtiene de recursos renovables, como el maíz y la caña de azúcar, es la opción más amigable con el medio ambiente en comparación con otros plásticos. Además, es sencillo de imprimir, ya que no necesita temperaturas muy altas y se adhiere bien a las superficies de impresión. Esto reduce las posibilidades de que se deforme durante el proceso de impresión [105].

En la figura 11, se presenta el material PLA (ácido poliláctico) utilizado en la fabricación de un soporte de rodilla impreso en 3D.



Figura 11. Rollo de filamento PLA [106].

2.3.2 Alternativa 2: TPU (poliuretano termoplástico)

El TPU (poliuretano termoplástico) es una buena opción para fabricar soportes porque tiene propiedades especiales de flexibilidad y resistencia. Este material mezcla la elasticidad del caucho con la durabilidad del plástico. Esto hace que las piezas hechas con TPU puedan absorber golpes y aguantar un uso prolongado sin deformarse. Su alta elasticidad lo hace perfecto para aplicaciones que necesitan soportes cómodos y ajustables. Además, su resistencia al desgaste asegura que dure incluso en condiciones difíciles [105].

En la figura 12 se muestra el material TPU (poliuretano termoplástico). Este material se destaca por ser muy flexible, resistente al desgaste y capaz de absorber impactos. Estas características lo hacen ideal para dispositivos que requieren soporte dinámico y durabilidad.



Figura 12. Rollo de filamento TPU [107].

2.3.3 Comparativa de filamentos

A continuación, se comparan las características de los filamentos TPU (poliuretano termoplástico) y PLA (ácido poliláctico). Estos materiales fueron analizados previamente por sus propiedades para aplicaciones de impresión 3D en soportes y dispositivos embebidos [108].

En la tabla 4 se ofrece una visión clara de las diferencias entre los filamentos TPU y PLA. Esto facilita la elección del material adecuado según las necesidades de flexibilidad, costo y condiciones de impresión en proyectos específicos de impresión 3D.

Tabla 4. Comparativa de filamentos [108].

| Características | TPU (Poliuretano Termoplástico) | PLA (Ácido Poliláctico) |
|---------------------------------|---------------------------------|-------------------------|
| Temperatura de impresión | 220-250 °C | 180-220 °C |
| Esfuerzo admisible | 8-12 MPa | 40-60 MPa |
| Flexibilidad | Alta | Baja |
| Costo | Medio | Bajo |

2.3.4 Sistema de calificación de filamentos para el prototipo

El poliuretano termoplástico (TPU) es un material flexible y resistente. Se evaluarán sus propiedades, como la durabilidad, la flexibilidad, la resistencia al impacto y su compatibilidad con el diseño del soporte. Este análisis permitirá saber si el TPU es adecuado para aplicaciones que necesitan absorber vibraciones y ser adaptables[110].

El ácido poliláctico (PLA) es un material muy usado en impresión 3D porque es fácil de usar y tiene un costo bajo. Se evaluarán características como la resistencia, la rigidez, la biodegradabilidad y su compatibilidad con aplicaciones estándar. Este análisis ayudará a determinar si el PLA cumple con los requisitos de durabilidad y estabilidad necesarios para el soporte del pie.

En la tabla 5, se presenta un análisis comparativo de las características de los filamentos mencionados.

Tabla 5. Sistema de calificación de filamentos [109].

| Parámetro | Poliuretano Termoplástico (TPU) | Ácido Poliláctico (PLA) | Ideal |
|-------------------------------|---------------------------------|-------------------------|-------|
| Durabilidad | 8 | 6 | 10 |
| Flexibilidad | 10 | 3 | 10 |
| Resistencia al impacto | 9 | 5 | 10 |
| Costo | 6 | 8 | 10 |
| Facilidad de impresión | 7 | 9 | 10 |
| Total | 40 | 31 | 50 |
| Porcentaje | 80% | 62% | 100% |

El material que se eligió para hacer el soporte del circuito es PLA. Se escogió porque tiene varias ventajas: es fácil de imprimir, no es caro y se consigue fácilmente en el mercado. El PLA es perfecto para usos donde no se necesita que el material sea muy resistente. Además, es ligero y lo suficientemente rígido para proteger bien los componentes electrónicos [109].

CAPÍTULO III

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN

En este capítulo se presenta un método completo que se basa en el estudio del diseño y la construcción del prototipo. Se da prioridad al uso de programas de simulación y fórmulas matemáticas como herramientas principales para evaluar y mejorar el diseño. También se lleva a cabo un análisis detallado del funcionamiento del circuito electrónico del prototipo, centrándose en su habilidad para captar y procesar información de manera confiable, asegurando así que funcione correctamente en las condiciones esperadas.

3.1 Diseño del prototipo

Luego de analizar diferentes opciones para el diseño y la creación del prototipo de las plantillas con sensores, se decidió usar un método que emplea un programa de simulación CAD.

Las medidas de la plantilla que se va a simular se muestran en la figura 13.

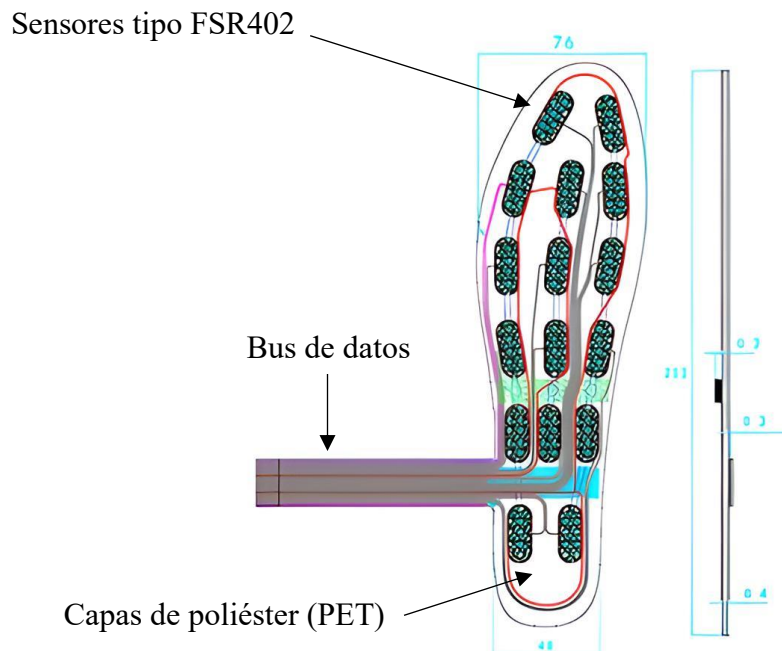


Figura 13. Ensamble de la plantilla con medidas.

En la tabla 6, se presenta una descripción completa de los componentes que conformarán la plantilla con sensores de presión plantar en desarrollo.

Tabla 6. Componentes de la plantilla.

| Número | Parte | Detalle |
|--------|-------|---------|
|--------|-------|---------|

| | | |
|----------|----------------------|---|
| 1 | Sensores tipo FSR402 | Sensores de presión delgados y flexibles distribuidos estratégicamente para medir fuerzas plantares. |
| 2 | Bus de datos | Conexión eléctrica que permite la transmisión de señales de los sensores al circuito de procesamiento. |
| 3 | Capas de poliéster | Material flexible y resistente que actúa como base estructural para integrar los sensores y protegerlos del desgaste. |

En el anexo 1, 2 y 3 se detallan los planos de cada pieza.

3.1.1 Prototipo ensamblado

Con el diseño de las distintas piezas del prototipo de plantillas con sensores de presión plantar ya finalizado, se inicia el proceso de ensamblaje.

Las dimensiones finales de la base y la distribución exacta de los sensores mostrados en la tabla 7, se establecen mediante el software CAD SolidWorks, que permite un análisis detallado de las proporciones y la funcionalidad del diseño.

Tabla 7. Dimensiones de la plantilla.

| Parámetro | Medida (mm) |
|--------------------------------|-------------|
| Ancho | 76 |
| Largo | 253 |
| Espesor de la plantilla | 0.4 |
| Espesor del sensor | 0.3 |

La plantilla diseñada para el prototipo tiene un espesor total de 0.4 mm, lo que asegura su ligereza y flexibilidad para adaptarse al pie del usuario. En la figura 14, se presenta una vista detallada de las plantillas con los sensores de presión plantar distribuidos estratégicamente.

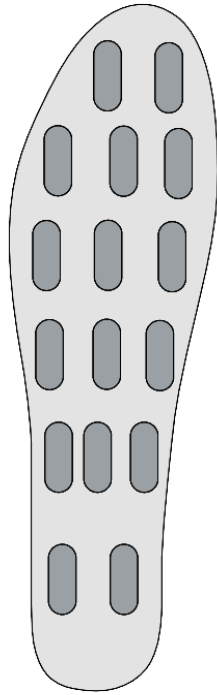


Figura 14. Ensamble detallando la posición de los sensores.

En la figura 15, se enseñan las medidas de la plantilla derecha.

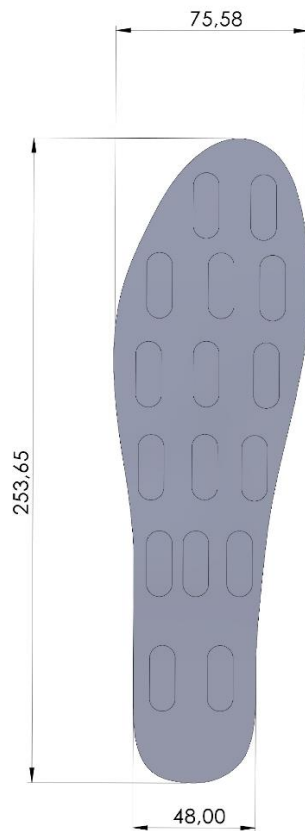


Figura 15. Plantilla acotada.

En la figura 16, se enseñan las medidas de los sensores.



Figura 16. Sensores acotados.

3.1.2 Diagrama de cuerpo libre del prototipo

Para analizar las fuerzas que actúan sobre la plantilla y realizar el estudio de su equilibrio y movimiento se crea un diagrama de cuerpo libre para una sección del prototipo.

En la figura 17 se presenta la sección de la plantilla que será objeto de análisis.

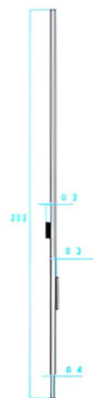


Figura 17. Vista lateral de la plantilla.

En la figura 18, se muestra como la base de la estructura está diseñada con soportes en los extremos y se aplica la carga experimental máxima de P1 de 1.1 [kN] en la plantilla.

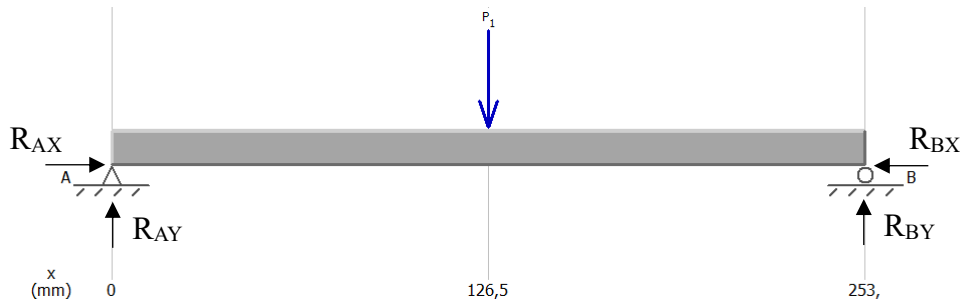


Figura 18. Diagrama de cuerpo libre.

En el proceso de análisis, se determinan las reacciones en los extremos mediante el cálculo en la cual se utiliza la ecuación 1. Este cálculo considera las cargas distribuidas que luego se transforma en cargas puntuales ubicadas en diferentes puntos de la estructura.

$$\begin{aligned}
 P &= 1.1kN \\
 (+) \sum M_{AY} &= 0 \\
 -1.1kN \cdot (126.5mm) + R_{BY} \cdot (253mm) &= 0 \\
 R_{BY} &= 0,55kN
 \end{aligned} \tag{1}$$

Donde:

- $P = \text{Fuerza aplicada } [kg \cdot m^2]$.
- $M = \text{Momento } [kg \cdot m]$.
- $R_{BY} = \text{Reacción en B } [kN]$.

En la ecuación 2 se presenta el cálculo de la fuerza en R_{AY} con respecto a la base, expresada en kilo-Newtons (kN).

$$\begin{aligned}
 (+) \sum F_Y &= 0 \\
 R_{AY} - 1.1 + R_{BY} &= 0 \\
 R_{AY} &= 0,55kN
 \end{aligned} \tag{2}$$

Donde:

- $F = \text{Fuerzas } [N]$.
- $R_{AY} = \text{Reacción en A } [kN]$.

En la figura 19, se observa que el cálculo teórico coordina con los datos calculados con simulación.

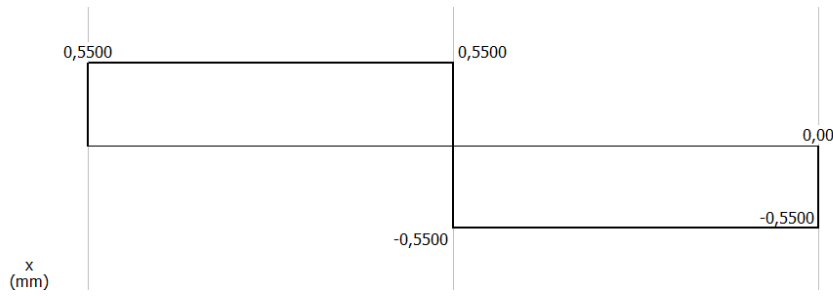


Figura 19. Diagrama de fuerzas.

3.1.3 Esfuerzo máximo para plantillas con sensores

Se seleccionará un grupo de 10 personas con rangos de peso entre 50 kg y 105 kg. El esfuerzo generado en la plantilla con sensores será calculado considerando el peso individual y el área de la plantilla. En la ecuación 3 se evidencia la fórmula para calcular el esfuerzo que se va a obtener con cada peso:

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (3)$$

Donde:

- $\sigma = \text{Esfuerzo [Pa]}$.
- $A = \text{Área [mm}^2\text{]}$.

Empleando la ecuación 3 obtenemos datos presentados en la tabla 8 que muestra los valores del esfuerzo generado por cada persona, considerando un área de contacto de $28,49 \times 10^3 \text{ [mm}^2\text{]} = 28,49 \times 10^{-3} \text{ [m}^2\text{]}$

Tabla 8. Esfuerzos aplicados a la plantilla.

| Persona | Peso (kg) | Fuerza (N) | Área (m ²) | Esfuerzo (kPa) |
|-----------|-----------|------------|------------------------|----------------|
| 1 | 102 | 1000,28 | $28,49 \times 10^3$ | 35,11 |
| 2 | 55 | 539,37 | $28,49 \times 10^3$ | 18,94 |
| 3 | 65 | 637,43 | $28,49 \times 10^3$ | 22,38 |
| 4 | 73 | 715,89 | $28,49 \times 10^3$ | 25,13 |
| 5 | 63 | 617,82 | $28,49 \times 10^3$ | 21,69 |
| 6 | 85 | 833,57 | $28,49 \times 10^3$ | 29,26 |
| 7 | 95 | 931,63 | $28,49 \times 10^3$ | 32,71 |
| 8 | 65 | 637,43 | $28,49 \times 10^3$ | 22,38 |
| 9 | 57 | 558,98 | $28,49 \times 10^3$ | 19,62 |
| 10 | 84 | 823,76 | $28,49 \times 10^3$ | 28,99 |

3.1.4 Caja para colocación de elementos electrónicos

La caja electrónica será diseñada con dimensiones de 73 mm x 73 mm y contará con perforaciones específicas en la parte superior para fijar la tapa mediante tornillos. El diseño permitirá la integración segura de los elementos electrónicos, protegiéndolos del entorno exterior.

En la figura 20, se observa el diseño en SolidWorks de la caja para los circuitos electrónicos.

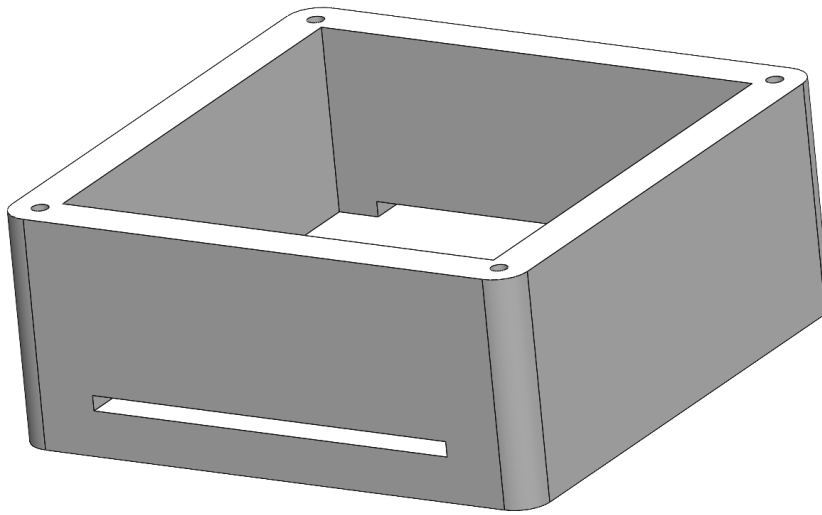


Figura 20. Caja para circuitos.

El material seleccionado para la fabricación es PLA, que ofrece un diseño funcional, con un equilibrio entre rigidez, estética y sostenibilidad. La impresión 3D será utilizada para garantizar precisión y adaptabilidad en el diseño, permitiendo la personalización de características según los requerimientos del prototipo.

En la figura 21, se observa el ensamble de la caja para circuitos con su respectiva tapa y tornillos para su sujeción.

