

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE SINALOA
FACULTAD DE INFORMÁTICA CULIACÁN
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA TIERRA Y EL ESPACIO
MAESTRÍA EN CIENCIAS DE LA INFORMACIÓN



DISEÑO DE SISTEMA DE CAPTURA DE
INFORMACIÓN DE FUERZAS SUPERFICIALES
EN SERES HUMANOS EN POSTURA DOBLE

TESIS

QUE COMO REQUISITO PARA OBTENER EL GRADO DE:
MAESTRO EN CIENCIAS DE LA INFORMACIÓN

PRESENTA:

PEDRO BRYANT IBARRA TOVAR

DIRECTORES DE TESIS:

DRA. XIOMARA PENÉLOPE ZALDÍVAR COLADO

DRA. DORA AYDEE RODRÍGUEZ VEGA

CULIACÁN, SINALOA, MÉXICO, JUNIO DE 2024



Dirección General de Bibliotecas
Ciudad Universitaria
Av. de las Américas y Blvd. Universitarios
C. P. 80010 Culiacán, Sinaloa, México.
Tel. (667) 713 78 32 y 712 50 57
dgbuas@uas.edu.mx

UAS-Dirección General de Bibliotecas

Repositorio Institucional Buelna

Restricciones de uso

Todo el material contenido en la presente tesis está protegido por la Ley Federal de Derechos de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

Queda prohibido la reproducción parcial o total de esta tesis. El uso de imágenes, tablas, gráficas, texto y demás material que sea objeto de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente correctamente mencionando al o los autores del presente estudio empírico. Cualquier uso distinto, como el lucro, reproducción, edición o modificación sin autorización expresa de quienes gozan de la propiedad intelectual, será perseguido y sancionado por el Instituto Nacional de Derechos de Autor.

Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons Atribución-No Comercial
Compartir Igual, 4.0 Internacional



Resumen

La distribución de fuerzas aplicadas bajo el pie, es un tema que durante mucho tiempo ha causado gran interés, principalmente dada su utilidad para estudios de la pisada relacionados a la comprensión de los mecanismos involucrados durante la locomoción humana, o para la identificación y seguimiento de problemáticas que afectan la forma del pie. Tratando que estos estudios puedan llegar y beneficiar a una población mayor, se ha buscado desarrollar sistemas de análisis asequibles y portátiles, que puedan servir como alternativas que brinden información confiable fuera de clínicas o laboratorios. Con el paso de los años, diversas propuestas han surgido de la mente de distintos grupos de investigadores, donde hasta la fecha se siguen presentando nuevos aportes constantemente. Sin embargo, se observó que dichas propuestas son trabajadas para tratar problemáticas y grupos de usuarios en específico, por lo que los sistemas desarrollados solamente son funcionales para dicha experimentación, y más aún, volviendo a la información otorgada subjetiva a ese sistema. En este trabajo se propone un sistema de análisis de la postura doble basado en plantillas, utilizando sensores resistivos de fuerza y otros componentes electrónicos de fácil adquisición. Este sistema permite evaluar fuerzas de reacción presentes durante la postura de apoyo del usuario, proporcionando información precisa sobre las cargas soportadas bajo puntos anatómicos clave en la planta del pie. El enfoque cuantitativo usado para expresar los resultados del análisis, favorece la detección de detalles relacionados con la postura y pisada. Esto no solo permite identificar irregularidades en el modo de apoyarse, sino también llevar a cabo registros sobre cambios, y realizar comparaciones minuciosas entre usuarios con un mismo tipo de pisada. Los resultados de las pruebas indican que el sistema genera estimaciones de fuerzas con buena exactitud, con un porcentaje de error alrededor del 20% como máximo, garantizando cuantificaciones individuales de hasta 15kg en cada punto de análisis, y presentando mejor desempeño dependiendo el rango del peso aplicado, pues el error se reduce cuando las fuerzas no ponen al límite la capacidad de carga del sensor. De manera general, se estima que el sistema puede captar un aproximado del 40% de las fuerzas totales proyectadas por el usuario durante el apoyo en postura doble.

Agradecimientos

A la **Universidad Autónoma de Sinaloa** y al **Posgrado en Ciencias de la Información**, por brindarme la oportunidad de continuar mis estudios y proporcionarme un espacio cómodo donde trabajar.

A mis directores de tesis, la **Dra. Xiomara Penélope Zaldívar Colado** y **Dra. Dora Aydee Rodríguez Vega**, por aceptarme como su tesista y ofrecerme siempre confianza, apoyo y orientación durante la realización de mi investigación.

Al **Dr. Jesús Roberto Millán Almaraz**, **Dr. José Alfonso Aguilar Calderón**, **Dr. Ulises Zaldívar Colado** y **Dr. Zeus del Valle Castillo Nájera**, por sus comentarios, sugerencias, y observaciones, que enriquecieron esta tesis e investigación a lo largo del trayecto.

A cada uno de **los profesores del posgrado**, por compartirme un poco de sus valiosos conocimientos.

A la **Coordinación del Posgrado en Ciencias de la Información**, por su paciencia y atención ante cualquier consulta o solicitud.

Al **Consejo Nacional de Humanidades, Ciencias y Tecnologías (CONAHCYT)**, por otorgarme una beca que me permitió mantener una completa dedicación a mis estudios de maestría (CVU: 1142663).

A **mi familia, amigos y compañeros**, por su incondicional apoyo y afecto, que me han dado la fuerza y confianza para alcanzar nuevas metas.

Índice General

| | |
|--|------------|
| Índice de Figuras | VII |
| Índice de Tablas | IX |
| Acrónimos | X |
| 1. Introducción | 1 |
| 1.1. Motivación de la investigación | 3 |
| 1.2. Planteamiento del problema | 4 |
| 1.3. Objetivos | 5 |
| 1.3.1. Objetivo general | 5 |
| 1.3.2. Objetivos específicos | 5 |
| 1.4. Hipótesis | 5 |
| 2. Marco Teórico | 6 |
| 2.1. Anatomía básica del pie | 6 |
| 2.2. Estudio de las presiones plantares | 7 |
| 2.3. Distintos tipos de pisada | 8 |
| 2.4. Definición de variables y parámetros de interés | 10 |
| 2.5. Factores que alteran presiones plantares | 12 |
| 2.6. Sistemas usados para análisis plantares | 13 |
| 2.6.1. Sistemas de plataforma | 14 |
| 2.6.2. Sistemas incorporados desde calzado | 15 |
| 2.6.3. Consideraciones de resultados obtenidos entre sistemas | 16 |
| 2.7. Sensores de fuerza empleados por sistemas de análisis plantares | 17 |
| 2.7.1. Tipos de sensores de fuerza | 18 |
| 2.7.2. Principales aspectos de consideración en sensores | 19 |
| 2.7.3. Aplicación de sensores FSR para medición de fuerzas | 22 |
| 3. Trabajos Relacionados | 24 |
| 3.1. Antecedentes | 24 |
| 3.1.1. Soluciones portátiles para el cuidado de la salud | 24 |
| 3.1.2. Reconocimiento de problemas con la pisada | 25 |
| 3.1.3. Selección del sensor adecuado para detección de fuerzas | 26 |
| 3.1.4. Configuración del arreglo de sensores en la plantilla | 27 |

| | |
|--|------------|
| 3.1.5. Validación del sistema de análisis propuesto | 28 |
| 3.2. Sistemas de análisis relacionados | 29 |
| 4. Metodología | 40 |
| 4.1. Selección de los sensores | 40 |
| 4.1.1. Sensor FSR | 41 |
| 4.1.2. Estimación del rango de peso | 41 |
| 4.1.3. Selección de los sensores | 43 |
| 4.2. Cálculo de la estimación de fuerza utilizando FSR | 44 |
| 4.2.1. Caracterización de los sensores | 45 |
| 4.2.2. Elementos de peso para caracterizar los sensores | 46 |
| 4.2.3. Diseño de bases y actuadores | 46 |
| 4.2.4. Obtención de la ecuación característica | 48 |
| 4.2.5. Estimación digital de la resistencia en el FSR | 53 |
| 4.2.6. Acondicionamiento de la señal para múltiples sensores | 56 |
| 4.3. Selección de zonas anatómicas de interés para monitoreo | 58 |
| 4.3.1. Determinación de una talla modelo | 59 |
| 4.3.2. Segmentación de regiones plantares | 59 |
| 4.3.3. Configuraciones planteadas para la detección de fuerzas | 60 |
| 4.4. Desarrollo del sistema para análisis de postura | 62 |
| 4.4.1. Arquitectura de hardware | 62 |
| 4.4.2. Arquitectura de software | 66 |
| 4.4.2.1. Proceso para lectura de todos los sensores | 66 |
| 4.4.2.2. Interfaz gráfica para visualización de fuerzas | 70 |
| 4.5. Análisis de la información generada | 71 |
| 4.5.1. Adecuación de un espacio para pruebas del sistema | 71 |
| 4.5.2. Validación de sensibilidad a la postura de apoyo | 72 |
| 4.5.3. Desempeño del sistema en usuarios de diversas características | 73 |
| 5. Resultados y Análisis | 74 |
| 5.1. Resultados de la comparativa de comportamiento entre los distintos sensores de fuerza | 74 |
| 5.2. Resultados de una caracterización particular para cada sensor | 78 |
| 5.3. Resultados de la validación del prototipo como sistema de análisis de postura | 87 |
| 5.4. Resultados de desempeño con plantillas propuestas | 94 |
| 5.5. Resultados de los análisis de postura tomados con el sistema | 99 |
| 6. Conclusiones | 108 |
| 6.1. Resumen de resultados | 108 |
| 6.2. Hallazgos y contribuciones | 110 |
| 6.3. Recomendaciones y trabajo futuro | 111 |
| Referencias | 112 |

Índice de Figuras

| | |
|---|----|
| 2.1. Segmentación del pie | 7 |
| 2.2. Tipos de pisada | 10 |
| 2.3. Fuerzas GRF en plataformas de fuerza | 14 |
| 2.4. Mapa de presión plantar en plataformas de presión | 15 |
| 2.5. Sistema de plataforma para presiones plantares emed [®] por Novel | 15 |
| 2.6. Sistema portátil para presiones plantares F-Scan por Tekscan | 17 |
| 2.7. Linealidad | 20 |
| 2.8. Histéresis | 20 |
| 2.9. Frecuencia de muestreo | 21 |
| 2.10. Diafonía | 21 |
| 2.11. Fluencia | 22 |
| 3.1. Sistema de clasificación plantar con 6 sensores | 30 |
| 3.2. Sistema de medición plantar con 8 sensores en diversos tamaños | 31 |
| 3.3. Sistema de medición plantar para distintas inclinaciones con 6 sensores | 32 |
| 3.4. Sistema para medición de equilibrio con 6 sensores | 32 |
| 3.5. Sistema de clasificación plantar con 10 sensores | 33 |
| 3.6. Sistemas de medición de GRF con 16 sensores | 34 |
| 3.7. Sistemas de medición plantar con 24 sensores | 35 |
| 3.8. Sistema de medición plantar con 8 sensores | 36 |
| 3.9. Sistema de medición plantar con 5 sensores | 37 |
| 3.10. Sistema de medición plantar y temperaturas con 24 sensores | 38 |
| 3.11. Sistema de medición plantar y temperaturas con 20 sensores | 39 |
| 4.1. Etapas de la metodología empleada | 40 |
| 4.2. Sensores FSR adquiridos | 43 |
| 4.3. Comparativa de tamaños en sensores FSR candidatos | 45 |
| 4.4. Sensores FSR UX 402 | 45 |
| 4.5. Discos de pesas para caracterización | 47 |
| 4.6. Bases y actuadores para caracterizar los sensores FSR | 48 |
| 4.7. Colocación de fuerza sobre el sensor | 48 |
| 4.8. Caracterización del sensor FSR UX 402 (1) | 51 |
| 4.9. Ecuación modelada para el FSR UX 402 (1) | 52 |
| 4.10. Esquema de conexión para la estimación de fuerza | 55 |
| 4.11. Etapas seguidas para la cuantificación de fuerza | 57 |
| 4.12. Propuestas analizadas para la configuración en las plantillas | 61 |

| | |
|--|-----|
| 4.13. Diagrama de arquitectura del sistema | 64 |
| 4.14. Diagrama electrónico de plantillas | 65 |
| 4.15. Diagrama de flujo del proceso de lecturas en plantillas | 67 |
| 4.16. Ejemplificación de un ciclo de lectura de sensores en plantillas | 69 |
| 4.17. Módulos de la GUI desarrollada | 70 |
| 4.18. Estación para pruebas en las plantillas | 72 |
| 5.1. Comportamiento de los distintos modelos de sensores (inicio) | 75 |
| 5.1. Comportamiento de los distintos modelos de sensores (continuación) | 76 |
| 5.1. Comportamiento de los distintos modelos de sensores (final) | 77 |
| 5.2. Ecuaciones características de 5 FSR UX 402 (inicio) | 79 |
| 5.2. Ecuaciones características de 5 FSR UX 402 (continuación) | 80 |
| 5.2. Ecuaciones características de 5 FSR UX 402 (final) | 81 |
| 5.3. Comparativa de ecuaciones características particulares | 82 |
| 5.4. Comparativa de estimaciones de fuerza usando ecuaciones particulares (inicio) | 84 |
| 5.4. Comparativa de estimaciones de fuerza usando ecuaciones particulares (continuación) | 85 |
| 5.4. Comparativa de estimaciones de fuerza usando ecuaciones particulares (final) | 86 |
| 5.5. Validación de adaptación a fuerzas (inicio) | 88 |
| 5.5. Validación de adaptación a fuerzas (final) | 89 |
| 5.6. Respuesta del sistema a fuerzas constantes | 90 |
| 5.7. Posturas para validación (inicio) | 91 |
| 5.7. Posturas para validación (continuación 1) | 92 |
| 5.7. Posturas para validación (continuación 2) | 93 |
| 5.7. Posturas para validación (final) | 94 |
| 5.8. Comparativa de fuerzas captadas usando cada plantilla | 97 |
| 5.9. Muestreo de usuario #1 - caso: pies neutros | 101 |
| 5.10. Muestreo de usuario #2 - caso: pies neutros | 102 |
| 5.11. Muestreo de usuario #3 - caso: pies neutros, $IMC \geq 30$ | 103 |
| 5.12. Muestreo de usuario #4 - caso: pies planos, $IMC \geq 30$ | 104 |
| 5.13. Muestreo de usuario #5 - caso: pies planos, $IMC \geq 30$ | 105 |
| 5.14. Muestreo de usuario #6 - caso: pies equinovaros, $IMC \geq 30$ | 106 |

Índice de Tablas

| | |
|---|----|
| 4.1. Sensores FSR candidatos | 43 |
| 4.2. Pesos reales de cada disco | 47 |
| 4.3. Lecturas de resistencia para todo el rango de aplicación en el FSR 402 (1) | 50 |
| 4.4. Especificaciones del multiplexor analógico CD74HC4067 | 63 |
| 4.5. Especificaciones de la tarjeta de desarrollo ESP32 Devkit V1 | 63 |
| 4.6. Especificaciones del FSR UX 402 | 63 |
| 5.1. Exactitud alcanzada en la cuantificación de fuerza | 83 |
| 5.2. Cambios en estimaciones respecto al tiempo | 90 |
| 5.3. Información de participantes que testaron las tres plantillas | 95 |
| 5.4. Fuerzas normalizadas captadas por plantilla | 98 |
| 5.5. Fuerzas normalizadas captadas con plantillas de 8 sensores | 98 |
| 5.6. Fuerzas normalizadas captadas con plantillas de 11 sensores | 99 |
| 5.7. Fuerzas normalizadas captadas con plantillas de 16 sensores | 99 |
| 5.8. Comparación de fuerzas normalizadas promedio captadas por plantillas | 99 |

Acrónimos

ADC *Analog to Digital Converter* - Conversor de señal analógica a digital.

CNN *Convolutional Neural Network* - Red neuronal convolucional.

CoP *Center of Pressure* - Centro de presión.

FBG *Fiber Bragg Gratings* - Redes de Bragg en fibras.

FSR *Force Sensing Resistor* - Resistencias sensibles a la fuerza.

GND *Ground* - Tierra.

GPIO *General Purpose Input/Output* - Entrada/Salida de propósito general.

GRF *Ground Reaction Force* - Fuerza de reacción del suelo.

GUI *Graphical User Interface* - Interfaz gráfica de usuario.

IDE *Integrated Development Environment* - Entorno de desarrollo integrado.

IMC *Body Mass Index (BMI)* - Índice de Masa Corporal.

Capítulo 1

Introducción

El pie tiene como principal tarea brindar una interacción estable, adaptable y eficiente entre el cuerpo y el suelo, donde su trabajo exige la capacidad de poder adecuarse a distintas superficies, al igual que absorber y trasladar fuerzas, todo sin olvidar que esto ocurre mientras mantiene la estabilidad y soporta el peso del cuerpo humano (Nordin & Frankel, 2013). Al estar de pie, todo el peso del cuerpo actúa como una fuerza vertical “empujando” hacia el suelo, por su parte, y respetando el principio de acción y reacción de Newton, el suelo responde empujando con una fuerza similar en intensidad y dirección, pero con sentido opuesto, a esta fuerza se le denomina fuerza de reacción del suelo (*Ground Reaction Force*, **GRF**), y está presente en toda actividad que requiera apoyar el pie en el suelo, incluyendo aquellas que la aprovechan como impulso para avanzar (Jiang et al., 2020; Meadows et al., 2019). Para efectos de ser concretos, si la postura de apoyo conlleva a que ambos pies se encuentren apoyados en el suelo al mismo tiempo, se le denomina como una postura en soporte doble, y por su parte, cuando el apoyo recae en un solo pie, soporte simple (Ayyappa, 1997).

La distribución de esta fuerza aplicada bajo el pie ha sido objeto de investigaciones exhaustivas desde mediados del siglo pasado, las cuales han sentado las bases para el conocimiento actualmente aceptado por consenso común. Para una distribución normal, se espera que la mayor parte de la carga sea soportada principalmente en el talón, seguido por la zona metatarsal, mientras la carga sobrante será repartida a lo largo de las zonas restantes en la planta del pie (Cavanagh et al., 1987). Sin embargo, para el interés de estudios complejos, esta información sigue siendo bastante vaga, existiendo detalles que no están del todo claros y que se siguen estudiando, como la distribución precisa que ocurre dentro de estas zonas, o la redistribución que es adoptada bajo diferentes

situaciones, así como las posibles consecuencias que causan en la salud a largo plazo (Yu et al., 2021). Si se desea profundizar en peculiaridades, se toma en cuenta que las distribuciones de fuerzas no siempre van a ser encontradas en las mismas proporciones y magnitudes, incluso para un mismo usuario, pues estas se ven fácilmente influenciadas según las condiciones existentes, como superficie de apoyo (Ang et al., 2018), si las mediciones fueron tomadas con calzado o sin el (Chevalier et al., 2010), y de ser así, el tipo de calzado que era (He et al., 2021), peso del usuario (He et al., 2021; Hills et al., 2001), sistema electrónico de medición (Chevalier et al., 2010), etc. Para tratar de mitigar la influencia de estos factores en los valores medidos, se suele preferir enfocar una investigación para una condición específica, y con un grupo de estudio particularmente seleccionado. Como resultante se tiene un campo de estudio con una amplia oportunidad de investigación en las distintas áreas de las ciencias, incluso en aquellas ajenas a la medicina.

Hasta hace unos años, la realización de estudios acerca de la postura y su influencia en la distribución de fuerzas, requerían ser llevados a cabo en ambientes clínicos, principalmente debido al equipo especializado que se precisaba para efectuar análisis biomédicos detallados, siendo los sistemas de plataformas el medio considerado por excelencia. Más reciente, y especialmente debido a los avances tecnológicos en la computación, electrónica y comunicación, existe la posibilidad de llevar estos estudios a nuevos horizontes, haciendo uso de novedosos sistemas portátiles para análisis plantares, sobresaliendo los que incorporan la tecnología desde el propio calzado, eliminando así la barrera de estar limitados solo a espacios controlados, como sucede con un sistema fijo dentro de una clínica o laboratorio, permitiendo aplicarlos en escenarios más naturales. No obstante, aún persisten desafíos significativos que dificultan la adopción generalizada de los sistemas portátiles para la realización de análisis plantares, destacando como obstáculo primario los altos precios de adquisición de estos equipos, aún mayores que los que podrían esperarse para un sistema fijo de tipo plataforma, ocasionando que no cualquier institución de salud pueda permitirse estas tecnologías.

Debido a la amplitud de posibilidades que brindan estos sistemas de análisis portátiles, y en especial por su impacto en la realización de estudios en beneficio de la salud humana, se ha generado interés en la investigación para desarrollar alternativas con precios más asequibles, que entre otras cosas, permitiesen atraer una mayor atención a este campo de estudio, sin la necesidad de exigir una gran cantidad de recursos económicos. Como respuesta surgen las plantillas inteligentes, las cuales buscan ser flexibles,

portátiles, cómodas para un análisis, e integrando sensores económicos, permitir detectar y monitorear fuerzas de reacción (GRF) verticales, presiones plantares, u otras variables espacio-temporales de información importante para análisis; en resumen, dispositivos que buscan ofrecer gran libertad para la realización frecuente de estudios de la pisada.

A lo largo de los años, diversos grupos de investigadores han presentando propuestas muy interesantes. Sin embargo, observando los trabajos más recientes, es fácil notar que hasta la fecha no existe un acuerdo o estandarización sobre la disposición más adecuada para la ubicación de los sensores usados para captar las fuerzas de reacción, provocando que una plantilla que fue orientada a analizar una problemática particular, no pueda ser usada, si se desease, en un estudio diferente, o puede que incluso se presenten dificultades para analizar presiones plantares distintas a las consideradas originalmente, forzando a reemplazar, reubicar y/o agregar nuevos sensores. La necesidad de trabajar soluciones utilizando configuraciones idóneas, que puedan expandir el uso de los sistemas de adquisición a distintos estudios y pacientes, permitiría que futuros trabajos puedan enfocarse al mejoramiento continuo de la calidad de las mediciones, y dedicar menos esfuerzo en la fabricación del sistema, pero principalmente, lograr incrementar la información captada, considerando a una mayor población de estudio que pueda verse beneficiada con todas estas investigaciones.

1.1. Motivación de la investigación

De la mano con el avance tecnológico a través de los años, los investigadores han podido desarrollar sistemas de monitoreo implementados como plantillas inteligentes, con el objetivo de proponer alternativas simples y costo-efectivas a los sistemas profesionales comercializados que son usados para análisis de la pisada, para los cuales el acceso se encuentra muy limitado debido a su alto costo, que ocasiona que sean pocas las clínicas y laboratorios que puedan permitírselos. Con motivo de tener mejor contexto sobre el rango de precios estimado, se puede usar de ejemplo al sistema de análisis F-Scan, que es uno de los sistemas portátiles con mayor popularidad en este campo, cotizado en un precio de \$13,000 USD en su versión alámbrica, y ascendiendo a \$17,000 USD para la inalámbrica (Tahir et al., 2020).

Con las constantes aportaciones de nuevos sistemas, o inclusive de mejoras a los ya propuestos, se busca abrir las puertas a que una mayor cantidad de usuarios puedan disponer de un equipo asequible, y por consiguiente, motivando el incremento de estudios de la pisada llevados a cabo, tal vez incluso desde la comodidad del hogar. Es importante resaltar que la finalidad de estos estudios, es llegar a generar un impacto directo en pos de mejorar la calidad de vida de las personas. En la actualidad, la información que proporcionan estos sistemas, especialmente sobre presiones plantares, es aceptada como parámetros biomecánicos confiables para investigaciones de la marcha y postura, en la identificación de irregularidades que puedan ser signos de problemas que recién se manifiestan, en el diseño de calzado, para biomecánica deportiva, seguimiento de condiciones médicas, mejora del equilibrio y prevención de caídas, entre otras aplicaciones (de Fazio et al., 2021; Razak et al., 2012; Subramaniam et al., 2022).

1.2. Planteamiento del problema

Las fuerzas que recaen en el pie son distribuidas a través de cada región plantar de manera irregular, por lo que hay regiones de las que se suele prescindir dependiendo el problema a investigar, y debido a esto, cada sistema de análisis propuesto presenta una plantilla con una selección de zonas de estudio única para el interés de esa investigación. Como consecuencia de esta libertad para la colocación de sensores, se han presentado diversas propuestas de sistemas de medición de fuerzas, pero donde cada una implica una configuración exclusiva a un perfil objetivo, ocasionando que los sistemas difieran en cuanto a la información que aportan del usuario, y en general, que el sistema difícilmente pueda adecuarse para ser utilizado en experimentos de trabajos futuros. Por otra parte, cuando los sistemas consideran la diversidad de tipos de pisadas, el análisis suele limitarse únicamente a la identificación y clasificación, sin profundizar en el estado detallado del problema en cuestión.

Esta situación, originó una pregunta de investigación usada de guía para este trabajo, ¿es posible desarrollar un sistema de medición basado en plantillas, pero integrando en su diseño una visión más general?. Considerando lo anterior, se espera que un sistema que no sacrifique cualidades para centrarse a propósitos específicos, como pasar por alto zonas plantares por no ser consideradas relevantes, y que además tenga la capacidad de entregar resultados precisos sobre la pisada, permitiría caracterizar con mayor detalle la postura de los usuarios, contemplando así el poder ajustarse a perfiles plantares comunes y a algunos más inusuales. Con estas premisas, se busca que la propuesta pueda obtener

una mayor cantidad de parámetros sensados, enriqueciendo con resultados de estudios más completos, que permitan extender la utilidad de un mismo equipo en diferentes contextos de investigación.

1.3. Objetivos

El presente trabajo tiene como propósito desarrollar un sistema para monitoreo de la postura basado en plantillas, proponiendo un sistema que permita obtener una estimación sobre la distribución de fuerzas que ocurre en soporte doble.

1.3.1. Objetivo general

Desarrollar un sistema de bajo costo para adquirir y analizar información sobre el comportamiento de las GRF aplicadas en las plantas de los pies, para una postura en soporte doble.

1.3.2. Objetivos específicos

- Seleccionar, calibrar y posicionar los sensores que serán utilizados para detectar y cuantificar las fuerzas de reacción.
- Desarrollar el sistema de adquisición de datos GRF de bajo costo, constituido por el debido hardware y software.
- Realizar pruebas que validen el desempeño del sistema, tanto de su capacidad para estimar fuerzas como sensibilidad para distinguir pisadas.
- Analizar los datos obtenidos en las pruebas, y generar conclusiones sobre la eficacia del sistema para brindar información representativa de la postura.

1.4. Hipótesis

Un sistema para el análisis de GRF plantares, que brinde información cuantitativa sobre la distribución de fuerzas, e incluya aquellas zonas consideradas menos representativas, permite caracterizar con mayor claridad las distintas posturas y pisadas entre usuarios.

Capítulo 2

Marco Teórico

En este capítulo se presentan los fundamentos teóricos necesarios para tener una mejor comprensión del desarrollo de la presente investigación. Se puede esperar la mención de argumentos y conceptos esenciales relacionados al estudio de presiones plantares, sistemas de medición que se utilizan, parámetros captados, tipos de sensores empleados, etc.

2.1. Anatomía básica del pie

El pie es una de las partes del cuerpo más complejas de comprender, al estar constituido de distintos huesos, músculos, articulaciones, tendones y ligamentos; tanta es su importancia, que dependiendo como se apoye puede incluso generar repercusiones en articulaciones superiores (Jiang et al., 2020). Para lograr facilitar su estudio, frecuentemente se define al pie en tres secciones funcionales: retropié, que comprende el astrágalo y el calcáneo; mediopié, integrado por los huesos del tarso (escafoides, tres cuñas y cuboides); y antepié, integrado por los metatarsianos y las falanges (Nordin & Frankel, 2013). Esta compleja estructura mecánica (Figura 2.1) es la encargada de disipar las fuerzas del constante impacto durante la realización de las actividades comunes.

Estudios realizados en sujetos con pie descalzo (Cavanagh et al., 1987), han determinado que la distribución natural, de fuerzas soportadas al estar parado, se produce aproximadamente de la siguiente manera: 60% en el talón (retropié), 8% en mediopié, 28% en antepié, y solo un 4% en los dedos. De donde se identificó que las presiones máximas ocurren sobre el talón, siendo 2.6 veces mayores que las encontradas en el antepié;

mientras en este último, las presiones máximas se encuentran bajo la cabeza del segundo metatarsiano. Tales fuerzas experimentadas por el pie durante el día a día pueden alcanzar magnitudes sorprendentes, mientras estando en una postura de apoyo las fuerzas verticales corresponden al peso corporal, durante la marcha estas se incrementan hasta un 120 %, y llegando a alcanzar cargas máximas equivalentes al 275 % del peso al correr (Nordin & Frankel, 2013).

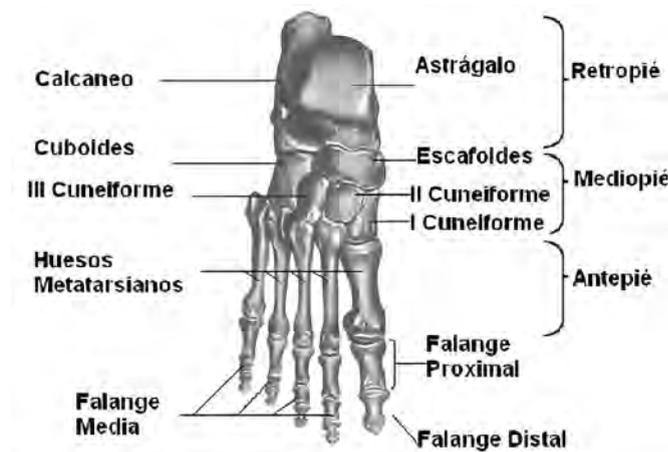


Figura 2.1: Segmentación del pie (Marino et al., 2013).

2.2. Estudio de las presiones plantares

El estudio de las presiones plantares brinda información que permite obtener un mayor conocimiento sobre la distribución de cargas en la huella plantar, particular en cada usuario, cuantificando estas cargas en el pie para posteriormente generar conclusiones sobre su salud y postura (Hébert-Losier & Murray, 2020). Como estas cargas tienen origen en el propio peso corporal, gracias al efecto de la gravedad, inevitablemente repercuten de manera directa en las extremidades inferiores del cuerpo humano. El conocimiento de las presiones plantares permite comparar valores obtenidos en usuarios, y contrastarlos con aquellos considerados una referencia para una pisada normal (también llamada pisada neutra), logrando obtener una idea general sobre la presencia de enfermedades, deformidades, o cualquier otra problemática de misma naturaleza que pudiese estar aquejando a la persona (Martínez-Nova et al., 2007). La cuantificación de estas magnitudes también permite al especialista obtener rápidamente una evaluación sobre la severidad de un problema, o viéndose desde una perspectiva positiva, pueden usarse para comprobar la efectividad de tratamientos efectuados, como el progreso tras intervenciones quirúrgicas o durante rehabilitaciones (Oliveira et al., 2021). Para ser

específicos, se utiliza el término de baropodometría para designar a los estudios del pie y la pisada, donde por lo general, hacen uso de equipo electrónico para obtener mediciones plantares, englobando aquellos análisis que son realizados tanto en posiciones estáticas como dinámicas, es decir, con el usuario en movimiento (Ang et al., 2018; Baumfeld et al., 2017).

Por su parte, el conocimiento de la distribución de presiones plantares ha resultado clínicamente útil para asistir otros estudios, entre los que se pueden encontrar: la relación entre deformidades de pie y presiones plantares en personas mayores, por causas como pie diabético, deformaciones de dedos, hiperqueratosis (callos y durezas), y pie supinado o pronado (B. Zhang & Lu, 2020); la evaluación y monitoreo de la función del pie tras sufrir derrame cerebral (Rogers et al., 2020); la relación entre la presión plantar y equilibrio postural en jóvenes sanos, analizando las posibles diferencias según el género y la extremidad dominante (Arin-Bal et al., 2024); la influencia de la escoliosis idiopática moderada (curvatura anormal de la columna vertebral) en mujeres adolescentes durante el equilibrio (Cañan et al., 2020); en el desarrollo de modelos predictivos para episodios de congelamiento en pacientes con la enfermedad de Parkinson (Pardoel et al., 2022); e inclusive, la presión plantar y estabilidad en relación con diferentes condiciones dentales, específicamente, en la posición postural mandibular (mandíbula relajada), en máxima intercuspidad (mandíbula apretada con dientes haciendo contacto), mordiendo un algodón y con máxima apertura bucal (Amaricai et al., 2020). Como se percibe, sin importar el origen del problema, numerosas complicaciones que disturban el equilibrio o postura han podido ser asistidos con la valiosa información brindada por la presión plantar.

2.3. Distintos tipos de pisada

Como es de esperar, no todas las personas presentan el mismo tipo de pisada, y ya sea por algún factor externo o incluso hereditario, se pueden encontrar variaciones en la forma de apoyo, y por consiguiente, esto implica que las presiones plantares pueden reflejar estas diferencias. A continuación se exponen los principales tipos de pisada que se pueden encontrar en la población.

Pie neutro: Es el tipo de pie más común, y considerada la pisada ideal, permitiendo absorber de manera natural las constantes cargas soportadas durante las actividades diarias. Además, provee la mejor estructura cutánea y muscular cuando se trata de mantener el balance del cuerpo (Chun et al., 2021).

Pie plano: Se caracteriza por un arco parcial o completamente caído, provocando un completo o casi completo contacto con la superficie de apoyo. A su vez, el pie plano puede ser dividido en pie plano flexible y pie plano rígido (Köse & Asfuroğlu, 2023). El primero significa que el arco plano se puede apreciar cuando el pie está en un estado de soporte de peso, o cuando los dedos del pie son levantados hacia afuera sin estar en soporte, siendo este el tipo más común en la población, con 95 % de pacientes con pie plano presentándolo (Hsu et al., 2018). El segundo tipo se refiere a cuando el arco simplemente no está presente, sin importar si se está en una postura cargando peso o no. Este último generalmente requiere cirugía, pues no puede ser atendido por tratamientos tradicionales, especialmente si los pacientes están sufriendo dolores (Hsu et al., 2018).

Pie cavo: Se caracteriza por un arco demasiado pronunciado, y como el área del medio-pié es reducida, las cargas soportadas se concentran en el antepié y retropié, aumentando la presión bajo estas zonas. Estimaciones indican que solo alrededor del 10-15 % de la población general tiene pie cavo (Fernández-Segúin et al., 2014). Individuos con este problema podrían tener una marcha inestable, esguinces de tobillo, o dolor en las cabezas metatarsales.

Pie pronado: Es caracterizado por la rotación externa del talón, que además involucra la rotación interna de la tibia, el valgo del fémur y la rodilla (es decir, genu valgum o piernas en x), y la inclinación anterior de la pelvis (Khodaveisi et al., 2016). Básicamente, en esta pisada la persona rota hacia afuera el pie, causando que pise con el lateral interno, por lo que mayor peso es soportado en esta zona.

Pie supinado: Pisada caracterizada por la rotación interna del talón concurrente con el incremento de altura en el arco longitudinal medial, acompañado con la rotación externa de la tibia (Khodaveisi et al., 2016). En palabras simples, en esta situación la persona enrolla el pie hacia adentro, por lo que el peso es soportado apoyándose en lateral exterior del pie. Esta pisada es común que contribuya a una amplia gama de deformidades en las extremidades inferiores, como la aducción del antepié, la bifurcación de los dedos, al genu varum (rodillas arqueadas), entre otros problemas (Khodaveisi et al., 2016).

Las huellas características de los casos anteriores se muestran en la Figura 2.2. Nótese que a pesar de que las huellas plantares puedan parecer similares, como sucede en pie



Figura 2.2: Tipos de pisada. Adaptado de García (2020) y Köse y Asfuroğlu (2023).

plano y pronado, todos son problemas diferentes (en pie plano no existe arco plantar, en el pronado sí, solo que ha sido volcado hacia adentro). Confusiones de esta naturaleza, con estas y otras condiciones subyacentes, son más probables que sucedan con sistemas que solamente permiten un escaneo visual, como lo hacen los podoscopios clásicos, siendo otro motivo por el que se suele preferir acercamientos que presenten resultados detallados.

2.4. Definición de variables y parámetros de interés

La información obtenida en estudios de la pisada puede llegar a ser tan compleja como sea requerida: velocidades, cadencias, distancias, ángulos, tiempos, momentos, fuerzas, etcétera (Z. Zhang et al., 2023). Sin embargo, la mayor parte de estos parámetros solo son relevantes en estudios de actividades dinámicas. Debido a la delimitación tomada en esta investigación para el estudio de la postura estática, solo concierne aquella información relacionada a valores de fuerzas verticales, y alguna otra que se desprende de ella. Con motivo de esclarecer y evitar malinterpretaciones, a continuación se describen las variables que popularmente son utilizadas en estudios similares, junto a la unidad de medida correspondiente en el Sistema Internacional de Unidades, el cual ha sido utilizado para este trabajo.

Centro de presión: El centro de presión (*Center of Pressure*, **CoP**) corresponde al punto virtual de aplicación de la fuerza de reacción (GRF) vertical instantánea (Guldemon, 2007). Es decir, el punto en un plano bidimensional donde se localiza la resultante de todas las fuerzas ejercidas durante el apoyo. Usualmente se va obteniendo su ubicación en cada intervalo de lecturas (cada muestreo), permitiendo reconstruir su trayectoria. La ubicación del CoP es calculada con la suma del producto de las presiones registradas en cada sensor por las pertinentes coordenadas X y Y , y dividiendo el resultado entre la presión total registrada por todos los sensores (Guldemon, 2007).

$$X_{CoP} = \frac{\sum_{i=1}^n X_i P_i}{\sum_{i=1}^n P_i}$$

$$Y_{CoP} = \frac{\sum_{i=1}^n Y_i P_i}{\sum_{i=1}^n P_i}$$

Donde: n denota el número total de sensores, i representa un sensor particular, y X y Y representan las respectivas coordenadas en el plano.

Dado que solo representa el punto donde se concentran las fuerzas durante un instante, usualmente se complementa la información con otros parámetros derivados como son su velocidad de movimiento o la distancia recorrida.

Fuerza: Fenómeno que modifica el estado de un cuerpo. Su unidad de medida es en newtons (N). La fuerza neta que actúa sobre la planta del pie, es usualmente definida como la suma de todas las fuerzas que actúan sobre la superficie plantar (Guldemon, 2007). Si se requiere, se puede despejar el peso al eliminar la aceleración aplicada en la fuerza ($N = \frac{kg \cdot m}{s^2}$).

Peso: Otra unidad para medir fuerzas, usualmente utilizada cuando se habla de la distribución de cargas entre las extremidades inferiores (principalmente para fuerzas verticales). La correcta definición es un tema que aún en día sigue generando confusión, pues durante el habla cotidiana se suele entremezclar para también referirse a la masa (cantidad de materia medida en kg). Para aclarar, a menos que se especifique, durante este trabajo siempre que se hable de peso es en referencia a la unidad kilogramo-fuerza (kgf).

Presión plantar: La presión corresponde a la fuerza por unidad de área aplicada a una superficie. En el caso del pie, es la presión que se experimenta en la planta del pie durante las actividades diarias. Una región plantar que presente una alta presión, es el resultado de una fuerza que se ejerce sobre un área de contacto relativamente pequeña (Guldemon, 2007). Su unidad de medida es el Pascal (Pa). También puede calcularse

conociendo las fuerzas verticales y dividirlo entre la superficie de contacto con el sensor ($Pa = \frac{N}{m^2}$). Como detalle, al manejarse presiones plantares, debido a la pequeña área de un sensor, y la cantidad relativamente grande de fuerza, es natural que los resultados arrojados correspondan a miles de pascales, por lo que por conveniencia se utiliza popularmente el kilopascal (kPa).

Superficie de contacto: Hace referencia a la cantidad de área de contacto entre la planta del pie y los sensores del sistema de medición, por lo tanto, esta área es el resultado del número de sensores implementados multiplicados por el área individual del sensor. Cuanto menor sea el área del sensor, es decir, la resolución espacial, más precisa será el área plantar calculada (Guldmond, 2007). Dada la pequeña cantidad de área considerada, es común utilizar la unidad de centímetros cuadrados (cm^2).

Valor pico: Es el máximo valor que ha sido registrado por el sensor, en cualquier momento durante el contacto. Puede hacer referencia al valor más grande captado individualmente por un sensor o de entre todos ellos. Usualmente se trabaja en presiones, por lo que se utiliza la unidad de medida de kPa , aunque representa lo mismo en términos de fuerza.

$$Pico = Max(P_1, \dots, P_i, \dots, P_n)$$

Al considerarlo se debe tener seguridad en que el usuario se encuentra bien posicionado y en equilibrio, dado que cualquier movimiento puede ocasionar que, en un pequeño instante, accidentalmente recargue el peso hacia una zona, ocasionando que este valor no sea realmente representativo de su postura natural.

Valor medio: Valor que expresa el valor promedio encontrado tras analizar una zona durante un periodo de tiempo. Suele ser considerado más fiable, al ser una media calculada de todos los valores registrados durante la prueba, minimizando posibles alteraciones registradas en movimientos involuntarios.

$$Media = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n P_i$$

2.5. Factores que alteran presiones plantares

Las presiones plantares no siempre son encontradas en las mismas proporciones, algo fácil de imaginar al pensar en motivos de origen fisiológico, como ocurre por fatiga muscular tras actividad física (Willems et al., 2012) o por el aumento de peso (He et al.,

2021; Hills et al., 2001), sin embargo, se debe considerar que las distribuciones también se ven influenciadas según las condiciones de la superficie de apoyo. Por ejemplo, la más pequeña inclinación del suelo provoca que el cuerpo humano comience una reacción natural para mantener el equilibrio de la persona, por lo que de manera involuntaria se modifica la distribución de cargas de peso en el pie para compensar la inestabilidad (Ang et al., 2018). Diversos estudios continúan investigando el comportamiento de las presiones y su distribución plantar bajo distintas situaciones y actividades que una persona experimenta naturalmente. El uso del calzado es un ejemplo de lo logrado, en donde se encontró que a diferencia de como sucede con el pie descalzo, las cargas del retropié disminuyen, y en otras zonas como el metatarso y dedos, las cargas aumentan, siendo especialmente interesante como zonas que no presentaban magnitudes de consideración, como la zona interna del mediopié, son ahora cargadas al usar calzado (Soames, 1985). Más recientemente, estudios como los de Chevalier et al. (2010) han encontrado que las presiones no son simplemente redistribuidas a otras áreas, sino que las magnitudes son completamente alteradas, llegándose a encontrar un incremento en las fuerzas pico promedio presentes en el pie al momento de comparar mediciones plantares tomadas de manera interna en el calzado y sin estar usando calzado. Lo anterior provocado por aumentar el área de apoyo en el pie, al ser ahora ajustado a la plantilla del calzado, y no estrictamente dependiente de las diferencias estructurales y musculoesqueléticas del sujeto (como sucede mientras el pie se apoya descalzo). Otros factores naturales como el envejecimiento también han sido identificados como responsables del incremento de fuerzas a soportar, como ha sido observado por Abbas y Chong (2021) al evaluar distintos parámetros en presiones plantares entre adultos de 25 a 45 años, y adultos mayores de entre 65 a 80 años.

2.6. Sistemas usados para análisis plantares

Tras haber introducido las intenciones de los estudios plantares, el siguiente tema importante es referente a los sistemas que son usados para llevar a cabo estos análisis. Los sistemas para análisis plantares pueden resumirse en dos grandes grupos: sistemas de plataforma, y sistemas portátiles incorporados desde calzado.

2.6.1. Sistemas de plataforma

Las plataformas y otras técnicas similares de análisis de presión plantar, involucran el registro de información en la superficie de contacto pie-suelo. Específicamente, las plataformas de fuerza miden las GRF debajo del pie, y la ubicación de sus puntos de aplicación en el plano de la superficie de apoyo, obteniendo la magnitud y dirección de la fuerza resultante (Yu et al., 2021). Adicionalmente, cuando hay movimiento la fuerza resultante es descompuesta en sus tres componentes, en donde las fuerzas en dirección anteroposterior y medio-lateral son fuerzas cortantes, es decir, las que actúan paralelas a la superficie (Guldemon, 2007). En la Figura 2.3 se ilustran las distintas direcciones para las GRF que pueden captar. Por su parte, las plataformas de presión miden la distribución de las presiones plantares bajo el pie durante el soporte, obteniendo un mapa de presión plantar (Figura 2.4). La mayoría de plataformas de presión solo pueden medir el componente normal o vertical de la presión, es decir, la fuerza perpendicular a la superficie sensible (Guldemon, 2007).

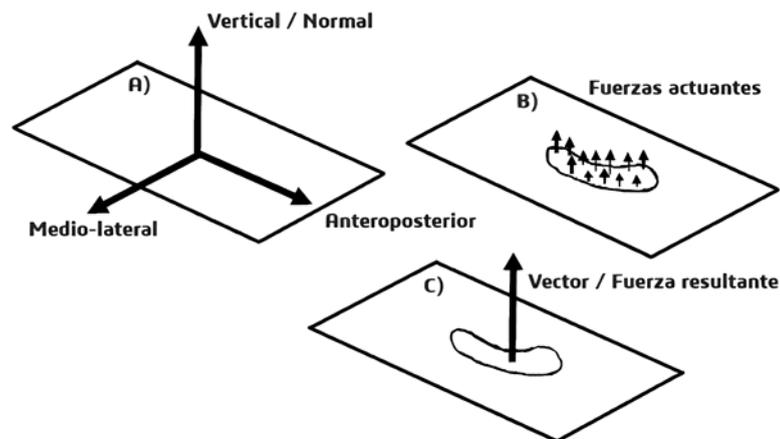


Figura 2.3: Fuerzas GRF en plataformas de fuerza. Adaptado de Guldemon (2007).

Las plataformas están conformadas por cientos de sensores pequeños dispuestos en filas y columnas, donde principalmente la distinción del dispositivo se encuentra en los tamaños, resolución y tecnología empleada para formar este arreglo matricial. El beneficio de estos sistemas, dado el acomodo y número de sensores, es que por lo general se cuenta con un área sensible suficientemente amplia para la evaluación completa de la planta del pie, y por consiguiente, tampoco hay dificultades para su adaptación a distintos usuarios. La principal desventaja de las plataformas es su escasa portabilidad, lo que restringe a que los estudios sean bajo techo, en ambientes controlados, sumado a su costo que limita su uso a clínicas y laboratorios especializados. Por lo tanto, para un análisis donde se empleen estos sistemas, es necesario que los pacientes se desplacen

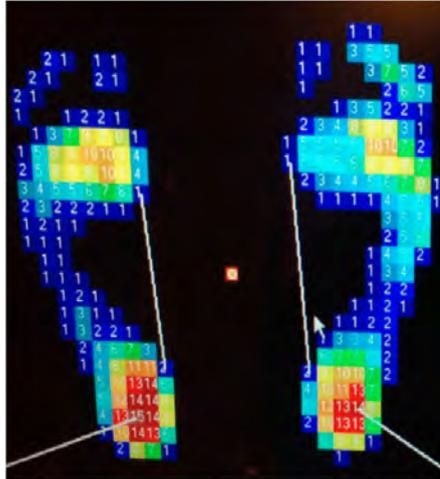


Figura 2.4: Mapa de presión plantar en plataformas de presión (Liang et al., 2016).

al laboratorio. Uno de los sistemas comerciales típicos de esta categoría, serían las plataformas emed (Figura 2.5), que usualmente son usadas por clínicas para estudios en diabetes mellitus, análisis de marcha, hallux valgus (juanetes), entre otros (Shu et al., 2010).



Figura 2.5: Sistema de plataforma para presiones plantares emed® por Novel («emed: Pressure distribution under the foot», s.f.).

2.6.2. Sistemas incorporados desde calzado

Con el progreso tecnológico fue posible el desarrollo de sistemas que permiten analizar las presiones plantares desde el calzado, y por lo tanto, estos sistemas son principalmente útiles para el conocimiento de la distribución de presión en distintas superficies y su impacto para la interacción pie-calzado. Para estos sistemas se aprovecha el uso de sensores flexibles y otros dispositivos electrónicos compactos que facilitan la extracción de información, los cuales siguen los principios de funcionamiento de las plataformas de presión, pero adaptando la tecnología a la superficie reducida de una plantilla. La

mayoría de plantillas de estos sistemas se fabrican con una configuración de sensores discreta, incrustándolos en determinados puntos anatómicos de interés, sin embargo, la distancia entre sensores, y por lo tanto la cantidad incorporada, varía considerablemente entre sistemas (Guldemon, 2007).

En comparación con las plataformas, estos equipos pueden realizar los mismos tipos de estudios, pero contando con una ventaja clara, la cual es permitir al usuario una mayor libertad para la realización de movimientos y actividades. Como desventajas se tienen que la talla del calzado debe coincidir con los usuarios, para que los sensores no resbalen o se muevan durante el análisis; también la resolución espacial es baja comparada a los sistemas de plataforma; y principalmente un costo de adquisición todavía mayor frente a un sistema fijo (Razak et al., 2012). De manera adicional, al emplear estos equipos se debe tomar en cuenta la influencia del calzado y calcetines en la presión plantar medida, por lo que deben ser estandarizados para mediciones repetidas en un usuario, así como para grupos de estudios (Guldemon, 2007). Como ejemplo de un sistema comercial, se puede mencionar al F-Scan (Figura 2.6), que es un sistema que brinda información de las distribuciones plantares desde dentro del calzado, información que incluye variables espacio-temporales como presiones dinámicas, fuerzas y tiempos. Estos equipos han sido utilizados para análisis de la estabilidad, detectar tipos de marcha, y reconocimiento de características inusuales al correr (Shu et al., 2010). El precio de este sistema ha sido reportado en distintos rangos, comenzando a partir de los \$10,000 USD por el equipo más \$35 USD por plantilla extra (las plantillas vienen en un tamaño predefinido y deben recortarse para ajustarse a otras tallas) de acuerdo a Estévez-Pedraza et al. (2020). Por su parte, Tahir et al. (2020) es más específico en cuanto al precio estimado, \$13,000 USD en su versión alámbrica, y ascendiendo a \$17,000 USD para la inalámbrica. Finalmente, Mahmud et al. (2022) también contaban con un sistema F-Scan durante su investigación, y reportan un precio de adquisición de \$20,000 USD. Como se puede intuir, el precio exacto se ve afectado dependiendo la región desde donde se consigue, aún así, queda claro que se tratan de equipos nada económicos.

2.6.3. Consideraciones de resultados obtenidos entre sistemas

Al utilizar estos equipos se debe tener conciencia sobre las inconsistencias evidentes entre valores obtenidos a través de los distintos sistemas, ya sean plataformas o plantillas instrumentadas, e inclusive al tratarse de un sistemas en la misma categoría (de distintos

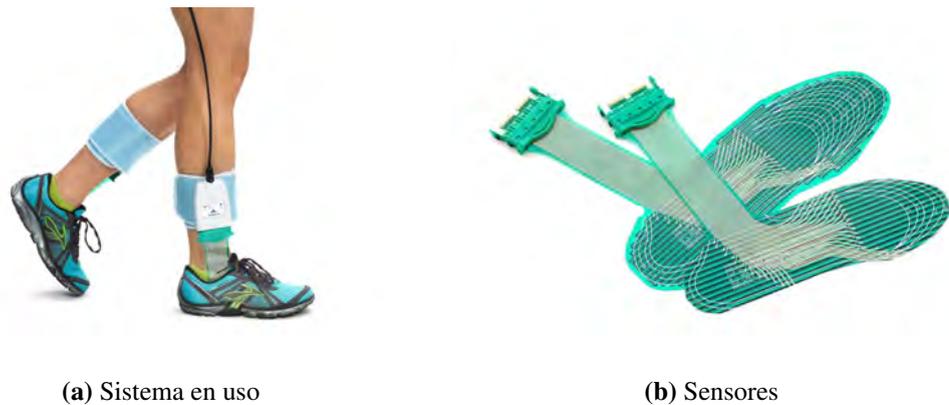


Figura 2.6: Sistema portátil para presiones plantares F-Scan por Tekscan («Tekscan: Pressure Mapping, Force Measurement & Tactile Sensors», s.f.).

fabricantes). Lo anterior dado que las mediciones relacionadas a la presión plantar pueden variar ampliamente de acuerdo a las características de los equipos. Por ejemplo, se sabe que el tipo de sensor, la forma de calibración, y la frecuencia de muestreo afectan significativamente la precisión del dispositivo (Rogério & Guedes, 2023). Por lo tanto, no es recomendable intercambiar o combinar mediciones obtenidas entre sistemas diferentes, y en cuanto a la realización de seguimientos médicos para un usuario, siempre es preferible apearse a un solo método de análisis (Chevalier et al., 2010). La utilización de diferentes dispositivos de análisis y variaciones en las metodologías aplicadas, es lo que ha impedido el poder definir valores de referencia que sean usados como universales. A pesar de que en la actualidad existen numerosos sistemas comerciales para medir presiones plantares, estos prevalecen usados principalmente por podiatras y ortesistas, y no como una herramienta de uso común, y lo que es más, muchos de los sistemas no disponen de una interfaz que permita interpretar y resumir fácilmente los resultados (Khalaf et al., 2022).

2.7. Sensores de fuerza empleados por sistemas de análisis plantares

En la literatura se pueden encontrar una gran cantidad de artículos donde se detalla el desarrollo de algún sistema personal capaz de captar información proveniente de la postura, siendo el uso de resistencias sensibles a la fuerza (*Force Sensing Resistor*, [FSR](#)) el tipo de sensor más habitual, más no el único que se utiliza. Dentro de los trabajos se pueden observar diferentes enfoques seguidos por grupos de investigadores, están

aquellos que fabrican sus propios sensores, los cuales son diseñados de acuerdo a las necesidades manifestadas durante la investigación; y quienes hacen uso de sensores comercializados, en donde es el sistema desarrollado el que debe ajustarse a las características limitantes del sensor. A continuación se habla un poco sobre sensores que se pueden encontrar y como funcionan.

2.7.1. Tipos de sensores de fuerza

Para la medición de fuerzas plantares, hay tres tipos de sensores que más se suelen utilizar, piezorresistivos, capacitivos y piezoeléctricos.

Sensores piezorresistivos: Estos sensores están hechos de materiales semiconductores que presentan una resistencia eléctrica variable al someterlos a deformaciones mecánicas. Cuando no hay carga en el sensor, la resistencia es alta, y a mayor fuerza (o presión), la resistencia continúa bajando. Al implementar estos sensores en un circuito electrónico, la fuerza causa que las partículas conductoras se acerquen, incrementando la corriente eléctrica que pasa por el sensor, lo que se traduce en que esta corriente aumenta a medida que la capa conductora disminuye su resistencia (Razak et al., 2012). El principio para obtener mediciones, se basa en establecer la relación entre la fuerza aplicada, y el cambio resultante en la resistencia del material. Estos sensores presentan virtudes clave como alta sensibilidad al voltaje y asequibilidad, lo que los vuelve recomendados para diversas aplicaciones. En cuanto a problemas, histéresis y fluencia pueden surgir durante su uso, requiriendo calibración frecuente (Z. Zhang et al., 2023). Dado lo anterior, son más apropiados para análisis a corto plazo, en lugar de monitoreos largos y continuos. Entre los dispositivos comerciales que emplean esta tecnología, se encuentran sistemas portátiles como el F-Scan y el SurroSense Rx Insole (Razak et al., 2012). Como dato adicional, los FSR pertenecen a este tipo.

Sensores capacitivos: Estos sensores constan de dos placas conductoras cargadas eléctricamente y separadas por una capa elástica dieléctrica. Una vez aplicada la fuerza, la capa elástica se dobla, lo que acorta las distancias entre las otras dos placas (Razak et al., 2012). La fuerza aplicada afecta la capacitancia al alterarse las distancias entre la capa superior e inferior, permitiendo que esta fuerza sea estimada al tomar medidas de la capacitancia resultante (Z. Zhang et al., 2023). Este tipo de sensores principalmente resaltan por su durabilidad y rendimiento para actividades dinámicas y a largo plazo, haciéndolos adecuados para monitoreo del usuario. Sin embargo, se debe considerar que cuentan con un rango sensible más limitado (comparado a otro tipo de sensores), la

necesidad de complejos circuitos para acondicionamiento, y están muy propensos a ruido en sus señales (Tahir et al., 2020). Sistemas comerciales donde utilizan este tipo de sensores son las plataformas de presiones emed y en el sistema portátil Pedar-X (Razak et al., 2012).

Sensores piezoeléctricos: En principio, su técnica se basa en la acumulación de cargas eléctricas en la superficie de materiales sin simetría central cuando es aplicada una fuerza externa; comúnmente se implementa usando una estructura tipo sándwich de electrodo-lámina piezoeléctrica-electrodo (Z. Zhang et al., 2023). De forma resumida, el sensor produce un campo eléctrico (voltaje) en respuesta a la fuerza (Razak et al., 2012). Estos sensores ofrecen virtudes como alta sensibilidad, consumo bajo de energía, y una estructura simple de recrear. Una característica distintiva es su habilidad para responder a magnitudes vibratorias en diferentes direcciones, debido a que el efecto piezoeléctrico puede ocurrir tanto en el eje vertical como paralelo a la superficie del material, por lo tanto, el valor resultante de la conversión fuerza a voltaje depende tanto de la cantidad de fuerza como dirección de polarización (Z. Zhang et al., 2023). Esta misma característica puede considerarse como una desventaja si no se cuenta con equipo especializado para su calibración, dado que es complicado alinear fuerzas en un solo eje, lo que resulta en la captación de fuerzas indeseadas, complicando la medición de fuerzas estáticas. También, circuitos de protección son requeridos para el resto del sistema, debido a que pueden llegar a generar valores de tensión altos (Tahir et al., 2020). Por último, la facilidad con que son influenciados por interferencias electromagnéticas (Razak et al., 2012), es de las principales razones que han contribuido a la falta de sistemas comerciales que los utilicen.

2.7.2. Principales aspectos de consideración en sensores

Hay varios aspectos influyentes que deben ser considerados para el procesamiento de las señales de los sensores, donde algunas características inherentes se pueden llegar a presentar, manifestándose en distinta medida dependiendo el tipo de sensor empleado.

Linealidad: Un sensor que tiene la característica de ser lineal, es aquel en donde los valores medidos y la señal de salida se mantienen proporcionales durante todo el rango dinámico de funcionamiento (Guldmond, 2007). En otras palabras, que tan recta es la línea de su comportamiento al ser graficada (Figura 2.7). No todos los sensores presentan esta característica de manera intrínseca, por lo que es necesario aplicar alguna técnica para corregir estas desviaciones a un rango aceptable.

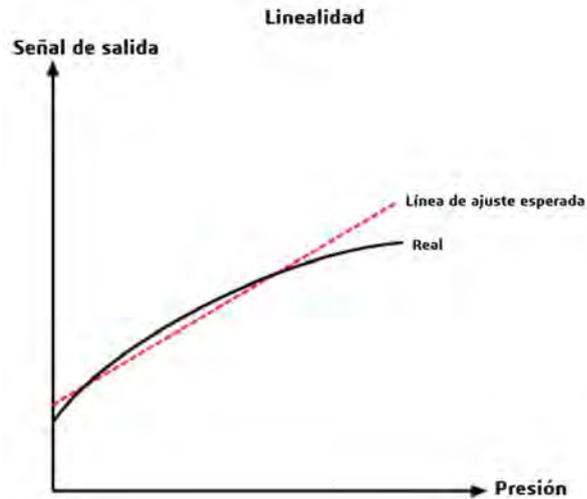


Figura 2.7: Linealidad. Adaptado de «Linearity or Nonlinearity?» (s.f.).

Histéresis: La histéresis es un fenómeno físico donde hay una desviación en la respuesta de cambio en un material, en referencia a la respuesta precedente obtenida con una fuerza determinada (Guldemon, 2007). Al tratarse de sensores de fuerza, esto significa que, idealmente, el cambio en la señal de salida al aplicar o retirar una fuerza debería provocar la misma respuesta, sin embargo no sucede así, pues es común se presenten dos respuestas diferentes (Figura 2.8).

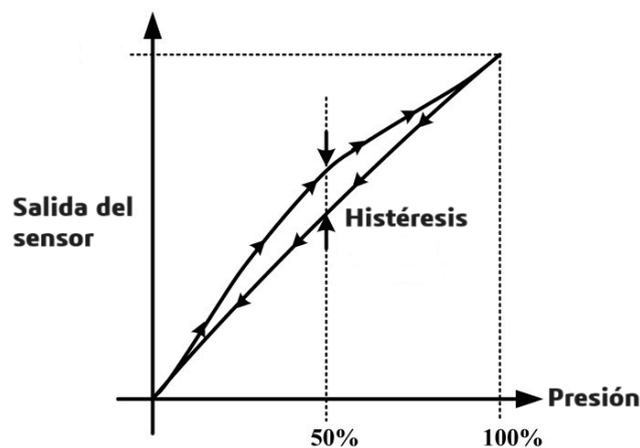


Figura 2.8: Histéresis. Adaptado de Razak et al. (2012).

Frecuencia de muestreo: La frecuencia de muestreo, también llamada resolución temporal, es la medida del intervalo más pequeño que puede discriminarse durante las variaciones de la señal (Guldemon, 2007). Una frecuencia de muestreo demasiado baja podría no ser capaz de medir con precisión cambios rápidos en la presión plantar, lo que provocaría lecturas equivocadas de los cambios que recaen entre dos intervalos (Figura 2.9). No hay un número exacto para una frecuencia adecuada, pues esta depende de la

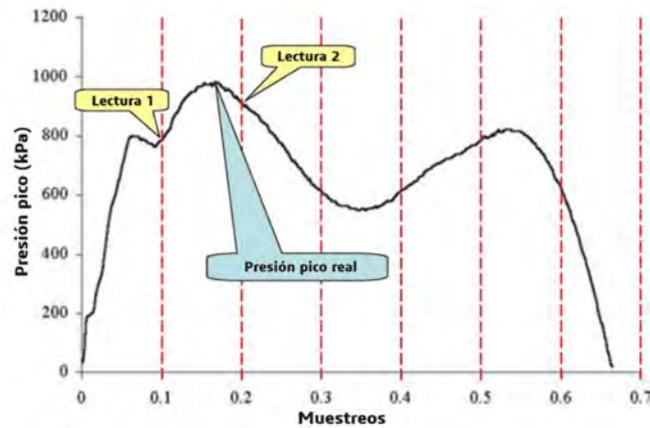


Figura 2.9: Frecuencia de muestreo. Adaptado de Guldmond (2007).

actividad evaluada, sin embargo, se tiene de referencia que 50Hz son suficientes para analizar la marcha, y 150Hz son requeridos para la carrera (Guldmond, 2007).

Diafonía: Este fenómeno, más conocido por su nombre en inglés *crossstalk*, ocurre cuando una señal transmitida en un circuito o canal de un sistema, crea un efecto indeseado en otro circuito o canal (Guldmond, 2007). La presencia de esta problemática es muy reconocible, dado que se puede observar a la respuesta de un sensor ser influenciada por sensores adyacentes (Figura 2.10).

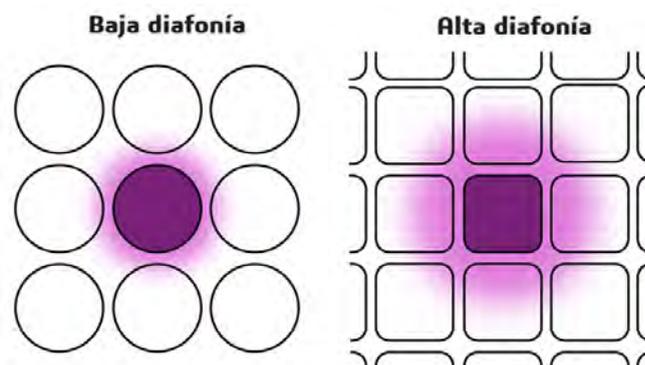


Figura 2.10: Diafonía. Adaptado de «What is Cross-talk?» (s.f.).

Fluencia: La fluencia o *creep*, por su nombre en inglés, es la deformación de un material cuando es sometido a una elevada temperatura o carga constante (Razak et al., 2012). Cuando se habla de sensores, no necesariamente se refiere a sufrir una deformación física permanente, si no más bien, en el efecto de amortiguación empleado para generar la señal de salida resultante. Por ejemplo, los FSR están fabricados con compuestos de polímeros semiconductores que muestran un comportamiento de fluencia debido a sus propiedades viscoelásticas, el cual se refleja mostrando un decremento en resistencia

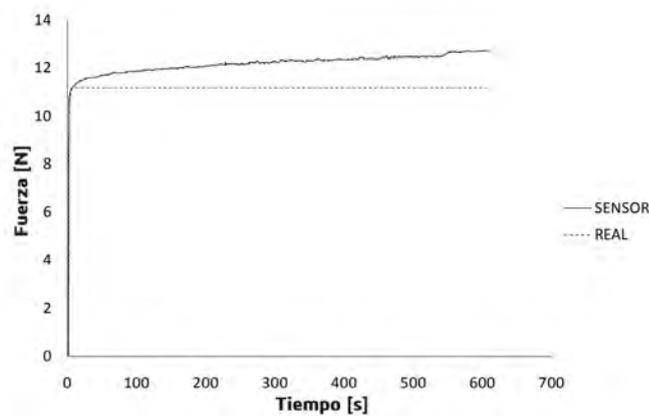


Figura 2.11: Fluencia. Adaptado de Florez y Velasquez (2010).

eléctrica al aplicar y mantener una fuerza constante (Bahadir, 2018). Dado que la resistencia cambia lentamente, la estimación de fuerza que es otorgada también lo hace (Figura 2.11).

2.7.3. Aplicación de sensores FSR para medición de fuerzas

De entre todas las clases de sensores de fuerza que se pueden encontrar, los FSR notoriamente han ganado popularidad en los últimos años, siendo utilizados de manera reiterada para plantillas inteligentes en la medición de fuerzas y presiones plantares. Como principales ventajas que los vuelven muy llamativos, se puede hacer mención a: su tamaño delgado (consisten en una película gruesa de polímero); buena resistencia a los golpes; bajo consumo de energía; respuesta rápida a cambios de fuerza; robustez frente al ruido; circuitos de acondicionamiento sencillos; posibilidad de fabricación con materiales flexibles y bajo coste unitario. Actualmente, en el mercado hay disponibles diversos modelos de FSR, donde las diferencias principales radican en las estructura de las capas y en el material sensible activo (Bahadir, 2018).

Para finalizar, se debe recordar que las fuerzas plantares no son el único propósito que se puede proporcionar a estos sensores, y dadas sus propiedades favorables, no es de extrañar ver a estos elementos ser utilizados para interactuar con fuerzas aplicadas en diferentes campos, como para tacto humano, aplicaciones médicas, aplicaciones industriales, robótica, y electrónica automotriz (Tahir et al., 2020). Entre ejemplos de trabajos donde se puede observar su uso, se tiene el de Pereira et al. (2020), donde se presentó el concepto de un sistema de monitoreo tipo colchoneta para pacientes que permanecen recostados en una misma posición por largos periodos de tiempo (por ejemplo, pacientes

incapacitados), revelando áreas de presión excesivas que pudiesen ser un desencadenante para úlceras. En cuanto a Forero et al. (2018), se estudió la viabilidad de aplicar FSR para un sistema económico de detección de ocupación de asientos en vehículos. De forma similar, Gottipati y Hemavathi (2020) contemplaron una futura integración para dispositivos en la manipulación de pinzas robóticas con control de fuerza de agarre. Inclusive se han llegado a considerar para efecto de evaluar la correcta realización de las tareas más habituales, como lo hizo Akhtaruzzaman (2020) con su prototipo de un cepillo de dientes inteligente, que mediante un pequeño FSR colocado en una hendidura detrás de las cerdas, es capaz de indicar al usuario un margen de fuerza aceptable durante el cepillado, previniendo futuros daños al esmalte y las encías por aplicar demasiada fuerza a los dientes. Además, en conjunto con otros sensores, se pueden desarrollar sistemas más complejos, como es el caso del sistema de captura de movimiento para la mano diseñado por Rodríguez-Vega (2022), donde complementando con información suministrada por sensores inerciales, puede determinar un nivel de riesgo ergonómico mediante técnicas de clasificación que reconocen el tipo de agarre del usuario.

Capítulo 3

Trabajos Relacionados

Durante este capítulo se describen trabajos con aportes a la evaluación de la salud a través de la pisada, al igual que algunas propuestas interesantes de sistemas portátiles para monitoreo.

3.1. Antecedentes

A continuación se resaltan argumentos que han sido considerados significativos para ser aprovechados como fundamento en la realización de la presente investigación.

3.1.1. Soluciones portátiles para el cuidado de la salud

En el transcurso de los últimos años, se ha prestado especial esfuerzo en encontrar soluciones confiables, no invasivas, y principalmente, de bajo costo, para monitorear la salud humana de manera remota, con el objetivo de brindar alternativas accesibles para aquellos individuos que cuentan con servicios médicos limitados, o que simplemente no pueden satisfacer frecuentemente debido a una situación económica complicada (Subramaniam et al., 2022). Además, el hecho de poder tener conocimiento temprano sobre cualquier posible señal del surgimiento de un problema, permite comenzar a tratar cuando es más sencillo de corregir. En el caso de la pisada, no es excepción, un problema que se manifiesta en el modo de apoyarse, ya sea por alguna alteración del arco (o bóveda) plantar, puede ser atendido con un tratamiento ortopédico, siempre y

cuando el problema se encuentre en las fases iniciales; en fases más avanzadas se intenta compensar las deformidades y facilitar el apoyo del pie afectado; finalmente, para casos extremos, la solución puede verse forzada a necesitar de cirugías para corregir deformidades (Padró & Moliné, 2003).

El uso de plantillas instrumentadas como sistemas de mediciones plantares, permite el monitoreo continuo de parámetros físicos en una forma no obstructiva y eficaz durante la vida diaria, posibilitando la detección de patologías desde un primer momento, y por lo tanto, inmensamente benéficas en mejorar la calidad de vida de un individuo. En adición, las mediciones pueden ser obtenidas continuamente y de manera repetida a diferentes horas del día, facilitando el seguimiento a largo plazo de la condición médica, la progresión de la enfermedad y su rehabilitación (Subramaniam et al., 2022).