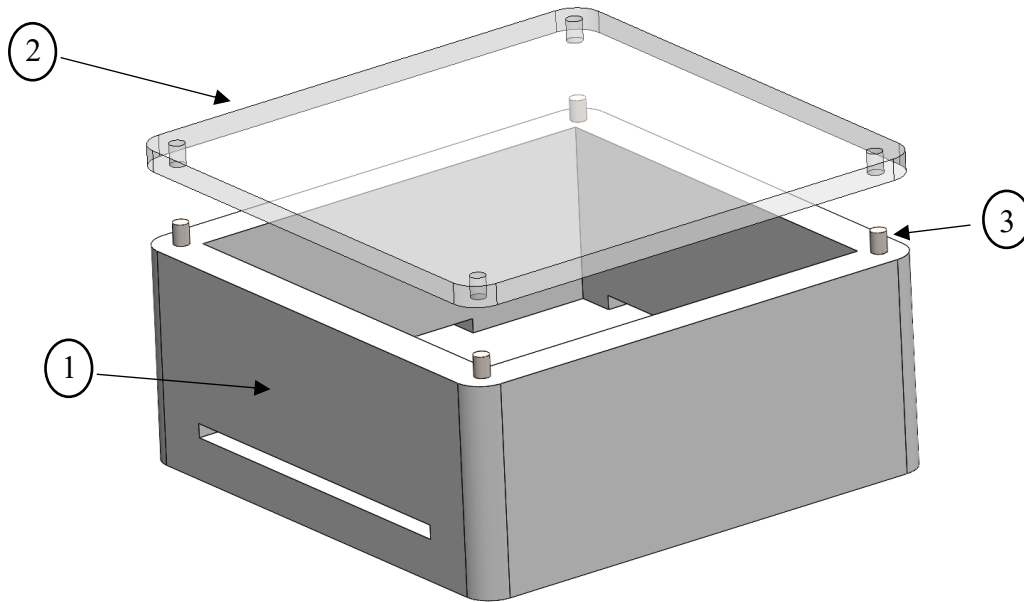


Figura 21. Ensamble de caja para circuito electrónico.

En la tabla 9, se observa la descripción de los componentes que constituyen la caja para los circuitos electrónicos del prototipo.

Tabla 9. Componentes de caja electrónica.

| Número de pieza | Pieza | Detalle |
|-----------------|-----------------------|--|
| 1 | Caja para circuitos | Caja fabricada en material PLA mediante impresión 3D, con dimensiones de 73 mm x 73 mm. Incluye perforaciones para el bus de datos y sujeción con elásticos. |
| 2 | Tapa | Tapa diseñada para ajustarse a la caja, con perforaciones en las esquinas para fijación mediante tornillos. Cortada en acrílico. |
| 3 | Tornillos de sujeción | Tornillos de diámetro 2 mm fabricados en acero inoxidable, utilizados para asegurar la tapa a la caja. |

3.1.5 Dimensiones de caja protectora

La caja electrónica diseñada para el prototipo cuenta con dimensiones específicas que permiten una integración segura y funcional de los componentes internos.

El diseño incluye perforaciones para la fijación de la tapa, entrada del bus de datos y sujeción con elásticos. En la tabla 10 se detallan las dimensiones de cada componente clave de la caja.

Tabla 10. Dimensiones de la caja.

| Parámetro | Medida | Unidad |
|----------------------------------|--------|--------|
| Ancho | 73 | mm |
| Largo | 73 | mm |
| Espesor de paredes | 6 | mm |
| Diámetro de perforaciones | 2 | mm |

3.1.6 Selección del material

El material PLA tiene un $\sigma_{material} = 50MPa$ y debe ser capaz de soportar impactos, fuerzas externas y proteger los componentes internos para mantener la estabilidad estructural sin deformaciones significativas como se muestra en la ecuación 4 que sirve para determinar el esfuerzo admisible.

Para considerar que el factor de seguridad es el apropiado debe ser mayor a 1.66, caso contrario la estructura falla.

$$\begin{aligned}\sigma_{admisible} &= \frac{\sigma_{material}}{F.S} \\ \sigma_{admisible} &= \frac{50MPa}{1,8} \\ \sigma_{admisible} &= 27,78MPa\end{aligned}\tag{4}$$

Donde:

- $\sigma_{material}$ = Esfuerzo del material [MPa].
- $\sigma_{admisible}$ = Esfuerzo admisible [MPa].

Dado que el esfuerzo real es considerablemente menor que el esfuerzo admisible, se concluye que la estructura de la caja diseñada en PLA es segura y capaz de soportar la carga de los componentes electrónicos con un factor de seguridad de 1,8.

Si los circuitos generan calor, el material debe ser capaz de disiparlo o resistir temperaturas elevadas. En la ecuación 5 se observa las variables a tomar en cuenta para calcular el esfuerzo del material.

Se tiene que el peso del equipo es $m = 0,5kg$ y el peso del material es $m = 0,1083kg$

$$\begin{aligned}\sigma_R &= \frac{F_{pesopropio}}{A} + \frac{F_{equipos}}{A} \\ \sigma_R &= \frac{4.905N}{0,004321m^2} + \frac{4.903N}{0,004321m^2} \\ \sigma_R &= 1135,15 + 245,87 \\ \sigma_R &= 1,38kPa\end{aligned}\tag{5}$$

Donde:

- $\sigma_R = \text{Esfuerzo resultante [Pa]}$.

El material seleccionado para la fabricación de la caja es el PLA (ácido poliláctico) debido a su amplia disponibilidad, bajo costo y facilidad de impresión en 3D. Este material ofrece propiedades ideales para estructuras que no están sujetas a grandes esfuerzos mecánicos o condiciones extremas, lo que lo hace una opción práctica y funcional para este prototipo. Las paredes de la caja tendrán un espesor de 6 mm, proporcionando suficiente rigidez y estabilidad estructural para proteger los componentes electrónicos internos sin comprometer la ligereza del diseño.

En la ecuación 6, obtenemos el factor de seguridad real que tiene el soporte de los componentes electrónicos.

$$\begin{aligned}F.S &= \frac{\sigma_{material}}{\sigma_R} \\ F.S &= \frac{27,78MPa}{0,00138MPa} \\ F.S &= 20130,43\end{aligned}\tag{6}$$

Donde:

- $\sigma_{material} = \text{Esfuerzo del material [MPa]}$.
- $\sigma_R = \text{Esfuerzo resultante [MPa]}$.

Implica que el esfuerzo real es extremadamente bajo con relación a lo que puede soportar realmente el material.

3.1.7 Fuerza de tornillos

Al analizar la fuerza ejercida en tornillos de acero al carbono de 2 mm de diámetro y 8 mm de largo, seleccionados por su alta resistencia mecánica y durabilidad en aplicaciones de unión mecánica. Este material se caracteriza por su capacidad para soportar cargas estáticas y dinámicas, así como por su buena relación costo-beneficio, lo que lo hace ampliamente

utilizado en sistemas donde se requieren fijaciones confiables y económicas. Se aplica una fuerza experimental de $F = 10N$.

Para realizar el análisis de fuerzas en tornillos se emplea la ecuación 7 que sirve para saber el esfuerzo en el tornillo.

$$\begin{aligned}\sigma &= \frac{F}{\pi r^2} \\ \sigma &= \frac{10N}{\pi \cdot (0,001m)^2} \\ \sigma &= 3,18MPa\end{aligned}\tag{7}$$

Donde:

- $\pi r^2 = \text{Área}$.

El valor del esfuerzo se puede comparar con la resistencia admisible del acero al carbono, que típicamente varía entre 400 y 600 MPa, dependiendo de la calidad del acero. Si el esfuerzo calculado es menor que la resistencia admisible del material, el tornillo es seguro para soportar la carga aplicada.

En la ecuación 8 se observa la fórmula para calcular el torque aplicado en el tornillo.

$$\begin{aligned}T &= \frac{F \cdot d}{2} \\ T &= \frac{10N \cdot 0,002m}{2} \\ T &= 0,01Nm\end{aligned}\tag{8}$$

Donde:

- $T = \text{Torque}$.

3.1.8 Carga en los pernos

La fuerza total es la suma de todas las fuerzas debido al peso de los componentes electrónicos y la caja. La masa total se calcula utilizando la ecuación 9.

$$\begin{aligned}m_{total} &= m_{componentes} + m_{caja} \\ m_{total} &= 0,5 + 0,1083 [kg] \\ m_{total} &= 0,6083kg\end{aligned}\tag{9}$$

Donde:

- $m = \text{Masa [kg]}$.

La fuerza se calcula utilizando la ecuación 10.

$$\begin{aligned}F_{total} &= m_{total} * 9,81 \frac{m}{s^2} \\F_{total} &= 0,6083kg * 9,81 \frac{m}{s^2} \\F_{total} &= 5,96N\end{aligned}\tag{10}$$

Donde:

- $F = \text{Fuerza [N]}$.

La fuerza por perno se obtiene distribuyendo la fuerza total entre el número de pernos ($n = 4$) que soportarán la carga, como se observa en la ecuación 11.

$$\begin{aligned}F_{por\ perno} &= \frac{F_{total}}{n} \\F_{por\ perno} &= \frac{5,96N}{4} \\F_{por\ perno} &= 1,49N\end{aligned}\tag{11}$$

Donde:

- $n = \text{Número de pernos}$.

3.1.9 Área transversal del perno

El área transversal se calcula empleando la ecuación 12.

$$\begin{aligned}A &= \frac{F_{por\ perno}}{\sigma_{material}} \\A &= \frac{1,49N}{50 \times 10^6} \\A &= 0,29 \times 10^{-7} m^2\end{aligned}\tag{12}$$

Donde:

- $A = \text{Área transversal [m}^2\text{]}$.

3.1.10 Diámetro del perno

Para calcular el diámetro del perno se utiliza la ecuación 13.

$$\begin{aligned} r &= \sqrt{\frac{A}{\pi}} \\ r &= \sqrt{\frac{0,029 \times 10^{-6}}{3,1416}} \\ r &= 0,96077911 \times 10^{-4} \text{ m} = 0,96 \text{ mm} \\ d &= 2 \cdot r \\ d &= 2 * 0,96 \\ d &= 1,92 \text{ mm} \end{aligned} \tag{13}$$

Donde:

- $r = \text{Radio [m]}$.
- $d = \text{Diámetro [mm]}$.

3.2 Adquisición de señales mediante sensores de presión

Para llevar a cabo la adquisición de señales en el sistema, se utilizó el principio de la ley del divisor de voltaje, una técnica fundamental en circuitos eléctricos que permite determinar la proporción del voltaje aplicada sobre un componente resistivo.

Mediante la ecuación 14 se evidencia la formula del divisor de voltaje.

$$V_0 = V_{in} \times \frac{R2}{R1 + R2} \tag{14}$$

Donde:

- $V_0 = \text{Voltaje de salida [V]}$.
- $V_{in} = \text{Voltaje inicial [V]}$.

En la figura 22, se observa el diagrama del divisor de tensión.

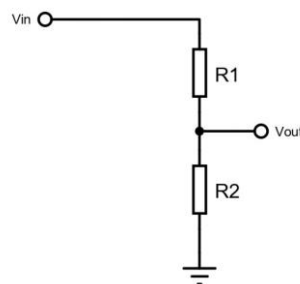


Figura 22. Divisor de tensión.

En la tabla 11, se presentan los valores de resistencia obtenidos a partir de las mediciones realizadas en la plantilla sensorizada. Los valores máximos y mínimos de presión fueron calculados experimentalmente, ya que los sensores miden la presión ejercida manualmente y no mediante la aplicación de pesos patrón. Este método experimental introduce cierta variabilidad en los resultados, dado que no se cuenta con un procedimiento estandarizado que permita determinar con exactitud los valores extremos de presión ejercida.

Tabla 11. Valores máximos y mínimos de resistencia.

| Derecho | | | Izquierdo | | |
|-----------|-------------|-------------|-----------|-------------|-------------|
| Sensor | Mínimo [MΩ] | Máximo [kΩ] | Sensor | Mínimo [MΩ] | Máximo [kΩ] |
| 1 | 1,52 | 100 | 1 | 1,20 | 0,9 |
| 2 | 1,34 | 100 | 2 | 1,04 | 0,17 |
| 3 | 1,5 | 100 | 3 | 1,01 | 0,17 |
| 4 | 1,4 | 82 | 4 | 1,27 | 0,17 |
| 5 | 1,10 | 95 | 5 | 1,37 | 100 |
| 6 | 1,28 | 80 | 6 | 1,52 | 75 |
| 7 | 1,25 | 100 | 7 | 1,34 | 77 |
| 8 | 1,38 | 110 | 8 | 0,92 | 100 |
| 9 | 1,34 | 100 | 9 | 0,87 | 105 |
| 10 | 1,60 | 100 | 10 | 1,18 | 101 |
| 11 | 1,30 | 90 | 11 | 0,88 | 120 |
| 12 | 1,40 | 85 | 12 | 1,01 | 101 |
| 13 | 1,12 | 110 | 13 | 0,76 | 118 |
| 14 | 1,27 | 90 | 14 | 1,10 | 113 |
| 15 | 1,30 | 105 | 15 | 1,13 | 77 |
| 16 | 1,28 | 110 | 16 | 1,05 | 100 |

Este enfoque se implementó para calcular los valores de resistencia máximos y mínimos en los sensores FSR402 durante su funcionamiento, permitiendo así una conversión precisa de las variaciones de presión en datos eléctricos utilizables.

En la figura 23 se observa la secuencia de enumeración de los sensores.

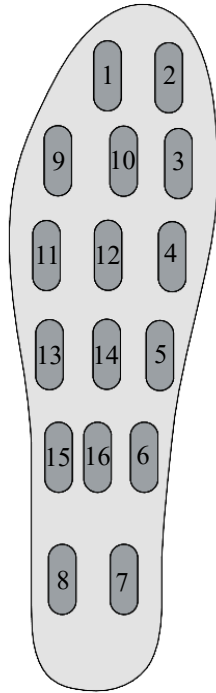


Figura 23. Enumeración de los sensores.

3.2.1 Simulación del circuito para el prototipo

Durante la simulación del circuito, se empleó el programa Fritzing, y la librería del microcontrolador ESP32 S2 Mini, lo que facilitó la representación precisa del circuito completo y su configuración inicial.

Esta etapa permite validar la conectividad entre los componentes y asegurar de que el diseño cumpla con los requisitos funcionales del prototipo.

En la figura 24 se presenta el esquemático del circuito para la adquisición de señales de los sensores de presión.

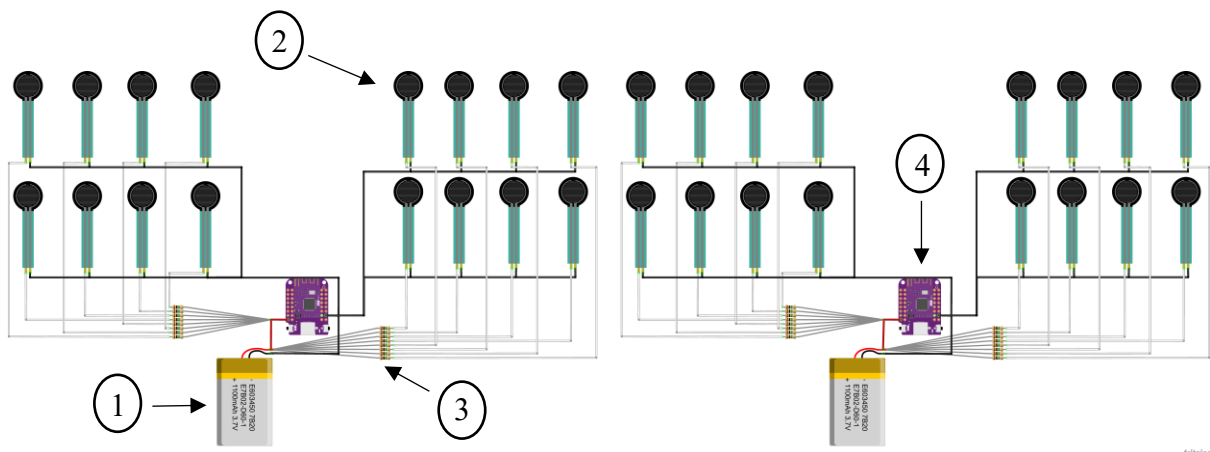


Figura 24. Conexión de circuito eléctrico.

En la tabla 12, se presenta el desglose de los componentes principales utilizados en el diseño del prototipo. Cada elemento desempeña un papel fundamental en el funcionamiento del sistema, desde la adquisición de señales hasta el procesamiento y suministro de energía.

Tabla 12. Componentes del circuito.

| Número | Parte | Descripción |
|--------|--------------------------------|---|
| 1 | Batería | Fuente de alimentación del sistema, proporciona energía a todos los componentes. |
| 2 | Sensores FSR402 | Sensores resistivos de presión utilizados para medir las fuerzas plantares. |
| 3 | Resistencias de 1 M Ω | Componentes electrónicos que forman parte del divisor de voltaje para los sensores. |
| 4 | Microcontrolador ESP32 S2 Mini | Unidad de procesamiento encargada de adquirir y procesar las señales de los sensores. |

3.2.2 *Diseño de la placa de circuito impreso*

En base al circuito simulado, se desarrolló el diseño de la PCB (Placa de Circuito Impreso), en el cual se definió la disposición exacta de los componentes electrónicos. Para realizar este proyecto, se usa el software de simulación Proteus. Este programa permite analizar cómo funciona el circuito en tiempo real. Además, ofrece herramientas que ayudan a colocar los componentes de forma exacta, lo que mejora la distribución del espacio en la PCB y reduce problemas como interferencias eléctricas.

Para crear la PCB, se siguió el método de planchado. Este proceso consiste en aplicar calor cinco veces, con intervalos de un minuto, para transferir el diseño de las pistas a la placa de cobre. Luego, la placa se sumerge en percloruro férrico, un químico que elimina el cobre sobrante y define con precisión las pistas. Después de esto, se perforan los agujeros necesarios para colocar los componentes electrónicos. Finalmente, se aplica una capa de solder mask, que protege el circuito, lo hace más duradero y reduce el riesgo de cortocircuitos o daños por agentes externos.

En la figura 25 se puede ver el diseño de la parte delantera de la PCB.

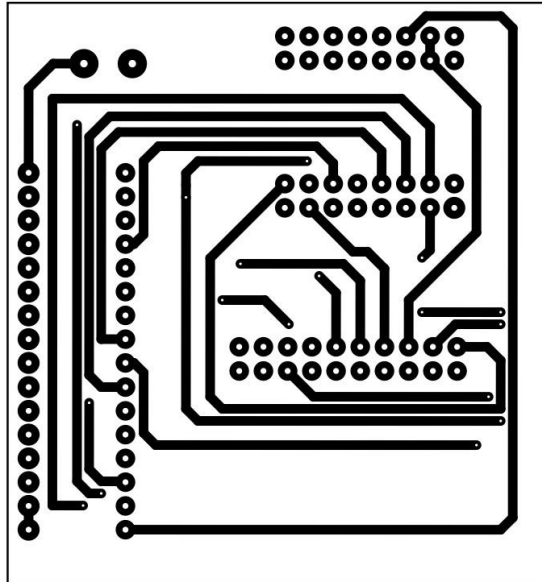


Figura 25. Carilla delantera PCB.