3.1.2. Reconocimiento de problemas con la pisada

En la literatura se hace mención de manera general a lo siguiente, el pie humano puede ser clasificado en cinco tipos: pie neutro, pie plano, pie pronado, pie supinado y pie cavo (Hsu et al., 2018; Liang et al., 2016; Mei et al., 2020). En el trabajo de Liang et al. (2016), desarrollaron un sistema que mediante la detección de presión plantar en seis áreas para cada pie, puede distinguir exitosamente cuatro perfiles de pisada: neutro, cavo, supinado y plano. En esta investigación se evalúa si un área presenta mayores o menores valores que otra, y se compara con una distribución considerada normal (que el talón presente las mayores mediciones, que los valores no se incrementen hacia un solo lateral, la no existencia de presión bajo el arco, etc.). Usando solamente este tipo de parámetros, se ha demostrado que no es fundamental una gran cantidad de sensores para comenzar a detectar irregularidades, y en cambio, el punto clave es asignarlos correctamente en distintas zonas que reflejen claramente hacia donde se recarga el peso. Con objetivos similares, también se pueden encontrar propuestas que se benefician de algoritmos inteligentes, como la de Mei et al. (2020), donde utilizando una red neuronal convolucional (*Convolutional Neural Network*, [CNN](#)), podían clasificar casos de pie normal, plano, y cavo, usando los datos recabados del analizar la marcha del individuo, y posteriormente asociarlos a un tipo de pie de acuerdo al patrón de locomoción específico. Lo anterior requiriendo de nueve áreas sensadas, y un equipo computacional de alto rendimiento para poder llevar a cabo este análisis más demandante.

Sea cual sea la técnica para clasificación seguida por el investigador, está claro que una cuestión clave es la correcta selección de puntos de análisis donde se colocarán sensores,

y que estos puedan reflejar correctamente cualquier situación que se pudiese presentar. Además, si a estos sistemas también se les integrase información sobre las magnitudes captadas, como efectivamente ha sido logrado en otras propuestas enfocadas a estimar presiones plantares, pudiesen ayudar a generar un mejor panorama sobre el grado de avance de un problema, y no solamente identificar que existe.

3.1.3. Selección del sensor adecuado para detección de fuerzas

No hay duda de los grandes beneficios que pueden aportar los sistemas de análisis plantares, ya sea para análisis preventivos o la identificación de irregularidades, sin embargo, es necesario retroceder a la primer cuestión que se debe reflexionar, y esto corresponde a la selección de sensores adecuados a utilizar, ya que de ellos depende en gran medida la eficacia del sistema desarrollado, y su impacto en la obtención de mediciones confiables. Entre los principales obstáculos que se pueden esperar al trabajar estos sistemas, varios son provenientes de características inherentes a los mismos sensores, destacando la histéresis y la linealidad (Razak et al., 2012). La histéresis es un problema donde su mayor impacto se ve reflejado al estudiar actividades dinámicas; como en esta investigación se ha delimitado al análisis de la postura estática, este problema no es crítico y puede ser despreciado. En cambio, lidiar con la falta de linealidad de los sensores es algo que no se puede eludir, siendo esta la variable que incrementa la complejidad del procesamiento e interpretación de la señal captada, sin embargo, lo que se puede hacer, es disminuir esta problemática mediante la calibración y caracterización del sensor usado.

En la literatura se pueden encontrar artículos donde se han realizado comparaciones entre ventajas y desventajas otorgadas al utilizar distintos tipos de sensores, algunos incluso dándose la tarea de validar directamente su eficacia en la detección de presiones plantares, y gracias a esto proporcionando mayor seguridad a futuras propuestas, al existir trabajos que pueden garantizar la obtención de resultados fiables, a pesar de ser sensores relativamente económicos y fáciles de conseguir. Entre otras cosas, estas comparaciones han concluido que los FSR son los sensores más adecuados para detectar fuerzas estáticas constantes (Tahir et al., 2020), que son las que se esperan captar en una postura en soporte. En muchos estudios es común que los sensores utilizados hayan sido desarrollados personalmente por los mismos investigadores, adaptándolos así a sus necesidades, pero para este fin, es necesario el uso de equipos que solamente pueden ser encontrados en laboratorios especializados, y además, se pierde un poco el propósito de

la contribución, pues complica que el sistema pueda ser recreado por otros usuarios, al estar fundamentado con sensores tan particulares. Por lo tanto, en esta investigación se han seleccionado a los sensores FSR para trabajar.

3.1.4. Configuración del arreglo de sensores en la plantilla

Diversos sistemas de análisis incorporados al calzado han sido desarrollados a lo largo de los años, mientras el concepto básico en su diseño se mantiene prácticamente idéntico, lo que varía es el enfoque al cual sus análisis van dirigidos, siendo los puntos de interés para detección los que son dependientes de la aplicación a la cual va orientada. Comúnmente los investigadores suelen usar una configuración conformada por un mismo modelo de sensor, donde se utilizan múltiples del mismo buscando cubrir la mayor cantidad de zonas plantares, prestando especial atención en aquellas donde se presentan las fuerzas más significativas. En la propuesta realizada por Bark et al. (2017), se rediseñó la configuración típica del arreglo de sensores incorporados en una plantilla, al proponer combinar sensores resistivos (FSR) de distinta forma y tamaño. Su razonamiento se basa en que una mayor cantidad de área sensada por un solo sensor, da como consecuencia una plantilla que necesita una menor cantidad de señales procesadas, y a su vez, una gran área cubierta es equiparable a una mayor cantidad de fuerzas captadas. Por lo tanto, su sugerencia es la aplicación de sensores de gran tamaño para cubrir zonas amplias, y dejar sensores más pequeños para los puntos donde se desea más detalle.

El tamaño y número de sensores no son los únicos factores determinantes, la propia ubicación de estos puede llegar incluso a ser igual o más importante, pues la incorporación de un solo sensor correctamente ubicado, puede hacer una gran diferencia en la utilidad que se le puede extraer al sistema propuesto, en ocasiones, llegando a ser suficiente para distinguir la existencia de alguna anomalía. Por ejemplo, considerando los resultados obtenidos por Hsu et al. (2018), se concluye que un sensor FSR colocado aproximadamente un centímetro delante del hueso navicular, es suficiente para obtener información que sirve para discriminar entre usuarios de pie plano y pie normal desde la postura estática. Dicho fundamento se basa en que la caída de este hueso es la causante principal del pie plano, siendo una referencia visual sencilla de ubicar, pues de acuerdo a experimentación estadística propia, estimaron que es común ubicarlo entre un 60-65 % del largo total del pie (desde la punta de los dedos hacia el talón).

De esta manera, además de contar con referencias sobre cuales zonas son las principales a cubrir, se despierta la duda de si sería conveniente la implementación de distintos

tamaños de sensores, recordando también, el experimentar con la colocación de sensores en áreas que pudiesen ofrecer información adicional sobre la postura.

3.1.5. Validación del sistema de análisis propuesto

Asumiendo que ya se cuenta con el sistema desarrollado, no se debe simplemente asegurar que este ya es funcional para estudios, es necesario efectuar pruebas que puedan realizarse de manera rápida y sencilla, que sirvan para verificar que el sistema funciona con cierto grado de confianza. Debido a lo complicado que es llegar a hacerse con un equipo profesional certificado, se debe recurrir a alternativas más accesibles; trabajos anteriores han logrado la validación de su sistema propuesto sin que necesariamente se tenga que hacer uso de otro dispositivo profesional con el cual hacer una comparación uno a uno, lográndose así obtener cierta seguridad en que los valores de las fuerzas obtenidas corresponden a una magnitud apegada a la realidad.

Trabajos como los de Bark et al. (2017) y Shu et al. (2010), han validado sus propuestas haciendo uso de técnicas sencillas basadas en la extracción del peso corporal. Tomando en cuenta que el peso del cuerpo humano debe ser, idealmente, equitativamente distribuido en ambos pies mientras una persona se encuentra parada, utilizan esta noción para la integración de todas las fuerzas captadas en cada sensor usado, dando una estimación sobre la fuerza total sensada. Por su parte, conocer el peso corporal de una persona es sencillo mediante básculas, que actualmente son utilizadas de manera personal en muchos hogares. Por lo que se puede evaluar que tan cercanos son los valores medidos por el sistema propuesto al compararse con el peso del usuario, generando así una valoración sobre el porcentaje de fuerza total que puede captar el sistema. De igual modo, el investigador puede seguir colocando sensores y observando si realmente aumenta la cantidad de fuerzas captadas, de no hacerlo, por lo menos comprueba que algunos sensores están mal ubicados, o que simplemente alguna zona no brinda información relevante.

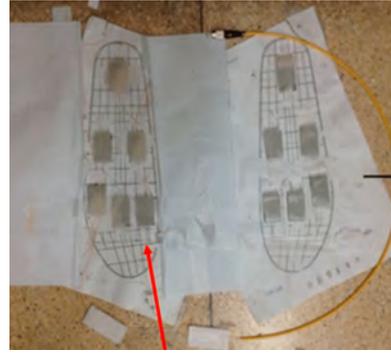
Otro acercamiento para validar un sistema ha sido mediante el reconocimiento de cambios en la postura, como lo han hecho He et al. (2021) y Tao et al. (2020). En este ejercicio se espera apreciar los cambios en las magnitudes que capta cada sensor, cuando son visualizados independientemente al efectuar distintas posturas de apoyo. En otras palabras, la finalidad es visualizar el como las fuerzas tomadas en cada sensor, se ven alteradas al realizar posturas que intencionalmente modifiquen las zonas de apoyo, en donde las fuerzas de reacción van a recaer en sensores diferentes a como se distribuían

en una postura normal. Para esto se hace uso de posturas sencillas de simular, en donde se espera que los cambios en la distribución de las fuerzas, modifiquen principalmente los valores que captaban cada sensor originalmente, mas sin embargo, la suma de las fuerzas totales captadas no debería verse drásticamente afectada, y de ser así, se obtiene una percepción de las zonas del pie que requieren más atención.

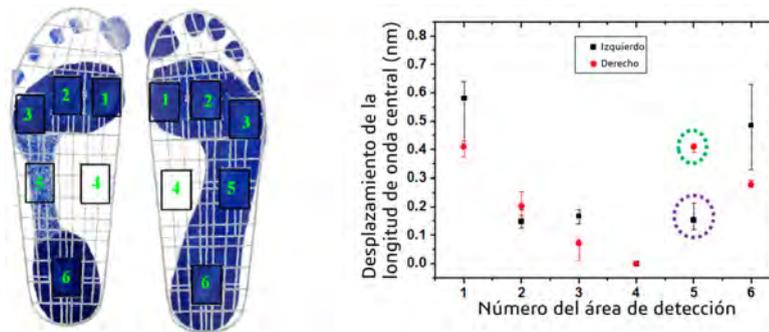
3.2. Sistemas de análisis relacionados

Es alentador apreciar en la literatura las diversas propuestas presentadas por distintos grupos de investigadores, donde cada uno ha contribuido con interesantes avances a este área de los sistemas personales para análisis plantares. Las tendencias seguidas por los investigadores en cuanto a las problemáticas que se buscan atender se pueden catalogar en dos aplicaciones clave: sistemas para el análisis de la marcha y actividades, y sistemas para el análisis de distribuciones de presiones plantares (Subramaniam et al., 2022). El primero involucra la obtención de parámetros espacio-temporales obtenidos durante la realización de actividades dinámicas. El segundo se enfoca en la identificación de características y/o información detallada respecto a presiones plantares y su distribución, usualmente con el objetivo de corregir malas posturas que puedan suscitar problemas de salud en un futuro. Para exponer rápidamente el panorama sobre los enfoques seguidos, se presentan algunos trabajos desarrollados en los últimos años, donde se observa como algunas propuestas destacan por sus diseños sofisticados, y otras por la solución ingeniosa con la que afrontaron una problemática.

En el artículo de Liang et al. (2016), se presentó la propuesta de un sistema para detectar presiones plantares en ambos pies, el cual usaba sensores ópticos basados en redes de Bragg en fibras (*Fiber Bragg Gratings*, **FBG**), y lograba la exitosa identificación de cuatro perfiles de pie: neutro, cavo, supinado y plano. Ellos consideraron la colocación de los sensores en seis zonas diferentes (Figura 3.1a), y complementaron con una técnica simple basada en la comparación entre valores medidos en cada uno de los sensores mientras una persona está de pie, catalogando en un perfil plantar al usuario dependiendo de que sensores se vean mayormente afectados, validando incluso la posibilidad de que el mismo usuario pueda presentar dos perfiles diferentes entre pies (Figura 3.1b). Su propuesta no toma de referencia un parámetro o valor fijo, y de hecho, los resultados solamente indican la variación en los haces de luz que recorren a los FBG, sin la interpretación de estos valores a unidades de fuerza o presión. En cambio, se concentran en analizar la información obtenida por los sensores en el momento, y hacer la



(a) Sistema desarrollado



(b) Detección de huellas plantares (huellas ilustrativas de un caso de pie cavo y otro neutro junto con los resultados del sistema)

Figura 3.1: Sistema de clasificación plantar con 6 sensores. Adaptado de Liang et al. (2016).

clasificación de acuerdo a las zonas activas, argumentando que de esta manera, no es necesario complicarse con tomar en consideración las pequeñas variaciones entre las características de los participantes (edad, peso, altura, sexo, etc.).

Bark et al. (2017) diseñaron un sistema detector de fuerzas desde un par de tenis, que analizaba características de marcha y balance, con la finalidad de asistir en la predicción de caídas en personas mayores. Algo de lo más interesante en su propuesta, es que para la distribución que seleccionaron, tomaron de referencia los 15 puntos esenciales sugeridos anteriormente por Shu et al. (2010), pero cubriéndolos utilizando tan solo 8 sensores de distintos tamaños (Figura 3.2a, puntos de referencia en la izquierda, y sensores usados en la derecha), y a su vez, estos puntos se originan de la distribución de peso encontrada por Cavanagh et al. (1987), evidenciando una vez más el como estas propuestas han ido evolucionando gracias al trabajo constante de distintas investigaciones. Este sistema podía transmitir de manera inalámbrica datos en crudo para un posterior análisis, o actuar como dispositivo independiente al emitir pequeños sonidos para alertas. El dispositivo tenía la capacidad de medir fuerzas captadas, y monitorear

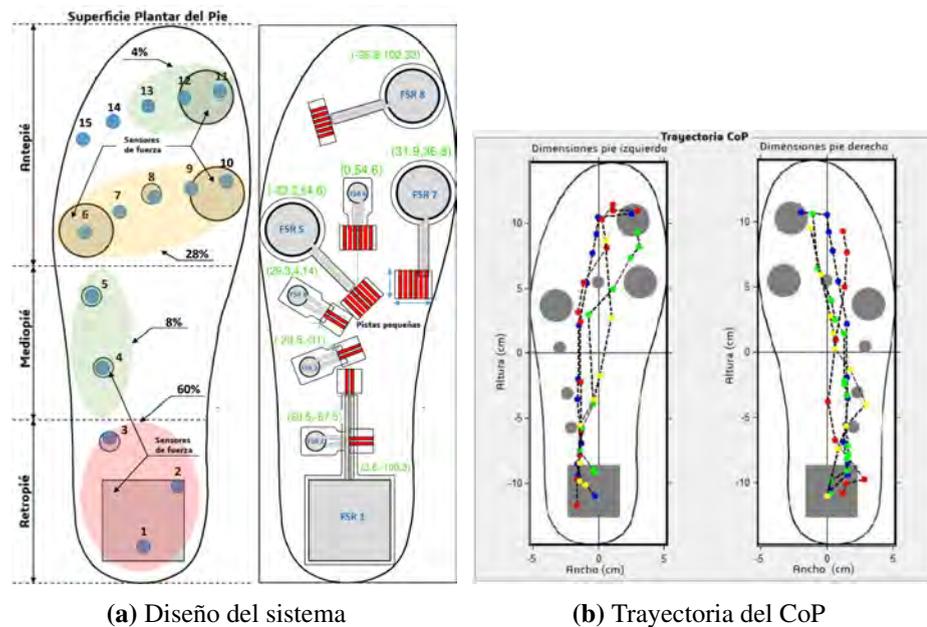


Figura 3.2: Sistema de medición plantar con 8 sensores en diversos tamaños. Adaptado de Bark et al. (2017).

la trayectoria del CoP (Figura 3.2b), y como adición, mediante pistas conductoras pequeñas, algunos de los sensores podían desplazarse un poco para adaptarse mejor a los usuarios.

Si bien es recurrente el interés en la realización de estudios sobre presiones plantares, Ang et al. (2018) tomaron en cuenta una perspectiva inusual, al enfocarse en evaluar como éstas se ven modificadas según la inclinación corporal que presenta el usuario, en comparación con la típica distribución que ocurre en una superficie plana. Como sistema fabricaron una plataforma dura y firme que permite simular el contacto con el suelo a distintas inclinaciones (Figura 3.3), pudiéndose ajustar la elevación a seis niveles, los cuales corresponden con ángulos que van desde 0° (plano), hasta los 25° . Para la ubicación de sus sensores (FSR) se concretaron en las zonas clave durante la distribución del peso, empleando solo seis de ellos por pie, con lo cual analizaban las regiones correspondientes al primer dedo, el exterior, centro e interior del antepié, el lateral del medipié, y uno más para el talón (un sensor en cada área mencionada). Los resultados del análisis eran presentados tanto de manera relativa (distribución porcentual del total captado por los sensores), como cuantitativa (indicando la presión estimada por cada sensor).

Estévez-Pedraza et al. (2020) presentaron un dispositivo electrónico para evaluar el equilibrio del cuerpo humano durante el apoyo en postura doble, utilizando una cantidad mínima de sensores. Con una ingeniosa técnica que toma en cuenta lecturas de



Figura 3.3: Sistema de medición plantar para distintas inclinaciones con 6 sensores. Adaptado de Ang et al. (2018).

sensores y distancias, calculaban la trayectoria del CoP utilizando solo dos sensores por pie, y derivando en otros 23 índices de valores cuantitativos, incluyendo distancias, velocidades, áreas, etc. Su propuesta del sistema original se observa en la Figura 3.4, de donde posteriormente removieron los sensores S3 y S6, al comprobar que los resultados con solo dos sensores eran prácticamente idénticos que al utilizar tres. Los sensores fueron fijados en una plataforma ajustable, permitiendo adaptarlos para coincidir con varios tamaños de pie. Otro punto interesante es que se trata de un equipo totalmente portátil, pues la adquisición de señales, el procesamiento y almacenamiento de datos, e incluso el despliegue de información, es completamente a través de un sistema embebido con su propia pantalla. Las únicas desventajas son que exclusivamente se trabajaban índices relacionados al balance, por lo que el sistema no otorgaba ningún tipo de información relacionado a fuerzas, y además, solo funcionaba para una postura específica (pies juntos).

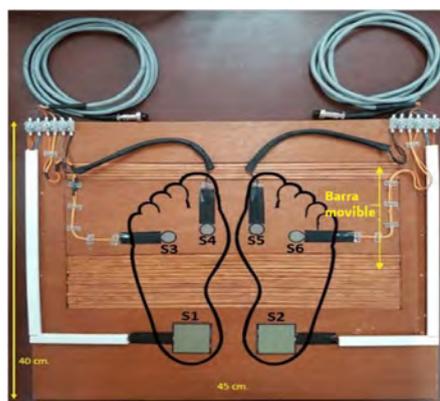


Figura 3.4: Sistema para medición de equilibrio con 6 sensores. Adaptado de Estévez-Pedraza et al. (2020).

Sacando provecho de algoritmos inteligentes, Mei et al. (2020) presentaron un sistema

que, con la implementación de una CNN de una dimensión, procesaban los datos obtenidos a través de nueve sensores de fuerza (FSR) y un sensor inercial (con acelerómetro y giroscopio) integrados en una plantilla (Figura 3.5), con lo cual crearon un modelo que clasificaba casos de pie normal, plano, y cavo analizando la marcha del individuo. Curiosamente, reportan que usando solamente la información otorgada de los sensores de fuerza, obtuvieron mejores resultados en exactitud a la hora de clasificar correctamente la pisada, incluso mejores que al combinarse con la información angular y de velocidad (del sensor inercial). Sin embargo, solamente se obtiene información del pie izquierdo, y aún así se hace mención al complejo procesamiento computacional que se requiere llevar a cabo, por lo que se plantearon optimizar el modelo en un futuro.



Figura 3.5: Sistema de clasificación plantar con 10 sensores. Adaptado de Mei et al. (2020).

En su trabajo, Tahir et al. (2020) proporcionan el procedimiento para el diseño sistemático y caracterización en la realización de plantillas inteligentes basadas en dos tipos de sensores de fuerza, FSR (Figura 3.6a) y piezoeléctricos cerámicos (Figura 3.6b). Ellos argumentan que ambos tipos de sensores son comúnmente reportados en la literatura como transductores aptos para medir fuerzas verticales, pero que no encontraron que anteriormente se hubiese realizado una comparación para determinar las diferencias entre los resultados que se obtienen, siendo esta su motivación. Como lo dejan claro en sus conclusiones, la plantilla conformada de FSR resulta más conveniente cuando no se desea recurrir a equipos de calibración especializados, pues este tipo de sensores sí pueden caracterizarse utilizando fuerzas estáticas, y no solo eso, sino que el acondicionamiento de la señal es simple. Por su parte, los resultados que obtuvieron con la otra plantilla no fueron del todo satisfactorios, haciendo mención a que se requiere implementar un circuito adicional para protección del sistema, dado el voltaje que pueden llegar a generar los sensores piezoeléctricos; caracterizarlos también les resultó más complejo, requiriendo la aplicación de fuerzas dinámicas, es decir, aplicadas solo por instantes,

pues la señal de salida se iba atenuando al mantenerla; y más importante, los resultados de fuerzas verticales durante la marcha no eran consistentes entre pruebas, como sí ocurría en la otra plantilla. Para validación definitiva analizaron resultados captados de la plantilla con FSR, y comparándolos con los de un sistema F-Scan System usado a la par, demostraron que la plantilla con sensores comerciales presentaba valores confiables y similares en referencia a un sistema considerado profesional. Si bien su sistema era simple (solamente calculaban las fuerzas totales captadas y los sensores no estaban ubicados estratégicamente), alientan a que propuestas futuras continúen empleando estos sensores una vez comprobado que se pueden obtener resultados confiables.

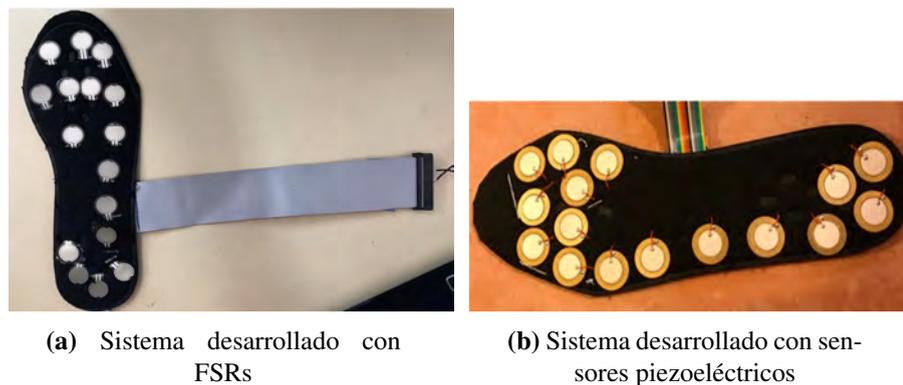


Figura 3.6: Sistema de medición de GRF con 16 sensores. Adaptado de Tahir et al. (2020).

En el trabajo de Tao et al. (2020), llevan el reconocimiento de cambios en la postura a grandes dimensiones, en donde fabricaron por completo una plantilla compuesta de veinticuatro sensores de presión capacitivos, con la cual era posible realizar el monitoreo, en tiempo real, del mapeo de presiones plantares durante actividades estáticas y dinámicas (Figura 3.7). Al haber creado un diseño con sensores pequeños, fácilmente colocaron un gran número de ellos a lo largo de prácticamente toda la planta, logrando un sistema que puede reflejar no solo posturas de apoyo clásicas como una pisada supinada o pronada, sino también algunas más complejas, demostrándolo al ejercer algunas posturas básicas de yoga, e incluso con actividades dinámicas como caminata o subir escaleras; dada la libertad de posibilidades que ofrecía, los autores la designaron como una plantilla “todo en uno”. Como inconveniente se le puede atribuir el hecho de que los sensores no pueden ser extraídos, pues estos se encuentran literalmente integrados desde la fabricación de la plantilla, por lo que, a pesar de no hacerse mención, se puede intuir la gran limitante de requerir al usuario con una talla de pie específica, haciendo obligatorio realizar diseños personales para distintos tamaños de pie, algo que además

de complicado de recrear, llega a ser poco práctico. Sin embargo, el detalle más importante es que únicamente desarrollaron una plantilla para sensor el pie derecho, por lo que su sistema solo registra de manera parcial la información que puede arrojar la postura, y debido al gran número de sensores que utilizan, puede que incluso fuese complicado estar trabajando con ambas piernas al mismo tiempo, debido a la gran cantidad de señales que se deberían manipular si existiese la otra plantilla.

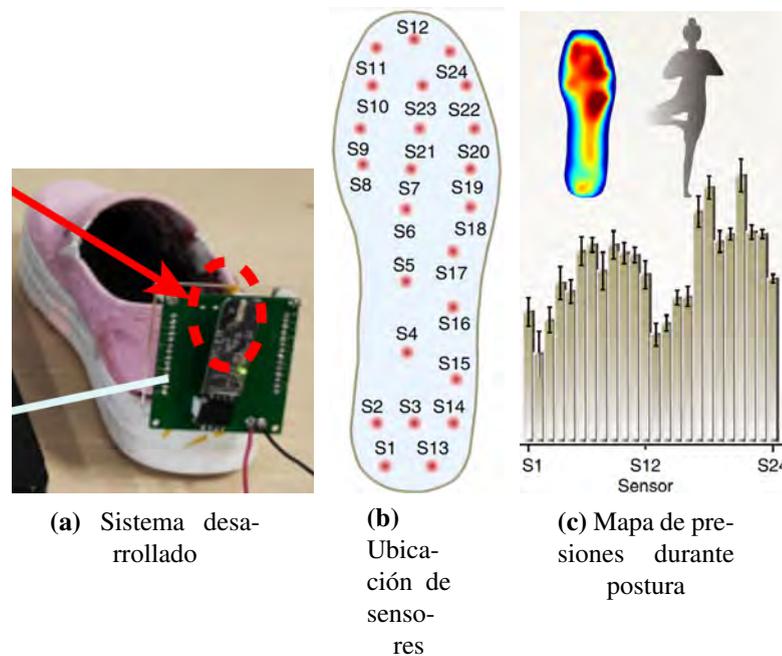


Figura 3.7: Sistema de medición plantar con 24 sensores. Adaptado de Tao et al. (2020).

La propuesta presentada por de Fazio et al. (2021), muestra el diseño de su plantilla inteligente personalizada, de bajo coste, compacta y fiable para monitorear la distribución de la presión plantar y parámetros de la marcha (la equiparon con un acelerómetro de tres ejes, más no especifican que parámetros calculan), sin embargo, lo que la diferencia son las características adicionales agregadas. En cuanto a la configuración, ellos fabricaron sus propios sensores empleando la clásica estructura tipo sandwich, utilizando placas de cobre separadas por una capa de Velostat (material piezorresistivo sensible), creando sensores con el tamaño y forma que consideraron conveniente, para finalmente realizar un acomodo tipo matriz conformado con ocho puntos sensibles, como se observa en la Figura 3.8a (un sensor se encuentra oculto debajo del Arduino). Para presentar los resultados, desarrollaron una aplicación personalizada que procesa los datos adquiridos inalámbricamente y muestra las presiones a través de un mapa de presiones coloreado (Figura 3.8b). Todavía más interesante resulta su implementación de un método de interpolación para ampliar el mapa de presiones, que con solo tomar en consideración

los valores en los ocho sensores físicos, genera una estimación en puntos virtuales adyacentes, resultando en un mapa con diecisiete puntos analizados (Figura 3.8c). Esta propuesta cuenta con buenas ideas, tanto en hardware como software, sin embargo no deja de ser una solución con inconvenientes propios. Primeramente, solo realizaron la plantilla para analizar un solo pie, por lo que solo obtiene información parcial del usuario (las imágenes que presentan constantemente invierten la plantilla, pero dado el mapa de presiones, se puede intuir que fue para el pie derecho). Como se observa en el diseño (Figura 3.8a), dado que solo se enfocaron a un pie, fueron capaces de incluir el sistema embebido dentro de la plantilla, logrando que las conexiones entre la placa usada y los sensores sea mínima, lo que deriva en una segunda problemática, pues si desearan incluir el segundo pie, inevitablemente tendrían que colocar conexiones entre un pie y otro, lo que podría resultar incómodo para el usuario, o en todo caso, si el segundo pie también contase con su propio sistema independiente, entonces el software tendría que mantener conexión con los dos dispositivos y resolver que la información recibida sea alternada correctamente. También, si bien el mapa de presiones resulta visualmente atractivo, las mediciones con la interpolación realizada no dejan de ser poco precisas, y los valores presentados no reflejan la pisada real del usuario, algo que sería más evidente si un usuario con pisada inusual hubiese probado la propuesta, ya que la interpolación evalúa asumiendo que todos los usuarios tienen una misma pisada.

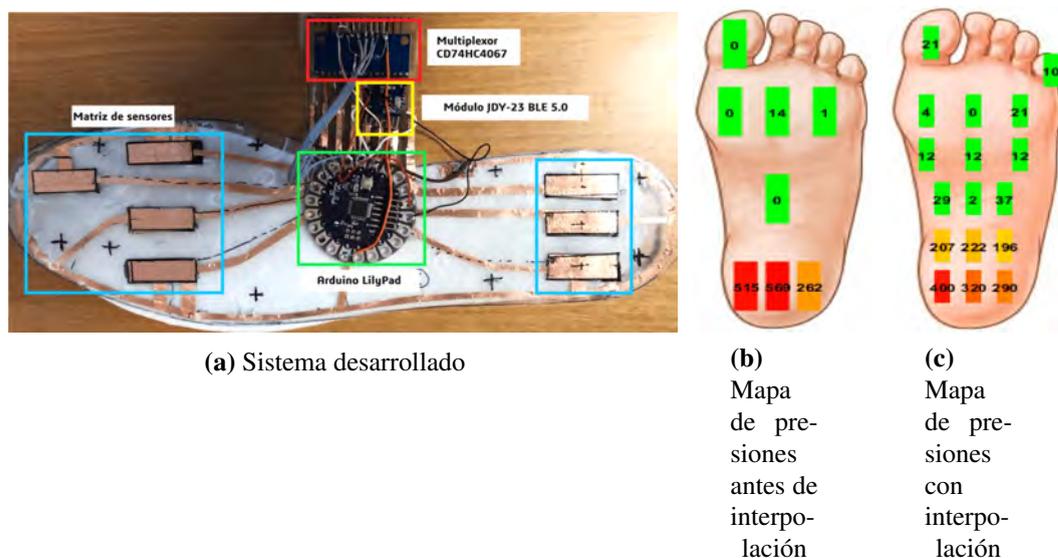


Figura 3.8: Sistema de medición plantar con 8 sensores. Adaptado de de Fazio et al. (2021).

La plantilla desarrollada por He et al. (2021) tiene un enfoque interesante, al adentrarse en la novedosa tecnología de los textiles electrónicos, desarrollando una plantilla que integraba sensores resistivos de fabricación personal a través de la propia tela, resultando

en un diseño cómodo y disimulado que podía monitorear presiones plantares en tiempo real, reflejar la existencia de cambios de postura, y detectar el aumento en la distribución de presiones plantares al simular actividades dinámicas (Figura 3.9). Sin embargo, ellos solamente hicieron uso de cinco sensores, producto de una investigación anterior, con los que fabricaron esta plantilla para ser usada en el pie derecho, y más aún, esos sensores solamente permiten cubrir vagamente la superficie del pie, distribuyéndolos en la primer falange, y los laterales del antepié y el talón. Inconvenientes resultantes de esto se observan en las magnitudes de las presiones plantares de sus pruebas, en donde los valores de presión son extremadamente pequeños a comparación de los valores que han sido obtenidos por otros trabajos, y como fácilmente se puede observar, no reflejan ni una pequeña fracción del peso corporal, lo cual es de esperarse debido a la poca cantidad de área de análisis que comprenden. Lo anterior hace que su sistema, a pesar de ser funcional, otorgue información un poco trivial, que de haber considerado algunas zonas internas del pie, y no solamente los extremos, podría haberse explotado para la realización de estudios más completos, y no solamente como un análisis superficial.



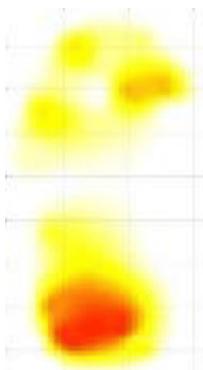
Figura 3.9: Sistema de medición plantar con 5 sensores. Adaptado de He et al. (2021).

Khandakar et al. (2022) desarrollaron plantillas con un objetivo claro, la identificación temprana de zonas propensas al surgimiento de úlceras en pacientes con alto riesgo (como quienes padecen diabetes), motivo por el que no se conformaron con solamente la medición de presiones plantares, si no también de temperatura, dado que la asimetría de temperaturas entre pies, sumado a la aparición de zonas que presenten temperaturas mayores al resto de la planta, son un indicio de la zona donde se forma la úlcera. Para su propuesta emplearon dieciséis FSR y ocho termistores flexibles (sensores de temperatura) tratando de cubrir toda la zona plantar (Figura 3.10a). Tomando en consideración que su interés era monitorear e identificar las zonas de riesgo, decidieron mantener una aproximación meramente visual, empleando mapas de presiones y de calor para presentar los resultados (Figuras 3.10b y 3.10c), los cuales generaban de manera independiente con las mediciones de los sensores correspondientes, y complementando con una técnica de interpolación para ampliar el mapa a toda la planta.

Poco tiempo después, Mahmud et al. (2022) muestran la renovación de la propuesta anterior (mismo equipo de investigación, diferente autor principal), pero en esta ocasión



(a) Sistema desarrollado



(b) Mapa de presiones



(c) Mapa de temperaturas

Figura 3.10: Sistema de medición plantar y temperaturas con 24 sensores. Adaptado de Khandakar et al. (2022).

optando por una alternativa basada en tecnología optoelectrónica (con sensores FBG). Por lo tanto, este enfoque es menos reproducible, pues requirieron ordenar la fabricación del cable de fibra óptica personalizado, con cinco sensores de temperatura y quince de presión posicionados según sus especificaciones (Figura 3.11a). Algo que se puede resaltar, es que al parecer reflexionaron en cuanto a la importancia de presentar valores cuantitativos en sus resultados, pues en su software incorporaron la posibilidad de presentar un mapa de presión plantar en tercera dimensión con escalas de referencia (Figura 3.11b). Como dato adicional, si bien el sistema mejoró algunas características como linealidad, precisión, robustez al ruido, e incluso comodidad por parte del usuario, dejan claro que el presupuesto para la fabricación de todo el equipo también sube un escalón, con la propuesta óptica costándoles alrededor de \$2500 USD frente a \$350 USD por la que usaba FSR, pero aún así, ambas muy por debajo de lo que cuesta un equipo comercial.

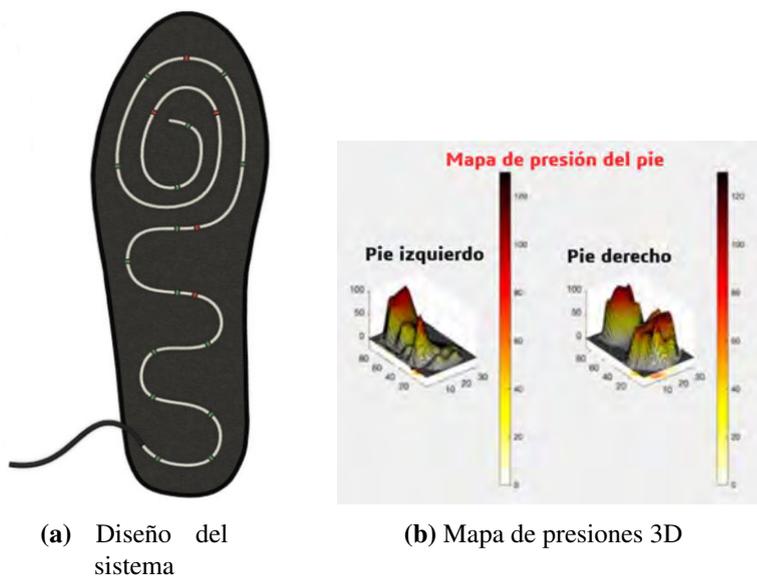


Figura 3.11: Sistema de medición plantar y temperaturas con 20 sensores. Adaptado de Mahmud et al. (2022).

Capítulo 4

Metodología

En este capítulo se describe la metodología seguida en el presente estudio, la cual se ha dividido como cinco grandes etapas (Figura 4.1), mismas que serán descritas y explicadas a detalle durante sus correspondientes apartados.



Figura 4.1: Etapas de la metodología empleada. Elaboración propia.

4.1. Selección de los sensores

En esta sección se habla sobre la experimentación llevada a cabo con diversos sensores FSR comerciales, donde se analizaron algunos de distintas formas y tamaños. También se presenta el criterio seguido para delimitarse solo a aquellos que podrían ser adecuados para su aplicación en una plantilla, y el descarte de los que no cumplieran con las características requeridas. Al finalizar, se muestra el modelo de sensor específico que fue utilizado por considerarse el más apropiado para la aplicación propuesta.

4.1.1. Sensor FSR

Se consideró que lo más conveniente era trabajar con sensores estandarizados, debido a lo beneficioso que llega a ser, tanto para aprovechar antecedentes reportados en la literatura, como para generar futuras referencias. De esta forma, los resultados encontrados pueden ser aprovechados por otros investigadores que manejen el mismo sensor, o algún otro con propiedades similares, algo que es complicado cuando un sensor es particularmente fabricado para una investigación.

Entre los diversos sensores reportados, se encontró muy popular el uso de los FSR fabricados por Interlink Electronics, particularmente el modelo FSR 402, el cual ha sido utilizado de manera exitosa en múltiples sistemas propios para análisis plantares, como puede ser observado en los trabajos de Estévez-Pedraza et al. (2020), Hsu et al. (2018) y Khandakar et al. (2022). Sin embargo, se sospecha que el número de investigaciones donde han sido utilizados debe ser numeroso, existiendo bastantes trabajos donde el modelo de sensor no es especificado, pero debido a las características descritas, como dimensiones, apariencia, y rango soportado, genera la suposición de que los trabajos que satisfactoriamente hicieron uso de este sensor, han sido mucho mayor a los que oficialmente lo han reportado.

Debido al constante uso del sensor, y su comprobada efectividad para soportar la carga del peso corporal, se consideró al FSR 402 como un sensor adecuado para este trabajo, razón por la que fue adquirido con seguridad. En la Figura 4.2 puede apreciarse al sensor FSR 402 identificado como el sensor 1. Adicional al sensor anterior, se experimentó con alternativas del mismo tipo, pero en diferentes formas y tamaños.

4.1.2. Estimación del rango de peso

Para establecer el rango de peso requerido en los sensores, se realizó un pequeño análisis para obtener una estimación de la carga que se podría esperar captar. Se tomó de referencia el análisis de Khandakar et al. (2022), en el cual, se menciona que las presiones plantares pico a lo largo del pie en un adulto, suelen moverse en un rango alrededor de entre 80 y 600 kPa durante la marcha.

Tomando de base al FSR 402, y basándose en la información del fabricante (*FSR 400 Series Datasheet*, 2017), el sensor cuenta con un área activa circular con un diámetro

de 14.68mm, correspondiente a un área:

$$A = \pi \cdot \frac{d^2}{4} = \pi \cdot \frac{(14.68mm)^2}{4} = 169.25mm^2 \equiv 0.00016925m^2$$

Se conoce que la relación entre fuerza y presión puede ser desprendida de $Pa = \frac{N}{m^2}$, por lo que basándose en las presiones pico más bajas y altas usadas de referencia, se establecieron los rangos de fuerza (N) correspondientes, permitiendo conocer la fuerza (N) que necesitaría recaer en dichos sensores para corresponder a tales umbrales:

$$80000Pa \cdot 0.00016925m^2 = 13.54N$$

y

$$600000Pa \cdot 0.00016925m^2 = 101.55N$$

Finalmente, recordando la segunda ley de Newton: $F = m \cdot a = \frac{kg \cdot m}{s^2}$; y considerando la aceleración de la gravedad en la Tierra como $g = 9.8 \frac{m}{s^2}$, se despeja el peso m en kg, para concluir en:

$$\frac{13.54N}{9.8 \frac{m}{s^2}} = 1.38kg$$

y

$$\frac{101.55N}{9.8 \frac{m}{s^2}} = 10.36kg$$

De esta manera se puede estimar que para un sensor FSR 402, se estaría esperado llegar a captar fuerzas en un rango comprendido entre 13.54 a 101.55 N, o hablando en términos de peso, entre 1.38 y 10.36 kg.

De esta forma se realizó un análisis sencillo para deducir las magnitudes de fuerza que se deben soportar para estos umbrales, y a su vez, también se puede derivar la cantidad de peso equivalente, siendo solamente necesario conocer el área activa del sensor a emplear, la cual puede llegar a variar, pero fácilmente puede buscarse en sus correspondientes hojas de datos. Como se puede esperar, entre mayor sea el área activa del sensor, mayor debe ser el rango de peso soportado, para evitar que llegue a su punto de saturación límite. Sin embargo, se debe hacer una observación muy importante, y es que estos valores de peso fueron estimados suponiendo valores pico, es decir que no todo el tiempo se van encontrar soportando tales magnitudes, y más aun, estos rangos fueron estimados evaluando la actividad de marcha, por lo que se puede esperar, que para

una postura estática la fuerza proyectado sea aún menor, dado que ya no se involucra al factor de aceleración (Nordin & Frankel, 2013).

Sensores con estos rangos son suficientes para la marcha, por lo que para el estudio de la postura de apoyo es de esperar que se encuentren sobrados, incluso para captar valores excesivos fuera de lo considerado habitual. Tras este análisis, y tomando en cuenta que los sensores se suelen encontrar en rangos estandarizados, se determinó que para la búsqueda de otras propuesta de sensores, el requisito primordial para ser evaluados sería que en las características se especificara un rango de peso de por lo menos 10kg soportados, o su correspondiente en newtons (aproximadamente 98N), dependiendo la unidad que se manejase en la descripción. Finalmente todos los sensores adquiridos fueron identificados con un número, como se observa en la Figura 4.2, junto al FSR 402 (sensor 1), sus características principales son resaltadas en la Tabla 4.1.

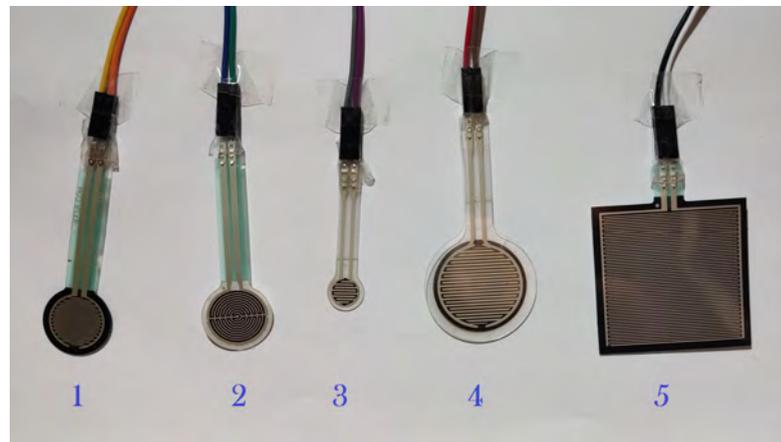


Figura 4.2: Sensores FSR adquiridos.

Tabla 4.1: Sensores FSR candidatos.

| Identificador | Sensibilidad | Área de detección | Modelo | Fabricante |
|---------------|--------------|-------------------------------|-----------|-----------------------|
| 1 | 100g a 10kg | 1.27cm \varnothing (0.5") | FSR 402 | Interlink Electronics |
| 2 | 0 a 10 kg | 1.27cm \varnothing (0.5") | FSR402 | Walfront |
| 3 | 0 a 20 kg | 0.75cm \varnothing (0.295") | DF9-40 | FTVOGUE |
| 4 | 200g a 30kg | 2.49cm \varnothing (.98") | MD30-60 | Walfront |
| 5 | 20g a 10kg | 3.5cm x 3.5cm | RP-S40-ST | Hilitand |

4.1.3. Selección de los sensores

Una vez reunidos los sensores con que se experimentaría, se procedió a ponerlos a prueba para conocer la estabilidad de su comportamiento, de esta manera se sabría de cuales se podrían esperar mejores estimaciones, y cuales deberían ser descartados. Para

lo anterior, se realizó un proceso de caracterización en los sensores, el cual consistió en ir aplicando cantidades determinadas de peso, incrementándolo gradualmente hasta llegar a los 10kg, a la vez que se iba tomando nota del cambio en resistencia del sensor. A continuación, los cambios registrados se usaron en un análisis de regresión, el cual generó una ecuación matemática para tratar de describir el comportamiento del sensor, es decir, lo que se conoce como su ecuación característica. Al contar cada sensor con la ecuación y su coeficiente de determinación (R^2), se obtuvo una idea general de la precisión del modelo matemático, permitiendo valorar de manera rápida cuales sensores presentaban un comportamiento mejor modelado en relación a la fuerza de entrada y su cambio resistivo a la salida. Los resultados completos de la comparativa pueden observarse en el apartado 5.1.

Después de realizar el análisis sobre la característica mencionada, se seleccionó el modelo FSR 402 (del fabricante Interlink Electronics), por considerarse el más apropiado al presentar un muy buen ajuste a un modelo matemático, obteniendo un coeficiente $R^2 > 0.97$; tener un tamaño más conveniente en comparación con los demás sensores, permitiendo ubicarlo en distintos puntos críticos sin traslaparse con otros (Figura 4.3); su precio de adquisición; y especialmente la facilidad para adquirirlo en caso de requerir reponerse si se llegase a dañar. El sensor seleccionado ofrece distintas variantes, manteniendo similitudes en cuanto a sus propiedades físicas, pero con diferentes rangos de presión de acuerdo a la aplicación requerida, por lo que se aprovechó para suplir con uno más robusto. El modelo específico que se mantuvo corresponde al FSR UX 402 (Figura 4.4), el cual permite hasta 150N de detección (más detalles en apartado 4.4.1), equivalente a poco más de 15kg, margen extra suficiente para brindar una plantilla que pudiese incluso extenderse para actividades físicas más demandantes.

4.2. Cálculo de la estimación de fuerza utilizando FSR

Esta sección abarca el procedimiento llevado a cabo para lograr generar estimaciones de la fuerza sensada, partiendo de ecuaciones características previamente obtenidas. El procedimiento fue realizado cubriendo por completo el rango de aplicación sugerido por el fabricante, permitiendo calcular estimaciones tanto de cargas ligeras, como son un par de cientos de gramos, hasta algunas más pesadas, que pueden llegar hasta los 15 kilogramos.

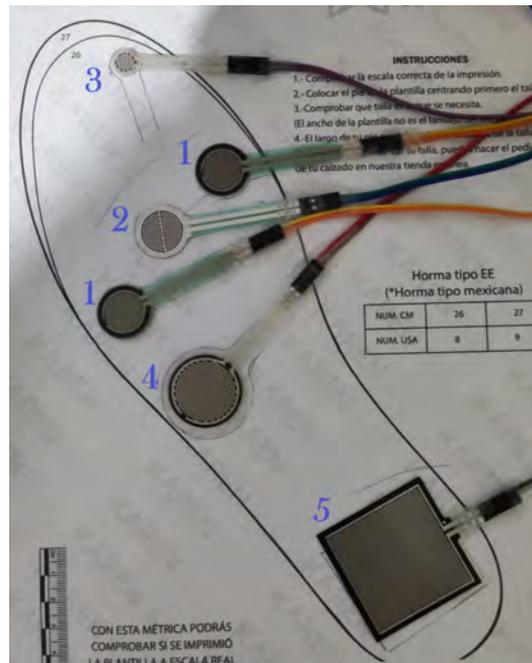


Figura 4.3: Comparativa de tamaños en sensores FSR candidatos. Plantillas proporcionadas de «Plantillas imprimibles» (s.f.).

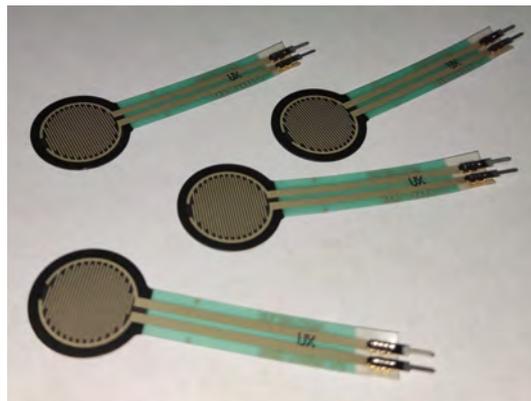


Figura 4.4: Sensores FSR UX 402.

4.2.1. Caracterización de los sensores

Los FSR UX 402 reaccionan variando su resistencia al detectar la aplicación de fuerza, sin embargo, no existe una regla o tabla de referencia que determine el rango de valores correspondientes para cierta cantidad de fuerza sensada. Además, dado el uso que se les busca dar a los sensores, es necesario que el sistema pueda estar modificando continuamente sus estimaciones, por lo que codificar explícitamente umbrales de valores no es una opción. Para solventar lo anterior, se aplicó el proceso de caracterización a algunos de los sensores adquiridos, y de esta manera generar la ecuación con la cual poder relacionar una cantidad de fuerza, a la resistencia presentada en ese instante. La

técnica seguida es simple, pero más importante aún, accesible, al poder ser implementada con facilidad desde cualquier espacio de trabajo, sin necesidad de equipamiento especializado.

4.2.2. Elementos de peso para caracterizar los sensores

Para llevar a cabo la caracterización, se hizo uso de discos de pesas, los cuales, para ser detallados, son de tamaño para barra estándar, fabricados de hierro fundido en pesos de .5, 1, 2 y 3 kg. Es un hecho que este tipo de elementos no son reconocidos por mantener un riguroso control de calidad, como bien ocurre con los pesos de calibración usados para básculas, por mencionar un ejemplo, que son mucho más precisos con el peso real aportado, pero en cuanto a sus ventajas, estos discos son muy asequibles para conseguir, se pueden apilar fácilmente, existen en diversos tamaños (distintos pesos), y principalmente, útiles para la aplicación buscada, donde no era necesario contar con pesos estandarizados, por lo que solamente fue necesario tratarlos con el peso que realmente aportaba cada disco.

Para conocer el peso real de cada disco se hizo uso de una báscula personal, colocando cada disco (previamente identificado con una etiqueta) para observar el peso que marcaba, dicha tarea fue realizada tres veces, y al observar que cada repetición obtenía una medición invariante se le consideró correcta, como se observa en la Figura 4.5a. La Tabla 4.2 presenta todas las mediciones de los pesos medidos con cada disco. Como resultado se tenían varios discos distintos, los cuales podían aportar diferentes cantidades de peso al combinarlos entre ellos, y entre todos logran acumular 15kg (Figura 4.5b), siendo suficiente peso como para cubrir todo el rango de sensibilidad en el sensor (detalles del sensor en apartado 4.4.1).

4.2.3. Diseño de bases y actuadores

Una vez contando con los objetos que aportarían el peso para la caracterización, fue necesario resolver otra cuestión importante, que es el como asegurar que el peso aplicado se concentrara correctamente en el área sensible del sensor. Usando de referencia las medidas otorgadas por el fabricante, y completando con algunas tomadas personalmente, se diseñaron modelos 3D de bases y actuadores hechos a medida para cada sensor, que posteriormente se mandaban a imprimir para comprobar si era necesario corregir

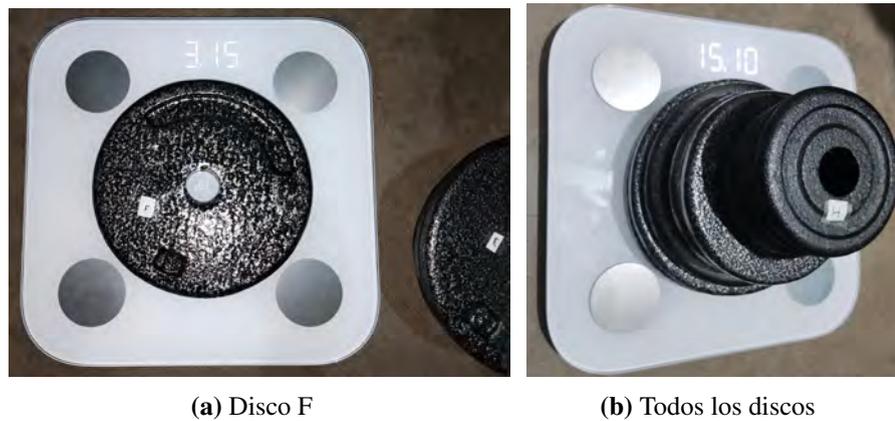


Figura 4.5: Discos de pesas para caracterización.

Tabla 4.2: Pesos reales de cada disco.

| Disco | Medida Comercial (kg) | Peso Real (kg) |
|-------|-----------------------|----------------|
| A | 1 | 1.3 |
| B | 1 | 1.3 |
| C | 2 | 1.8 |
| D | 2 | 2.2 |
| E | 3 | 2.95 |
| F | 3 | 3.15 |
| G | 0.5 | 0.6 |
| H | 0.5 | 0.6 |
| I | 0.5 | 0.6 |
| J | 0.5 | 0.6 |

alguna pieza. Esta actividad fue realizada desde la primer etapa de sensores, cuando aún se necesitaba probar cuales opciones se comportaban mejor (apartado 4.1.3). En la Figura 4.6 se pueden observar, de arriba a abajo, los sensores, sus bases y actuadores.

En cuanto a la finalidad de estas piezas, la explicación es muy simple: la base permite mantener fijo al sensor, al mismo tiempo que se encarga de centrar la pieza del actuador, que por consiguiente aplica la fuerza en el centro del área sensible; el actuador es la pieza superior encargada de transmitir la fuerza a través de un área pequeña correspondiente al área sensible del sensor, este a su vez sirve de plataforma para la colocación de los objetos que aportarán el peso. La demostración de esta idea puede observarse en la Figura 4.7.

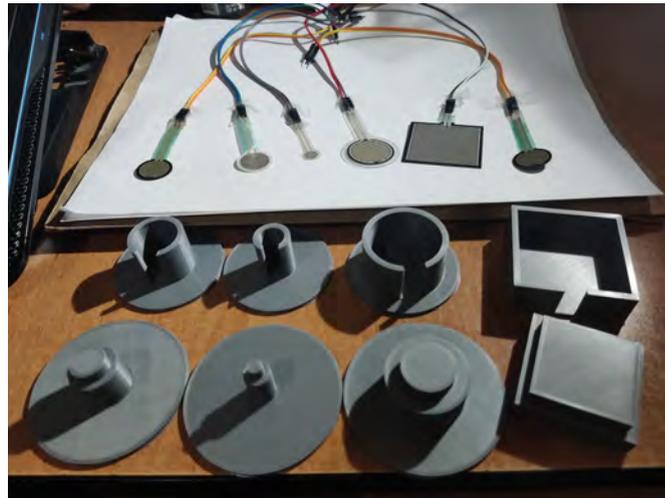
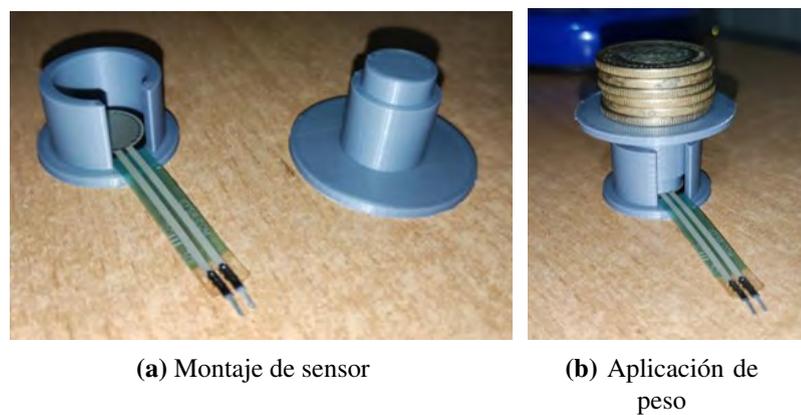


Figura 4.6: Bases y actuadores para caracterizar los sensores FSR.



(a) Montaje de sensor

(b) Aplicación de peso

Figura 4.7: Colocación de fuerza sobre el sensor.

4.2.4. Obtención de la ecuación característica

Una vez abordadas las cuestiones anteriores, se procedió a tomar las mediciones para finalmente llevar a cabo el proceso de caracterización en cada sensor seleccionado. Para esta tarea el sensor era montado entre su base y actuador, a la vez que sus terminales eran conectadas directamente a un multímetro digital, el cual era empleado para ir tomando nota del valor resistivo del sensor. Con cada aplicación de peso se esperaban 15 segundos antes de registrar la lectura, esto determinado de manera empírica para permitir al sensor estabilizarse y arrojar una lectura más confiable. Tras tomarse la medición, el peso era removido y se preparaba el siguiente incremento.

Empleando distintas combinaciones con los discos de pesas, fue posible cubrir por completo el rango efectivo sugerido para los sensores, comenzando con el disco más

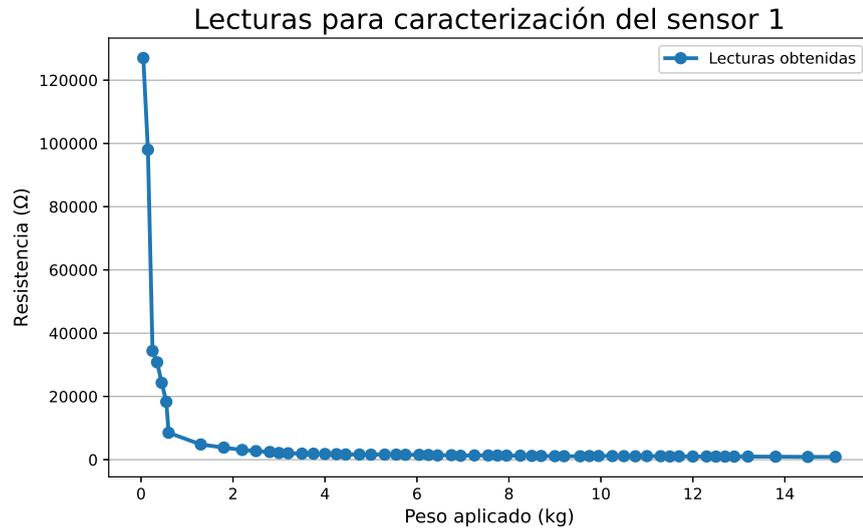
pequeño de 600g, y finalizando con hasta 15.1kg al apilar todos juntos. Adicionalmente se llegó a complementar a estas mediciones con algunas otras extras, esto debido a que el disco más ligero comenzaba con un peso de 600g, dejando por debajo un gran intervalo descuidado, dado que los sensores usualmente son capaces de reaccionar con tan solo un par de cientos de gramos, dependiendo del modelo usado. Además, dado el peor caso, se corre el riesgo de generar estimaciones erróneas cuando el peso aplicado recae en un intervalo desconocido, pues la ecuación característica no puede garantizar una interpretación adecuada en rangos fuera de los usados para generala. Para el caso del FSR UX 402, como resultado de sus lecturas se obtuvieron 57 puntos de aplicación, poniendo a prueba al sensor en un rango de 50g a 15.1kg, conformado en mayor parte por intervalos de tan solo 200 a 250 g de diferencia entre cada medida. En la Tabla 4.3 se muestran todas las lecturas registradas para un solo FSR UX 402, donde se puede apreciar con detalle el decremento de resistencia al continuar aplicando peso sobre el sensor, al igual que la combinación de elementos usados para generarlo.

Manteniendo de referencia al mismo sensor, su comportamiento es expuesto gráficamente en la Figura 4.8. En esta figura ambas representaciones corresponden a los mismos datos, los cuales son extraídos directamente de la Tabla 4.3, pero presentados en distintas escalas. La gráfica 4.8a representa las lecturas a una escala normal, tal cual fue realizado el ejercicio, demostrando el como los sensores resistivos no poseen para nada un comportamiento lineal, asemejándose más a una curva pronunciada que rápidamente decrece hasta mantenerse aparentemente estable, propio de lo que se suele observar con las ecuaciones logarítmicas. Por su parte, la gráfica 4.8b justamente representa los datos usando escalas logarítmicas para sus ejes horizontal y vertical, permitiendo apreciar más fácilmente el como, dándole un pequeño tratamiento a los datos, se consigue un mejor ajuste para simplificar su comportamiento.

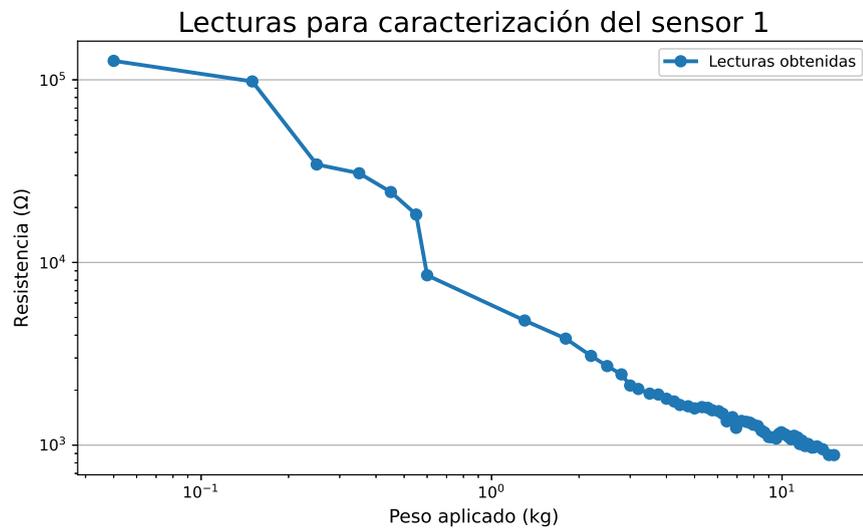
Como se puede apreciar en la Figura 4.8b, se percibe la existencia de un patrón en el comportamiento del sensor, razón por la cual no fue nada descabellado asumir que este podía ser desentrañado aplicando un poco de aprendizaje supervisado. Dado la evidente similitud que presenta esta tendencia al compararse con una pendiente, se generó un modelo de regresión lineal simple introduciendo los datos del peso aplicado (como variable independiente), y la resistencia medida en el sensor (como la dependiente), remarcando que ambos arreglos de datos necesitaron ser tratados de manera logarítmica, es decir, generando el modelo con sus variables en la forma de $\ln(x)$ y $\ln(y)$, para que se mantuviese la tendencia lineal, que no ocurre si los datos son considerados en su manera natural, como es evidenciado en la Figura 4.8.

| N.º muestra | Rango (kg) | Elemento colocado | Peso aplicado (kg) | Resistencia medida en sensor (Ω) |
|-------------|------------|---------------------|--------------------|---|
| 1 | < 1 | 50g | 0.05 | 127000 |
| 2 | | 150g | 0.15 | 98000 |
| 3 | | 250g | 0.25 | 34400 |
| 4 | | 350g | 0.35 | 30800 |
| 5 | | 450g | 0.45 | 24300 |
| 6 | | 550g | 0.55 | 18300 |
| 7 | 1 a 2 | G | 0.60 | 8510 |
| 8 | | A | 1.30 | 4810 |
| 9 | | C | 1.80 | 3830 |
| 10 | 2 a 3 | D | 2.20 | 3080 |
| 11 | | A+G+H | 2.50 | 2710 |
| 12 | | D+G | 2.80 | 2440 |
| 13 | 3 a 4 | C+G+H | 3.00 | 2120 |
| 14 | | A+B+G | 3.20 | 2030 |
| 15 | | A+D | 3.50 | 1914 |
| 16 | | F+G | 3.75 | 1893 |
| 17 | 4 a 5 | C+D | 4.00 | 1795 |
| 18 | | A+E | 4.25 | 1735 |
| 19 | | A+F | 4.45 | 1659 |
| 20 | | C+E | 4.75 | 1632 |
| 21 | 5 a 6 | A+B+G+H+I+J | 5.00 | 1589 |
| 22 | | A+C+D | 5.30 | 1615 |
| 23 | | A+B+E | 5.55 | 1600 |
| 24 | | A+B+F | 5.75 | 1552 |
| 25 | 6 a 7 | A+C+E | 6.05 | 1534 |
| 26 | | A+C+F | 6.25 | 1486 |
| 27 | | A+D+E | 6.45 | 1350 |
| 28 | | C+F+G+H+I | 6.75 | 1423 |
| 29 | 7 a 8 | C+D+E | 6.95 | 1243 |
| 30 | | A+D+F+G | 7.25 | 1357 |
| 31 | | A+B+C+F | 7.55 | 1341 |
| 32 | | A+B+D+E | 7.75 | 1328 |
| 33 | 8 a 9 | A+B+D+F | 7.95 | 1295 |
| 34 | | A+C+D+E | 8.25 | 1273 |
| 35 | | E+F+G+H+I+J | 8.50 | 1200 |
| 36 | | A+B+E+F | 8.70 | 1173 |
| 37 | 9 a 10 | A+B+C+D+G+H+I+J | 9.00 | 1108 |
| 38 | | A+C+E+F | 9.20 | 1105 |
| 39 | | A+B+C+D+E | 9.55 | 1087 |
| 40 | | A+B+C+D+F | 9.75 | 1150 |
| 41 | 10 a 11 | A+B+C+F+G+H+I+J | 9.95 | 1176 |
| 42 | | A+C+D+F+G+H+I | 10.25 | 1144 |
| 43 | | A+B+C+E+F | 10.50 | 1115 |
| 44 | | A+B+C+D+E+G+H | 10.75 | 1077 |
| 45 | 11 a 12 | A+C+E+F+G+H+I | 11.00 | 1125 |
| 46 | | C+D+E+F+G+H | 11.30 | 1103 |
| 47 | | A+B+D+E+F+G | 11.50 | 1014 |
| 48 | | A+B+C+E+F+G+H | 11.70 | 1059 |
| 49 | 12 a 13 | A+C+D+E+F+G | 12.00 | 989 |
| 50 | | A+B+C+E+F+G+H+I | 12.30 | 1015 |
| 51 | | C+D+E+F+G+H+I+J | 12.50 | 985 |
| 52 | | A+B+C+D+E+F | 12.70 | 969 |
| 53 | 13 a 14 | A+B+C+E+F+G+H+I+J | 12.90 | 974 |
| 54 | | A+C+D+E+F+G+H+I | 13.20 | 984 |
| 55 | | A+C+D+E+F+G+H+I+J | 13.80 | 950 |
| 56 | 14 a 15 | A+B+C+D+E+F+G+H+I | 14.50 | 883 |
| 57 | > 15 | A+B+C+D+E+F+G+H+I+J | 15.10 | 882 |

Tabla 4.3: Lecturas de resistencia para todo el rango de aplicación en el FSR 402 (1).



(a) Escala natural



(b) Escala logarítmica

Figura 4.8: Caracterización del sensor FSR UX 402 (1).

Tras entrenar el modelo, los parámetros de ajuste encontrados fueron extraídos, correspondientes a los coeficientes para la pendiente e intersección de una recta, con los cuales se construyó la ecuación estimadora de fuerzas. Tómese en cuenta que como el modelo fue entrenado introduciendo sus datos en forma de $\ln(x)$ y $\ln(y)$, naturalmente el resultado obtenido corresponde a una ecuación de la forma $\ln(y) = m \ln(x) + b$, por lo que es necesario eliminar el logaritmo a la respuesta de salida, lo cual se logra al elevar ambos lados de la ecuación como exponentes a una base e , obteniendo finalmente una ecuación de la forma $y = e^{m \ln(x) + b}$. En la Figura 4.9 se detalla la ecuación característica generada para el sensor que se ha mantenido de ejemplo, al igual que su coeficiente de determinación (R^2), donde se puede observar el ajuste obtenido con referencia a los

datos originales. La gráfica 4.9a, una vez más, representa en escala logarítmica el ajuste de la ecuación característica para este sensor particular. La gráfica 4.9b muestra a la misma ecuación adaptándose al comportamiento natural presentado en el sensor. Con este procedimiento es como se generó la ecuación, que finalmente permite modelar el comportamiento que sufre el sensor al aplicársele peso en cualquier punto de su rango soportado.

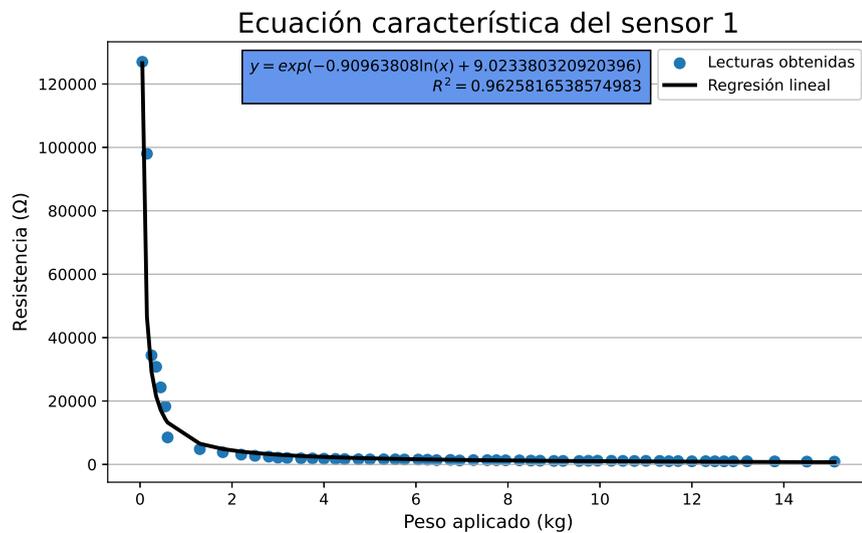
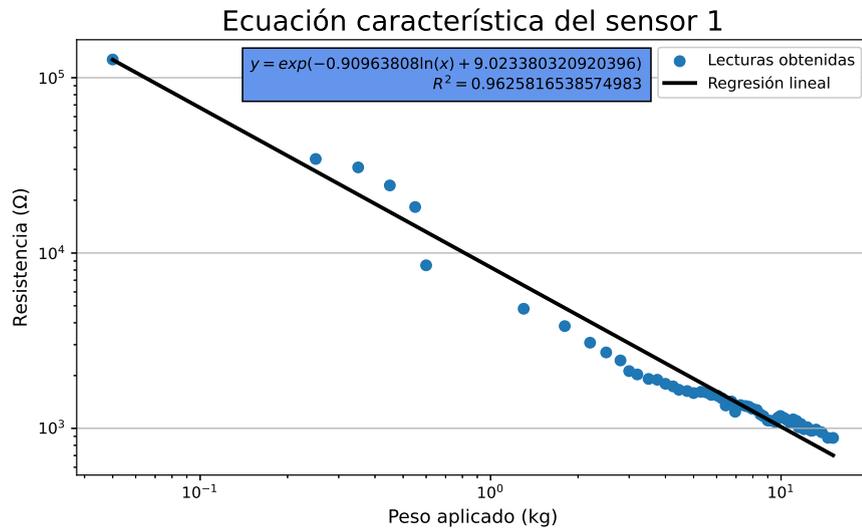


Figura 4.9: Ecuación modelada para el FSR UX 402 (1).