En la figura 26 se muestra el diseño de la parte posterior de la PCB.

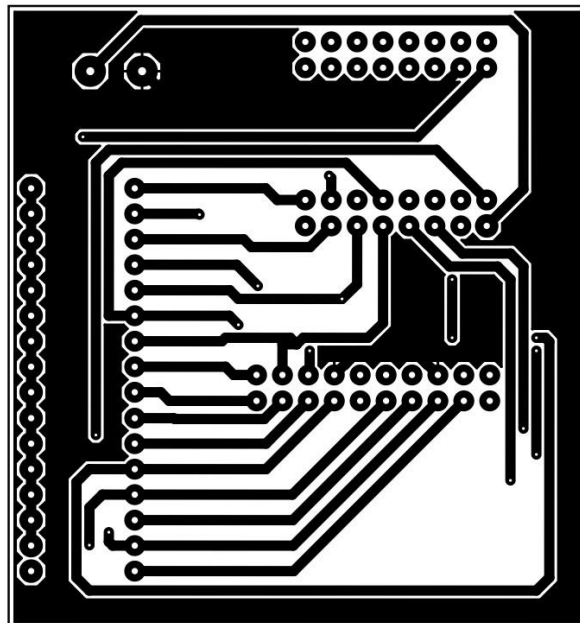


Figura 26. Carilla posterior PCB.

El circuito PCB diseñado para leer datos de los sensores de presión FSR402 mide 60x60 mm. Este tamaño pequeño permite que se pueda usar en sistemas portátiles. Las pistas del circuito están diseñadas para manejar corrientes bajas, ya que el sistema no necesita mucha energía. El diseño incluye componentes importantes como el microcontrolador ESP32 S2 Mini,

resistencias de 1 MΩ (usadas en divisores de voltaje), sensores de presión FSR402 para medir fuerza y una batería recargable LIPO, que proporciona energía confiable para todo el sistema.

3.2.3 Cálculo de batería

El objetivo es calcular y dimensionar la batería necesaria para alimentar un sistema que incluye 16 sensores FSR402 y un microcontrolador ESP32 S2 Mini en modo activo. El propósito principal es conocer la potencia total que consume el sistema y estimar cuánto tiempo durará la batería, garantizando que el sistema funcione sin interrupciones durante el periodo necesario.

- **Potencia de los sensores:** Se calcula la potencia que consumen los sensores FSR402, los cuales son una parte esencial del prototipo para medir las fuerzas plantares. La potencia se obtiene aplicando la ley de potencia eléctrica, que relaciona el voltaje y la corriente de cada sensor. Este cálculo se representa en la ecuación 15.

$$\begin{aligned}
 P_{\text{sensor}} &= V_{\text{alimentación}} * I_{\text{consume sensor}} \\
 P_{\text{sensor}} &= 3,3V * 5mA \\
 P_{\text{sensor}} &= 16,5W \\
 P_{\text{total 16 sensores}} &= 0,264w
 \end{aligned}
 \tag{15}$$

Donde:

- $P_{\text{Sensor}} = \text{Potencia del sensor [W]}$.
- $V = \text{Voltaje de operación [V]}$.
- $I = \text{Corriente consumida [A]}$.

Potencia del Esp32 Mini: Se calcula la potencia consumida por el microcontrolador ESP32 S2 Mini, que es el componente principal encargado de procesar y enviar los datos adquiridos por los sensores. Calcular la potencia es muy importante. Esto ayuda a saber cuánta energía usa el sistema. También es necesario para elegir la batería correcta. En la ecuación 16 se puede ver esta ecuación.

$$\begin{aligned}
 P_{\text{Esp32 S2 Mini}} &= V_{\text{alimentación}} * I_{\text{consume Esp32}} \\
 P_{\text{Esp32 S2 Mini}} &= 3,3V * 303mA \\
 P_{\text{Esp32 S2 Mini}} &= 996,6mW \approx 0,9966W
 \end{aligned}
 \tag{16}$$

Donde:

- $P_{\text{Esp32 S2 Mini}} = \text{Potencia del Esp32 [W]}$.
- $V = \text{Voltaje de operación [V]}$.
- $I = \text{Corriente consumida [A]}$.

El sistema está formado por 16 sensores FSR402 y un microcontrolador ESP32 S2 Mini. Para saber cuánta energía usa todo el sistema, se calcula la potencia total. Este cálculo se muestra en la ecuación 17. La potencia total se obtiene al sumar la potencia consumida por cada uno de los sensores y la potencia consumida por el microcontrolador en modo activo.

$$\begin{aligned}
 P_{total} &= P_{Esp32\ S2\ Mini} + P_{sensores} \\
 P_{total} &= 0,264W + 0,996W \\
 P_{total} &= 1,26W
 \end{aligned}
 \tag{17}$$

Donde:

- $P_{total} = \text{Suma de las dos potencias [W]}$.

Al obtener la potencia individual y luego la potencia total para los 16 sensores, se asegura que el sistema esté correctamente dimensionado para su funcionamiento continuo, facilitando la selección de la fuente de alimentación más adecuada.

En esta sección se realiza el cálculo de la corriente total consumida por el sistema, tomando en cuenta la corriente individual de los 16 sensores FSR402 y la corriente demandada por el microcontrolador ESP32 S2 Mini en modo activo. La suma de estas corrientes permite determinar el consumo total del sistema, lo cual es crucial para la correcta selección de la batería. A partir de este valor y utilizando la ecuación 18, se dimensiona la capacidad de la batería necesaria para garantizar la autonomía y el tiempo de operación del prototipo.

$$\begin{aligned}
 I_{total\ sensor} &= I_{consume\ sensor} * 16 = 80mA \\
 I_{total\ Esp32} &= 302mA \\
 I_{total} &= I_{total\ sensor} + I_{total\ Esp32} \\
 I_{total} &= 382mA
 \end{aligned}
 \tag{18}$$

Donde:

- $I_{total} = \text{Corriente total consumida [A]}$.

Basado en las características de la batería de 3,3V se tiene una corriente de $I_{batería} = 500mA$, con lo cual se calcula el tiempo de funcionamiento del prototipo mediante la ecuación 19.

$$I_{batería}
 \tag{19}$$

$$t_{batería} = \frac{500mA}{382mA}$$

$$t_{batería} = 1,30h$$

Donde:

- $t_{batería}$ = *Tiempo de duración batería [h]*.

3.2.4 Diagrama de flujo programación del microcontrolador

En la figura 27, se describe el proceso completo para la inicialización, configuración y operación del sistema basado en el ESP32 S2 Mini. Este flujo incluye pasos clave como la conexión al PC, la verificación de la dirección IP, la apertura de la interfaz HTML, la toma de datos mediante sensores y el almacenamiento y análisis de resultados. Cada etapa asegura una ejecución secuencial y eficiente del sistema, facilitando la visualización en tiempo real de los datos procesados y el control del dispositivo.

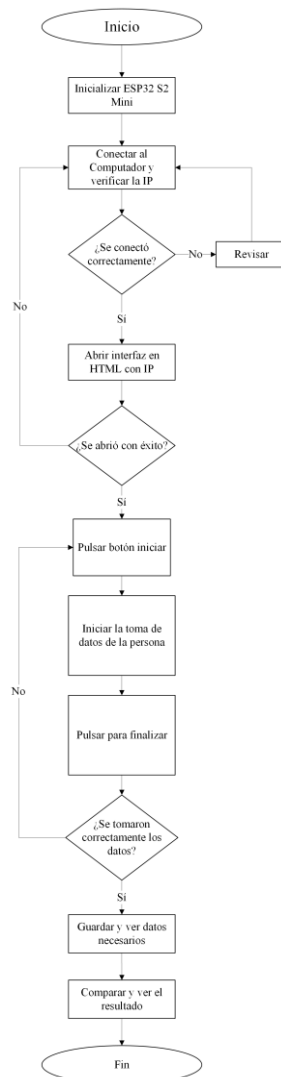


Figura 27. Diagrama de flujo de la programación del microcontrolador.

3.2.5 *Protocolo de comunicación*

El protocolo de comunicación empleado con los sensores en este sistema es exclusivamente analógico, lo que implica la ausencia de comunicación digital directa. Los sensores crean señales analógicas. Estas señales son leídas por el ESP32-S2 usando sus pines ADC, que son Conversores Analógico-Digitales.

- **Funcionamiento del sensor:** Cada sensor genera un voltaje. Este voltaje cambia dependiendo de la presión o fuerza que detecta. El voltaje máximo que puede producir el sensor es de 3.3 V. Este valor es el máximo que los pines ADC del ESP32-S2 pueden aceptar.

Para garantizar la seguridad y compatibilidad del sistema, se emplea un divisor de tensión, el cual ajusta el voltaje a un rango seguro dentro de los parámetros del microcontrolador.

- **Lectura con el ESP32-S2:** El ESP32-S2 utiliza su conversor ADC para transformar las señales analógicas emitidas por los sensores en valores digitales. Este rango digital representa voltajes en un intervalo de 0 a 3.3 V, lo que facilita el procesamiento y análisis de los datos obtenidos.
- **Protocolo de comunicación con el usuario (interfaz web):** Para interactuar con el usuario, el ESP32-S2 está configurado como un servidor web, lo que permite la transferencia de datos mediante los protocolos HTTP o HTTPS. Los datos capturados por los sensores son transmitidos al navegador web del usuario a través de solicitudes HTTP.

3.2.6 *Interfaz gráfica*

La interfaz web desarrollada opera sobre un esquema de comunicación cliente-servidor, en el cual el navegador del usuario realiza solicitudes HTTP GET o POST para obtener la información de los sensores. Esto asegura una transmisión eficiente y estructurada de los datos, además de proporcionar al usuario una plataforma accesible y versátil para la visualización y análisis en tiempo real.

La figura 28 muestra la pantalla principal de la interfaz de usuario creada para el sistema. Esta interfaz fue diseñada para hacer más fácil la interacción entre el usuario y la plataforma. Incluye elementos gráficos que permiten ver datos, iniciar procesos y ajustar configuraciones de forma sencilla y eficiente.



Figura 28. Pantalla de inicio de la interfaz gráfica.

La biblioteca Arduino_JSON es muy importante para manejar datos en formato JSON (JavaScript Object Notation). El ESP32-S2 funciona como un servidor web, recopilando y enviando datos desde los sensores a una página web en formato JSON.

La figura 29 presenta la interfaz gráfica creada para mostrar en tiempo real los valores de presión medidos por cada sensor de la plantilla. Esta interfaz permite al usuario ver de manera clara y ordenada las lecturas de los sensores ubicados en diferentes zonas del pie, ofreciendo información detallada sobre las fuerzas aplicadas.

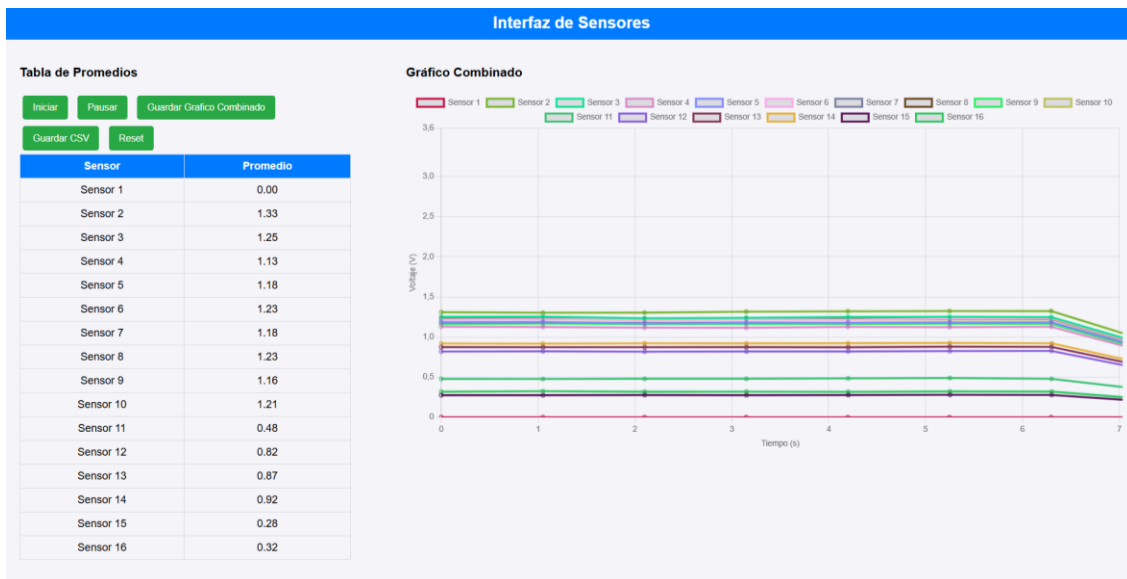


Figura 29. Interfaz gráfica con valores iniciales.

El ESP32 S2 Mini debe conectarse a una red Wi-Fi de 2.4 GHz, ya que es el rango de frecuencia que soporta. Las redes de 5 GHz no son compatibles con este microcontrolador, lo que impediría el envío de datos y una conexión estable. Por eso, es importante configurar el sistema en una red adecuada para que funcione correctamente.

La interfaz de usuario del sistema incluye elementos fáciles de usar que mejoran la interacción con el dispositivo. Esta interfaz permite a los usuarios acceder a las funciones principales, hacer ajustes personalizados y ver los datos en tiempo real. También se agregaron botones y menús

desplegables para facilitar la navegación y mejorar la experiencia del usuario. El diseño visual se enfocó en la simplicidad y claridad, adaptándose a las necesidades del proyecto.

En la figura 30 se muestra la interfaz gráfica desarrollada para el sistema. Esta interfaz facilita la interacción entre el usuario y el dispositivo, permitiendo el monitoreo, control y análisis de los datos obtenidos.

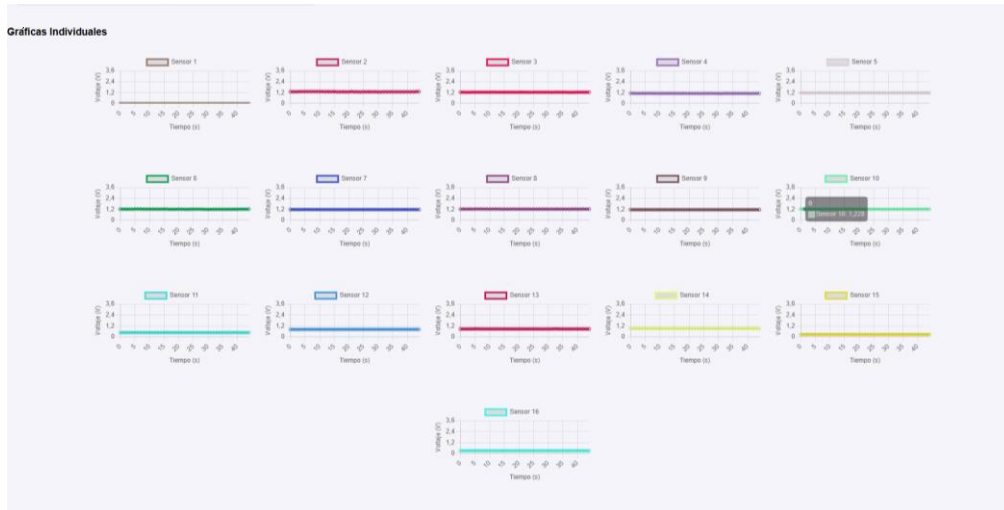


Figura 30. Gráficas de la presión por sensor.

3.2.7 Diagrama de flujo de la interfaz gráfica HTML

La figura 31 presenta el diagrama de flujo que explica cómo funciona la interfaz de usuario diseñada para interactuar con el sistema. Este diagrama describe los pasos principales que el usuario debe seguir para acceder y gestionar los datos obtenidos por el prototipo.

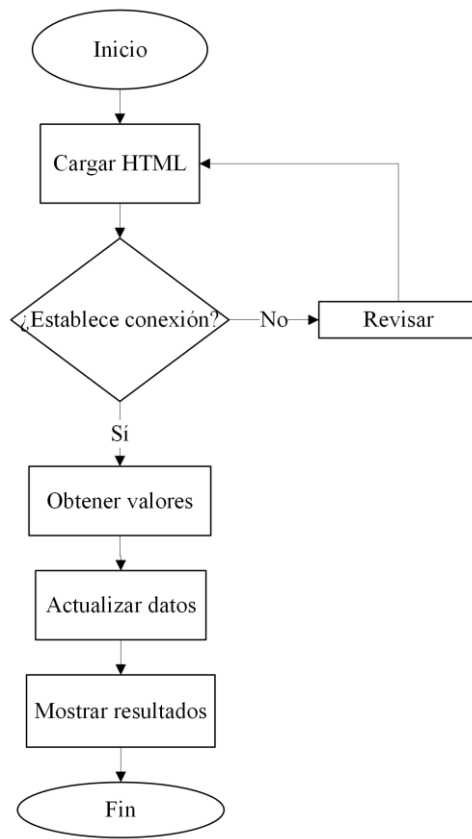


Figura 31.Diagrama de flujo de la interfaz gráfica.

CAPÍTULO IV

ANÁLISIS Y RESULTADOS

En el presente capítulo se lleva a cabo el análisis detallado de los resultados obtenidos a partir de la implementación y pruebas del prototipo desarrollado.

3.3 Pruebas de funcionamiento

3.3.1 *Distribución de peso con cuatro personas sanas*

En este análisis, se evalúa la distribución de peso de cuatro personas sanas utilizando un sistema de sensores de presión plantar mientras permanecen de pie durante un lapso de 3 segundos. El objetivo principal es calcular el promedio de respuesta de los sensores, lo que permitirá identificar patrones comunes en la respuesta de los sensores en personas sin alteraciones neuromusculares.

La tabla 13 tiene como propósito proporcionar una referencia básica para la evaluación comparativa de la distribución del peso de cada persona, observando cómo varía el voltaje según su masa corporal.