4.2.5. Estimación digital de la resistencia en el FSR

Hasta este momento se tiene definido el como se generó la ecuación característica que corresponde a un sensor particular, sin embargo, esta ecuación tal cual como se encuentra estructurada no es de gran utilidad, pues actualmente lo que representa es una función a la cual su entrada es una fuerza conocida (simbolizado como x), y que otorga como resultado la resistencia aproximada que presentará el sensor (simbolizado como y). El objetivo buscado es obtener estimaciones para fuerzas que son una incógnita para, precisamente, tener conocimiento de las magnitudes de fuerza que capte el sensor, es decir, justo lo opuesto a lo que representa la ecuación característica originalmente, por lo tanto, el siguiente paso fue reordenar la ecuación característica en función de y , para que quedase una ecuación que relacione una entrada de un valor resistivo conocido, a una salida que represente la estimación de fuerza aplicada. Tomando la ecuación característica original, se despeja la variable correcta, x , de la siguiente manera:

$$\begin{aligned}
 y &= e^{m \ln(x) + b} \\
 \ln(y) &= m \ln(x) + b \\
 \ln(y) - b &= m \ln(x) \\
 \frac{\ln(y) - b}{m} &= \ln(x) \\
 x &= e^{\frac{\ln(y) - b}{m}} \tag{4.1}
 \end{aligned}$$

Ecuación para la estimación de fuerza usando un FSR. Donde: x es la estimación de fuerza, y es el valor resistivo actual del sensor, b y m corresponden a constantes de la pendiente e intersección respectivamente.

De esta manera, cualquier FSR puede ser caracterizado, para posteriormente formular su ecuación característica, con constantes particulares obtenidas por medio de la regresión lineal, y terminar con un reordenamiento similar a la ecuación 4.1, que permite realizar estimaciones de la fuerza que es detectada, requiriendo solamente el conocer la resistencia producida en el sensor. Ahora una nueva cuestión se presenta, naturalmente los FSR pueden variar su resistencia drásticamente a lo largo de un amplio rango de valores, sin embargo, estos sensores no cuentan con algún tipo de señal de salida, por lo que directamente no pueden manifestar su resistencia actual en algún instante, haciendo necesario recurrir a una alternativa que permita medir la resistencia desde un circuito cerrado.

La cuestión anterior fue solventada empleando un divisor de voltaje, pues al ser los FSR resistencias variables, solo se necesita hacer uso de otra resistencia conocida que servirá como referencia, y al tener conocimiento de los demás elementos en la ecuación, que son el voltaje de entrada y de salida, la misma ecuación puede ser reordenada para despejar la incógnita del valor resistivo en el sensor. Partiendo de la ecuación original para el divisor de voltaje (Vázquez et al., 2004), la resistencia del FSR puede ser calculada reorganizando de la siguiente manera:

$$\begin{aligned}
 V_{out} &= V_{cc} \times \frac{R_{ref}}{R_{ref} + FSR} \\
 V_{out}(R_{ref} + FSR) &= V_{cc} \times R_{ref} \\
 R_{ref} + FSR &= \frac{V_{cc} \times R_{ref}}{V_{out}} \\
 FSR &= \frac{V_{cc} \times R_{ref}}{V_{out}} - R_{ref} \\
 FSR &= R_{ref} \left(\frac{V_{cc}}{V_{out}} - 1 \right) \tag{4.2}
 \end{aligned}$$

Ecuación para calcular la resistencia en un FSR desde un circuito divisor de voltaje. Donde: FSR es la resistencia del sensor, R_{ref} es la resistencia fija conocida conectada a tierra, V_{cc} el voltaje de alimentación, y V_{out} es el voltaje en el punto de salida.

A continuación, la configuración física del divisor de voltaje, integrando al FSR, fue llevada a cabo empleando una placa Arduino Uno, ya que la misma incorpora los elementos requeridos para alimentar al circuito con un voltaje estable, procesar la lectura a través de una entrada con conversor analógico a digital (*Analog-to-Digital Converter, ADC*), y especialmente, su simplicidad para transmitir estas lecturas hacia una computadora, donde finalmente se evaluarían los cálculos, se almacenarían los registros, y se desplegarían resultados. La Figura 4.10 muestra la sencilla configuración realizada para la generación de estimaciones de fuerza, donde empleando la ecuación 4.2 se puede conocer la resistencia del sensor. El voltaje de entrada (V_{cc}), que es el que recorre al divisor, es directamente otorgado por la fuente de poder usada, por lo que asumiendo que la fuente funciona correctamente, se puede considerar como un valor constante en la ecuación, ya que siempre será alimentado con el mismo voltaje. Por su parte, el detalle con el voltaje a la salida (V_{out}), es justamente que se encontrará variando, dado a que es directamente afectado por la resistencia cambiante del sensor, sin embargo, en este punto ya no es ningún problema, ya que fácilmente se puede calcular desde la lectura del ADC. La relación del voltaje leído en el ADC puede ser estimada a partir del conocimiento del voltaje de referencia con el que trabaja, la lectura digital otorgada, y

la resolución que maneja (Seidle, 2013), importándonos de la resolución el número del nivel más alto para cuantificación que permite el ADC (Floyd, 2015):

$$\frac{\text{Resolución del ADC}}{\text{Voltaje base ADC}} = \frac{\text{Lectura del ADC}}{\text{Voltaje analógico medido}}$$

$$\frac{\text{Voltaje base ADC}}{\text{Resolución del ADC}} = \frac{\text{Voltaje analógico medido}}{\text{Lectura del ADC}}$$

$$\text{Voltaje analógico medido} = \frac{\text{Voltaje base ADC} \times \text{Lectura del ADC}}{\text{Resolución del ADC}} \quad (4.3)$$

$$\text{Resolución del ADC} = 2^n - 1 \quad (4.4)$$

Ecuación para el cálculo del voltaje leído por un ADC. Donde: *Voltaje analógico medido* es el voltaje en la entrada del conversor, *Voltaje base ADC* es el voltaje de referencia que se utiliza, *Lectura del ADC* el valor digital de salida, y *n* el número de bits que emplea el conversor.

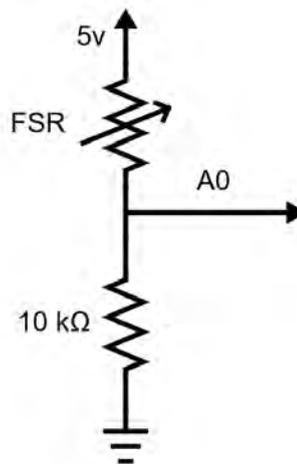


Figura 4.10: Esquema de conexión para la estimación de fuerza. Elaboración propia.

Así, tras todo este proceso, es como finalmente se trató a la señal eléctrica analógica, producto directo de la reacción del FSR a un fenómeno físico, siendo esta digitalizada y transformada en una magnitud referente a un sistema de unidades completamente distinto, correspondiente a la estimación de fuerza aplicada. Lo restante no fue más que programar las ecuaciones anteriormente expuestas, utilizándolas de manera secuencial, siendo el resultado de una la entrada requerida para la siguiente, comenzando desde la lectura digital que es captada por el ADC.

Retomando de referencia la conexión realizada en la Figura 4.10, una vez que la placa

se encuentra energizada, esta misma provee la energía para el circuito, por lo tanto, instantáneamente el sistema comienza a reaccionar. Para realizar una estimación de fuerza, todo se origina con la lectura en la entrada analógica A0, donde este valor digital corresponde a la variable *Lectura del ADC* para la ecuación 4.3, en donde los demás elementos son constantes preestablecidas, dependientes a la configuración del hardware empleado. Para este caso con el Arduino Uno, el voltaje de referencia que maneja el ADC es el mismo que la alimentación de toda la placa, es decir, 5V, con una resolución de 10 bits, por lo que asigna números enteros en el rango de 0-1023 (Banzi & Shioh, 2014). El resultado de la ecuación 4.3 correspondería al voltaje que ingresa al convertidor, en la Figura 4.10 este voltaje se ubicaría en el punto A0 (haciendo referencia a la entrada analógica usada), que a su vez se relaciona con la ecuación 4.2, pues el voltaje en A0 es el voltaje de salida V_{out} en el circuito divisor. De esta manera, a continuación se emplea la ecuación 4.2, para la cual en este punto se tendrían sus elementos ya definidos, siendo el voltaje de entrada 5v (entregados por la placa), una resistencia fija de $10k\Omega$, y el V_{out} calculado recién. Tras esta operación, la salida obtenida ahora correspondería al valor resistivo en el sensor, que equivale a y en la ecuación 4.1, y al también tener definidos b y m (por la regresión lineal), finalmente se puede obtener un estimado de la fuerza que fue aplicada.

4.2.6. Acondicionamiento de la señal para múltiples sensores

El procedimiento que ha sido detallado en la sección anterior corresponde a las etapas sucesivas que la señal original, la generada al interactuar con el FSR, recorre hasta ser acondicionada para lograr la cuantificación de fuerzas, permitiendo calcular una estimación de la magnitud aplicada. Se debe recordar que, como se mencionó durante los párrafos, parte del proceso fue descrito utilizando como ejemplo a un mismo sensor, sin embargo las etapas seguidas son totalmente generalizadas para ser replicadas con cualquier FSR, y en cualquier hardware empleado. La Figura 4.11 representa de manera clara el como se encuentran integradas las diversas etapas de manipulación de la señal, al igual que la variable que es obtenida tras cada una, destacando el momento en que cada ecuación entra en juego para generar la cuantificación de la fuerza.

El motivo de remarcar la facilidad de replicar el procedimiento a otros FSR, es debido a que dependiente a cada variante de sensores, se puede esperar requerir una ecuación característica distinta, donde los coeficientes necesarios pueden llegar a ser totalmente incompatibles entre ellos. Dado que el primer paso de esta investigación fue comparar

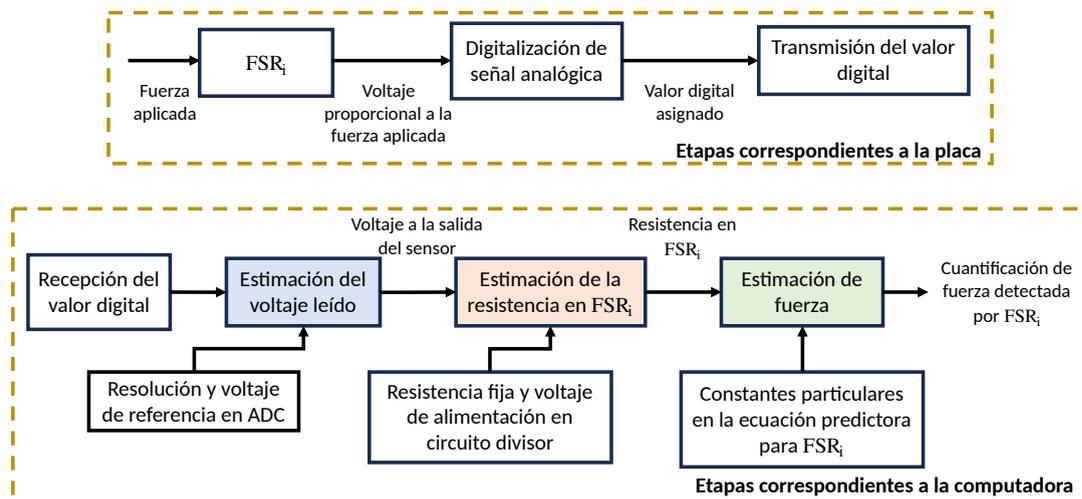


Figura 4.11: Etapas seguidas para la cuantificación de fuerza. Elaboración propia.

sensores de modelos diversos, como se explicó durante el apartado 4.1.3, fue necesario realizar el proceso de caracterización particularmente para cada uno de ellos, y como muestran los resultados en el apartado 5.1, al presentar cada sensor propiedades diferentes, las ecuaciones características generadas también son diferentes, manteniendo una misma estructura, pero con otros coeficientes, pudiéndose esperar una estimación completamente distinta incluso si se tratase de la misma señal.

Es sencillo intuir que una de las ventajas de que finalmente se decidiese mantener un solo modelo de sensor, es decir, al FSR UX 402, es que las ecuaciones que se generaran deberían guardar cierto grado de similitud entre ellas, sin embargo, la literatura nos hace ver que no siempre ocurre así. Autores como Hsu et al. (2018) y Tahir et al. (2020), entre otros que tienen experiencia trabajando con sensores de esta naturaleza, recomiendan se realice una caracterización por cada sensor que sea usado, incluso al tratarse solamente de unidades del mismo modelo, con la intención de obtener las mejores estimaciones alcanzables, pues argumentan, que inclusive entre sensores del mismo lote pueden llegar a ocurrir variaciones en su proceso de manufactura que terminan afectando la sensibilidad.

Con el objetivo de comprobar si realmente existía una mejora notable, entre generar una ecuación característica particular por sensor, o replicar una sola para todos ellos, se procedió a tomar unos cuantos sensores y comparar el desempeño alcanzado. Cinco FSR UX 402 fueron caracterizados de manera independiente, de donde se generaron seis ecuaciones, cinco de ellas correspondientes de forma personal para cada sensor, y la sexta generada a partir de las lecturas de los cinco anteriores juntos, obteniendo así una

ecuación global entre ellos. Al visualizar de manera conjunta las ecuaciones, se apreció la gran cercanía que presentan los coeficientes, con diferencias de tan solo décimas entre ellos, siendo un indicio positivo de que, al menos en el modelo de sensor usado, la utilización de una sola ecuación global podría ser efectiva. Sumado a lo anterior, el siguiente paso fue poner a prueba la exactitud y precisión de varias estimaciones, donde para esto todas las ecuaciones características fueron reordenadas y convertidas en sus respectivas ecuaciones estimadoras de fuerza (explicado en apartado 4.2.5), y haciendo uso de un Arduino Uno para tomar las lecturas y energizar el circuito, se procedió a poner a prueba, de manera individual, cada uno de los cinco sensores. Los resultados finalmente demostraron que no existía mejora al ponerse a caracterizar individualmente cada sensor, y de hecho, las mejores aproximaciones fueron conseguidas utilizando solamente la ecuación global, por lo que se decidió mantener dicha ecuación para todas las futuras estimaciones. Los resultados de estas pruebas realizadas son analizados a detalle en el apartado 5.2.

Como lado positivo, la caracterización de un sensor solamente se requiere efectuar una vez en todo su ciclo de vida útil, por lo que al haberse preferido mantener una sola ecuación, si en un futuro alguno se llegase a dañar, no sería necesario volver a repetir este proceso. También se decidió mantener como unidad resultante al kilogramo (kg), dada su conveniencia para fácil apreciación, al ser la unidad de medida utilizada con más familiaridad al momento de trabajar con peso. Aun así, si se desease representar propiamente al resultado como una fuerza, y dado que el interés de esta investigación se limitó a la detección de fuerzas verticales, solo sería necesario multiplicar la estimación obtenida en kg , por el factor de aceleración de $9.8 \frac{m}{s^2}$, correspondiente a la gravedad en la tierra, obteniendo así la magnitud en newtons (N); de manera consecuente, su equivalencia en pascales (Pa) se obtendría dividiendo esta fuerza (N) entre el área de detección del sensor (m^2).

4.3. Selección de zonas anatómicas de interés para monitoreo

En esta sección se definen las zonas de interés que fueron estudiadas bajo la planta del pie, por haber sido consideradas destacables para el estudio de la postura de apoyo, al igual que se establece el número y ubicación de los sensores asignados.

4.3.1. Determinación de una talla modelo

Debido a las características antropométricas prevalecientes entre individuos, se pueden encontrar una gran cantidad de diferencias entre formas de pie (Krauss et al., 2008; Luximon & Goonetilleke, 2019), por lo que realizar plantillas con configuraciones personalizadas de sensores se volvería una tarea inviable, motivo por el que se decidió trabajar usando como referencia un tamaño estandarizado de calzado. Además, la intención de la investigación era poder probar este sistema en usuarios de diversas características, de manera que se priorizó que fuese una talla común entre la población local, para facilitar el encontrar usuarios que apoyasen en las pruebas. Finalmente, también se tomó en cuenta que las mujeres, por lo general, tienen pies más estrechos y cortos que los hombres (Kumari & Raza, 2020; Luo et al., 2009), por lo que la talla debía encontrarse en un punto medio, que no dificultase adaptarla a ningún género. Tomando en cuenta estas consideraciones, se terminó seleccionando una talla 26 para calzado en numeración mexicana, pues de acuerdo al estudio de Sherman (2023), la talla de calzado más vendida para mujeres en México, es la número 8 estadounidense (seguida de la 7 y 9), equivalente a una talla 25 mexicana (MX) (aproximadamente) (Knaldi, 2022), por lo que mantenerse en talla 26 se consideró un punto apropiado.

4.3.2. Segmentación de regiones plantares

Tras haberse definido a la talla 26 (MX) como objetivo, se procedió a utilizar como guía la silueta de una plantilla en esta talla, para facilitar la visualización de dimensiones dentro de la forma del pie. Las plantillas fueron proporcionadas desde «Plantillas imprimibles» (s.f.), página web de una firma de diseño industrial con especial interés en calzado. A continuación, la plantilla fue seccionada a lo largo en cuatro regiones, donde se siguieron las proporciones expuestas por Liang et al. (2016), dividiendo así al pie de la siguiente forma: 30% correspondiente al retropié, 30% de mediopié, antepié 25%, y dedos 15%. Dado que la plantilla está basada en el largo interno del calzado, se tomó en cuenta el dejar un par de milímetros en la punta, debido a que por comodidad, el calzado no suele quedar exactamente ajustado a los dedos. Utilizando estas referencias, mediante inspección visual fueron identificados los distintos puntos anatómicos de interés.

4.3.3. Configuraciones planteadas para la detección de fuerzas

En cuanto a zonas anatómicas de interés, los conceptos sobre el pie como una estructura de soporte han variado ampliamente a través de los años (Cavanagh et al., 1987; Guldemond, 2007; Nordin & Frankel, 2013; Soames, 1985), sin embargo, se puede reconocer un consenso en cuanto al metatarso y talón, identificadas como las principales zonas de soporte que intervienen en la distribución de fuerzas, motivo por el que en esta investigación, al igual ha sido en muchas otras, se contemplaron como zonas esenciales a integrar. Así mismo, se consideró importante la zona interna del mediopié, específicamente para usuarios con pisadas irregulares, por lo que se tomó en cuenta la recomendación de Hsu et al. (2018), y se ubicaron sensores cerca del hueso navicular. Finalmente, solamente se tomó en cuenta al primer dedo (o hallux, para referirse por su nombre científico), pues de entre todos, se pensó que sería el que mayor cantidad de fuerza llega a soportar, y esto tomando en cuenta que se habla de cantidades muy pequeñas, menores al 3% del peso corporal (Bark et al., 2017; Cavanagh et al., 1987).

No obstante, aún y teniendo idea de las zonas priorizadas, es complicado predecir un acomodo que pueda ajustarse de manera satisfactoria a una mayoría de usuarios, por lo que dependiente al tamaño del sensor, y especialmente debido a que se trata de una configuración de puntos discretos (su acomodo no está regido por un orden o distancias), puede variar el número de sensores más adecuado a emplear. Como resultado se terminaron proponiendo tres plantillas distintas, donde todas ellas se enfocaban en las zonas anteriormente establecidas, pero con pequeñas diferencias en cuanto a la concentración de los sensores. Las tres plantillas que fueron propuestas son presentadas en la Figura 4.12, y sus tres niveles para puntos de adquisición de datos son detallados a continuación.

- La plantilla más simple estaba compuesta de ocho sensores (Figura 4.12a): dos para evaluar el lateral interno y externo del talón; dos dirigidos al mediopié, uno para el lateral exterior y uno en la zona central para detectar irregularidades; tres para el metatarso, ubicados sobre las cabezas de los metatarsianos 1, 5 y entre medio estos; y finalmente uno para la falange proximal del primer dedo.
- La plantilla de once sensores es muy similar a la de ocho, pero con pequeños cambios (Figura 4.12b): en el talón se movió un poco el sensor interno, y además se integró un sensor a la parte posterior; al mediopié se incorporó un sensor adicional en el lateral exterior; y en el metatarso se recorrió al sensor central, permitiendo añadir otro.

- La plantilla más completa contaba con dieciséis sensores, con los cuales, se permitió cubrir una mayor área plantar (Figura 4.12c): en el retropié se continuaron utilizando tres sensores, cubriendo así las direcciones hacia donde el talón se pudiera recargar; el mediopié contaba ahora con cinco, otorgando la capacidad de distinguir si la persona pisa hacia dentro, y si se apoya más hacia adelante o hacia atrás; al metatarso se agregaron dos sensores extras, similar a lo anterior, para detectar si el peso era apoyado hacia adelante; finalmente un sensor extra para la zona de los dedos, los cuales se desplazaron para posicionarse debajo de las falanges distales (el extremo del dedo).

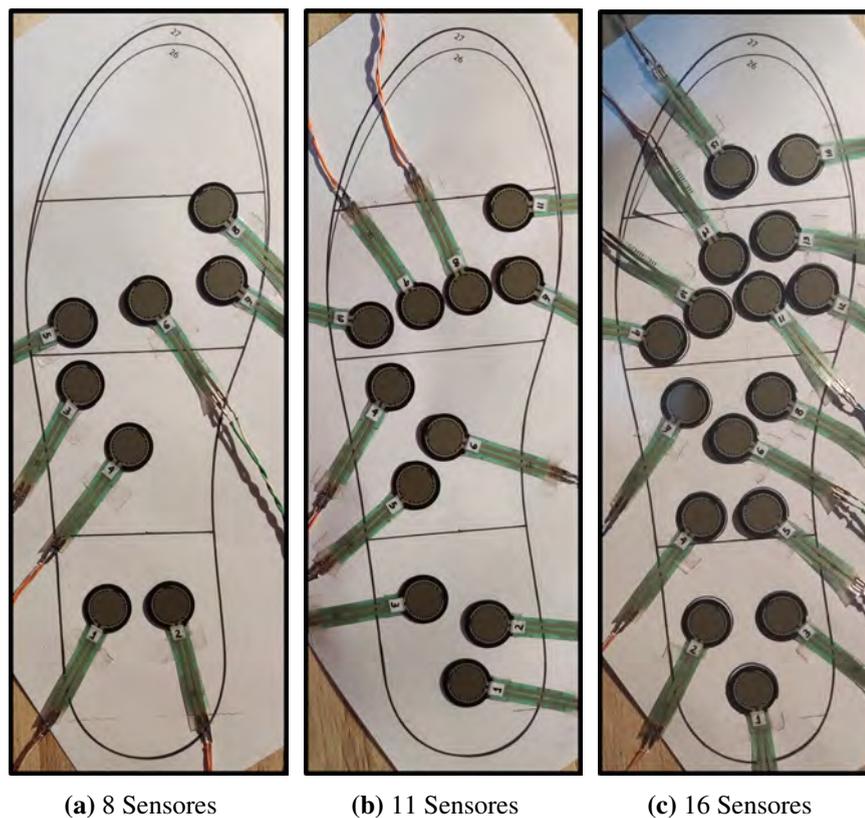


Figura 4.12: Propuestas analizadas para la configuración en las plantillas.

La ubicación de cada sensor fue marcada en la plantilla, y replicada exactamente igual para el pie opuesto. De esta manera, al comparar la toma de datos entre cada propuesta, se vería reflejado cuál es la distribución más adecuada para aplicarse en distintos usuarios, pues aunque en un primer instinto se asume que lo mejor es colocar la mayor cantidad de sensores, puede terminar siendo contraproducente, dado que al aumentar el número de señales se va incrementando el poder computacional requerido para analizarlas de manera continua. Además, bien puede darse el caso de que haya sensores que

nunca son activados, o por lo menos muy ocasionalmente, y puedan ser simplemente descartados para mejor claridad al analizar resultados.

4.4. Desarrollo del sistema para análisis de postura

Esta sección está dedicada a la arquitectura del sistema de adquisición de datos desarrollado, el cual representa la culminación de trabajo e ideas discutidas durante las etapas anteriores, integrando al sistema que permite cuantificar las GRF durante el soporte doble. Comprendido dentro de lo anterior, se detalla el hardware final utilizado, al igual que el procedimiento que realiza el sistema embebido para manipular todas las señales, y la posterior visualización de las estimaciones en tiempo real desde una computadora.

4.4.1. Arquitectura de hardware

Una vez definido el procesamiento que experimentarían las señales emitidas por los sensores (apartado 4.2.6), y teniendo mayor claridad en cuanto al número de señales a analizar (apartado 4.3.3), se hizo evidente la necesidad de requerir un dispositivo con una gran cantidad de entradas para lecturas analógicas, precisando de por lo menos 16 entradas para satisfacer todos los sensores en la configuración más simple planteada (Figura 4.12a), e incrementándose hasta 32 señales con la configuración más completa (Figura 4.12c), esto debido a que el total de sensores se duplica al estar considerando ambos pies. Para lograr lo anterior se integraron dos multiplexores de 16 canales, donde cada uno se encargaba de conmutar la señal en curso a procesar en cada plantilla, evitando así el abarrotar las entradas disponibles en un microcontrolador. Las especificaciones principales de los multiplexores usados se muestran en la Tabla 4.4. Respecto al microcontrolador empleado, se decidió actualizar a un módulo ESP32 Devkit-V1, ya que cuenta con una velocidad de procesamiento de 160 MHz, siendo mayor en comparación a la del Arduino Uno que se usaba previamente, asegurando eficacia durante la lectura constante de las señales; de manera similar, el ADC con el que trabaja es superior, con una resolución de 12 bits; y como punto final que influyó, fue el hecho de contar de manera innata con un módulo para comunicación Bluetooth, por lo que facilitaría mucho la transmisión de los datos recolectados. Más especificaciones de interés para este módulo son destacadas en la Tabla 4.5. El último componente clave corresponde a los propios sensores, los FSR UX 402, los cuales ya han sido ampliamente

abordados durante las secciones anteriores, por lo que simplemente resta mostrar sus especificaciones en la Tabla 4.6.

Tabla 4.4: Especificaciones del multiplexor analógico CD74HC4067. Adaptado de *16-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer Datasheet* (2003).

| Característica | Especificación |
|---------------------------|----------------|
| Canales | 16 |
| Voltaje de funcionamiento | 2 a 6v |
| Rápida conmutación | 6ns a 4.5v |

Tabla 4.5: Especificaciones de la tarjeta de desarrollo ESP32 Devkit V1. Adaptado de *ESP32 Series Datasheet* (2023) y Mohanan (2023).

| Característica | Especificación |
|----------------------------|---------------------------------------|
| Numero de núcleos | 2 |
| Arquitectura | 32 Bits |
| Frecuencia de CPU | 160-240 MHz |
| Tensión de funcionamiento | 3.3v DC |
| Tensión de entrada | 5-12v DC |
| Pines digitales (GPIO) | 24 |
| Pines de entrada analógica | 15 canales (entre dos ADC de 12 bits) |
| Buses | UARTs, SPI, I2S, I2C, CAN |
| Comunicación inalámbrica | Wi-Fi, Bluetooth |

Tabla 4.6: Especificaciones del FSR UX 402. Adaptado de *FSR 400UX Series Datasheet* (2019).

| Característica | Especificación |
|----------------------------|----------------------|
| Área sensible | ∅ 14.63mm |
| Área sensor | ∅ 18.3mm |
| Espesor | 0.46mm |
| Fuerza de actuación mínima | 0.5N (0.05kgf) |
| Rango de detección | 0.5N–150N (15.29kgf) |

Tras presentar los componentes electrónicos finales, se expone la Figura 4.13, en la cual se visualiza la arquitectura del sistema, que como se puede observar, prácticamente mantuvo el concepto original que se venía trabajando desde un inicio. Los FSR se encuentran ubicados sobre sus respectivas posiciones anatómicas dentro de las plantillas, y a su vez, todos estos se encuentran conectados al multiplexor encargado de dicho pie, por lo cual el número de señales no afecta directamente al sistema, si no que recae en la capacidad de entradas del multiplexor empleado. Cada multiplexor requiere, por parte del microcontrolador, cuatro salidas digitales, que fácilmente se adquieren de las entradas/salidas de propósito general (*General Purpose Input/Output*, **GPIO**), las cuales utiliza para conmutar hacia el canal de la señal que se desea digitalizar. Finalmente, el

control del sistema es efectuado por la tarjeta ESP32, misma que además de seleccionar el canal correspondiente, también toma la lectura de voltaje utilizando una entrada analógica para cada multiplexor, digitaliza la señal (con los ADC incorporados), y va almacenando la información de todos los sensores. Todo lo anterior mientras constantemente realiza la transmisión de los datos a través de Bluetooth, siendo estos recibidos y tratados desde una computadora con un programa que implementa una interfaz gráfica de usuario (*Graphical User Interface*, **GUI**).

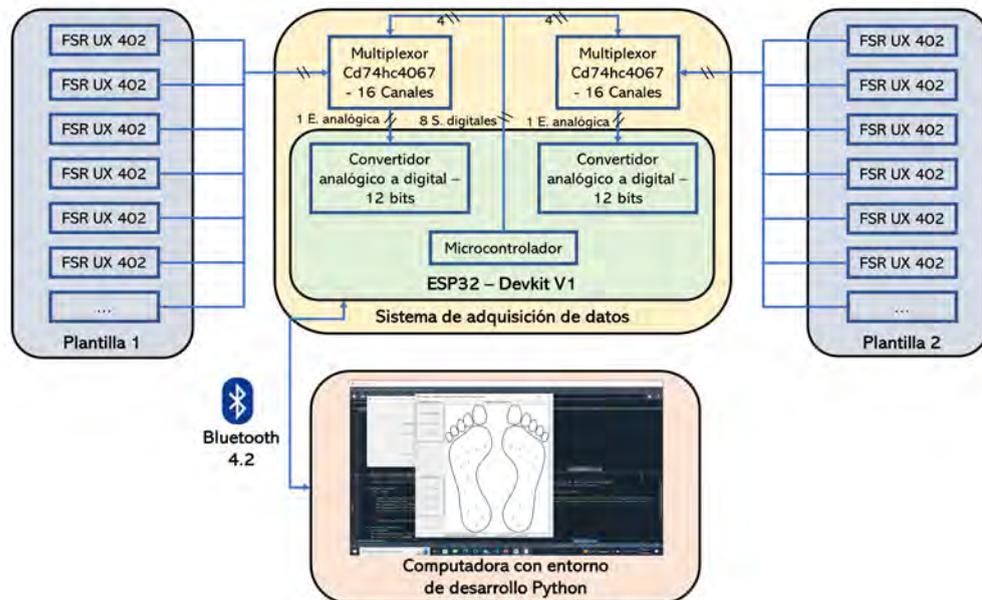


Figura 4.13: Diagrama de arquitectura del sistema. Elaboración propia.

Para examinar a mayor detalle las conexiones entre componentes, en la Figura 4.14 se presenta el diagrama electrónico. Analizando el diagrama se puede apreciar un beneficio primordial consecuencia de haber empleado multiplexores, siendo este en cuanto a la tensión de alimentación requerida, pues a pesar de utilizar tantos sensores, el multiplexor actúa como intermediario entre la fuente de alimentación y la terminal a tierra (*Ground*, **GND**), y por lo tanto, todos los sensores se mantienen como circuitos abiertos, a excepción del que se encuentra conectado al canal activo, ocasionando que no ocurran caídas de tensión, en otras palabras, simplificando al circuito como si solo se tratase de un sensor conectado a la vez, evitando que ocurran complicaciones cuando la señal es digitalizada en el divisor de voltaje. En cuanto al resto del circuito, se observa que se usan dos fuentes de alimentación, una de 5v que alimenta la tarjeta de desarrollo y multiplexores, y otra de 3.3v para el divisor de voltaje utilizado en un pie, mientras para el pie opuesto se aprovecha la terminal de 3.3v constantes que provee la tarjeta.

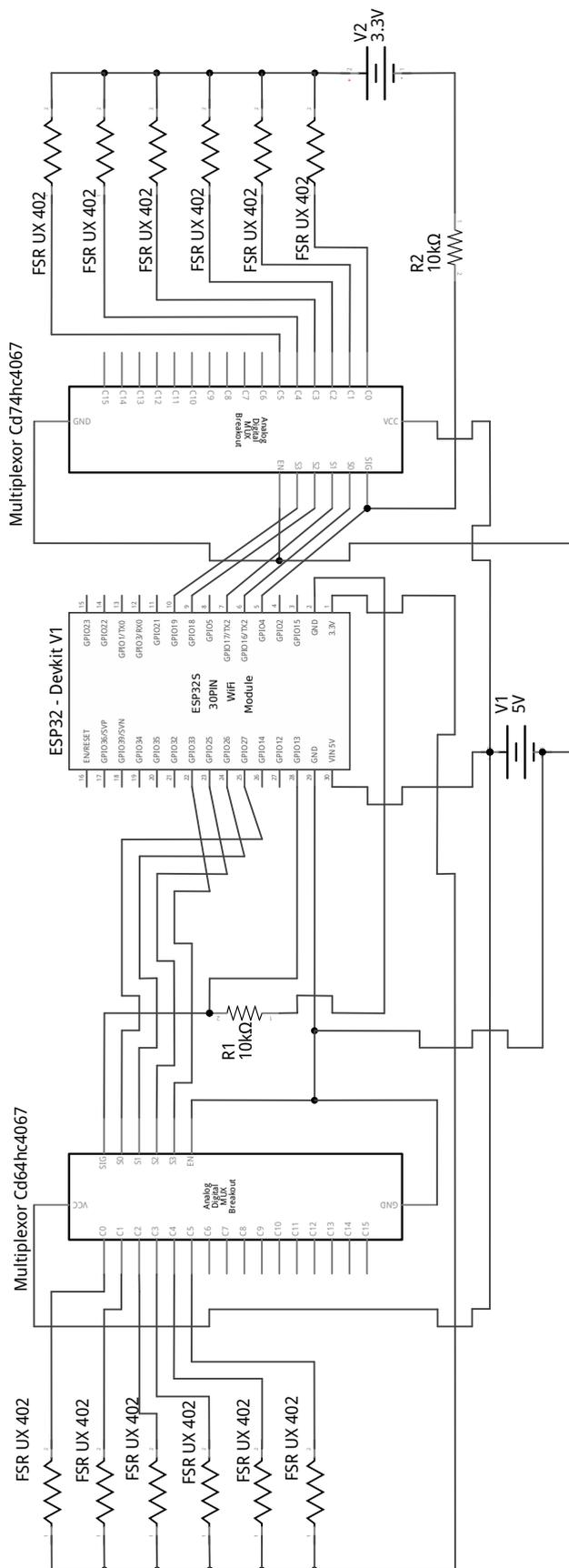


Figura 4.14: Diagrama electrónico de plantillas (véase horizontal). Elaboración propia.