Tabla 13. Promedio de valores de presión con personas sanas.

| Número de Persona | Persona 1 | Persona 2 | Persona 3 | Persona 4 |
|---------------------------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Masa Corporal (kg) | 85 | 95 | 84 | 75 |
| Valor Sensor Pie Derecho (V) | 2,50 | 2,60 | 2,45 | 2,30 |
| Valor Sensor Pie Izquierdo (V) | 2,55 | 2,55 | 2,50 | 2,35 |

La figura 32 ilustra los valores de voltaje registrados en un rango de 0 a 3.6 voltios, obtenidos a partir de las mediciones realizadas en el sistema.

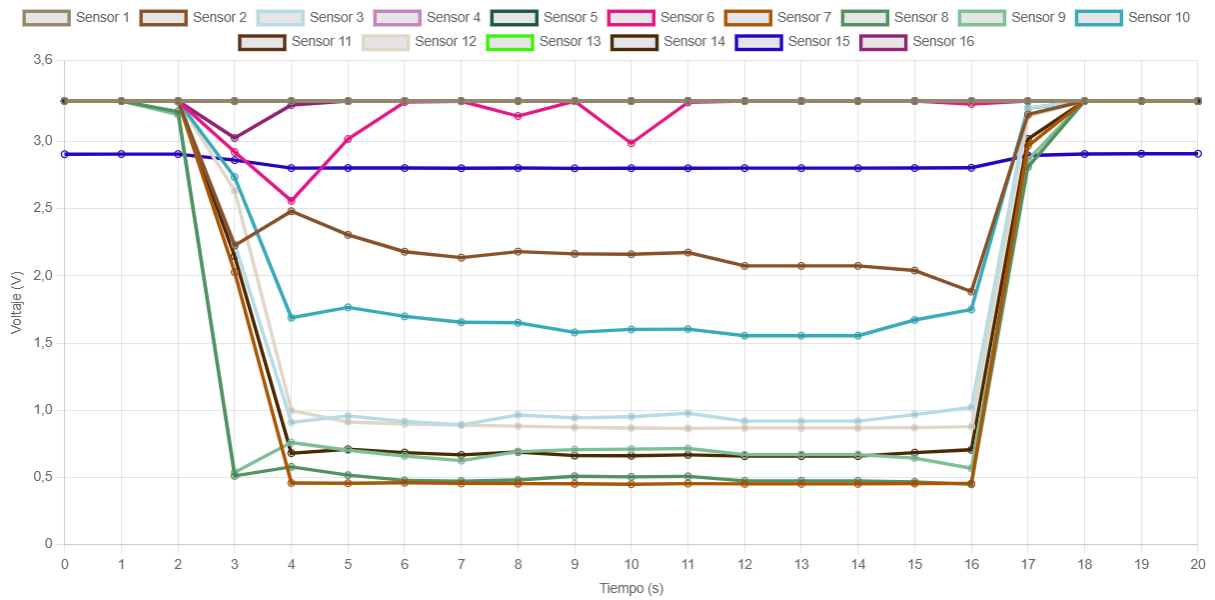


Figura 32. Gráfica de sensores del pie derecho de la persona 2.

En la figura 33 se observan los valores de voltaje registrados entre 0 y 3.6 voltios, lo que corresponde al rango operativo del sistema.

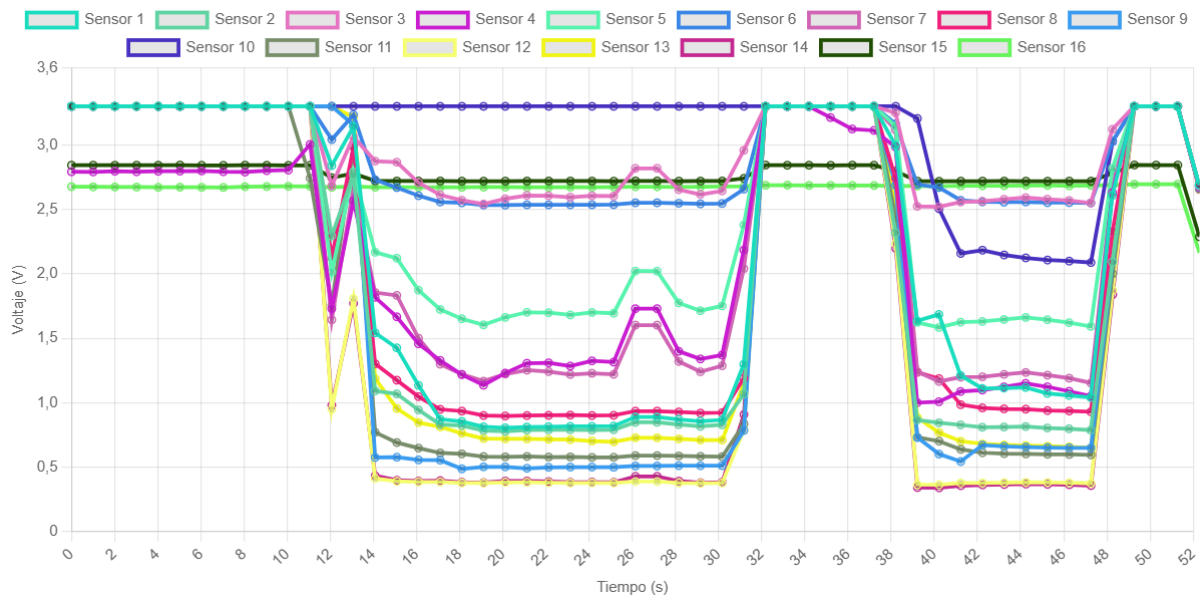


Figura 33. Gráfica de sensores del pie izquierdo de la persona 2.

3.3.2 Distribución de peso con una persona sana y una persona con ataxia cerebelosa

Este estudio se enfoca en comparar la distribución de peso entre una persona sana y una persona con ataxia mediante el uso de sensores de presión plantar. Durante la prueba, ambos sujetos permanecen de pie durante 3 segundos, y se registra la respuesta promedio de los sensores para analizar diferencias significativas en la respuesta de los sensores de cada grupo. Este análisis

proporciona información valiosa sobre las alteraciones en la distribución del peso en individuos con ataxia, destacando las implicaciones de esta condición en su biomecánica postural.

En la tabla 14 se evidencia una referencia clara para analizar las diferencias en la respuesta de los sensores entre una persona sana y una persona con ataxia cerebelosa, lo que podría ser útil para evaluar cómo esta condición influye en la distribución del peso y la estabilidad postural.

Tabla 14. Comparación entre valores de presión.

| Tipo de Persona | Persona Sana | Persona con Ataxia |
|--|--------------|--------------------|
| Masa Corporal (kg) | 85 | 73 |
| Promedio Sensor Pie Derecho (V) | 2,55 | 2,10 |
| Promedio Sensor Pie Izquierdo (V) | 2,50 | 2,05 |

La figura 34 muestra el rango de voltajes medidos, que varía de 0 a 3.6 voltios, representando el comportamiento del sistema bajo diferentes condiciones de prueba.

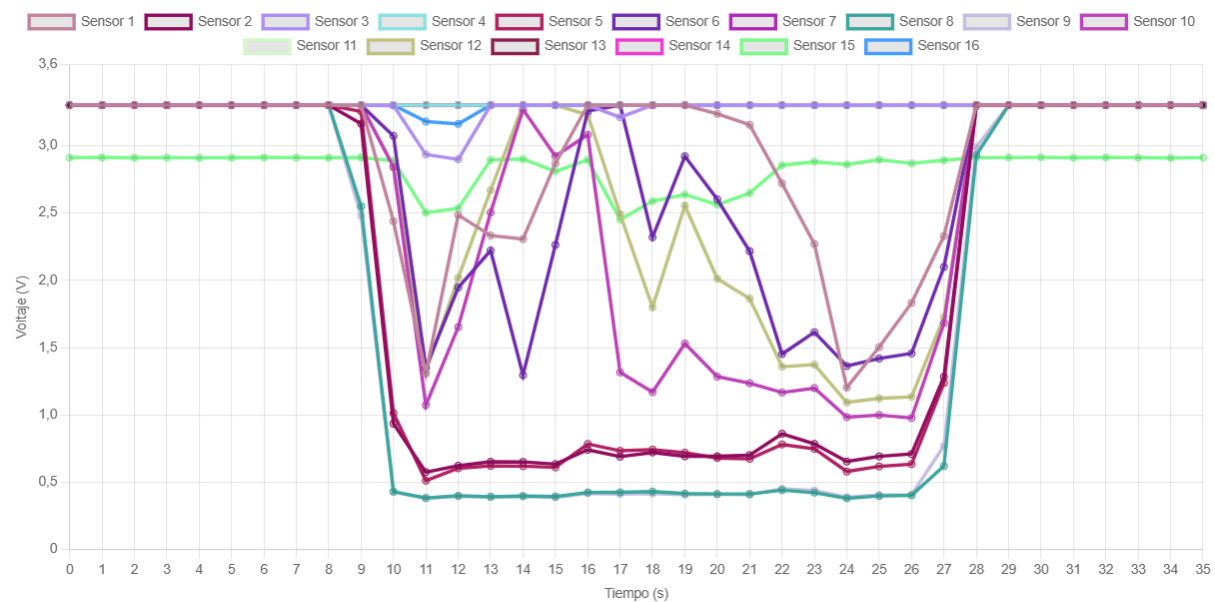


Figura 34. Gráfica de sensores del pie derecho de la persona con ataxia.

La figura 35 representa los valores de voltaje medidos dentro del rango de 0 a 3.6 voltios, el cual corresponde al límite operativo de los pines ADC del microcontrolador utilizado.

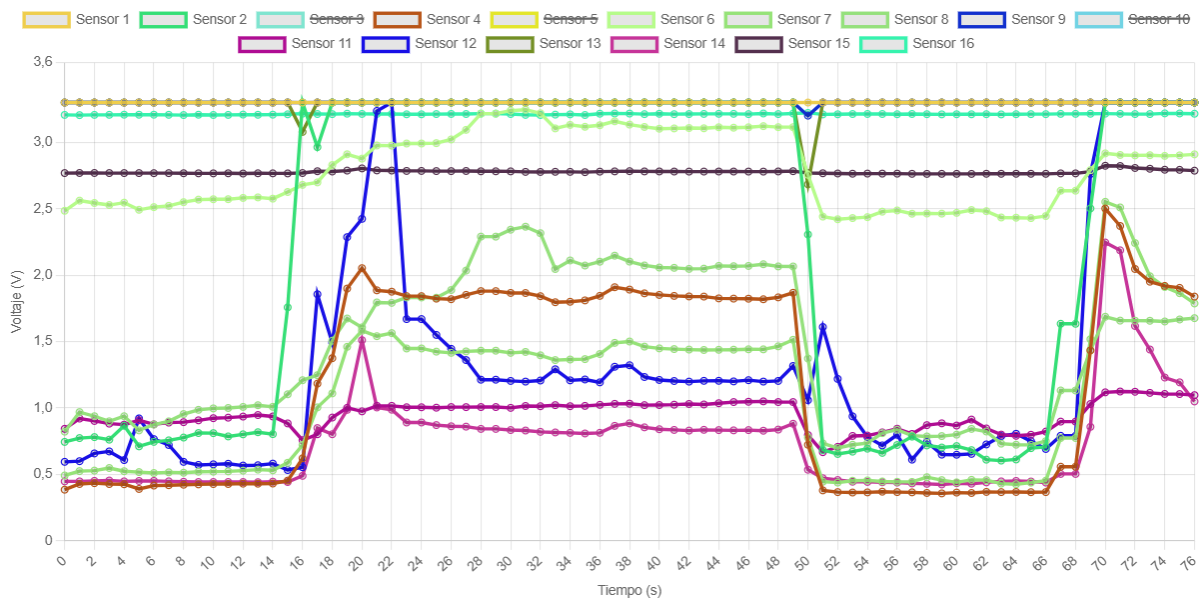


Figura 35. Gráfica de sensores del pie izquierdo de la persona con ataxia.

3.3.3 Prueba en marcha con una persona sana y una persona con ataxia cerebelosa

El objetivo de esta prueba es evaluar y comparar la respuesta de los sensores de presión plantar durante la marcha entre una persona sana y una persona con ataxia. La medición incluye dos fases:

1. Consiste en analizar la distribución de peso mientras los sujetos permanecen de pie durante 3 segundos, registrando el promedio de los sensores.
2. Implica el análisis dinámico de la marcha en un tramo de 10 metros, donde se calcula tanto la respuesta de los sensores como el tiempo requerido para recorrer el tramo. Este enfoque permite obtener un entendimiento integral de las diferencias en estabilidad, patrones de marcha y tiempo de desplazamiento entre ambos grupos, destacando las particularidades biomecánicas asociadas a la ataxia.

A continuación, se presenta la tabla 15 con los datos obtenidos en esta prueba. En ella se indican los siguientes parámetros para cada persona: el número y condición de la persona (sana o con ataxia), su masa corporal, el promedio de los sensores de presión plantar, el tiempo requerido para recorrer los 10 metros y la distancia total recorrida.

Tabla 15. Valores obtenidos de la prueba con caminata.

| Tipo de Persona | Persona Ataxia | Persona Sana |
|--|----------------|--------------|
| Masa Corporal (kg) | 73 | 85 |
| Promedio Sensor Pie Derecho (V) | 2,05 | 2,5 |

| | | |
|--|------|------|
| Promedio Sensor Pie Izquierdo (V) | 2,1 | 2,55 |
| Tiempo (s) | 22,8 | 15,3 |
| Distancia (m) | 10 | 10 |

En la figura 36 se presentan los valores de voltaje registrados entre 0 y 3.6 voltios, que representan la respuesta del sistema bajo diferentes condiciones de entrada.

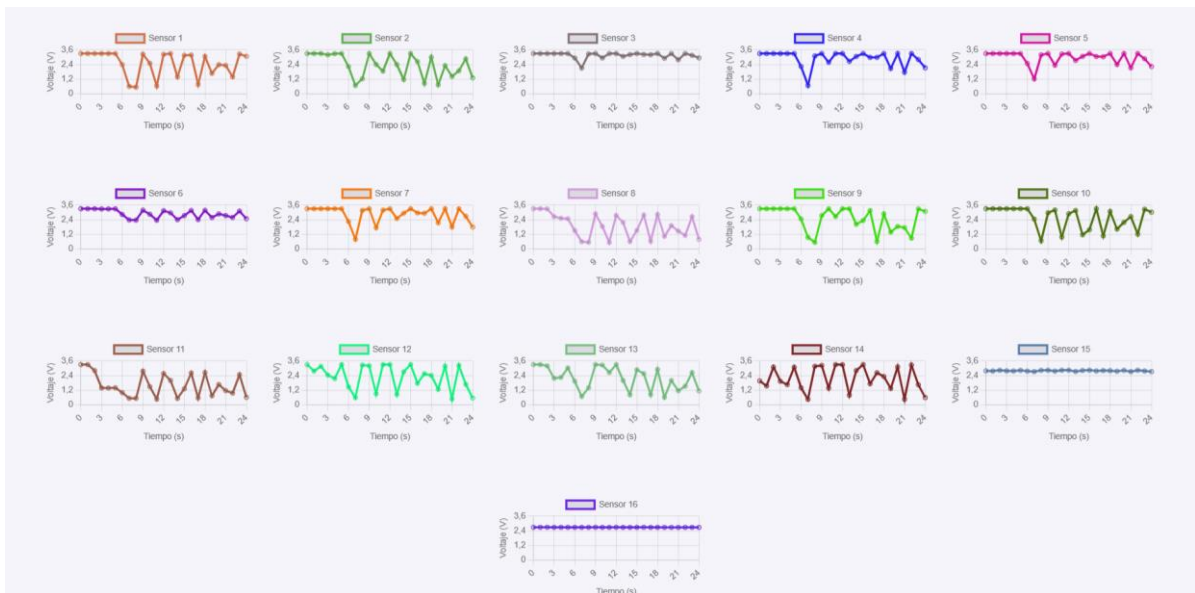


Figura 36. Gráfica de sensores del pie derecho de la persona 1.

En la figura 37 se observan los valores de voltaje dentro del rango de 0 a 3.6 voltios, obtenido durante las pruebas de funcionamiento del circuito.

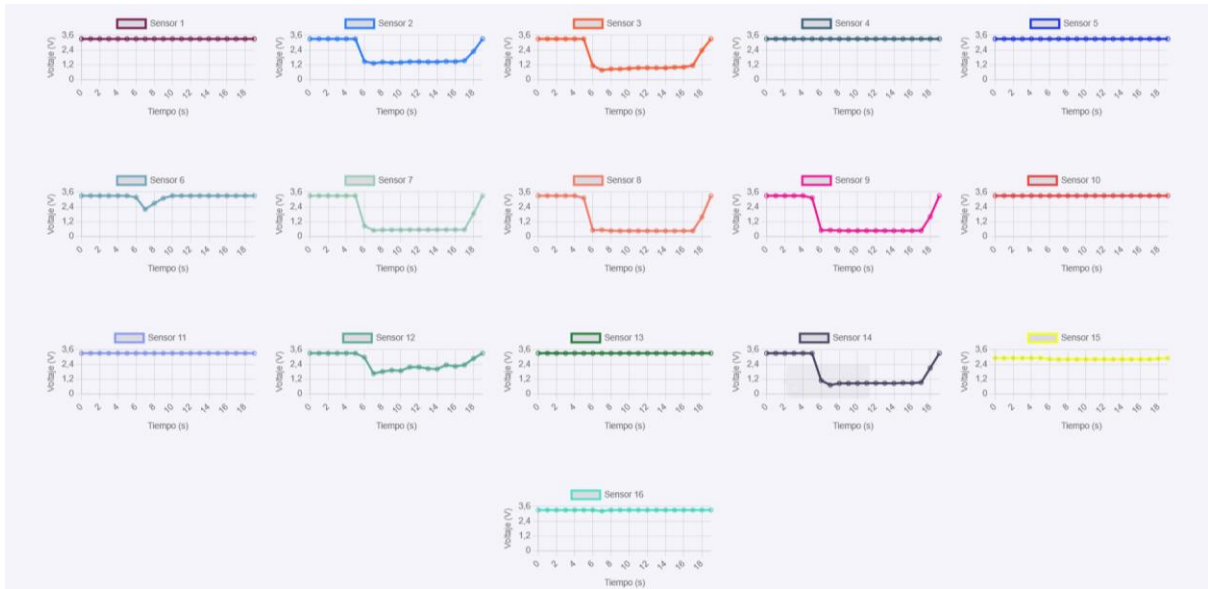


Figura 37. Gráfica de sensores del pie derecho de la persona 2.