4.4.2. Arquitectura de software

Como se adelantó durante el apartado anterior, la tarjeta de desarrollo ESP32 actúa como el sistema embebido encargado de controlar la parte electrónica del sistema, ejecutando las instrucciones que convierten los cambios de voltaje leídos, a información digital que es enviada de manera inalámbrica a otro dispositivo, para posteriormente ser interpretada como una estimación de la fuerza sensada. Para configurar los puertos y programar el comportamiento en el microcontrolador (montado en la tarjeta), se empleó el entorno de desarrollo integrado (*Integrated Development Environment*, **IDE**) de Arduino, el cual es compatible con la tarjeta usada, solamente requiriendo el instalar las bibliotecas correspondientes.

Seguidamente de transmitirse la información desde las plantillas, una computadora es la encargada de recoger estos datos y procesarlos, para continuamente ir desplegando en pantalla, en tiempo real, las magnitudes de fuerza calculadas en cada sensor, a la vez que es posible almacenar el registro de todo el análisis en un archivo CSV, el cual posteriormente puede ser evaluado para obtener gráficos y conclusiones. Para lo anterior, una GUI fue desarrollada en lenguaje Python, donde se incorporaron las bibliotecas necesarias para mantener comunicación activa con el sistema embebido.

4.4.2.1. Proceso para lectura de todos los sensores

En la Figura 4.15 se presenta el diagrama de flujo que ilustra el algoritmo para la toma de datos en las plantillas, siendo esta la lógica que se programó al ESP32. Este algoritmo permite la lectura del arreglo completo de sensores y su posterior envío en información digitalizada, repitiéndose indefinidamente cada 50ms, que aproximadamente equivale a la realización de 20 ciclos completos cada segundo transcurrido (20Hz), velocidad que fue considerada apta aún y para poder registrar cambios minúsculos de balance durante la postura de apoyo.

En cuanto al funcionamiento, se puede apreciar que se sigue una estructura secuencial bastante clara. Cuando el sistema embebido es energizado, inmediatamente se encuentra listo a la espera de recibir mensajes, los cuales necesitan ser enviados a través del puerto serial virtual, para lo cual primeramente se debe haber establecido la conexión Bluetooth entre el ESP32, y el dispositivo maestro que recibirá los datos. El sistema no realiza acción alguna a menos que el mensaje recibido corresponda a una de las dos señales para estados válidos, la que permite pasar al estado activo y la que lo desactiva. Por defecto el

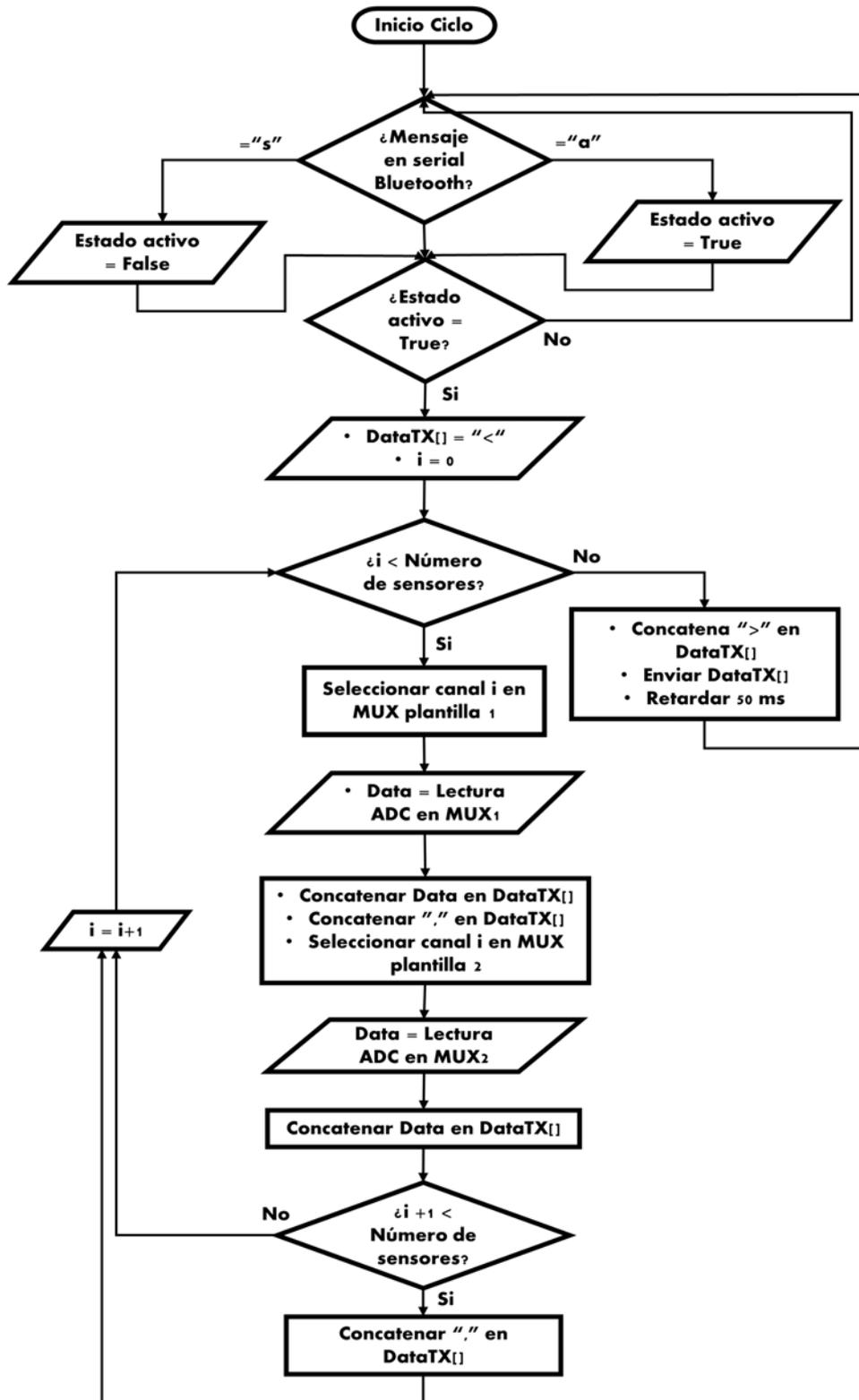


Figura 4.15: Diagrama de flujo del proceso de lecturas en plantillas. Elaboración propia.

sistema comienza en estado desactivado, por lo que inicialmente solo se puede activar, pues el caso contrario no provoca ningún efecto, y una vez se pasa a modo activo, este se mantiene en dicho estado hasta que se reciba la señal de desactivación.

Al entrar en estado activo, a los multiplexores se les ordena conmutar hacia el canal adecuado, para inmediatamente después tomar la lectura digital al sensor del otro lado de dicho canal, y terminar copiando este valor captado a un arreglo de caracteres, conformando lo que será el mensaje completo a ser transmitido. Estos pasos se mantienen hasta llegar a los últimos canales en ambos multiplexores, siempre un sensor a la vez y separando las lecturas con el carácter “,”(coma). Cuando es registrada la lectura del último sensor que conforma al arreglo, y solo entonces, el sistema concluye esta etapa y finalmente procede a enviar el mensaje con la información completa a través del puerto de comunicación. Del mismo modo, cualquier mensaje que reciba el sistema a través de Bluetooth, incluyendo el de cambio de estado, es mantenido en espera hasta poder ser escuchado, es decir, cuando no se están leyendo sensores, evitando que se lleguen a enviar datos incompletos o transmitidos de manera errónea.

Para ilustrar con mayor claridad un ciclo de lecturas, y especialmente la estructura del mensaje transmitido, se presenta la Figura 4.16, la cual ejemplifica los pasos principales que anteriormente fueron descritos. Primeramente, obsérvese que incluso antes de comenzar a copiar lecturas digitales, el mensaje resultante es precedido por el carácter del operador relacional “<”(menor que) (4.16a), fungiendo como marca de inicio, la cual tiene su relevancia al momento de recuperar el mensaje en el dispositivo maestro. La concatenación comienza con el número entero asignado durante la lectura del primer sensor (4.16b), y a continuación se coloca la coma (4.16c). Las instrucciones son repetidas con el segundo multiplexor, manejando el sensor que sería equivalente al anteriormente leído en la plantilla opuesta (4.16d). De esta manera se van almacenando en orden los valores, tomando en parejas la información de ambos multiplexores. El proceso continúa repitiéndose con todas las parejas de sensores que estén programadas, en sentido desde el talón hacia los dedos (4.16e-j). Cuando el último par es registrado (4.16k), es entonces cuando se coloca la marca de final “>”(mayor que) (4.16l), completando el mensaje para ser transmitido. Como resultado, la información de todos los sensores es enviada como una cadena de caracteres, conformada por valores enteros que pueden encontrarse en el rango de 0-4095 (por la resolución del ADC), y todos estos encerrados dentro de una marca de inicio y final.

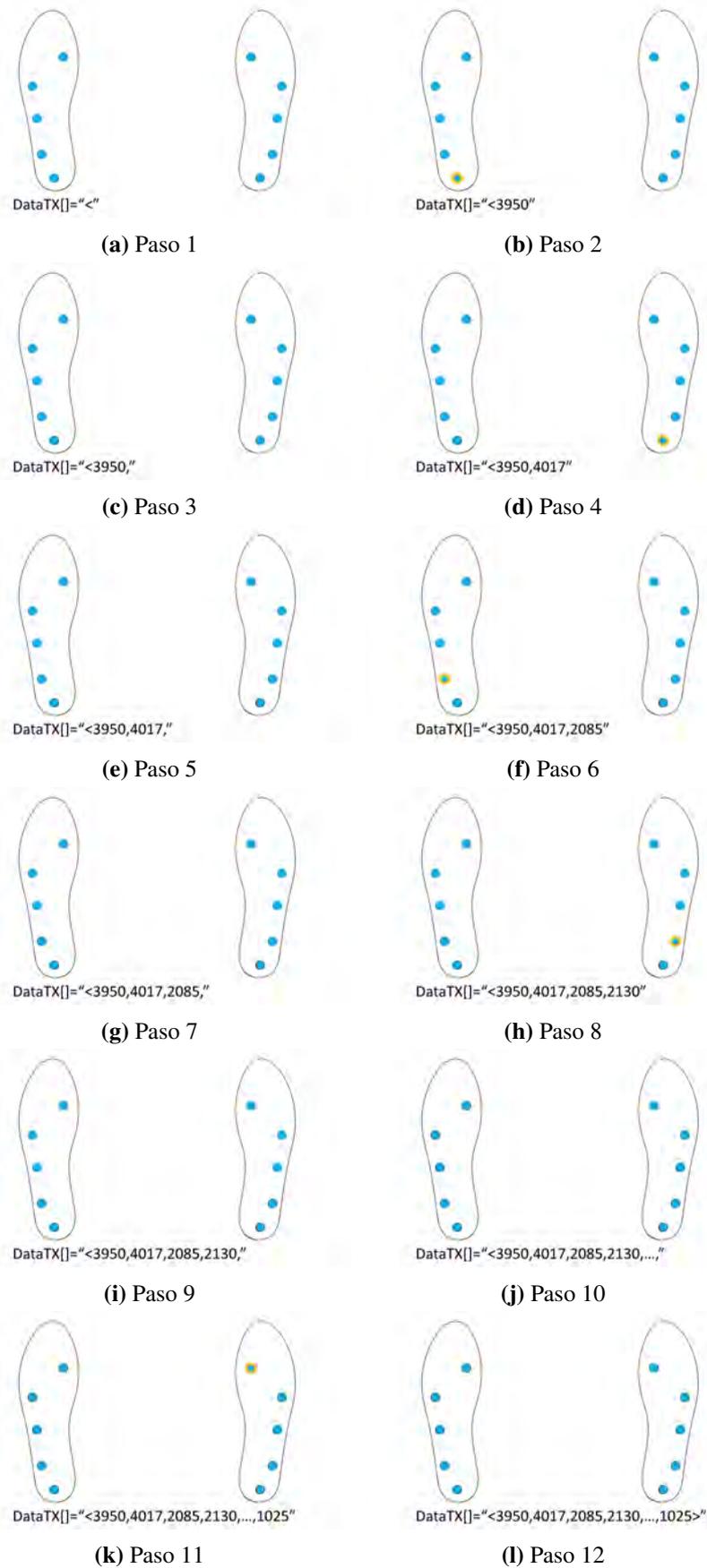


Figura 4.16: Ejemplificación de un ciclo de lectura de sensores en plantillas. Elaboración propia.

4.4.2.2. Interfaz gráfica para visualización de fuerzas

Al otro lado del puerto de comunicación, emparejada al sistema embebido, se encontraba la computadora preparada con el correspondiente programa para el envío y recepción de mensajes. Dada la naturaleza de los datos recolectados, se consideró ideal que la información de los sensores fuese desplegada visualmente, haciendo intuitiva la relación de las magnitudes calculadas con sus ubicaciones físicas en las plantillas. En la Figura 4.17 se presentan las ventanas que componen la GUI desarrollada, que como se puede apreciar, permite el envío de las señales que controlan al sistema de una manera sencilla. Dado que se manejaron tres propuestas de plantillas diferentes, fue necesario programar individualmente sus representaciones digitales, sin embargo, todas ellas compartían las mismas funciones y propósito principal, el cual era mostrar la información, tanto de manera individual, como englobada por cada pie. A través de la interacción con las opciones exhibidas, es posible establecer o cortar la conexión con las plantillas, iniciar o detener el continuo muestreo de las lecturas y las cuantificaciones en pantalla, y si el usuario lo desea, guardar el registro completo generando un archivo CSV.

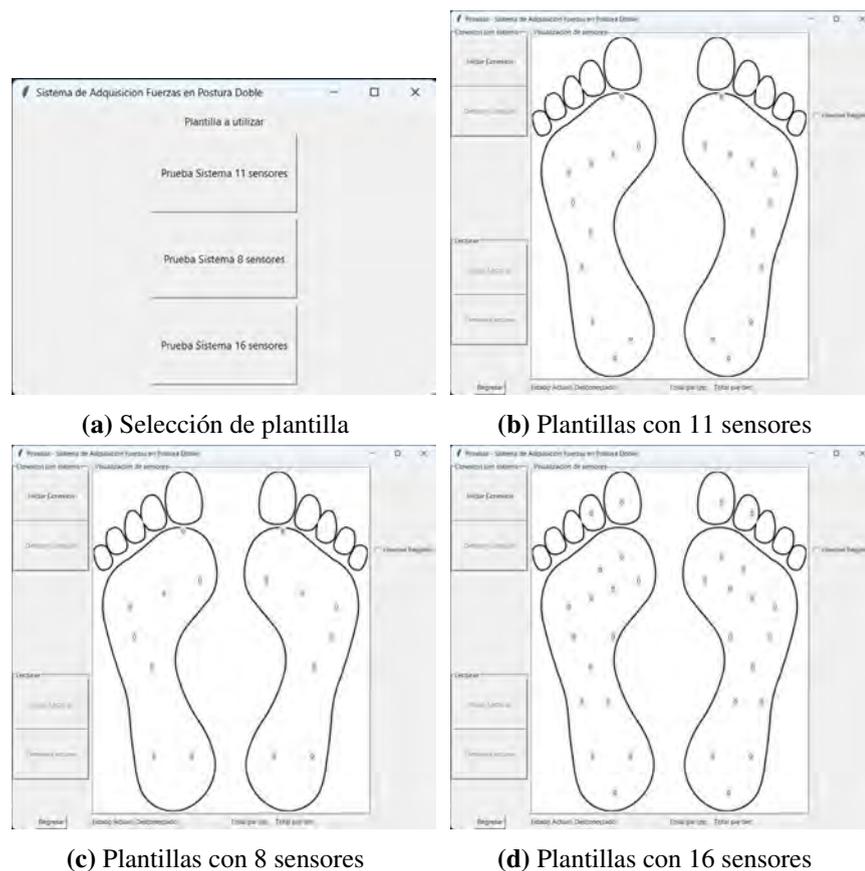


Figura 4.17: Módulos de la GUI desarrollada.

En cuanto a la recuperación de los datos recibidos, en el apartado anterior se esclareció que estos eran delimitados de manera peculiar, por lo que el proceso para decodificarlos es similar al realizado en las plantillas pero en sentido inverso. Para que el mensaje con la información de los sensores sea considerado válido, es necesario que la marca de inicio utilizada sea identificada, pues cualquier otro mensaje que no se encuentre precedido por ella es ignorado. Una vez que se encuentra el inicio, se recolecta la información hasta donde se encuentre la marca de final. Seguido a esto, el mensaje directamente puede ser desglosado por las propias comas que acotan la lectura de cada sensor, haciendo sencillo el trabajar cada valor de manera independiente, para continuar con el acondicionamiento que finalmente permite calcular la cuantificación de la fuerza. Tras esto, lo restante es la asignación de las estimaciones a sus correspondientes posiciones en el gráfico de la GUI.

4.5. Análisis de la información generada

En esta última sección, se describen las validaciones que se realizaron al sistema, para demostrar que a través de las extremidades inferiores, mediante la captura de GRF en la región del pie, efectivamente se extrae información que puede emplearse para brindar una descripción general sobre el estado de postura del usuario. Aún más interesante, el desglose de esta información permite identificar distintos perfiles de pisada, que aunado a la valoración cuantitativa, puede ser útil para exponer la gravedad de problemas. Para concluir, también se resolvió cual era la configuración de plantillas que presentaba los mejores resultados entre las trabajadas, volviéndola la más apropiada de mantener para continuar experimentando.

4.5.1. Adecuación de un espacio para pruebas del sistema

Ya se había validado que el prototipo del sistema se encontraba funcionando, pues la información desde las plantillas se desplegaba correctamente en la computadora, sin embargo, aún hacía falta comprobar su desempeño como sistema de análisis plantar. Para poder llevar a cabo la realización de pruebas, y verificar que la información reflejada era representativa de la postura y pisada del usuario, se decidió adaptar un espacio en el cual fuese sencillo manipular y transportar al sistema. El sistema completo fue montado sobre una plataforma de madera, con dimensiones de 60 x 60 cm de largo y grosor de

13mm, brindando una superficie plana con espacio suficiente para poder acomodar de manera segura las plantillas junto al sistema embebido. En la Figura 4.18 se observa el sistema adherido a la plataforma, al igual que la clavija usada para energizarlo. De esta manera se facilitó el hacer pruebas sobre las tres propuestas de plantillas, requiriendo solamente el cambio a las siluetas adecuadas y de agregar los sensores necesarios.

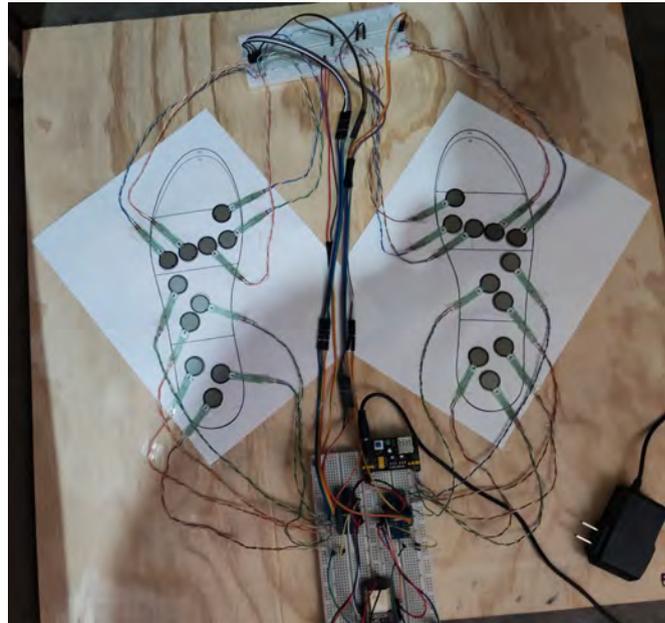


Figura 4.18: Estación para pruebas en las plantillas.

4.5.2. Validación de sensibilidad a la postura de apoyo

Para comprobar la coherencia en las magnitudes calculadas por el sistema, y tener confianza en que estas realmente se derivaban según la pisada del usuario, se realizaron algunas mediciones mientras se adoptaban diversas posturas de apoyo, de las cuales se obtuvieron resultados que correspondían a la distribución de fuerzas esperada. En el apartado 5.3 se muestran resultados obtenidos desde el propio sistema.

A continuación, una vez que se validó que los resultados reflejados en pantalla concordaban con la acción realizada sobre la plantilla, se consideró que el sistema se encontraba apto para ser probado en distintos usuarios bajo sus posturas reales.

4.5.3. Desempeño del sistema en usuarios de diversas características

Aprovechando la movilidad del sistema, se buscaron algunos usuarios para llevar a cabo experimentación con las distintas plantillas, teniendo el propósito de obtener resultados con los cuales valorar al desempeño que se podía esperar de cada una, y finalmente permanecer con la propuesta más conveniente entre ellas. Se contó con el apoyo de once usuarios (sin tomar en cuenta aquellos que no pudieron completar la experimentación), en donde la única variable restringida era que su talla de calzado se encontrase alrededor del número 26 (MX), con libertad para permitir como máximo un número mayor o menor, tratando así de coincidir con la talla de referencia que fue usada para distribuir los sensores. Entre los usuarios se encontraban personas con distintas complejiones; tanto personas jóvenes como adultas; hombres y mujeres; y en diferente rango de peso corporal.

Tras analizar resultados y realizar comparativas, quedó claro que la plantilla de dieciséis sensores era la más adecuada, principalmente por el hecho de capturar la mayor cantidad de fuerzas, pudiéndose interpretar como una mejor adaptación a la pisada en todos los usuarios que la probaron. En los resultados [5.4](#) se exponen a detalle los datos obtenidos y dichas comparativas que justifican lo anterior. Adicionalmente, los resultados en [5.5](#) destacan un par de análisis extraídos de los participantes, que directamente permiten evidenciar el potencial y beneficio que puede aportar la información que genera este sistema propuesto.

Capítulo 5

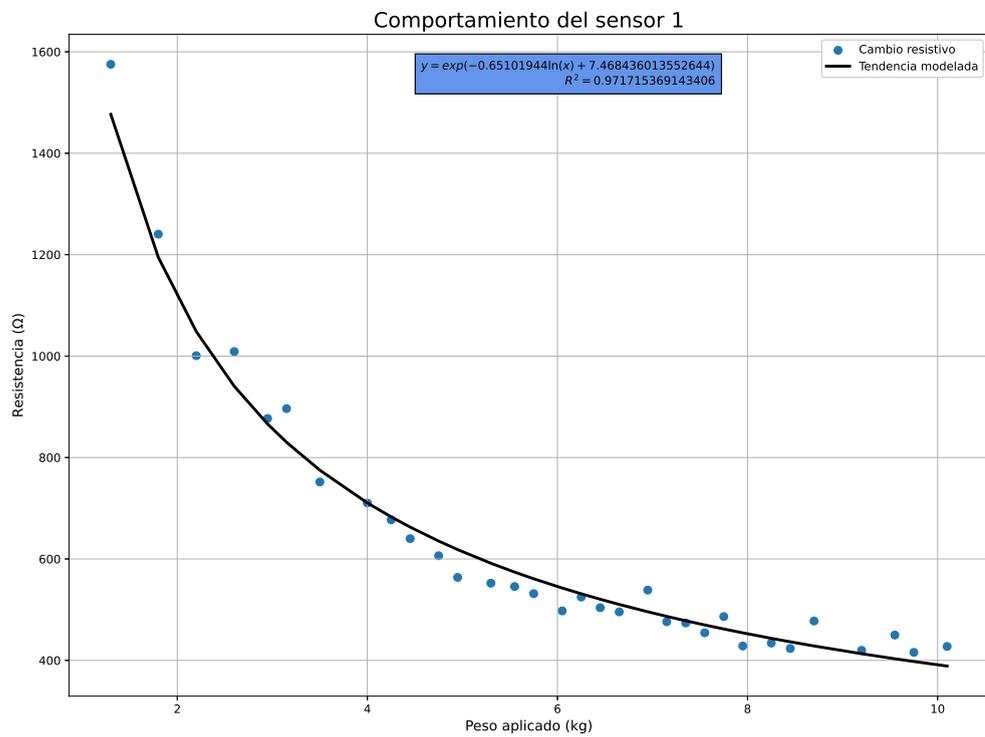
Resultados y Análisis

En este capítulo se presentan y discuten los resultados completos de las comparativas, pruebas y cualquier experimentación desarrollada durante cada una de las fases de la metodología.

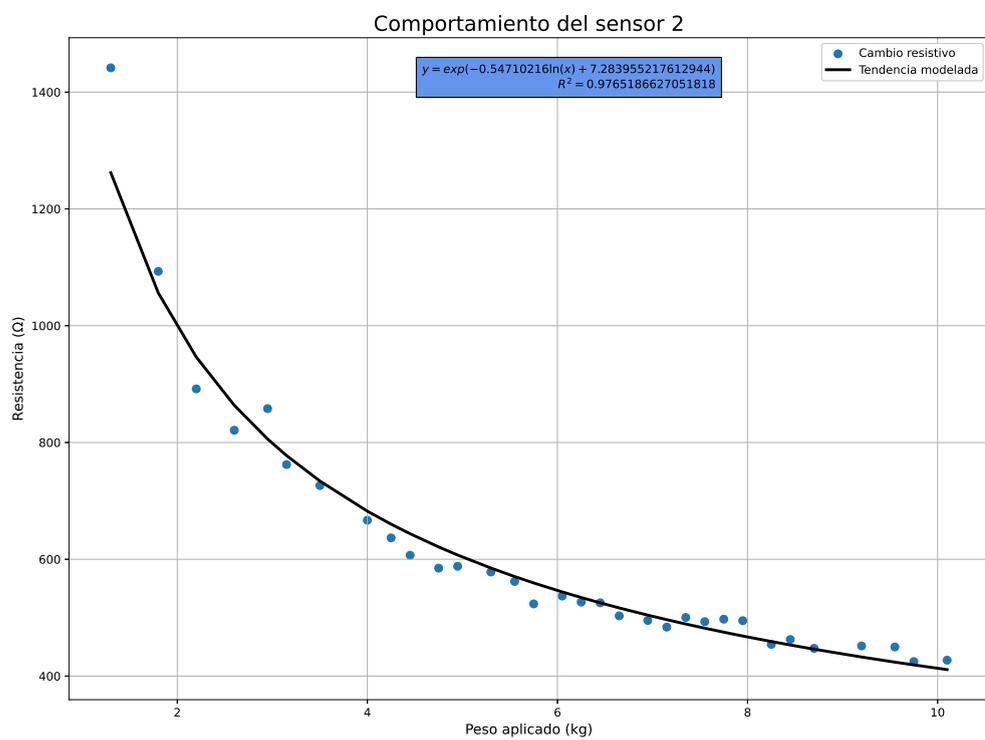
5.1. Resultados de la comparativa de comportamiento entre los distintos sensores de fuerza

Como se explicó en el apartado 4.1.3, cinco sensores fueron los considerados candidatos para posiblemente ser empleados en el sistema de plantillas sensadas, los cuales se podían observar en la Figura 4.2. La intención de esta comparativa era visualizar cuales de ellos presentaban un comportamiento más estable y con mejor ajuste a un modelo matemático. La Figura 5.1 muestra los resultados de como varió su resistencia a lo largo de 10kg de peso aplicado.

En estos resultados se puede observar que a la mayoría de los FSR candidatos, se les puede asignar una ecuación que se ajusta muy bien al comportamiento presentado, demostrando coeficientes de determinación (R^2) mayores a .95 para los sensores 1, 2, 4 y 5. La excepción a estas tendencias favorables ocurre en el sensor número 3 (Figura 5.1c), al ser el único que evidentemente presentaba un comportamiento demasiado errático, lo cual puede interpretarse del observar como sus cambios en resistencia disminuyen y aumentan entre mediciones, cuando en general, la naturaleza de los sensores

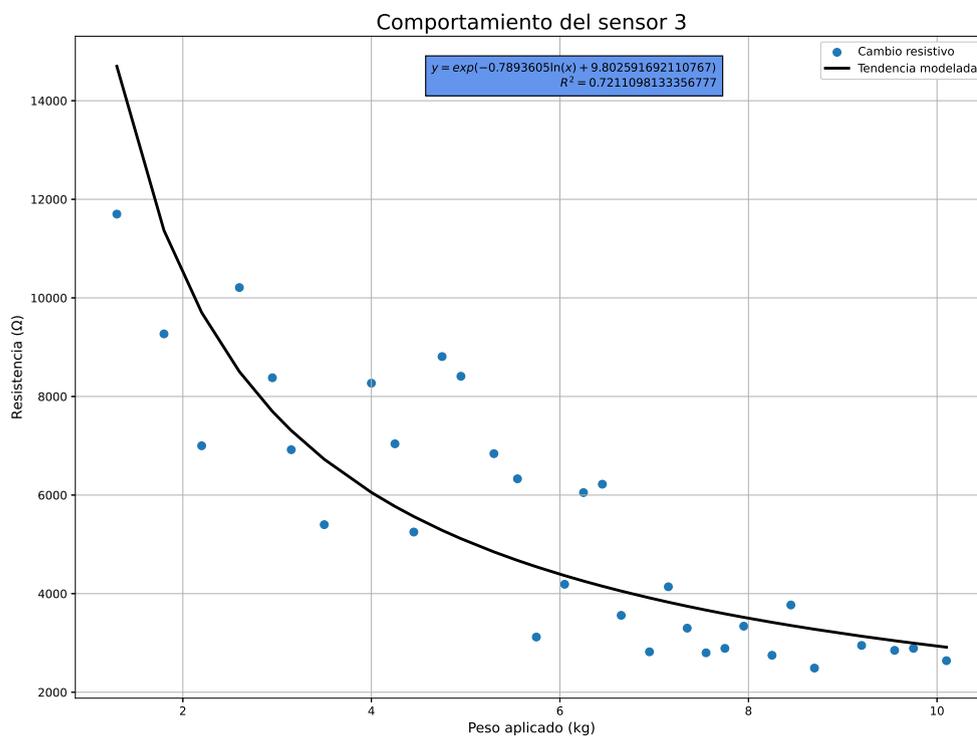


(a) Sensor 1

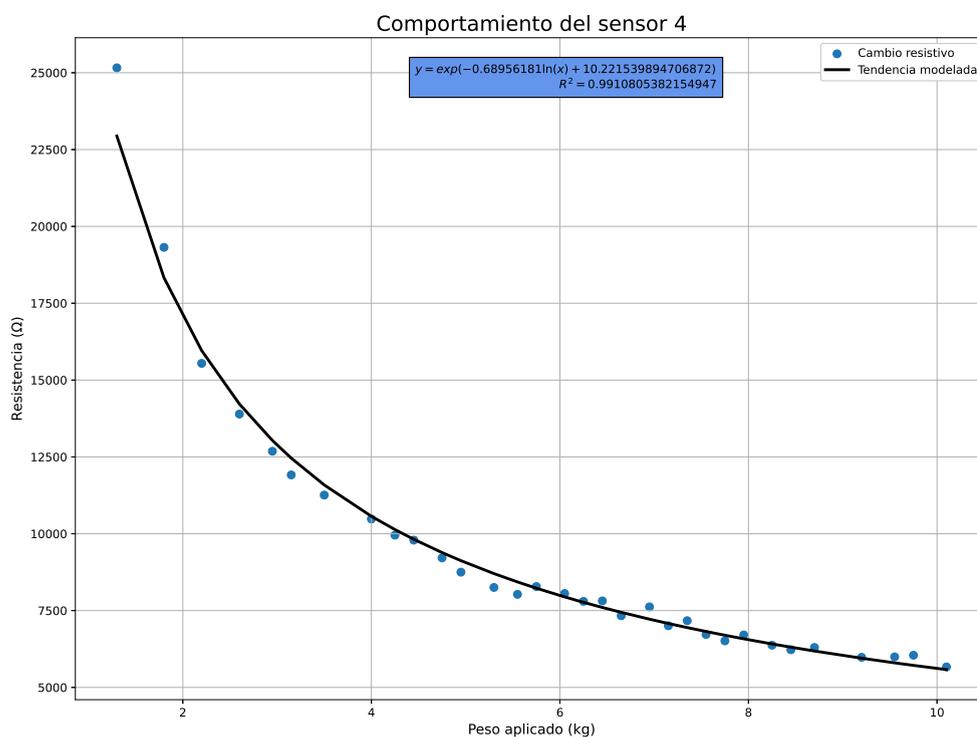


(b) Sensor 2

Figura 5.1: Comportamiento de los distintos modelos de sensores (inicio).



(c) Sensor 3



(d) Sensor 4

Figura 5.1: Comportamiento de los distintos modelos de sensores (continuación).

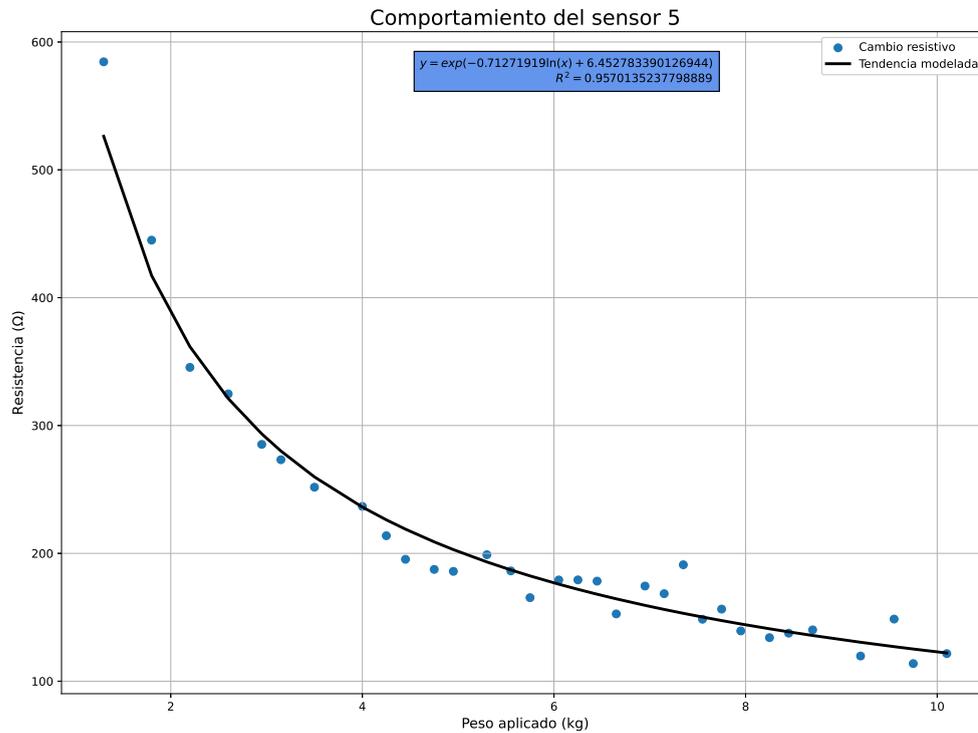


Figura 5.1: Comportamiento de los distintos modelos de sensores (final).

de fuerza resistivos es que la resistencia debería continuar decreciendo a mayor cantidad de fuerza sea aplicada («How Does a Force Sensing Resistor (FSR) Work?», s.f.; «What Is a Force Sensing Resistor?», s.f.).