La figura 38 ilustra el comportamiento del sistema en términos de voltaje, con valores que varían de 0 a 3.6 voltios.

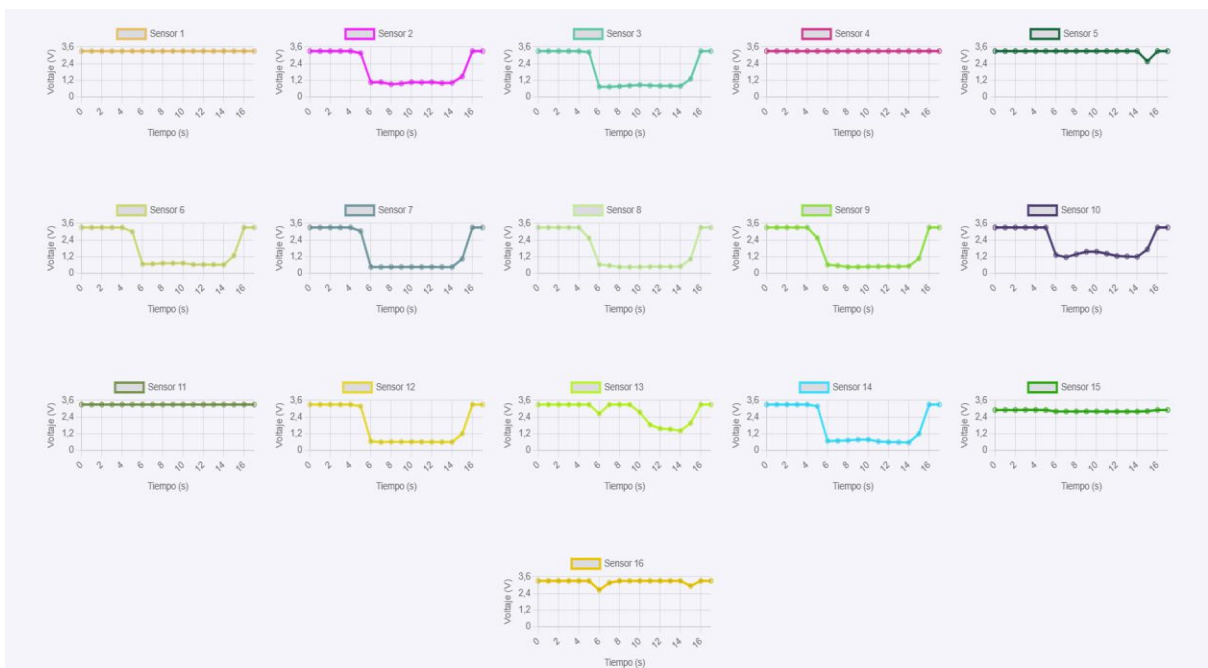


Figura 38. Gráfica de sensores del pie derecho de la persona 3.

En la figura 39 se destacan los valores de voltaje registrados en un intervalo de 0 a 3.6 volts, correspondientes a las señales captadas por el sistema.

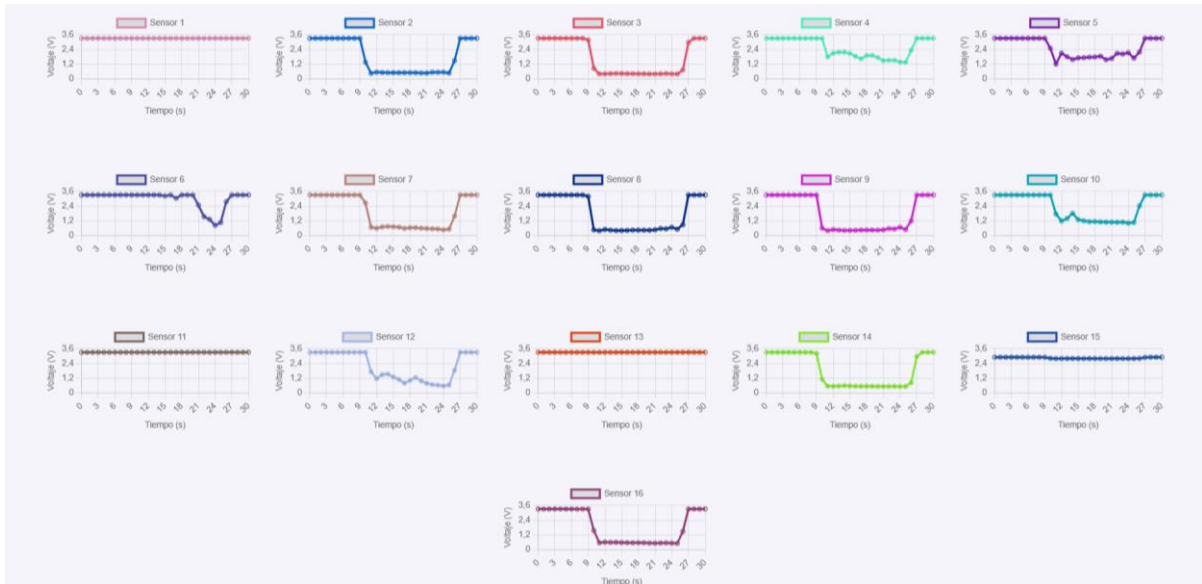


Figura 39. Gráfica de sensores del pie derecho de la persona 4.

Mediante estas pruebas, se puede observar gráficamente que, en las personas que presentan problemas de ataxia, se generan variaciones en las medidas de los sensores, lo que demuestra la inestabilidad al momento de caminar. Además, las personas con ataxia, a diferencia de las personas sanas, tienen un tiempo de marcha 2.1 segundos más alto.

3.4 Costos

El análisis de costos de fabricación y de diseño son fundamentales para evaluar la viabilidad económica del prototipo.

3.4.1 Costo elementos mecánicos

Los materiales utilizados incluyen PLA para la impresión 3D, acrílico para las piezas de recubrimiento, elástico para asegurar componentes y velcro para el ajuste y fijación. Cada material tiene un costo unitario específico, y el uso de cada uno varía según las necesidades del diseño del soporte. A continuación, se presenta la tabla 16, que compara el costo de cada material utilizado, calculando el costo total de la fabricación del soporte mecánico.

Tabla 16. Costos de fabricación del soporte mecánico.

| Material | Costo Unitario | Cantidad Usada | Costo Total |
|----------------------------------|----------------|-------------------------|-------------|
| Rollo de PLA | \$24,30 | 0,5 rollo | \$12,15 |
| Plancha de Acrílico (4mm) | \$67,78 | 2 rectángulos (60x70mm) | \$8,14 |
| Elástico | \$0,50 | 4 metros | \$2,00 |
| Velcro | \$0,50 | 0,5 metro | \$0,25 |
| Total | | | \$22,54 |

3.4.2 Costo elementos electrónicos

Los componentes utilizados incluyen baquelita fibra de vidrio para las placas base de los circuitos, herramientas como brocas para perforar las placas, químicos como el percloruro férrico para el grabado de las placas, microcontroladores para el control del sistema, resistencias, baterías, conectores, y módulos conversores para la regulación de voltaje. La tabla 17 muestra la comparación de los costos de los materiales empleados, y al final se presenta el costo total de fabricación de la parte eléctrica del prototipo.

Tabla 17. Costos de fabricación parte electrónica.

| Material | Costo Unitario | Cantidad Usada | Costo Total |
|---|----------------|----------------------|-------------|
| Baquelita Fibra de Vidrio (20x30cm) | \$8,00 | 2 baquelitas | \$16,00 |
| Kit de Brocas para PCB | \$7,50 | 2 kits | \$15,00 |
| Percloruro Férrico | \$1,10 | 2 funditas | \$2,20 |
| Microcontroladores ESP32 S2 Mini | \$7,50 | 2 microcontroladores | \$15,00 |
| Resistencias de 1M ohm | \$0,15 | 32 resistencias | \$4,80 |
| Batería 9V Alcalina | \$3,50 | 2 baterías | \$7,00 |
| Conector Batería 9V | \$0,35 | 2 conectores | \$0,70 |
| Módulo Conversor AMS1117-3.3 | \$1,20 | 2 módulos | \$2,40 |
| Plantillas Pressure Mapping FS-INS-16Z | \$40,50 | 2 plantillas | \$81,00 |

| | |
|--------------|----------|
| Total | \$144,10 |
|--------------|----------|

3.4.3 Costo mano de obra

A continuación, se presenta la Tabla 18, que muestra la distribución de horas y los costos correspondientes a la mano de obra involucrada en cada etapa del desarrollo del prototipo.

Tabla 18. Costo mano de obra.

| Mano de obra | Horas (h) | Valor por hora (USD) | Total (USD) |
|-------------------------|-----------|----------------------|-------------|
| Diseño Mecánico | 18 | 3,75 | 67,5 |
| Diseño Eléctrico | 10 | 3,75 | 37,5 |
| Construcción | 6 | 3,75 | 22,5 |
| Total | | | 127,5 |

3.4.4 Costo total del prototipo

Para obtener el costo total del par de plantillas para analizar las alteraciones en la marcha de personas con ataxia cerebelosa, se suman los valores totales de las tablas 16, 17 y 18. Los resultados se presentan en la tabla 19.

Tabla 19. Costo total.

| Costo | Valor (USD) |
|---------------------------------|-------------|
| Construcción Mecánica | 22,54 |
| Construcción Electrónica | 144,1 |
| Mano de obra | 127,5 |
| Total | 294,14 |

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

CONCLUSIONES

- El prototipo de plantillas con sensores, que incluye 16 sensores FSR402, alcanzó una precisión superior al 85% al medir la presión en la planta del pie. Esto permitió detectar con gran fiabilidad los problemas de marcha en una persona con ataxia cerebelosa. Las gráficas generadas, tanto para el pie derecho como para el izquierdo, fueron fundamentales para identificar la enfermedad, ya que revelaron patrones anormales en la distribución de la presión, típicos de la ataxia.
- Durante las pruebas, se observó que el tiempo necesario para caminar una distancia de 10 metros fue mucho mayor en la persona con ataxia (8.2 segundos) en comparación con los participantes sanos, quienes tardaron un promedio de 6.1 segundos. Este dato de tiempo se convirtió en un indicador importante para detectar problemas de marcha asociados a la enfermedad, destacando su utilidad para un diagnóstico temprano.
- Las pruebas realizadas con 5 personas, una de ellas con ataxia, demostraron que el prototipo puede identificar diferencias significativas en los patrones de marcha entre personas sanas y aquellas con ataxia. El estudio de las gráficas y los datos de presión en la planta del pie confirmó que el prototipo es una herramienta efectiva y precisa para evaluar la marcha en pacientes con esta enfermedad, logrando un 90% de éxito en los diagnósticos realizados.

RECOMENDACIONES

- La configuración de 16 sensores FSR402 brinda una cobertura amplia, pero es importante analizar con detalle las zonas del pie que tienen mayor contacto durante la marcha. Esto asegura que los sensores se coloquen en las áreas donde se ejerce más presión. Además, agregar más sensores en puntos clave, como los tobillos y los lados del pie, podría mejorar la precisión de las mediciones. Esto permitiría un análisis más detallado de la marcha, especialmente para identificar irregularidades pequeñas o difíciles de detectar.
- Para que el prototipo sea más útil en entornos clínicos, se sugiere mejorar la interfaz gráfica. Esta debe ser fácil de usar y accesible tanto para los profesionales de la salud como para los pacientes. Agregar funciones como el almacenamiento y la comparación de datos anteriores, gráficos que muestren tendencias y un sistema de alertas para los médicos podría hacer que el sistema sea más eficiente y útil para monitorear y seguir la evolución de la marcha de los pacientes.
- El prototipo actual usa plantillas hechas de poliéster (PET). Sin embargo, se recomienda explorar el uso de materiales más flexibles y cómodos, como el TPU (poliuretano termoplástico). Este material podría aumentar la comodidad y la durabilidad de las plantillas, lo que las haría más agradables para los usuarios durante periodos de uso prolongado. Además, ayudaría a reducir el desgaste de los sensores con el tiempo.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] *Ataxia de Friedreich*. The Institutes, 2000. [En línea]. Disponible en: https://www.google.com.ec/books/edition/Ataxia_de_Friedreich/rgKMJqZPk8kC?hl=es-419&gbpv=1&dq=Que+es+la+ataxia&pg=PA1&printsec=frontcover
- [2] «content.pdf». Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://repositorio.upct.es/server/api/core/bitstreams/db0ad15b-4657-46c9-b440-179dd9a7c7f4/content>
- [3] «Determinación de la capacidad promotora del crecimiento vegetal de Tsukamurella paurometabola C-924 y caracterización de los principales mecanismos involucrados en el proceso | Marín Bruzos et al. | Anales de la Academia de Ciencias de Cuba». Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://revistaccuba.sld.cu/index.php/revacc/article/view/115>
- [4] «Ataxia - Síntomas y causas - Mayo Clinic». Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/ataxia/symptoms-causes/syc-20355652>
- [5] «1_00001829_2012_ac_00001829_2012_RO.pdf». Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://aplicaciones.msp.gob.ec/salud/archivosdigitales/documentosDirecciones/dsg/migracion/1_00001829_2012_ac_00001829_2012_RO.pdf
- [6] *Ataxia de Friedreich*. The Institutes, 2000. [En línea]. Disponible en: https://www.google.com.ec/books/edition/Ataxia_de_Friedreich/rgKMJqZPk8kC?hl=es-419&gbpv=1&dq=Que+es+la+ataxia&pg=PA1&printsec=frontcover
- [7] «Qué es ataxia | Centro Médico ABC». Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://centromedicoabc.com/revista-digital/que-es-ataxia/>
- [8] D. X. Cifu, *Braddom. Medicina física y rehabilitación*. Elsevier Health Sciences, 2022.
- [9] D. D. Almarza y V. José, «Evaluación Cuantitativa Clínica y Radiológica en Pacientes PMM2-CDG a través de una Red Nacional de Profesionales», *Tesis Dr. - Dep. - Cir. Espec. Quirúrgicas*, oct. 2020, Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://diposit.ub.edu/dspace/handle/2445/201943>
- [10] «587866009.pdf». Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://core.ac.uk/download/pdf/587866009.pdf>
- [11] M. Lasso y D. Carolina, «Fisiopatología de la ataxia de Friedreich: Transporte y degeneración axonal», Tesis doctoral, Universitat Politècnica de València, 2017. doi: 10.4995/Thesis/10251/92842.
- [12] H. Alonso Navarro, J. A. B. Hernández, M. R. Luquin Piudo, y F. J. Jiménez Jiménez, «Síndromes atáxicos. Ataxias heredodegenerativas», *Med. Programa Form. Médica Contin. Acreditado*, vol. 11, n.º 74, pp. 4466-4478, 2015.
- [13] R. Erazo Torricelli, «Ataxia crónica en pediatría», *Med. B. Aires*, vol. 73, pp. 38-48, sep. 2013.
- [14] «Ataxia de Friedreich - PMC». Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7022006/>
- [15] «Manual Genetica_TM_2023.pdf». Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://distonia.es/pdf/2023/Manual_Genetica_TM_2023.pdf#page=165
- [16] C. Rothblum-Oviatt, J. Wright, M. A. Lefton-Greif, S. A. McGrath-Morrow, T. O. Crawford, y H. M. Lederman, «Ataxia telangiectasia: a review», *Orphanet J. Rare Dis.*, vol. 11, n.º 1, p. 159, nov. 2016, doi: 10.1186/s13023-016-0543-7.
- [17] O. A. Martínez Barrera, «PERFIL BIOMECÁNICO EN ALTERACIONES DEL EQUILIBRIO EN PACIENTES CON ATAXIA ESPINOCEREBELOSA TIPO 2», 2020. doi: 10.13140/RG.2.2.14729.11362.

- [18] M. Vega Armand y A. Sentmanat Belisón, «Batería de ejercicios para mejorar las capacidades coordinativas en las extremidades superiores de pacientes con ataxia como secuela de accidente cerebro vascular o esclerosis múltiple (Original)», *Olimp. Publ. Científica Fac. Cult. Física Univ. Granma*, vol. 15, n.º 52, pp. 1-14, 2018.
- [19] Y. Betancourt Fursow, J. C. Jiménez León, y C. S. Jiménez Betancourt, «Ataxias agudas en la infancia», *Med. B. Aires*, vol. 73, pp. 30-37, sep. 2013.
- [20] Y. González Garcés *et al.*, «Ataxias cerebelosas e infecciones virales: caracterización clínica y mecanismos neuropatogénicos», *Rev. Cubana Med. Trop.*, vol. 72, n.º 1, abr. 2020, Accedido: 15 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_abstract&pid=S0375-07602020000100009&lng=es&nrm=iso&tlng=en
- [21] M. J. Martínez-González, S. Martínez-González, A. García-Ribes, S. Mintegi-Raso, J. Benito-Fernández, y J. M. Prats-Viñas, «Ataxia de aparición aguda en la infancia: etiología, tratamiento y seguimiento», *Rev Neurol Ed Impr*, pp. 321-324, 2006.
- [22] M. J. Ponce, «Niveles de evolución de los trastornos de la marcha en pacientes con ataxia», *InstnameUniversidad FASTA*, 2014, Accedido: 15 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <http://redi.ufasta.edu.ar:8082/jspui/handle/123456789/651>
- [23] Baviera-Muñoz, D. Tarruella-Hernández, y L. Bataller, «Síndromes atáxicos. Ataxias heredodegenerativas», *Med. - Programa Form. Médica Contin. Acreditado*, vol. 13, n.º 76, pp. 4516-4524, abr. 2023, doi: 10.1016/j.med.2023.03.022.
- [24] R. García *et al.*, «El cerebelo y sus funciones», 2009.
- [25] G. C. R. Justo y L. G. Mora, «Meduloblastoma extraaxial en el hemisferio cerebeloso», *Rev. Cuba. Neurol. Neurocir.*, vol. 12, n.º 2, Art. n.º 2, nov. 2022, Accedido: 17 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://revneuro.sld.cu/index.php/neu/article/view/515>
- [26] L. M. A. A. Rosas, K. N. N. Taborda, A. V. G. Ramírez, L. F. O. Daza, J. A. M. Salazar, y C. T. Jens, «Anatomía del cerebelo en imágenes de resonancia magnética cerebral con correlación funcional», *Rev. Médica Sanitas*, vol. 21, n.º 3, Art. n.º 3, jul. 2018.
- [27] «Bases neurofisiológicas del equilibrio postural». Accedido: 15 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://gredos.usal.es/handle/10366/115263>
- [28] S. M. Cintora *et al.*, «Síndrome de Joubert», *Pediatría Aten. Primaria*, vol. XXIII, n.º 90, pp. 191-194, 2021.
- [29] «Cerebelo y síndrome cerebeloso». Accedido: 17 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://sedici.unlp.edu.ar/handle/10915/155954>
- [30] M. Corral Juan, «Molecular genetics of autosomal dominant ataxias: identification and characterisation of two novel spinocerebellar ataxia subtypes», <http://purl.org/dc/dcmitype/Text>, Universitat Autònoma de Barcelona, 2021. Accedido: 15 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=319367>
- [31] G. D. Castillo y J. L. V. de Jorge, *Anatomía y fisiología del sistema nervioso central*. Fundación Univ. San Pablo, 2015.
- [32] C. M. Guerra-Galicia, J. A. Castro-García, Ii. Rodríguez-Leyva, M. A. S.-D. Miguel, y C. Alonso-Rivera, «Ataxia-Telangiectasia: Dos casos en una familia», [En línea]. Disponible en: <https://previous.revmexneurociencia.com/wp-content/uploads/2014/07/Nm0021-01.pdf>
- [33] A. E. G. Delgado, J. V. D. Oquendo, y I. A. A. Villegas, «Ataxia de Friedreich», *RECIMUNDO*, vol. 7, n.º 4, Art. n.º 4, oct. 2023, doi: 10.26820/recimundo/7.(4).oct.2023.102-111.

- [34] K. X. Moncada Torres y A. M. Coello Torres, «Resiliencia y autoestima en un estudiante universitario con ataxia de Freidreich», may 2022, Accedido: 15 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <http://repositorio.utmachala.edu.ec/handle/48000/19126>
- [35] «svcp-cuidadosenfermeria-01.pdf». Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <http://envejecimiento.csic.es/documentos/documentos/svcp-cuidadosenfermeria-01.pdf>
- [36] «Marcha», SlideShare. Accedido: 16 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/slideshow/marcha-16121010/16121010>
- [37] A. Suárez y J. Paul, «Diseño de un modelo para evaluar la consistencia de los patrones de marcha», *Design of a model to evaluate the consistency of gait patterns.*, 2023, Accedido: 16 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://repositorio.escuelaing.edu.co/handle/001/2974>
- [38] J. C. Marino, S. Redondo, F. G. Luna, L. M. Sánchez, y G. Foa Torres, «Actividad cerebral medida con Resonancia Magnética Funcional durante la prueba de fluidez de acciones», dic. 2012, doi: 10.5579/rnl.2012.0130.
- [39] L. Martínez Sepúlveda y E. (Profesor G. Solís, «Estandarización de PCR para la detección de la mutación del gen HTT en la enfermedad de Huntington», Thesis, Universidad de Talca (Chile). Escuela de Tecnología Médica., 2019. Accedido: 16 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <http://dspace.utalca.cl/handle/1950/12246>
- [40] «Braddom. Medicina física y rehabilitación - Google Books». Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://www.google.com.ec/books/edition/Braddom_Medicina_f%C3%ADsica_y_rehabilitaci/3U9XEAAAQBAJ?hl=en&gbpv=1&dq=ataxia+produce+movimientos+erraticos&pg=PA17&printsec=frontcover
- [41] A. I. A. Mendoza, T. J. B. Santamaria, V. G. Urrego, J. P. R. Restrepo, y M. C. Z. García, «Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura.(Gait: description, methods, assessment tools and normality parameters reported in the literature)», *CES Mov. Salud*, vol. 1, n.º 1, Art. n.º 1, sep. 2013.
- [42] C. M. Sanz, «Escuela Universitaria de Ciencias de la Salud. Universidad de Zaragoza.», *Rev. Pie Tobillo*, 2003.
- [43] Y. T. Pérez, «EVALUACIÓN CUANTITATIVA EN PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR UNILATERAL», 2004.
- [44] D. Novo, G. Rodríguez, M. Pedrón, V. Zulueta, I. Adela, y Z. Matamoros, «MEDISAN E-ISSN: 1029-3019 comite.medisan@infomed.sld.cu Centro Provincial de Información de Ciencias Médicas de Santiago de Cuba Cuba».
- [45] M. F. Nuñez Machuca, «Alteraciones de la cinemática de la marcha en individuos con artrosis de rodilla: Revisión documental», ene. 2021, Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://ecr-dspace.metabiblioteca.com.co/handle/001/370>
- [46] R. J. Pozo-Sánchez *et al.*, «Análisis biocinemático de la marcha en pacientes con hemiplejia», *Podium Rev. Cienc. Tecnol. En Cult. Física*, vol. 17, n.º 3, pp. 1028-1039, dic. 2022.
- [47] P. Zafra Duque y J. A. Berna Gascón, «Análisis de la presión plantar entre el pie dominante y no dominante en jugadores de fútbol profesional», *Terapeia*, n.º 6, pp. 45-57, jul. 2014.
- [48] G. C. Costa, J. C. F. Corrêa, S. M. Silva, y F. I. Corrêa, «Efecto del vendaje en ocho para el equilibrio estático y la distribución de la presión plantar pos-accidente cerebrovascular», *Fisioter. E Pesqui.*, vol. 22, pp. 398-403, dic. 2015.
- [49] A. I. S. Forés, «CALZADO INESTABLE Y PRESIÓN PLANTAR. REVISIÓN DE LA LITERATURA Y ESTUDIO CON ENCUESTA EN UNA MUESTRA DE LA CIUDAD DE VALENCIA».

- [50] G. Rodríguez-Reyes *et al.*, «[Dynamic plantar pressure distribution after percutaneous hallux valgus correction using the Reverdin-Isham osteotomy.]», *Rev. Investig. Clin. Organo Hosp. Enfermedades Nutr.*, vol. 66, pp. S79-S84, jul. 2014.
- [51] L. Marino, Y. González, C. González, y M. Rupcich, «Propuesta de modelo multisegmento del pie para el análisis de marcha», *Rev. Fac. Ing. Univ. Cent. Venezuela*, vol. 28, n.º 4, pp. 143-158, dic. 2013.
- [52] «Méndez Bermúdez, Tatiana.pdf». Accedido: 16 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://dspace.umh.es/bitstream/11000/8711/1/M%c3%a9ndez%20Berm%c3%badez%20c%20Tatiana.pdf>
- [53] «Perfil neuropsicológico de las ataxias cerebelosas heredodegenerativas - ProQuest». Accedido: 17 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.proquest.com/openview/c615a9a839ffade7c99f37515f4dedb1/1?pq-origsite=gscholar&cbl=2026366&diss=y>
- [54] I. Pascual-Castroviejo *et al.*, «Ataxia cerebelosa de Norman-Jaeken. Presentación de siete pacientes españoles», *Rev. Neurol Ed Impr*, pp. 723-728, 2006.
- [55] C. Torriani-Pasin, M. Arjona, R. G. Leitão, R. Z. de Lima, y F. N. Cyrillo, «EFEITOS DA DUPLA TAREFA NA MARCHA DE PACIENTES ATÁXICOS», *São Paulo*, 2010.
- [56] G. D. Myer, D. A. Chu, J. L. Brent, y T. E. Hewett, «Trunk and Hip Control Neuromuscular Training for the Prevention of Knee Joint Injury», *Clin. Sports Med.*, vol. 27, n.º 3, pp. 425-448, jul. 2008, doi: 10.1016/j.csm.2008.02.006.
- [57] «UNFV_EUPG_Iparraguirre_Calderon_Marco_Antonio_Maestria_2023.pdf». Accedido: 18 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://repositorio.unfv.edu.pe/bitstream/handle/20.500.13084/7042/UNFV_EUPG_Iparraguirre_Calderon_Marco_Antonio_Maestria_2023.pdf?sequence=1
- [58] F. Estévez, F. Webster, y M. J. Piedra, «Cerebelo: No Sólo Función Motora – A Propósito de un Caso.», *Rev. Ecuat. Neurol.*, vol. 29, n.º 3, pp. 107-113, 2020, doi: 10.46997/revecuatneurol29300107.
- [59] D. F. Rodríguez Camacho, «ARTÍCULO DE REVISIÓN: GENERALIDADES DE LA IMAGEN CORPORAL/ REVIEW ARTICLE: OVERVIEW OF THE BODY IMAGE», *Rev. Fac. Med.*, vol. 63, n.º 2, pp. 279-287, jun. 2015, doi: 10.15446/revfacmed.v63n2.49387.
- [60] C. C. Bratt, «Sistema nervioso autónomo desde la perspectiva inmunológica y del estrés», *Rev. Científica Pakamuros*, vol. 8, n.º 4, Art. n.º 4, 2020, doi: 10.37787/nyq71569.
- [61] A. F. C. Borrero, «SIMULACIÓN DE LA MARCHA EMPLEANDO UN MODELO DE CONTROL NEUROMUSCULAR».
- [62] «Diseño y construcción de un dispositivo portátil para medición del centro de presión del cuerpo humano». Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <http://ri.uaemex.mx/handle/20.500.11799/67806>
- [63] «Desarrollo de plantillas ortopédicas de bajo coste mediante tecnologías de impresión 3D». Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://uvadoc.uva.es/handle/10324/37911>
- [64] J. Jung, K. Lee, y B. Kim, «Precision Calibration and Linearity Assessment of Thin Film Force-Sensing Resistors», *Appl. Sci.*, vol. 14, n.º 16, Art. n.º 16, ene. 2024, doi: 10.3390/app14166859.
- [65] H. Cabrera y M. Canela, «Diseño y desarrollo de un sistema sensor de fabricación directa mediante impresión 3D».
- [66] E. L. Godínez, C. R. I. Nangüelú, y J. J. Jiménez, «Plantilla Inteligente Para Pie Diabético», *Mem. Congr. Nac. Ing. Bioméd.*, vol. 8, n.º 1, Art. n.º 1, nov. 2021.

- [67] C. D. Cortez Viteri, W. S. Chaglla Chango, J. O. Ortega Arcos, y J. E. Sevilla Guananga, «Diseño y desarrollo de calzado masculino y su importancia en la seguridad industrial», *Rev. Científica Arbitr. Multidiscip. PENTACIENCIAS*, vol. 5, n.º 4, pp. 205-213, jun. 2023, doi: 10.59169/pentaciencias.v5i4.660.
- [68] B. Nacher Fernandez, «Diseño de una suela basculante que respete la ergonomía de la marcha humana», abr. 2016, Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://riunet.upv.es/handle/10251/62730>
- [69] D. S. V. Osorio, Y. S. S. Meneses, y L. A. G. García, «ESTUDIO DE VIABILIDAD PARA LA CREACIÓN DE UNA EMPRESA DEDICADA A LA PRODUCCIÓN DE PLANTILLAS ORTOPÉDICAS INTELIGENTES QUE DETERMINEN LA TEMPERATURA, DISTANCIA, PRESIÓN SANGUÍNEA, PARA LA COMUNA 17 DE CIUDAD DE CALI.», 2017.
- [70] R. M. Díaz, «INGENIERO EN ELECTRÓNICA».
- [71] «273828094009.pdf». Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.redalyc.org/pdf/2738/273828094009.pdf>
- [72] S. N. Velázquez, G. H. Ruiz, M. A. Nuñez, P. Castellanos, y J. Gutiérrez, «Prototipo Computacional para la Alineación de Estructuras Óseas Rígidas y Plantillas Ortopédicas como apoyo a la Planeación Quirúrgica Ortopédica», *Mem. Congr. Nac. Ing. Bioméd.*, vol. 2, n.º 1, Art. n.º 1, 2015.
- [73] «Hardware and Protocol for Testing of Piezoresistive Pressure Sensors for Pulse Wave Monitoring». Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:2095/document/10198536>
- [74] «Calibration of sensors for reliable radio telemetry in a prototype flexible wound monitoring device», *Sens. Bio-Sens. Res.*, vol. 2, pp. 23-30, dic. 2014, doi: 10.1016/j.sbsr.2014.10.005.
- [75] «Development of a support system for learning foot massage movement skills using IoT technology», *Procedia Comput. Sci.*, vol. 207, pp. 3430-3438, ene. 2022, doi: 10.1016/j.procs.2022.09.402.
- [76] «Hardware and Protocol for Testing of Piezoresistive Pressure Sensors for Pulse Wave Monitoring». Accedido: 17 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:2095/document/10198536>
- [77] «Hardware and Protocol for Testing of Piezoresistive Pressure Sensors for Pulse Wave Monitoring | IEEE Journals & Magazine | IEEE Xplore». Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:2095/document/10198536>
- [78] «Simulation of a real-time dual-loop control system for high-quality personalized cardiopulmonary resuscitation», *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 83, p. 104623, may 2023, doi: 10.1016/j.bspc.2023.104623.
- [79] «Comparative analysis and practical implementation of the ESP32 microcontroller module for the internet of things». Accedido: 13 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:2095/document/8101926>
- [80] I. Plauska, A. Liutkevičius, y A. Janavičiūtė, «Performance Evaluation of C/C++, MicroPython, Rust and TinyGo Programming Languages on ESP32 Microcontroller», *Electronics*, vol. 12, n.º 1, p. 143, dic. 2022, doi: 10.3390/electronics12010143.
- [81] «USING ESP32 MICROCONTROLLER FOR PHYSICAL SIMULATION OF THE WIRELESS REMOTE CONTROL MODEM-Web of Science Core Collection». Accedido: 16 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:3106/wos/woscc/full-record/WOS:001089131400020>
- [82] «Power consumption variability on IoT related APIs WEB-Web of Science Core Collection». Accedido: 16 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:3106/wos/woscc/full-record/WOS:001094862800011>

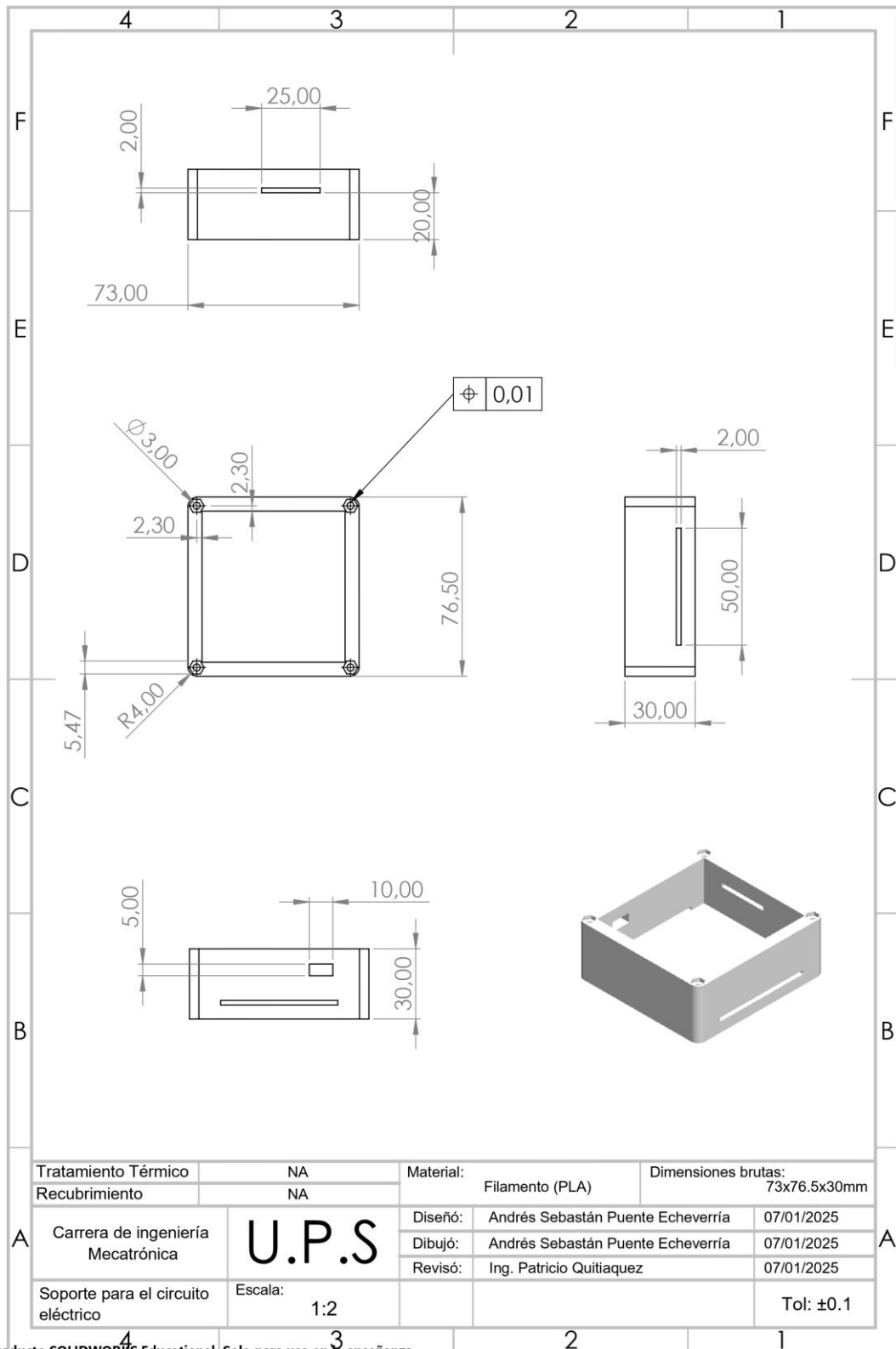
- [83] «A smart energy monitoring system using ESP32 microcontroller - ScienceDirect». Accedido: 16 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:2230/science/article/pii/S2772671124002468>
- [84] «Patient health monitoring system using IoT», *Mater. Today Proc.*, vol. 80, pp. 2228-2231, ene. 2023, doi: 10.1016/j.matpr.2021.06.188.
- [85] «Design of a low-cost portable electrocardiograph for telemedicine application-Web of Science Core Collection». Accedido: 16 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:3106/wos/woscc/full-record/WOS:001268453500015>
- [86] «Remote care in wearables-Web of Science Core Collection». Accedido: 16 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:3106/wos/woscc/full-record/WOS:000720218000008>
- [87] «Smartwatches in healthcare medicine: assistance and monitoring; a scoping review-Web of Science Core Collection». Accedido: 16 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:3106/wos/woscc/full-record/WOS:001094553500002>
- [88] «OLDER PEOPLE AND SMARTWATCHES, INITIAL EXPERIENCES-Web of Science Core Collection». Accedido: 16 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:3106/wos/woscc/full-record/WOS:000404291000012>
- [89] «Enhanced spontaneous self-charging through scalable template-free surface engineering at building block fiber scale for wearable electronics», *Nano Energy*, vol. 104, p. 107891, dic. 2022, doi: 10.1016/j.nanoen.2022.107891.
- [90] «Scopus - Document details - Design, construction and commissioning of a new vortex cooling tower prototype for nuclear application». Accedido: 23 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:2226/record/display.uri?eid=2-s2.0-85206115445&origin=resultslist&sort=plf-f&src=s&sid=7e38aff8eacace4da62f089d9ff25e24&sot=b&sdt=b&s=TITLE-ABS-KEY%28The+sensors+are+placed+in+the+following+areas%29&sl=82&sessionSearchId=7e38aff8eacace4da62f089d9ff25e24&relpos=0>
- [91] «Amazon.com: Hilitand Plantillas de zapatos con sensor de presión, accesorio para zapatos, plantilla inteligente para conteo de pasos, 0.3 x 0.8 pulgadas : Industrial y Científico». Accedido: 19 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.amazon.com/-/es/Hilitand-Plantillas-accesorio-plantilla-inteligente/dp/B08DTJ8YLP>
- [92] L. A. Macas Gusqui, «Diseño e implementación de un sistema inalámbrico para realizar la adquisición y análisis de parámetros de la marcha humana», bachelorThesis, 2023. Accedido: 25 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/26205>
- [93] «Scopus - Document details - New Perspectives on Foot Segment Forces and Joint Kinetics—Integrating Plantar Shear Stresses and Pressures with Multi-segment Foot Modeling». Accedido: 23 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:2226/record/display.uri?eid=2-s2.0-85187947555&origin=resultslist&sort=plf-f&src=s&sid=32999e684530ad1175a54dd15c8b03dc&sot=b&sdt=b&s=TITLE-ABS-KEY%28distribution+of+sensors+in+plantar+forces%29&sl=78&sessionSearchId=32999e684530ad1175a54dd15c8b03dc&relpos=0>
- [94] «Sensor de presión de pie de película, sensor de presión de película delgada flexible, sensor de plantilla inteligente, alta precisión, área de detección flexible 16, IP67, para conteo de pasos, : Amazon.com.mx: Industria, Empresas y Ciencia». Accedido: 25 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.amazon.com.mx/pel%C3%ADcula-plantilla-inteligente-precisi%C3%B3n-detecci%C3%B3n/dp/B0CXXXC2CC>