Con base en los resultados, se puede inferir que los sensores 1, 2, 4 y 5 pueden ser usados para cuantificar estimaciones de fuerza, esto debido a que se ha demostrado que es posible asignarles una ecuación matemática que modele su comportamiento, relacionando así la cantidad de fuerza aplicada con su valor resistivo, lo cual posteriormente puede ser aprovechado mediante un análisis inverso, permitiendo estimar una magnitud de fuerza a partir de su lectura de voltaje, como fue explicado a mejor detalle en el apartado 4.2.5. Tras varias propuestas planteadas sobre las ubicaciones más adecuadas para cada tamaño de sensor, se consideró más conveniente mantenerse solamente con sensores del tipo más pequeño, como son el sensor 1 y 2, al ser más prácticos para ubicar en cualquier posición de la plantilla, y al mismo tiempo dar noción más precisa de la procedencia de la fuerza, algo que es menos claro al usar un sensor de mayor área. Finalmente, dado lo poco conveniente que hubiese sido mantener ambos modelos de sensor, principalmente debido a que mantenían mismas características, y hubiese implicado hacer múltiples pedidos a fabricantes, es que se terminó utilizando solamente al

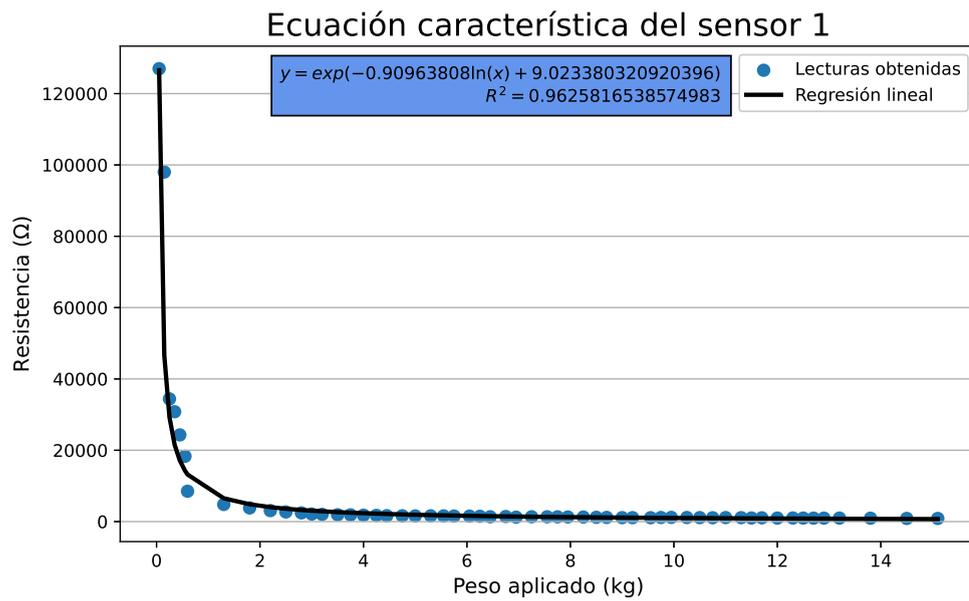
FSR de Interlink Electronics.

5.2. Resultados de una caracterización particular para cada sensor

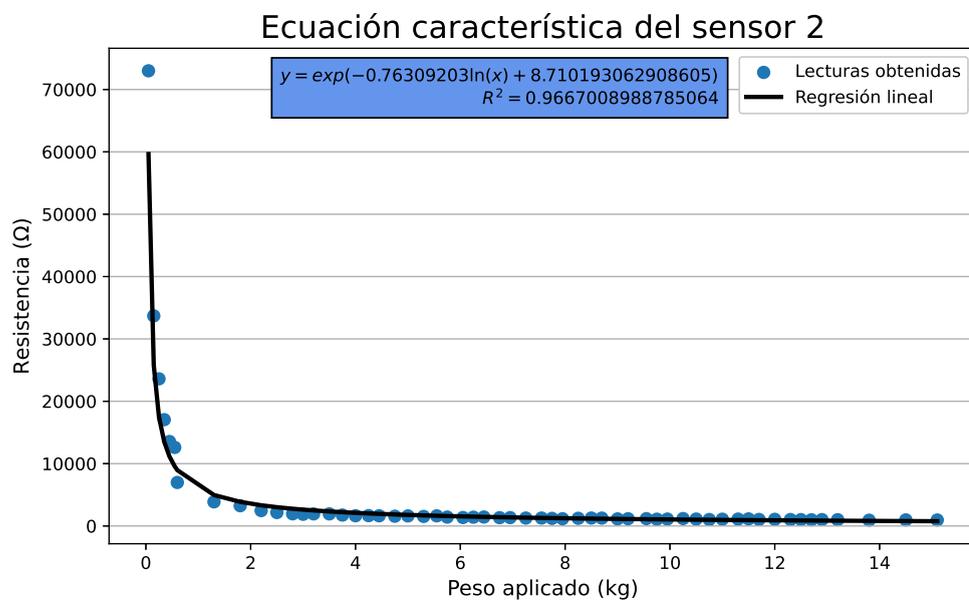
Durante el apartado 4.2.6 se hizo mención a un punto importante tocado en la literatura, referente a la práctica de aplicar el proceso de caracterización de forma particular para cada sensor resistivo que sea empleado, con la finalidad de obtener la mejor ecuación característica para modelar su comportamiento. No obstante, dado que la implementación de dichos sensores en esta investigación fue pensada para el análisis de la postura en soporte doble, se estimaba de antemano el llegar a requerir usar decenas de ellos, lo que implicaba gran cantidad de trabajo repetitivo. Con motivo de validar si dicho esfuerzo realmente otorgaría una mejora notable, es por lo que se decidió realizar esta práctica primeramente con solo cinco FSR UX 402, y proseguir de acuerdo a lo que se observase.

En las Figuras 5.2a-e se pueden observar las representaciones gráficas de las cinco ecuaciones características obtenidas para cada FSR UX 402, los cuales fueron caracterizados tal cual como se detallaba en el apartado 4.2.4, usando al completo el rango de operación de 15kg; la Figura 5.2f corresponde a una ecuación característica global, la cual fue generada analizando los datos en conjunto de todos estos, por lo que simplifica el comportamiento de los cinco sensores a una sola ecuación. Como muestran las gráficas, todos los sensores llegaron a presentar diferente resistividad a una misma cantidad de peso aplicado, aunque esto afectó especialmente en el rango inferior, en los pesos aproximadamente menores al kilogramo, donde se encontraron lecturas con miles de ohms de diferencia entre sensores. Tomando en cuenta lo anterior, es interesante remarcar que las ecuaciones finales presentaron coeficientes muy similares entre ellas, a solo décimas de diferencia, otorgando el primer indicio de que tal vez no fuese necesario manipular tantas ecuaciones a la vez.

Para poder apreciar fácilmente una mejor comparativa, se complementa con la Figura 5.3, en donde se tienen lado a lado todas las ecuaciones generadas, incluida la global. Apoyando a las deducciones obtenidas en las figuras anteriores, se demuestra que todas las ecuaciones pasan muy cerca una de otra, tanto así que precisamente es necesario hacer un acercamiento para poder apenas distinguirlas, existiendo la mayor diferencia en los pesos menores a 200 gramos. Con estos resultados se comprobó que no existe

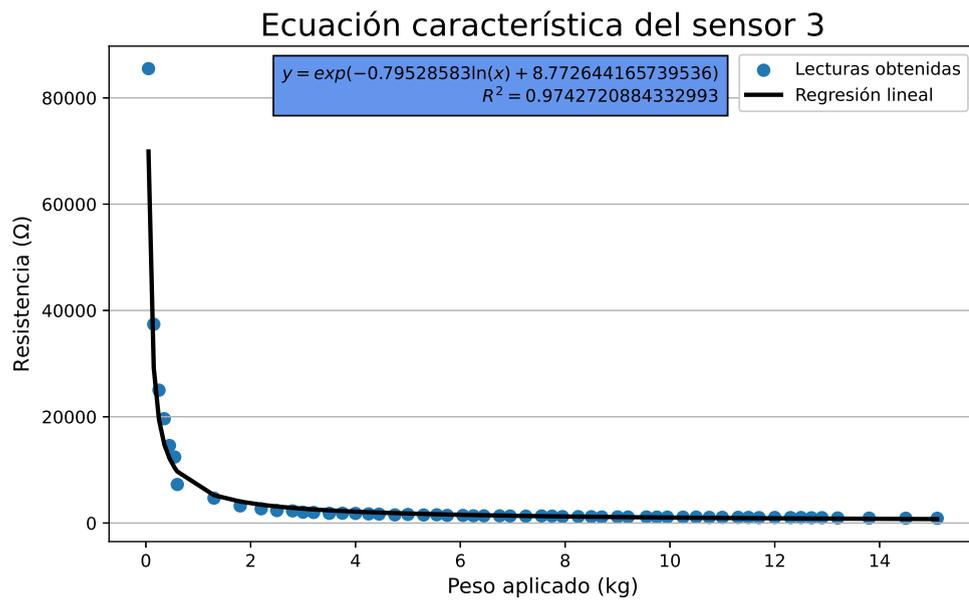


(a) FSR UX 402 (1)

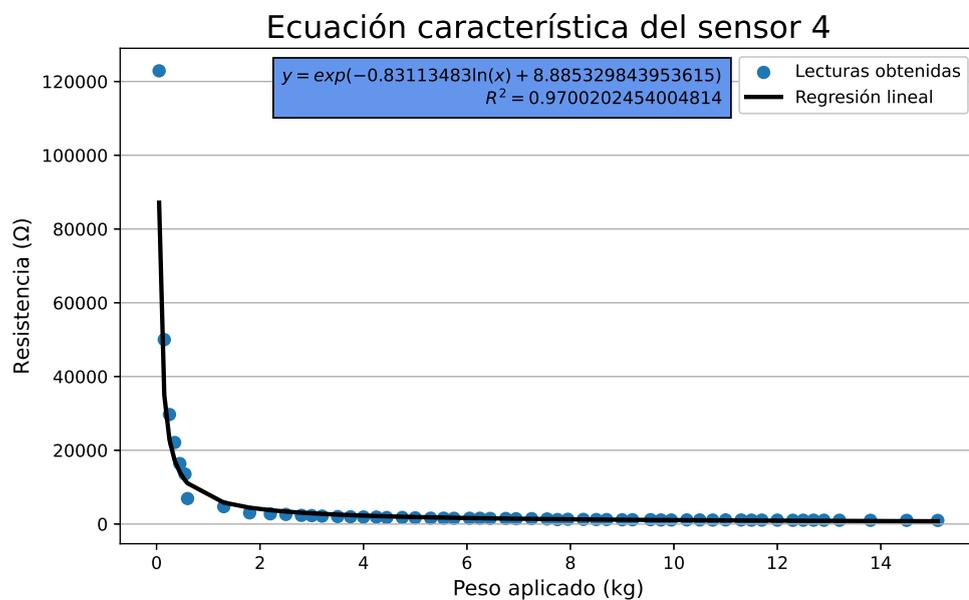


(b) FSR UX 402 (2)

Figura 5.2: Ecuaciones características de 5 FSR UX 402 (inicio).

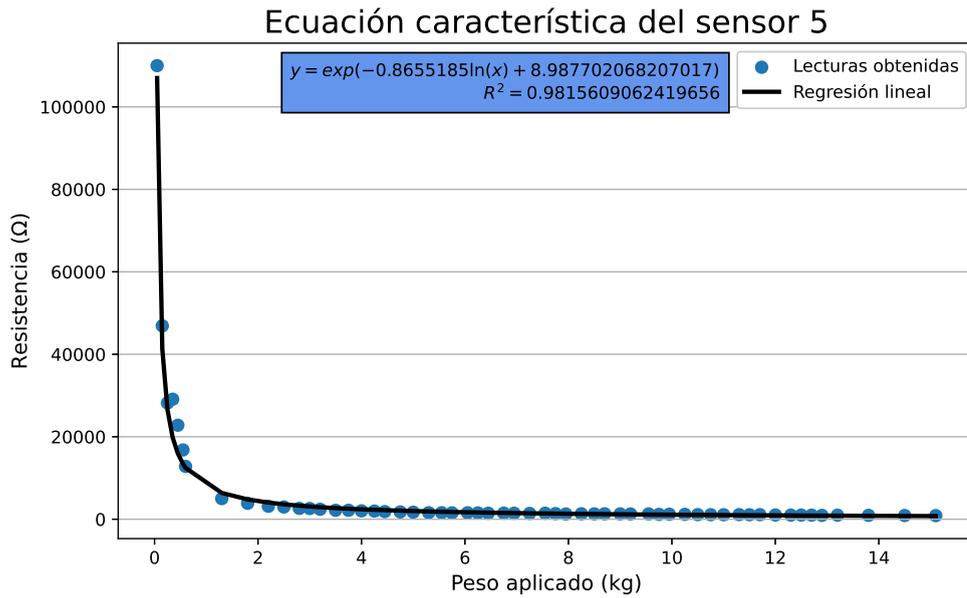


(c) FSR UX 402 (3)

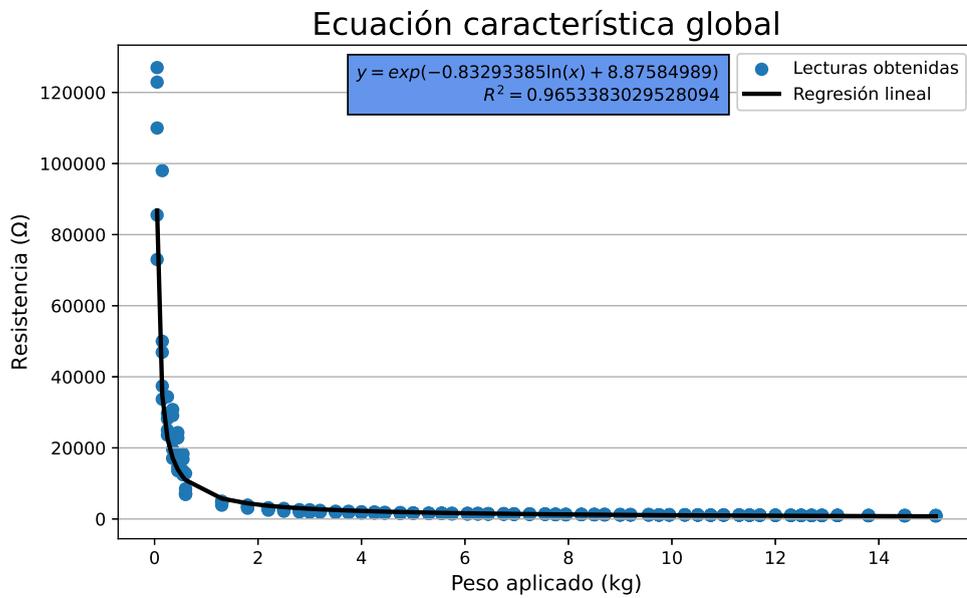


(d) FSR UX 402 (4)

Figura 5.2: Ecuaciones características de 5 FSR UX 402 (continuación).



(e) FSR UX 402 (5)



(f) Los 5 FSR UX 402

Figura 5.2: Ecuaciones características de 5 FSR UX 402 (final).

una diferencia crítica evidente entre caracterizar un solo sensor, o caracterizar cada uno que sea usado, pues mientras se utilice el mismo modelo de sensor, se puede esperar que tiendan a comportarse de manera muy similar. Al no haber existido diferencias notorias en las ecuaciones, de manera indirecta fue validado que el proceso de caracterización fue desarrollado correctamente, al igual que evidencia una buena calidad de manufactura en el modelo de sensor usado.

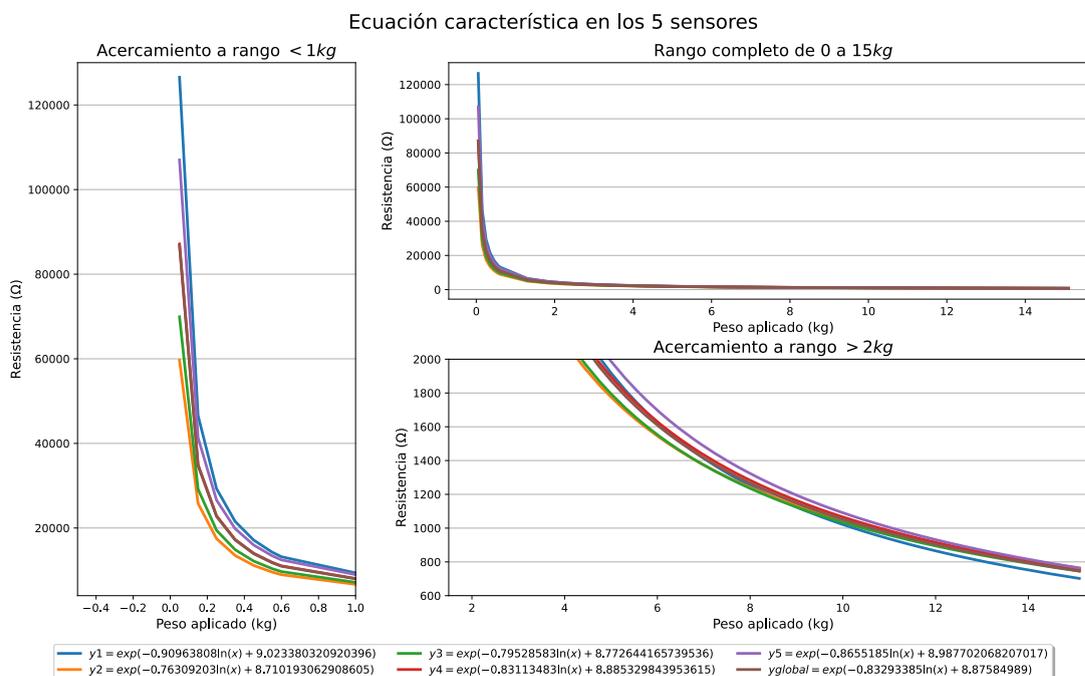


Figura 5.3: Comparativa de ecuaciones características particulares.

Hasta este punto los resultados obtenidos han reflejado que no existe una diferencia notable entre las ecuaciones generadas, sin embargo, la cuestión principal no ha sido respondida, dado que aun falta identificar que tanto afectan estas diferencias (por más pequeñas que parezcan), al momento de calcular la cuantificación final, y más importante aún, el como se escogió la ecuación que entregaba las estimaciones más exactas. En la Figura 5.4 se presentan los resultados correspondientes a seis estimaciones obtenidas de cada sensor, tras cinco repeticiones colocando las mismas cantidades de peso; siendo interesante recalcar que lo que se observa, es la comparativa entre la estimación del sensor usando su ecuación obtenida particularmente, en contraste con la estimación que se obtiene usando la ecuación global. La Tabla 5.1 sintetiza con mayor detalle las estimaciones obtenidas. Como información adicional, estos resultados fueron capturados a los quince segundos de colocar el peso, y en cuanto al hardware, fue usada una resistencia fija de 10 kohms en el circuito divisor, y un Arduino Uno para digitalizar la

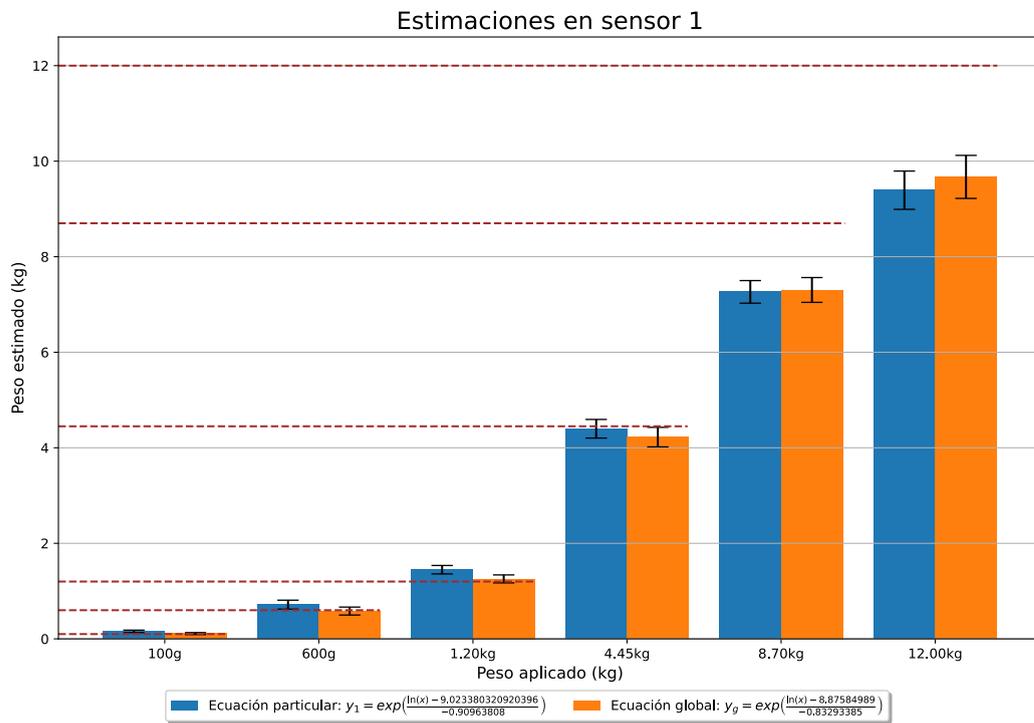
Tabla 5.1: Exactitud alcanzada en la cuantificación de fuerza.

| Peso aplicado (kg) | Sensor (i) | Ecuación particular | | Ecuación global | |
|--------------------|------------|------------------------|-------------------------|-----------------------|-------------------------|
| | | $y_i (\pm DS)$ | Porcentaje de error (%) | $y_g (\pm DS)$ | Porcentaje de error (%) |
| .1 | 1 | .1565 (.0262) | 56.57 | .1107 (.0202) | 10.76 |
| | 2 | .0934 (.0297) | 6.55 | .1179 (.0227) | 17.92 |
| | 3 | .0806 (.0236) | 19.35 | .1021 (.0285) | 2.14 |
| | 4 | .0783 (.0143) | 21.67 | .0778 (.0142) | 22.13 |
| | 5 | .1308 (.0193) | 30.87 | .1057 (.0162) | 5.71 |
| .6 | 1 | .7160 (.0939) | 19.33 | .5821 (.0834) | 2.98 |
| | 2 | .4684 (.0208) | 21.92 | .6089 (.0248) | 1.49 |
| | 3 | .5350 (.0617) | 10.82 | .6228 (.0686) | 3.80 |
| | 4 | .5424 (.0242) | 9.59 | .5369 (.0239) | 10.50 |
| | 5 | .6187 (.0542) | 3.12 | .5310 (.0483) | 11.49 |
| 1.2 | 1 | 1.4480 (.0883) | 20.66 | 1.2553 (.0835) | 4.61 |
| | 2 | .9580 (.0907) | 20.16 | 1.1726 (.1015) | 2.27 |
| | 3 | 1.2717 (.1168) | 5.97 | 1.4237 (.1252) | 18.64 |
| | 4 | 1.1541 (.0383) | 3.81 | 1.1407 (.0377) | 4.93 |
| | 5 | 1.3110 (.1331) | 9.25 | 1.1587 (.1225) | 3.44 |
| 4.45 | 1 | 4.3984 (.1951) | 1.15 | 4.2233 (.2047) | 5.09 |
| | 2 | 3.9714 (.1648) | 10.75 | 4.3159 (.1641) | 3.01 |
| | 3 | 3.9328 (.1950) | 11.62 | 4.1841 (.1981) | 5.97 |
| | 4 | 4.2739 (.1286) | 3.95 | 4.2123 (.1265) | 5.34 |
| | 5 | 4.8656 (.1941) | 9.33 | 4.5259 (.1876) | 1.70 |
| 8.7 | 1 | 7.2635 (.2367) | 16.51 | 7.3038 (.2596) | 16.04 |
| | 2 | 7.0837 (.3035) | 18.57 | 7.3335 (.2877) | 15.70 |
| | 3 | 7.2725 (.2168) | 16.40 | 7.5256 (.2143) | 13.49 |
| | 4 | 7.5193 (.1179) | 13.57 | 7.4019 (.1159) | 14.92 |
| | 5 | 8.0344 (.0850) | 7.64 | 7.6215 (.0837) | 12.39 |
| 12 | 1 | 9.3923 (.4007) | 21.73 | 9.6709 (.4504) | 19.40 |
| | 2 | 9.5829 (.5490) | 20.14 | 9.6722 (.5081) | 19.39 |
| | 3 | 9.4587 (.3060) | 21.17 | 9.6722 (.2987) | 19.93 |
| | 4 | 9.4593 (.3184) | 21.17 | 9.3069 (.3126) | 22.44 |
| | 5 | 10.0295 (.1018) | 16.42 | 9.5968 (.1013) | 20.02 |

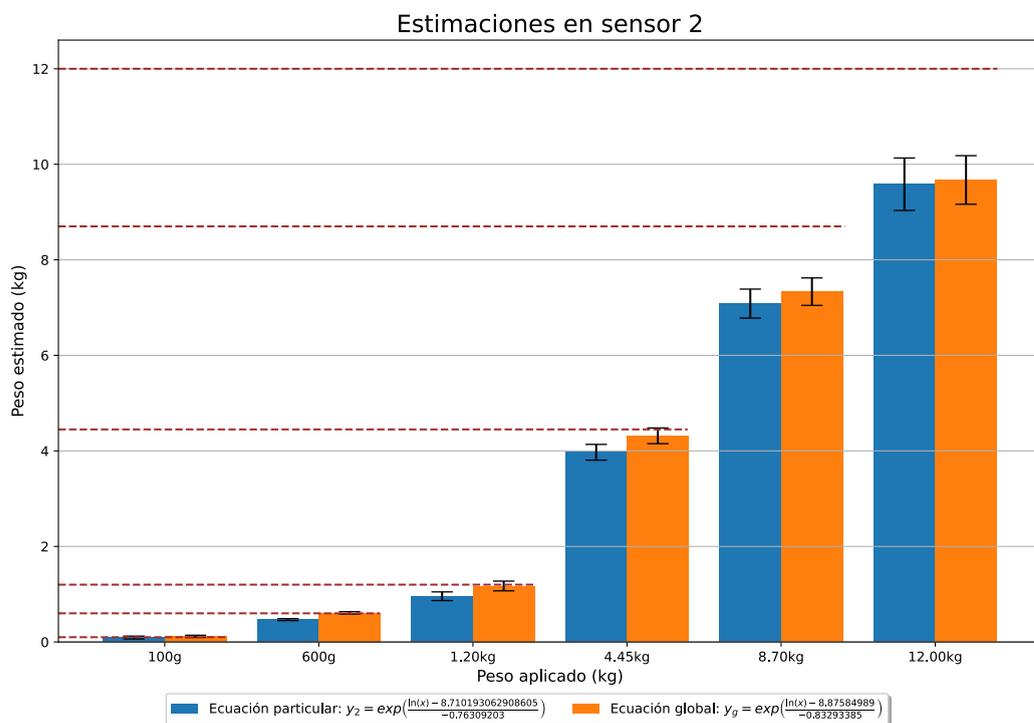
Notas: Ecuación preferible para el sensor, en **negritas**; DS = Desviación estándar.

señal y suministrar energía al circuito (básicamente la conexión expuesta en la Figura 4.10).

Examinando estos nuevos resultados, lo primero que resaltó a la vista es el no haberse encontrado una técnica que permitiese garantizar las estimaciones definitivas, es decir, para algunos sensores las mejores aproximaciones fueron obtenidas usando la ecuación global, y otros sobresalieron empleando la particular. Haciéndolo todavía más complicado, se encontró que incluso dentro de un mismo sensor, hay puntos en los que una ecuación funciona mejor que la otra, pero sin generalizar esta eficiencia para todo el rango de operación. Lo anterior puede ser fácilmente explicado debido a la naturaleza propia de los sensores, pues al no tener un comportamiento lineal, no se puede mantener la misma exactitud en todo momento. Curiosamente, sí se presentó un sensor

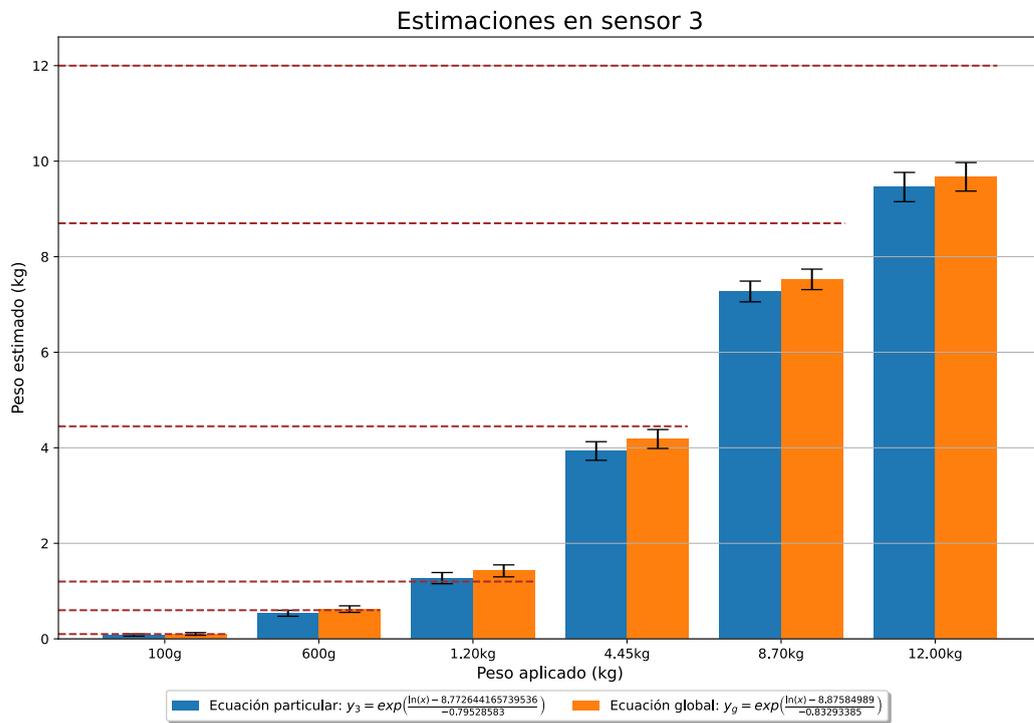


(a) FSR UX 402 (1)

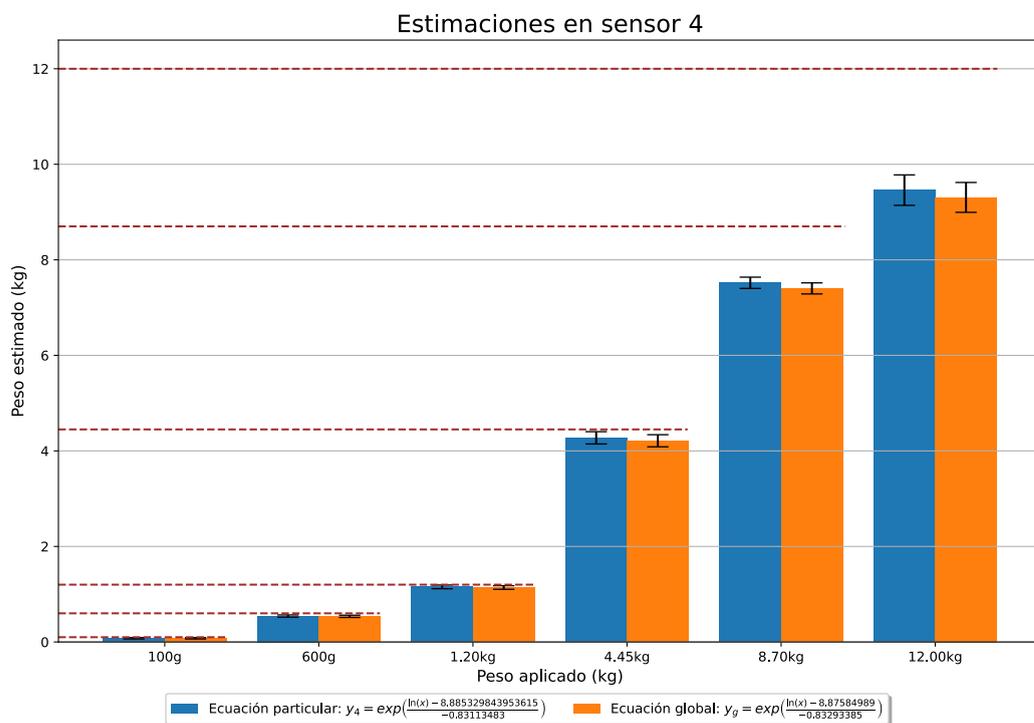


(b) FSR UX 402 (2)

Figura 5.4: Comparativa de estimaciones de fuerza usando ecuaciones particulares (inicio).

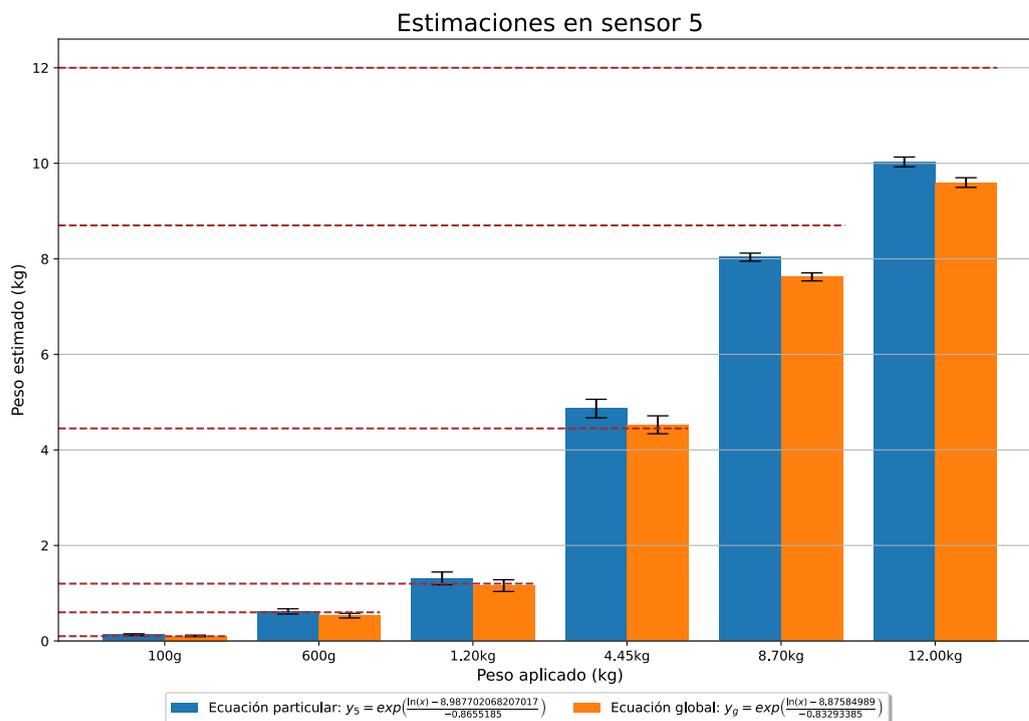


(c) FSR UX 402 (3)



(d) FSR UX 402 (4)

Figura 5.4: Comparativa de estimaciones de fuerza usando ecuaciones particulares (continuación).