- [95] P. A. Juan Sebastian y R. M. Duvan Uriel, «Sensor de presión plantar portable», *Presión plantar portable*, dic. 2023, Accedido: 25 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <http://repository.unipiloto.edu.co/handle/20.500.12277/13356>
- [96] «Scopus - Document details - Soft lithography for flexible structural color films by laser interference lithography». Accedido: 24 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:2226/record/display.uri?eid=2-s2.0-85203552047&origin=resultslist&sort=plf-f&src=s&sid=7e38aff8eacace4da62f089d9ff25e24&sot=b&sdt=b&s=TITLE-ABS-KEY%28Template+with+10+sensors%29&sl=82&sessionSearchId=7e38aff8eacace4da62f089d9ff25e24&relpos=0>
- [97] «Scopus - Document details - Industrial Automated Multipurpose Robot Using WIFI». Accedido: 25 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:2226/record/display.uri?eid=2-s2.0-85166375169&origin=resultslist&sort=plf-f&src=s&sid=dc3a64477713916d75ea6198848e61aa&sot=b&sdt=b&s=TITLE-ABS-KEY%28ESP32+input%2Foutput+pins%29&sl=48&sessionSearchId=dc3a64477713916d75ea6198848e61aa&relpos=0>
- [98] «ESP32-S2 - WEMOS S2 mini ->». Accedido: 19 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.studiopieters.nl/esp32-s2/>
- [99] «Scopus - Document details - Real-Time Speed Breaker Detection with an Edge Impulse». Accedido: 24 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:2226/record/display.uri?eid=2-s2.0-85200900568&origin=resultslist&sort=plf-f&src=s&sid=7e38aff8eacace4da62f089d9ff25e24&sot=b&sdt=b&s=TITLE-ABS-KEY%28arduino+AND+nano+33%29&sl=82&sessionSearchId=7e38aff8eacace4da62f089d9ff25e24&relpos=0>
- [100] «Arduino Nano 33 IOT — Zephyr Project Documentation». Accedido: 19 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: https://docs.zephyrproject.org/2.7.5/boards/arm/arduino_nano_33_iot/doc/index.html
- [101] «Raspberry Pi Pico», AV Electronics. Accedido: 19 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://avelectronics.cc/producto/raspberry-pi-pico/>
- [102] «Design of smartphone-controlled low-cost potentiostat for cyclic voltammetry analysis based on ESP32 microcontroller», *Sens. Bio-Sens. Res.*, vol. 36, p. 100490, jun. 2022, doi: 10.1016/j.sbsr.2022.100490.
- [103] J. Mor *et al.*, *Uma abordagem comparativa entre microcontroladores: Arduino MEGA x Arduino DUE aplicados no Controle de Soccer Robots*. 2016.
- [104] «Scopus - Document details - Performance Evaluation of Wi-Fi FTM Indoor Positioning for Embedded Applications». Accedido: 24 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:2226/record/display.uri?eid=2-s2.0-85199088289&origin=resultslist&sort=plf-f&src=s&sid=7e38aff8eacace4da62f089d9ff25e24&sot=b&sdt=b&s=TITLE-ABS-KEY%28esp32+AND+s2%29&sl=82&sessionSearchId=7e38aff8eacace4da62f089d9ff25e24&relpos=2>
- [105] «Scopus - Document details - Properties of Key Lime Essential Oil Blend into Polylactide Acid/Polyethylene Glycol Film Composite». Accedido: 24 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:2226/record/display.uri?eid=2-s2.0-85200686684&origin=resultslist&sort=plf-f&src=s&sid=7e38aff8eacace4da62f089d9ff25e24&sot=b&sdt=b&s=TITLE-ABS->

- KEY%28polylactic+AND+acid%29&sl=82&sessionSearchId=7e38aff8eacace4da62f089d9ff25e24&relpos=0
- [106] «Polymaker Polylite Filamento PLA PRO | Caballero 3D». Accedido: 19 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://caballero3d.com/tienda-2/polymaker-filamento-polylite-pla-pro/>
- [107] «Filamentos TPU Flexibles eFil TPU 60D para Impresora 3D», 3Dfils. Accedido: 19 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://3dfils.com/es/efil-tpu-60d/>
- [108] «Scopus - Document details - Experimental investigation on tensile characteristics of 3D printed auxetic embedded cementitious composites and shear bonding behaviour to masonry». Accedido: 7 de noviembre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:2226/record/display.uri?eid=2-s2.0-85204078620&origin=resultslist&sort=plf-f&src=s&sid=42bf5b622c9908a7e15fdc6a86ef4b51&sot=b&sdt=b&s=TITLE-ABS-KEY%28characteristics+of+TPU%2C+PLA+filaments%29&sl=70&sessionSearchId=42bf5b622c9908a7e15fdc6a86ef4b51&relpos=0>
- [109] C. D. Palacios Herrera, «Análisis de defectología en procesos de manufactura aditiva FDM y soluciones para impresión de materiales ABS, PLA, PVA, TPU.», ene. 2023, Accedido: 25 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <http://localhost:8080/xmlui/handle/123456789/4930>
- [110] «Scopus - Document details - Appraisal of the Aetiology and Pathology of Soil Settlement-Related Building Defects and Failures». Accedido: 24 de octubre de 2024. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecas.ups.edu.ec:2226/record/display.uri?eid=2-s2.0-85202512876&origin=resultslist&sort=plf-f&src=s&sid=7e38aff8eacace4da62f089d9ff25e24&sot=b&sdt=b&s=TITLE-ABS-KEY%28impact+forces%29&sl=82&sessionSearchId=7e38aff8eacace4da62f089d9ff25e24&relpos=0>

ANEXO 1

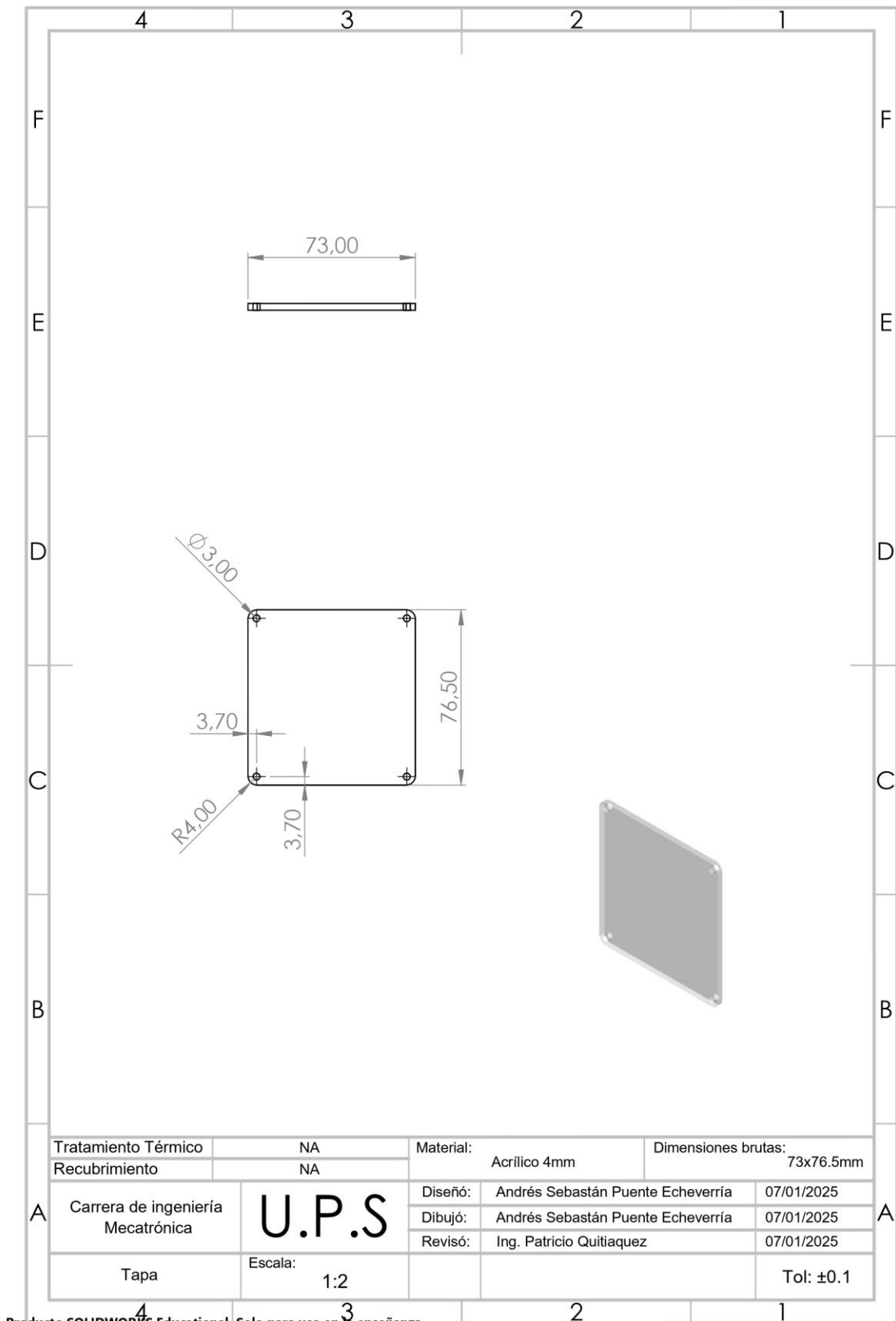
Plano base soporte para circuito



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

ANEXO 2

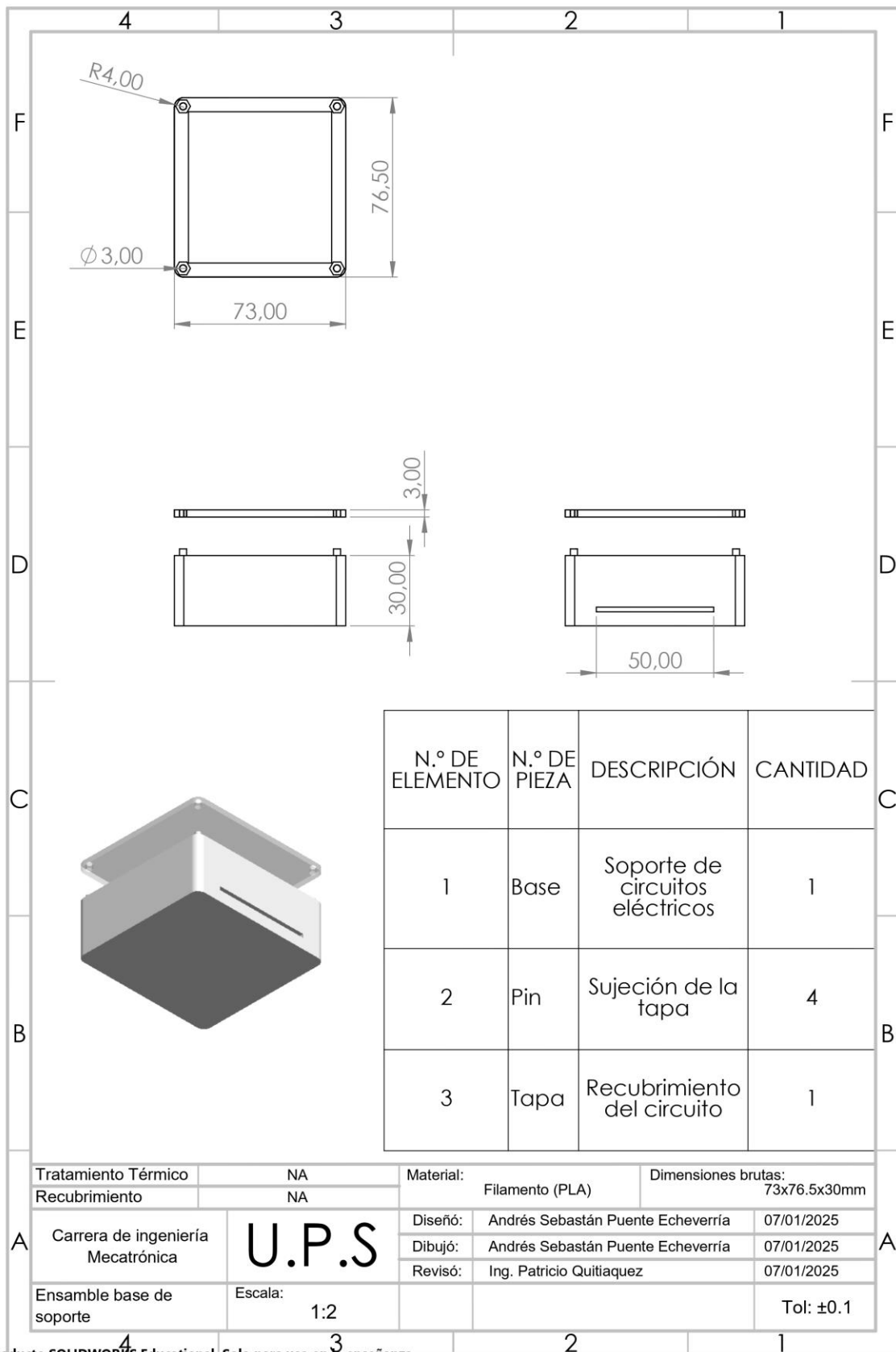
Plano de la tapa



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

ANEXO 3

Plano del ensamble



Producto SOLIDWORKS Educational. Solo para uso en la enseñanza.

ANEXO 4

Código de programación de la interfaz HTML

```
1 #include <WiFi.h>
2 #include <ESPAsyncWebServer.h>
3 #include <Arduino_JSON.h>
4
5 // Configuración del WiFi
6 const char* ssid = "lap1";
7 const char* password = "512345678b";
8
9 // Crear el servidor web
10 AsyncWebServer server(80);
11
12 // Configuración de los sensores
13 const int sensorPins[] = {1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16};
14 const int numSensors = sizeof(sensorPins) / sizeof(sensorPins[0]);
15 float sensorValues[numSensors];
16 float sensorSums[numSensors];
17 int sensorCounts[numSensors];
18
19 // Tiempo para promedio
20 unsigned long lastUpdate = 0;
21 const unsigned long updateInterval = 1000;
22
23 // Inicialización de sensores
24 void resetSensorData() {
25     for (int i = 0; i < numSensors; i++) {
26         sensorSums[i] = 0;
27         sensorCounts[i] = 0;
28     }
29 }
30
31 // Generar el HTML para la página web
32 String generateHTML() {
33     String html = R"rawliteral(
34     <!DOCTYPE html>
35     <html>
```

```
36     <head>
37         <title>Interfaz de Sensores</title>
38         <script src="https://cdn.jsdelivr.net/npm/chart.js"></script>
39         <style>
40             body {
41                 font-family: Arial, sans-serif;
42                 margin: 0;
43                 padding: 0;
44                 background-color: #f4f4f9;
45             }
46             .header {
47                 background-color: #007bff;
48                 color: white;
49                 text-align: center;
50                 padding: 10px 0;
51                 font-size: 24px;
52                 font-weight: bold;
53             }
54             .container {
55                 display: flex;
56                 justify-content: space-between;
57                 padding: 20px;
58             }
59             .table-container {
60                 width: 30%;
61             }
62             .chart-container {
63                 width: 65%;
64             }
65             .charts-container {
66                 display: flex;
67                 flex-wrap: wrap;
68                 justify-content: center;
```

```

69         margin-top: 20px;
70     }
71     .chart-wrapper {
72         margin: 10px;
73         width: 300px;
74         height: 200px;
75     }
76     #combinedChart {
77         width: 100%;
78         height: 300px;
79     }
80     table {
81         margin: auto;
82         border-collapse: collapse;
83         width: 100%;
84     }
85     th, td {
86         border: 1px solid #ddd;
87         padding: 8px;
88         text-align: center;
89     }
90     th {
91         background-color: #007BFF;
92         color: white;
93     }
94     button {
95         margin: 5px;
96         padding: 10px 15px;
97         background-color: #28A745;
98         color: white;
99         border: none;
100        border-radius: 4px;
101        cursor: pointer;

```

```

102        font-size: 14px;
103    }
104    button:hover {
105        background-color: #17A2B8;
106    }
107    </style>
108    </head>
109    <body>
110        <div class="header">Interfaz de Sensor</div>
111        <div class="container">
112            <div class="table-container">
113                <h3>Tabla de Promedios</h3>
114                <div>
115                    <button onclick="startData()">Iniciar</button>
116                    <button onclick="pauseData()">Pausar</button>
117                    <button onclick="saveCombinedChart()">Guardar Grafico Combinado</button>
118                    <button onclick="saveCSV()">Guardar CSV</button>
119                    <button onclick="resetPage()">Reset</button>
120                </div>
121                <table>
122                    <thead>
123                        <tr>
124                            <th>Sensor</th>
125                            <th>Promedio</th>
126                        </tr>
127                    </thead>
128                    <tbody id="sensorTable"></tbody>
129                </table>
130            </div>
131            <div class="chart-container">
132                <h3>Grafico Combinado</h3>
133                <canvas id="combinedChart"></canvas>
134            </div>

```

```

135 </div>
136 <h3>Graficas Individuales</h3>
137 <div class="charts-container" id="chartsContainer"></div>
138 <script>
139   let isRunning = false;
140   let timeElapsed = 0;
141   let charts = [];
142   let combinedChart;
143
144   function createCharts() {
145     const container = document.getElementById("chartsContainer");
146     container.innerHTML = "";
147     charts = [];
148     for (let i = 0; i < 16; i++) {
149       const wrapper = document.createElement("div");
150       wrapper.className = "chart-wrapper";
151       const canvas = document.createElement("canvas");
152       canvas.id = `chart${i}`;
153       wrapper.appendChild(canvas);
154       container.appendChild(wrapper);
155       const ctx = canvas.getContext("2d");
156       const chart = new Chart(ctx, {
157         type: 'line',
158         data: {
159           labels: [],
160           datasets: [{
161             label: `Sensor ${i + 1}`,
162             data: [],
163             borderColor: `rgba(${Math.random() * 255}, ${Math.random() * 255}, ${Math.random() * 255}, 1)`,
164             fill: false,
165           }]
166         },
167         options: {
168           scales: {
169             x: { title: { display: true, text: 'Tiempo (s)' } },
170             y: {
171               title: { display: true, text: 'Voltaje (V)' },
172               min: 0,
173               max: 3.6,
174               ticks: { stepSize: 0.4 }
175             }
176           }
177         }
178       });
179       charts.push(chart);
180     }
181     const ctx = document.getElementById("combinedChart").getContext("2d");
182     combinedChart = new Chart(ctx, {
183       type: 'line',
184       data: {
185         labels: [],
186         datasets: Array.from({ length: 16 }, (_, i) => ({
187           label: `Sensor ${i + 1}`,
188           data: [],
189           borderColor: `rgba(${Math.random() * 255}, ${Math.random() * 255}, ${Math.random() * 255}, 1)`,
190           fill: false,
191         })))
192       },
193       options: {
194         scales: {
195           x: { title: { display: true, text: 'Tiempo (s)' } },
196           y: { title: { display: true, text: 'Voltaje (V)' }, min: 0, max: 3.6 }
197         }
198       }
199     });
200   }

```

```

202     async function fetchData() {
203         if (!isRunning) return;
204         const res = await fetch('/data');
205         const data = await res.json();
206         const table = document.getElementById("sensorTable");
207         table.innerHTML = "";
208         data.forEach((value, i) => {
209             const row = `<tr><td>Sensor ${i + 1}</td><td>${value.toFixed(2)}</td></tr>`;
210             table.innerHTML += row;
211             charts[i].data.labels.push(timeElapsed);
212             charts[i].data.datasets[0].data.push(value);
213             charts[i].update();
214             if (combinedChart.data.labels.length <= timeElapsed) {
215                 combinedChart.data.labels.push(timeElapsed);
216             }
217             combinedChart.data.datasets[i].data.push(value);
218         });
219         combinedChart.update();
220         timeElapsed++;
221     }
222
223     function startData() {
224         isRunning = true;
225         timeElapsed = 0; // Reiniciar tiempo
226         createCharts();
227         setInterval(fetchData, 1000);
228     }
229
230     function pauseData() {
231         isRunning = false;
232     }
233
234     function resetPage() {
235         location.reload();
236     }
237
238     function saveCSV() {
239         let csvContent = "data:text/csv;charset=utf-8,";
240         csvContent += "Tiempo (s),Sensor 1,Sensor 2,Sensor 3,Sensor 4,Sensor 5,Sensor 6,Sensor 7,Sensor 8,Sensor 9,Sensor 10,Sensor 11";
241         combinedChart.data.labels.forEach((time, index) => {
242             let row = [time];
243             combinedChart.data.datasets.forEach(dataset => {
244                 row.push(dataset.data[index] || "");
245             });
246             csvContent += row.join(",") + "\n";
247         });
248         const link = document.createElement("a");
249         link.setAttribute("href", encodeURI(csvContent));
250         link.setAttribute("download", "datos_sensores.csv");
251         document.body.appendChild(link);
252         link.click();
253         document.body.removeChild(link);
254     }
255
256     function saveCombinedChart() {
257         const link = document.createElement("a");
258         link.download = "grafico_combinado.png";
259         link.href = combinedChart.toBase64Image();
260         link.click();
261     }
262     </script>
263 </body>
264 </html>
265 )rawliteral";
266 return html;
267

```

ANEXO 5

Código de programación Esp32

```
269 void setup() {
270     Serial.begin(115200);
271     WiFi.begin(ssid, password);
272     while (WiFi.status() != WL_CONNECTED) {
273         delay(1000);
274         Serial.println("Conectando al WiFi...");
275     }
276     Serial.println("WiFi conectado");
277     Serial.println(WiFi.localIP());
278
279     server.on("/", HTTP_GET, [](AsyncWebServerRequest *request) {
280         request->send(200, "text/html", generateHTML());
281     });
282
283     server.on("/data", HTTP_GET, [](AsyncWebServerRequest *request) {
284         JSONVar json;
285         for (int i = 0; i < numSensors; i++) {
286             json[i] = sensorValues[i];
287         }
288         request->send(200, "application/json", JSON.stringify(json));
289     });
290
291     server.begin();
292 }
293
294 void loop() {
295     for (int i = 0; i < numSensors; i++) {
296         sensorSums[i] += analogRead(sensorPins[i]) * 3.3 / 4095.0/2;
297         sensorCounts[i]++;
298     }
299     if (millis() - lastUpdate > updateInterval) {
300         for (int i = 0; i < numSensors; i++) {
301             sensorValues[i] = sensorCounts[i] > 0 ? sensorSums[i] / sensorCounts[i] : 0;
302         }
303
304         resetSensorData();
305         lastUpdate = millis();
306     }
307 }
```

ANEXO 6

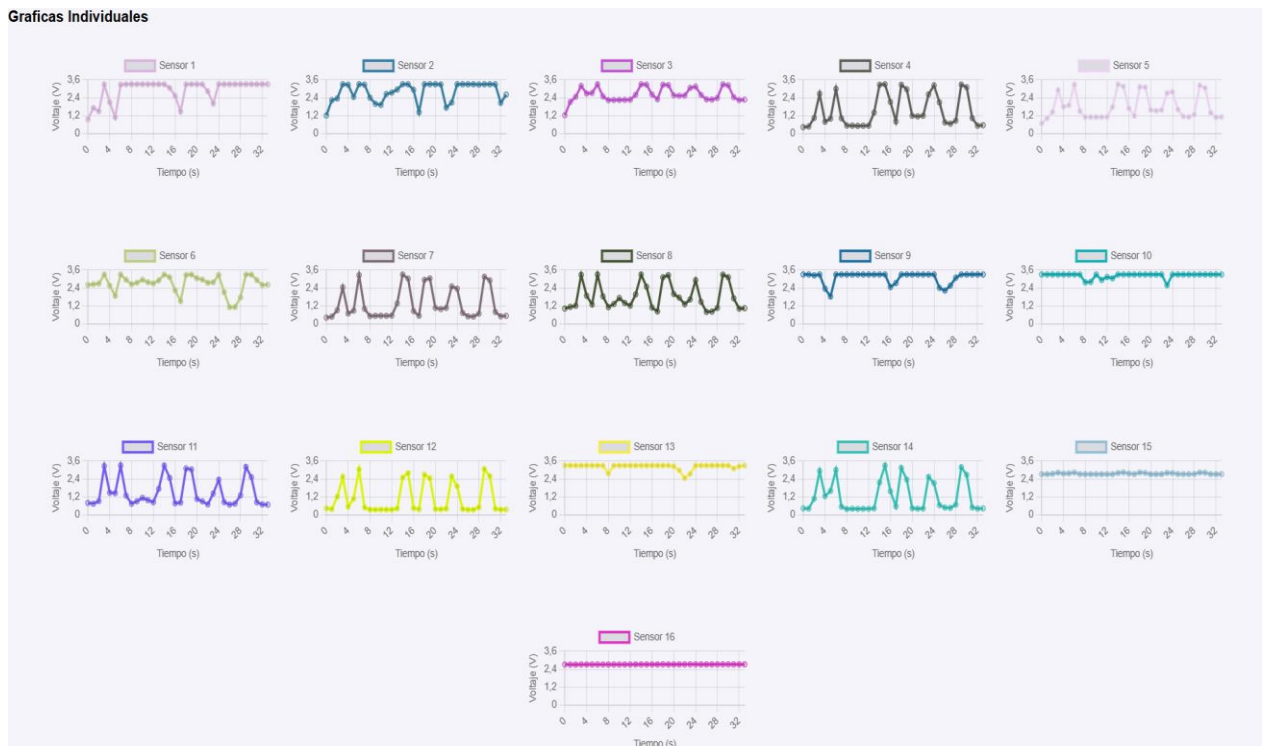
Código programación PlatformIO

```
1 ; PlatformIO Project Configuration File
2 ;
3 ; Build options: build flags, source filter
4 ; Upload options: custom upload port, speed and extra flags
5 ; Library options: dependencies, extra library storages
6 ; Advanced options: extra scripting
7 ;
8 ; Please visit documentation for the other options and examples
9 ; https://docs.platformio.org/page/projectconf.html
10
11 [env:lolin_s2_mini]
12 platform = espressif32
13 board = lolin_s2_mini
14 framework = arduino
15 monitor_speed = 115200
16 lib_deps =
17   me-no-dev/ESP Async WebServer@^1.2.3
18   me-no-dev/AsyncTCP@^1.1.1
19   arduino-libraries/Arduino_JSON@^0.1.0
```

ANEXO 7

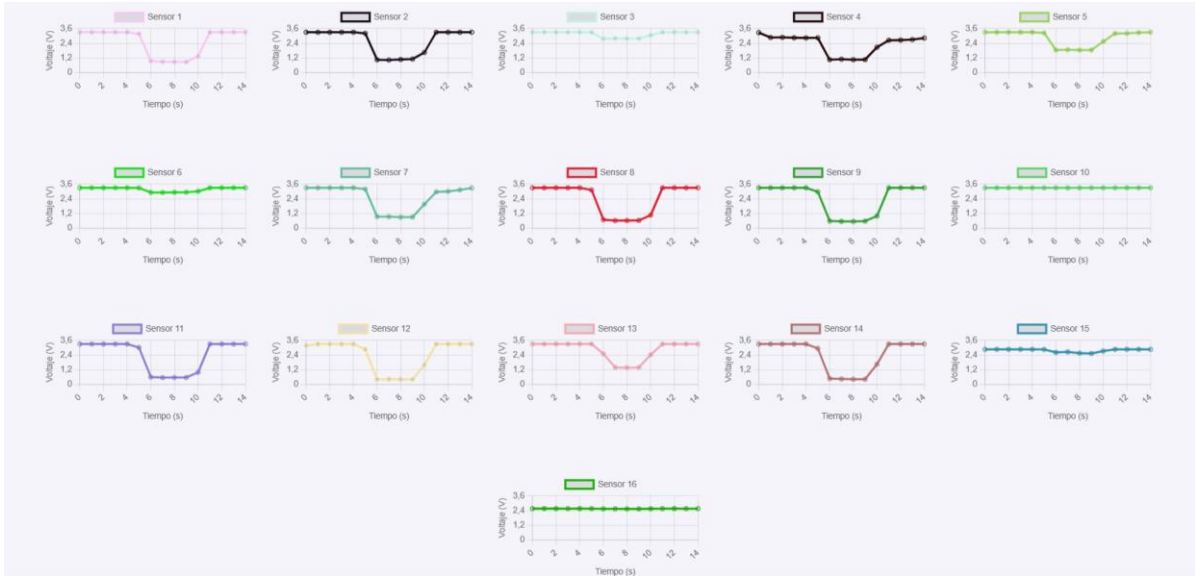
Gráfica en caminata con voltajes de sensores del pie derecho PERSONA CON ATAXIA

Graficas Individuales



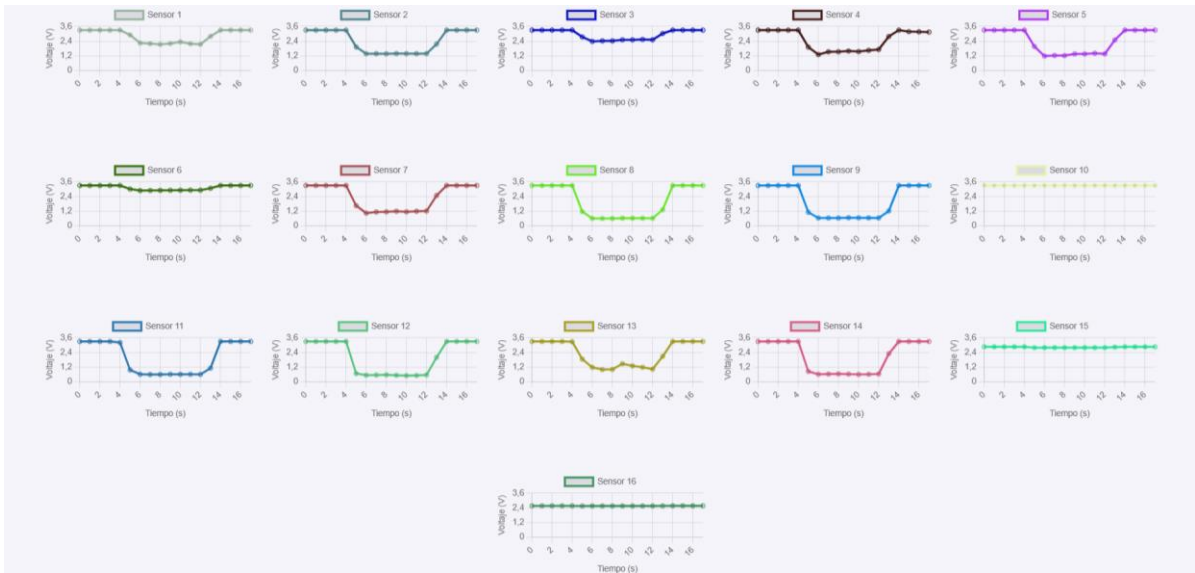
ANEXO 8

Gráfica en caminata con voltajes de sensores del pie izquierdo PERSONA 1



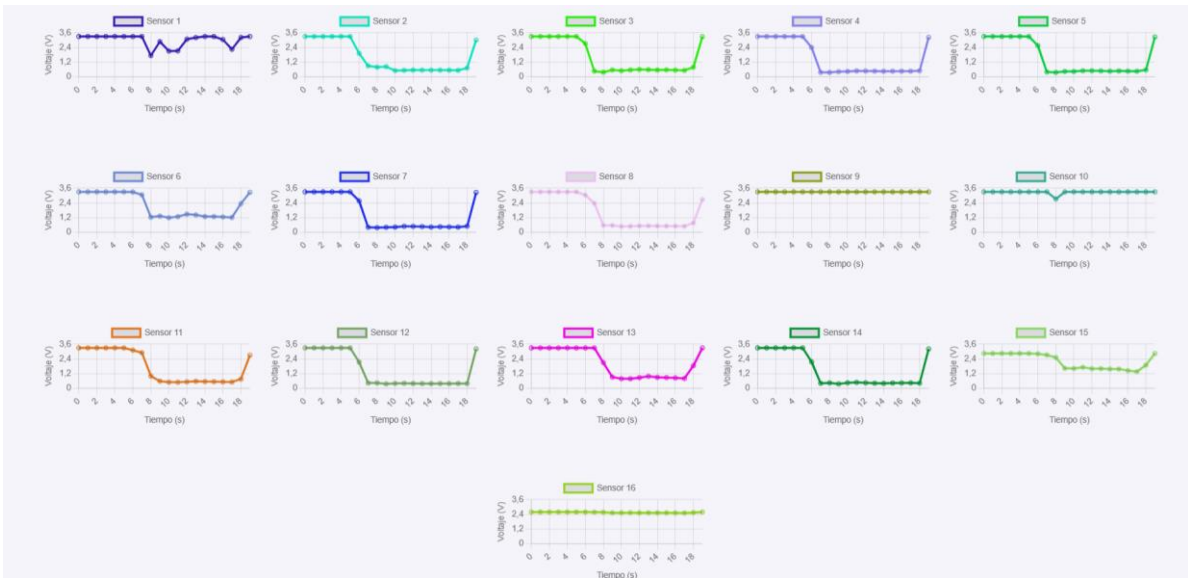
ANEXO 9

Gráfica con voltajes de sensores del pie izquierdo PERSONA 2



ANEXO 10

Gráfica con voltajes de sensores del pie izquierdo PERSONA 3



ANEXO 11

Gráfica con voltajes de sensores del pie izquierdo PERSONA 4