(e) FSR UX 402 (5)

Figura 5.4: Comparativa de estimaciones de fuerza usando ecuaciones particulares (final).

que reportó generar todas sus estimaciones de manera más exacta usando solamente su ecuación particular, siendo este el sensor 4, aunque la mejora obtenida es demasiado pequeña (en relación a con la ecuación global), que literalmente equivale a solo decenas de gramos de diferencia entre estimaciones. Otro detalle que puede observarse, es respecto a la exactitud, la cual comienza a decaer en algún punto después de los cuatro kilogramos y medio, y como se puede intuir por las últimas estimaciones, corresponde a un error de subestimación que continua aumentando a medida que se aproxima al rango superior.

A pesar de lo revelado, estos resultados no necesariamente corresponden a malas noticias; prestando cuidado a la Tabla 5.1, se evidencia que las estimaciones obtenidas al usar una ecuación u otra provocan apenas un par de cientos de gramos de diferencia, pudiendo estas ser incluso menores o mayores relativo a la cantidad sensada, donde la mayor discrepancia registrada fue poco menos de medio kilogramo, ocurrido en las pruebas realizadas con 12 kilogramos en peso. Con esto se comprobó que caracterizar cada sensor no asegura tener las mejores aproximaciones, y dependiendo las tolerancias

permitidas, o el número de sensores a manipular, hacerlo una sola vez y replicar la ecuación puede ser más conveniente. Lo que sí se pudo acreditar, fue que al usar la ecuación global de manera universal, las exactitudes obtenidas se volvieron más constantes entre sensores, pues dado que esta ecuación fue generada en base a lecturas tomadas por todos ellos, se puede asumir que por consecuencia logró corregir aquellos valores atípicos que llegasen a colarse. Finalmente, debido a sus buenos resultados por mayoría, para el resto de la investigación se terminó utilizando solamente la ecuación global; hablando sobre la exactitud alcanzada, desde un inicio se tuvo previsto esperar captar valores entre uno y diez kilogramos (apartado 4.1.2), por lo que se podían esperar estimaciones con entre 5 a 20% de error, como máximo; y en cuanto la precisión, la desviación estándar entre las cinco repeticiones realizadas arroja una noción, con un máximo registrado de medio kilogramo de variación, que al igual que la exactitud, continua mejorando a mayor cercanía al rango inferior.

5.3. Resultados de la validación del prototipo como sistema de análisis de postura

Como se reportó durante el apartado 4.5.2, antes de proseguir y emplear el sistema en una población de estudio, primeramente se comprobó que las cuantificaciones desplegadas en pantalla realmente estuviesen sustentadas por un comportamiento coherente, para lo cual se hicieron pruebas que validaron la sensibilidad del sistema. Las pruebas consistieron en pequeñas demostraciones donde se interactuaba con las plantillas, al mismo tiempo que se visualizaba desde la GUI el como reaccionaban las fuerzas.

En la Figura 5.5 se puede observar al arreglo de sensores reconociendo fuerzas, con evidencias capturadas desde la propia GUI, y adicionalmente se contempla, desde una cámara exterior, la interacción física que ocurría con el sistema. Para futura referencia, las plantillas mostradas corresponden a las de once sensores, sin embargo, todas ellas fueron probadas y presentaron el mismo comportamiento, ya que solamente se distinguían en la cantidad de sensores que implementaban, por lo que solo se muestra una configuración como testimonio; en cuanto a la aplicación de peso, se reutilizaron los discos y actuadores de los que se auxilió durante las caracterizaciones.

De las pruebas anteriores, se pudo concluir que el sistema efectivamente reconocía y ajustaba sus estimaciones según la concentración de fuerzas, siendo esto demostrado al observar como las magnitudes aumentaban o disminuían dependiendo la ubicación

del punto de apoyo donde mayormente se sostenía el peso. Más importante aún, examinando la estimación total (la suma de todas las fuerzas en cada punto de la plantilla), se apreció que las estimaciones se aproximaban en todo momento al peso real, manteniéndose en el margen $< 20\%$ de error ya esperado (discutido en los resultados 5.2).



(a) Fuerza en un solo punto de apoyo



(b) Fuerza distribuida

Figura 5.5: Validación de adaptación a fuerzas (inicio). En 5.5a, se aprecia la estimación de una fuerza al recaer en un solo sensor; en 5.5b, la misma fuerza pero distribuida entre dos puntos de apoyo.



(c) Incremento de fuerza

Figura 5.5: Validación de adaptación a fuerzas (final). En 5.5c se visualiza el ajuste inmediato que ocurre en el cálculo al agregar más peso a la fuerza que ya se aplicaba anteriormente.

Para complementar las pruebas de fuerzas estáticas, en la Figura 5.6 se muestra la reacción que presentó el sistema al mantener aplicadas fuerzas durante un periodo de 8 minutos. Como se puede notar, las estimaciones calculadas parecerían estabilizarse temporalmente en valores fijos, aunque realmente continúan incrementándose pero muy lentamente, algo que rápidamente se atribuyó a un problema común de *drift*, habitual en muchos tipos de sensores. Por lo tanto, mantener al sistema tomando lecturas por un largo periodo de tiempo no representa mejores estimaciones, de hecho, dado que esta continúa aumentando, puede que incluso ocasione que se produzca un mayor error, como se deduce de la Tabla 5.2, la cual resume valores que presentaban las estimaciones de la Figura 5.6 llegado un instante de tiempo. Nótese que en las estimaciones a los 4 minutos, respecto a cuando transcurrieron los 8, son tan solo decenas de gramos de diferencia, por lo que se intuye que la velocidad de cambio en la señal comienza a decrecer hasta volverse tan leve que apenas representa una preocupación, y aun así, esto considerando que se tuviese pensado tomar lecturas por largos periodos de tiempo.

Tras confirmar la capacidad del sistema para la recomposición de fuerzas, se continuó a probar su autenticidad para la detección de pisadas, donde de manera similar a las pruebas anteriores, un usuario de pisada neutra modificaba su postura mientras se visualizaba la respuesta del sistema. En la Figura 5.7 se puede observar la evidente

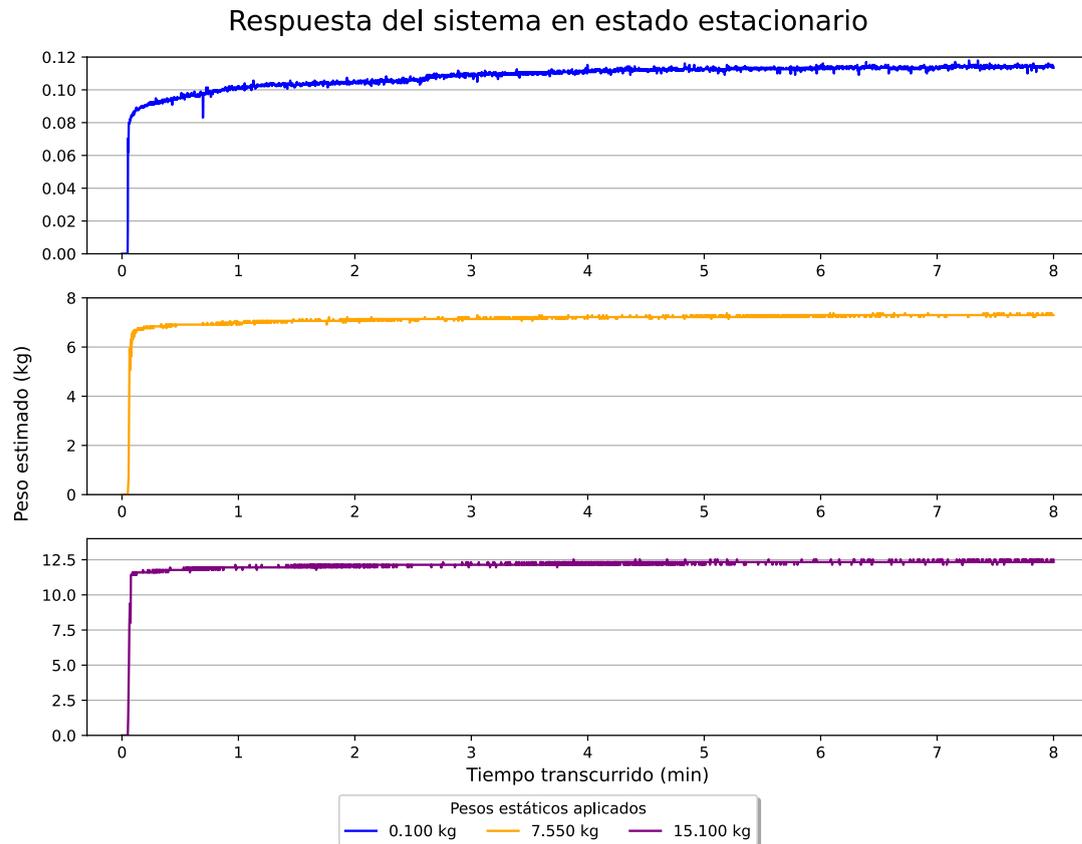


Figura 5.6: Respuesta del sistema a fuerzas constantes.

Tabla 5.2: Cambios en estimaciones respecto al tiempo.

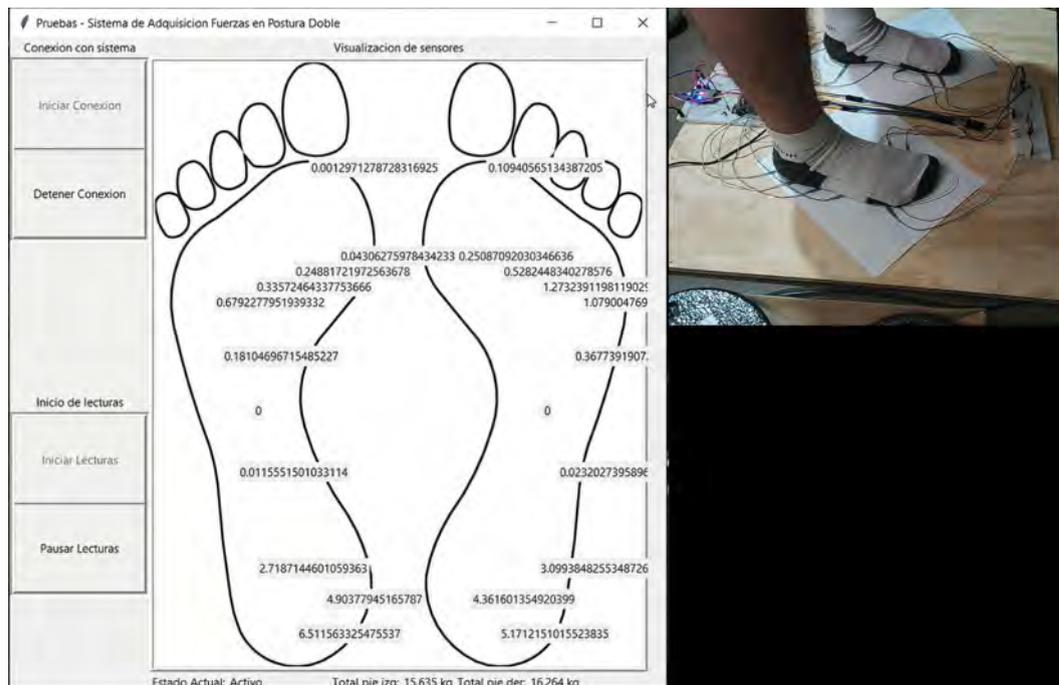
| Peso aplicado (kg) | Estimación (kg) transcurrido el tiempo (s) | | | | | |
|--------------------|--|---------|---------|---------|---------|---------|
| | 1 | 5 | 15 | 60 | 240 | 480 |
| 0.100 | 0.0800 | 0.0877 | 0.0916 | 0.1014 | 0.1108 | 0.1134 |
| 7.550 | 5.6511 | 6.6955 | 6.8387 | 7.0630 | 7.2193 | 7.2995 |
| 15.100 | 8.9250 | 11.5957 | 11.7729 | 11.9546 | 12.3328 | 12.3328 |

Notas: Datos extraídos de la gráfica en la Figura 5.6.

reacción a la intensidad de fuerzas concentradas en distintas zonas, dependiente de la postura que se adoptaba, lo que permitió destacar detalles importantes. En la postura de mayor interés, es decir, parado en soporte doble (5.7a), se observó que las cuantificaciones coincidieron con el patrón habitual esperado para una pisada neutra, pues los sensores en los talones registraron la mayor cantidad de fuerza, seguidos por los ubicados en los metatarsos, luego mediopié, y finalmente dedos; además, los únicos sensores sin registros eran precisamente los ubicados debajo del arco plantar. En cuanto a balance también se obtuvieron respuestas favorables, pues la suma de fuerzas estimada en cada pie dio un resultado muy similar uno del otro, correspondiente a lo que se esperaba al mantener una buena postura. En concordancia con las estimaciones a

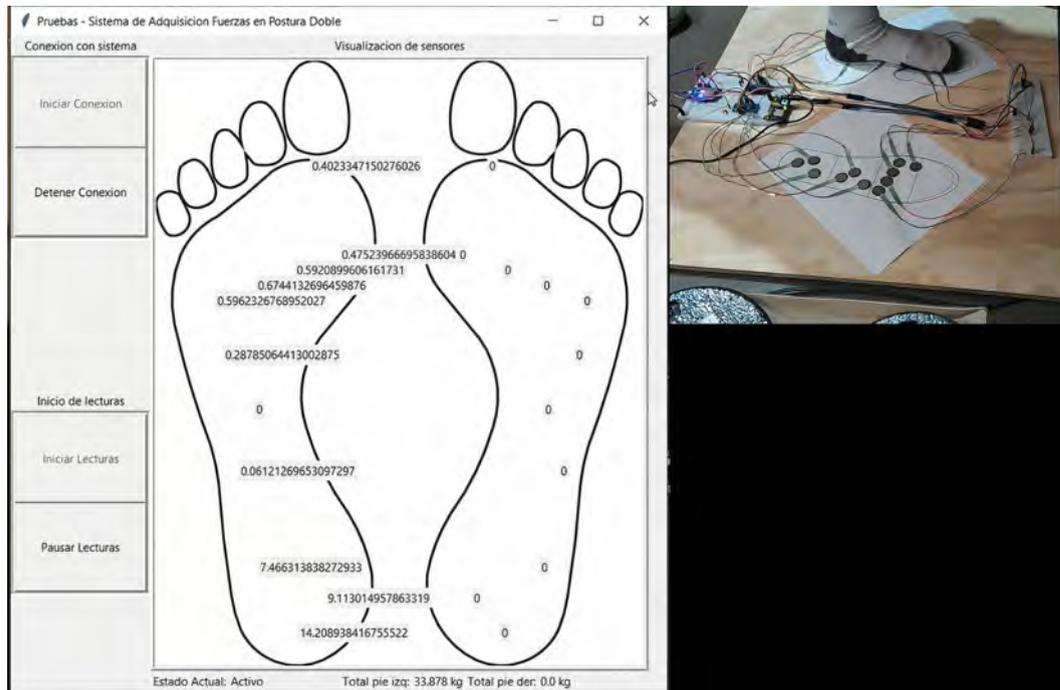
dos piernas, el sistema correctamente reconoció cuando todo el peso era soportado por una sola extremidad (5.7b), pues las fuerzas en todos los puntos se incrementaron notablemente, y como prueba contundente, incluso la estimación total era muy cercana a la que se obtenía sumando ambos pies mientras se encontraban en apoyo. Más allá de esto, las demás posturas también reflejaron el comportamiento esperado, demostrando que el sistema sensaba correctamente las distintas zonas hacia donde se recargaba el peso, pudiendo representar claramente, mediante las magnitudes calculadas, si el usuario se inclinaba hacia la izquierda (5.7c) o derecha (5.7d). Inclusive, cuando el usuario se apoyaba parcialmente, ya sea en talones (5.7e) o dedos (5.7f), se mostraba un claro incremento en esas respectivas zonas, mientras las zonas que no hacían contacto con el pie se mantenían correctamente sin cambios.

Como conclusión, con los resultados obtenidos durante estas pruebas se genera certeza de la utilidad que se puede extraer del sistema, ya que se confirmó que detecta y cuantifica fuerzas con un grado de confianza, se tiene la capacidad de responder correctamente a distintas formas de apoyo (aunque el objetivo principal siempre fue la postura en soporte doble), y el arreglo de sensores (junto a su configuración con multiplexores) permite que cada sensor funcione como punto de análisis independiente, evitando así la existencia de anomalías en las lecturas, como pueden ser las causadas por corrientes parásitas (*crossstalk*).

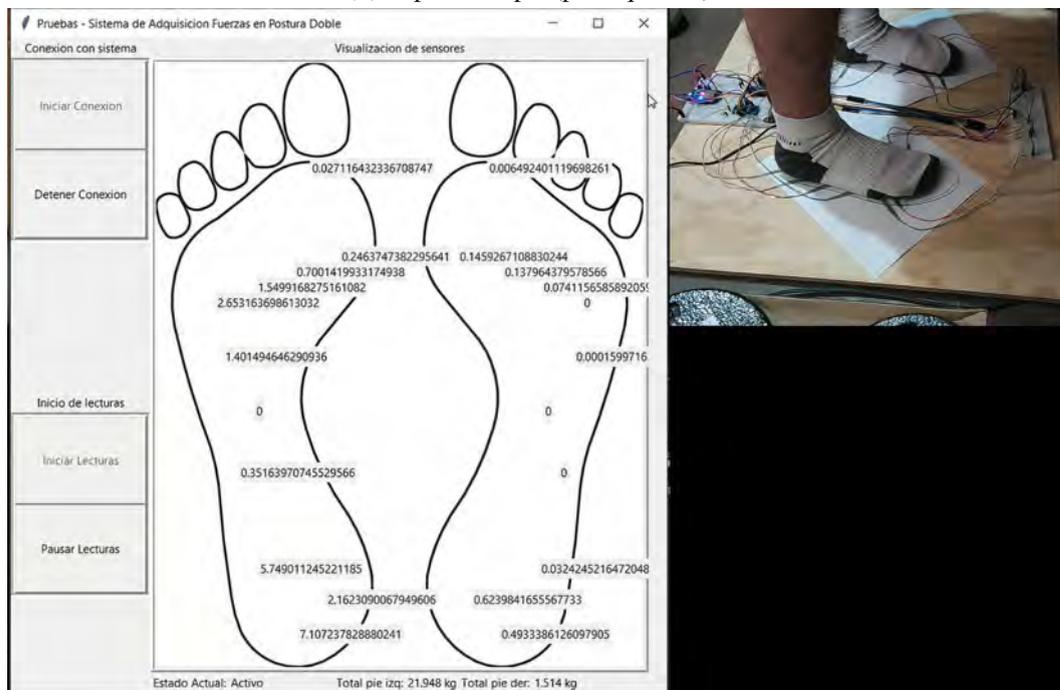


(a) Soporte doble

Figura 5.7: Posturas para validación (inicio).

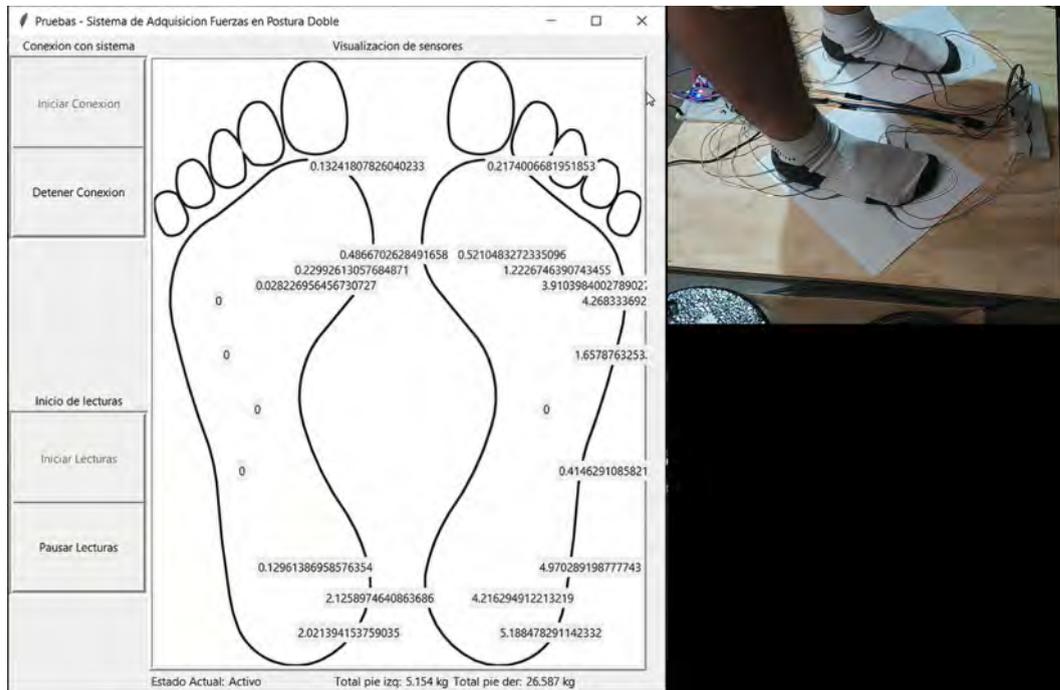


(b) Soporte simple (pie izquierdo)

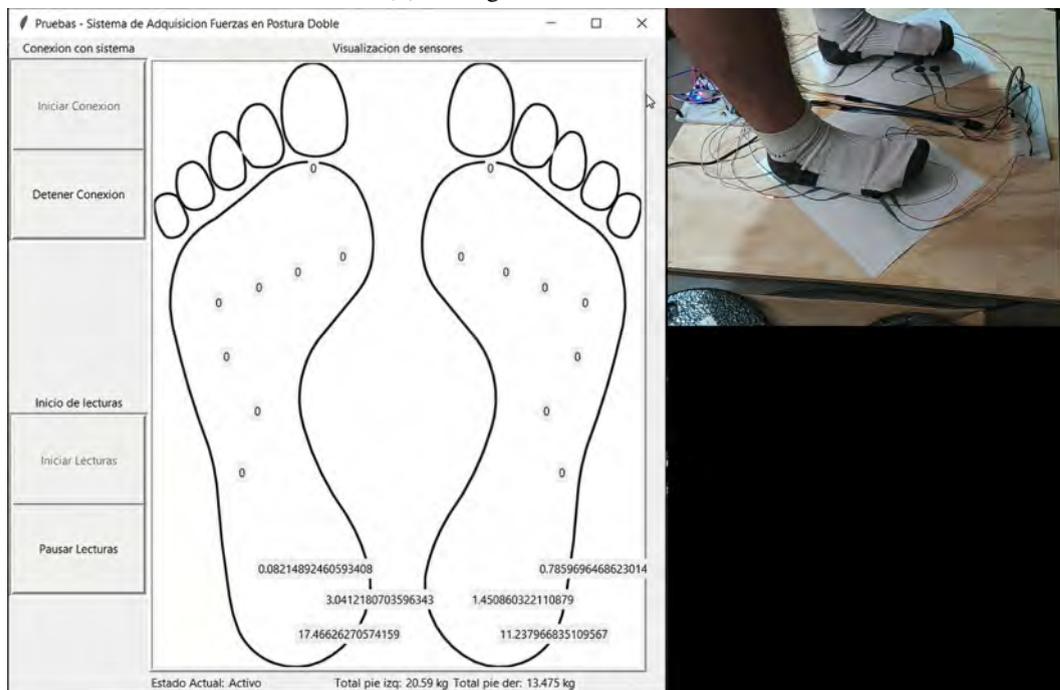


(c) Recargado a la izquierda

Figura 5.7: Posturas para validación (continuación 1).

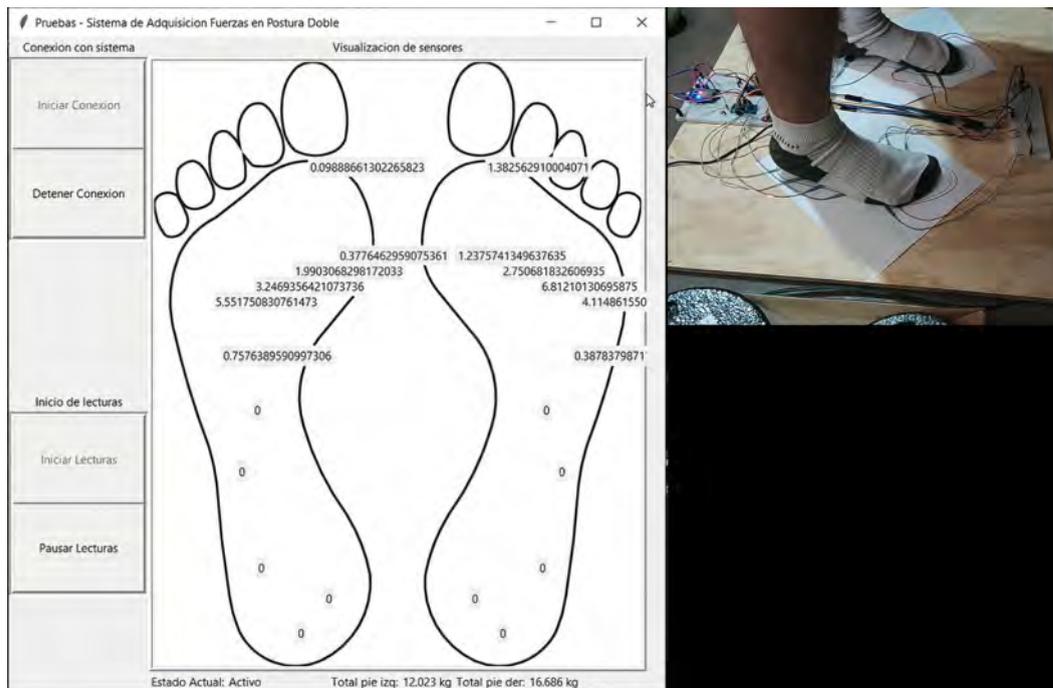


(d) Recargado a la derecha



(e) Dedos elevados

Figura 5.7: Posturas para validación (continuación 2).



(f) Talones elevados

Figura 5.7: Posturas para validación (final).

5.4. Resultados de desempeño con plantillas propuestas

Tras constatar la veracidad de la información que brinda el sistema sobre la postura del usuario, se prosiguió a atender la última cuestión relevante, referente a identificar la configuración de sensores más provechosa con la que se contaba. Para realizar una comparativa, se extrajeron los datos de muestreos realizados en distintos usuarios (como fue señalado previamente en el apartado 4.5.3), donde la plantilla mejor valorada fue la que captó mayor cantidad de fuerzas aprovechando los sensores disponibles.

Para llevar a cabo las pruebas, se buscó el apoyo de usuarios que se encontrasen próximos a la talla de calzado original usada de referencia (26 (MX) \pm 1 talla), siendo esta restricción especialmente cuidada, con motivo de mantener una comparativa más equitativa y evitar sesgo entre los resultados. En total, dieciséis usuarios llegaron a emplear el sistema, sin embargo, y a pesar de registrarse datos, por motivos personales y disponibilidad solo once de ellos completaron las pruebas con las tres plantillas. Aún así, entre los participantes válidos se presentaron características diversas, como se observa en la Tabla 5.3, donde se muestra información de los usuarios incluidos en el análisis.

Para realizar esta actividad, se dedicó un periodo aproximado de tres semanas, tiempo

Tabla 5.3: Información de participantes que testaron las tres plantillas.

| Sujeto | Género | Edad | Estatura (cm) | Peso (kg) | IMC (kg/m^2) | Talla Calzado (MX) |
|--------|--------|------|---------------|-----------|------------------|--------------------|
| AA | H | 23 | 167 | 51.3 | 18.39 | 5 |
| AI | H | 23 | 167 | 89.75 | 32.18 | 7 |
| BI | H | 26 | 167 | 69.15 | 24.79 | 6 |
| DO | M | 14 | 167 | 54.5 | 19.54 | 5 |
| JA | H | 17 | 166 | 59.45 | 21.57 | 6.5 |
| JAI | H | 48 | 163 | 90.95 | 34.23 | 6.5 |
| JJ | H | 26 | 168 | 93.35 | 33.07 | 7 |
| JT | M | 25 | 168 | 59 | 20.90 | 5 |
| LI* | M | 44 | 167 | 111.3 | 39.90 | 7 |
| SO* | M | 13 | 158 | 76.2 | 30.52 | 5 |
| WI | H | 12 | 168 | 78.9 | 27.95 | 7 |

Notas: Identificadores con asterisco (*) representan usuarios que notificaron padecer pie plano.

en el que personalmente se contactó a los usuarios, acordando los puntos de reunión para el ejercicio (se transportaba el sistema). El procedimiento seguido, a grandes rasgos consistió en lo siguiente: se comenzaba utilizando la configuración de mayor cantidad de sensores; se realizaba el ejercicio del análisis de postura las veces necesarias; posteriormente se requería una pausa para efectuar el cambio de sensores hacia la siguiente plantilla; y finalmente, se repetían las acciones hasta haber terminado los muestreos con las tres configuraciones. En gran parte de los usuarios se completó el ejercicio en una misma sesión, a excepción de unos cuantos que por disponibilidad de tiempo, no pudieron realizarlo de manera corrida, pero concluyéndolo solo un par de días después.

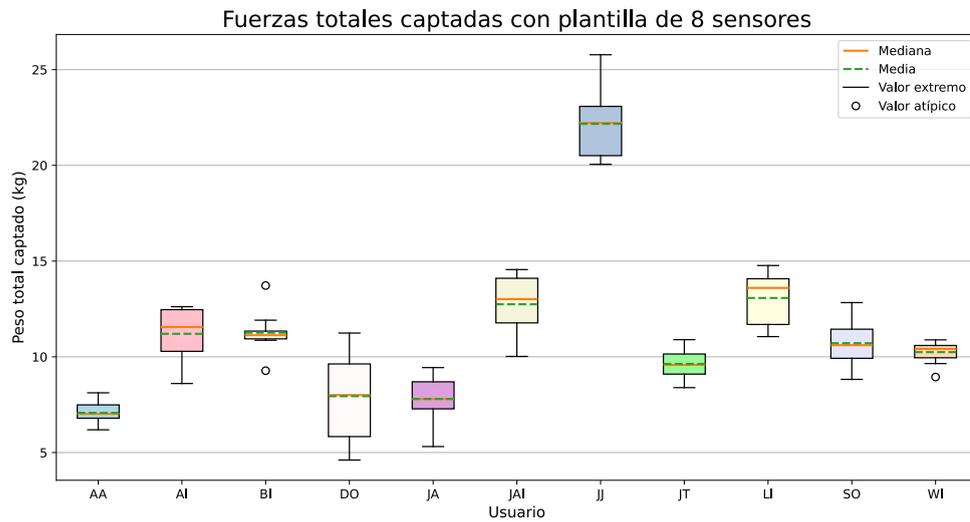
En cuanto a detalles sobre lo que implicó la prueba de análisis de postura, se tuvieron varias consideraciones que fueron replicadas cuidadosamente en todos los usuarios. Para empezar, ya estando en calcetines, el participante debía posicionarse correctamente sobre las plantillas, mientras el sistema se encontraba ya preparado. Se pidió que se utilizara el talón de la silueta como referencia, manteniendo así un punto de origen común. En este momento, y si se trataba de la primera vez, al usuario se le preguntaba si presentaba cualquier tipo de inconformidad referente al posicionamiento de las siluetas, ya sea que desease una mayor separación entre piernas o rotarlas un poco, con la finalidad de poder registrar información de una postura natural y cómoda para él, evitando resultados forzados. Si las validaciones anteriores se cumplían, se notificaba al usuario que se comenzarían a tomar las lecturas, a efecto de que estuviese enterado que debía mantenerse estable, con los brazos abajo, y sin realizar movimientos bruscos, cumpliendo así un pequeño control que garantizase un muestreo efectivo en cada toma de datos.

Cada usuario realizó el ejercicio diez veces por plantilla, y durante cada ocasión, se inspeccionaba que los pies se mantuviesen dentro del área delimitada por la silueta, en caso

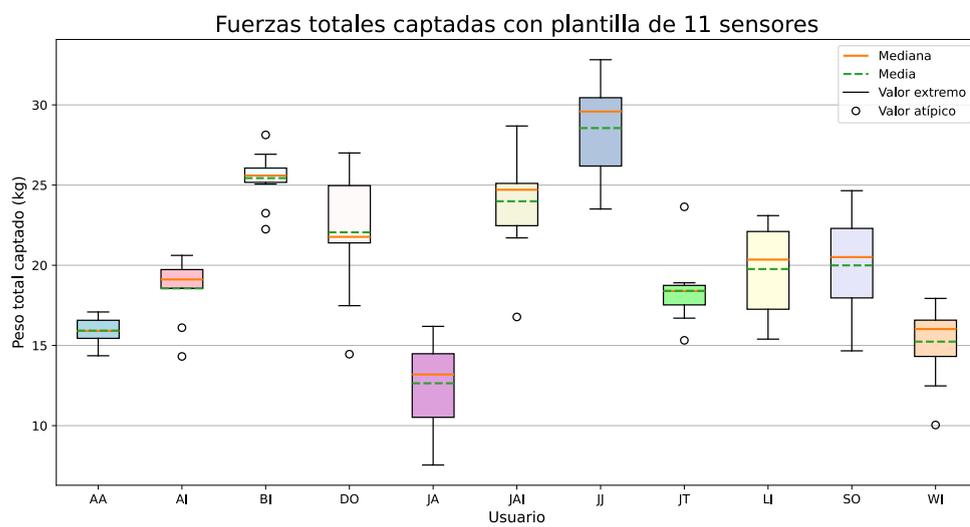
contrario se corregía la postura y se repetía la lectura. El muestreo tenía una duración de quince segundos, cronometrados a partir del momento en que se informó al usuario. Una vez transcurrido el tiempo, el muestreo era detenido manualmente, y seguidamente el usuario se apartaba de los sensores, colocando ambos pies fuera de las siluetas, asegurando que cada repetición fuese un acomodo nuevo. Con todo esto, entre los once participantes se obtuvieron un total de ciento diez muestreos completos por plantilla, los cuales fueron almacenados en archivos CSV individuales. Estos archivos, son los que fueron recopilados, limpiados y analizados estadísticamente a partir de pequeños *scripts* escritos en Python, generando los resultados que permitieron sacar conclusiones sobre el desempeño general que presentó cada propuesta.

Los resultados de las fuerzas totales captadas, separados por usuario y propuesta de plantilla, se resumen en la Figura 5.8. En primer instancia, se observa que dependiendo la plantilla que fue usada, es el impacto en la recolección de fuerzas, siendo algo coherente dado que entre más sensores se encuentran integrados, mayor cantidad de superficie cubre el sistema. Otro detalle evidente, es que dependiendo el peso del usuario, las magnitudes de fuerza también variaron bastante entre sujetos, por lo que no se pueden comparar directamente. Por lo tanto, para hacer una equivalencia justa, los muestreos fueron promediados (*kgf*) y normalizados con el propio peso del usuario (*kg*), obteniendo un indicador simple para poder apreciar en que grado es mejor una plantilla que otra, y a su vez, la porción de fuerzas que llegó a captar de cada usuario. La Tabla 5.4 muestra los valores normalizados de dichas fuerzas. Con estos valores se pudo notar que tan solo un par de sensores extras, repercutieron considerablemente en el aumento de información recolectada, evidenciando que la plantilla de dieciséis sensores es superior, llegando a captar dos a tres veces más fuerzas que la de ocho, e inclusive, hasta dos veces más que la de once para algunos usuarios.

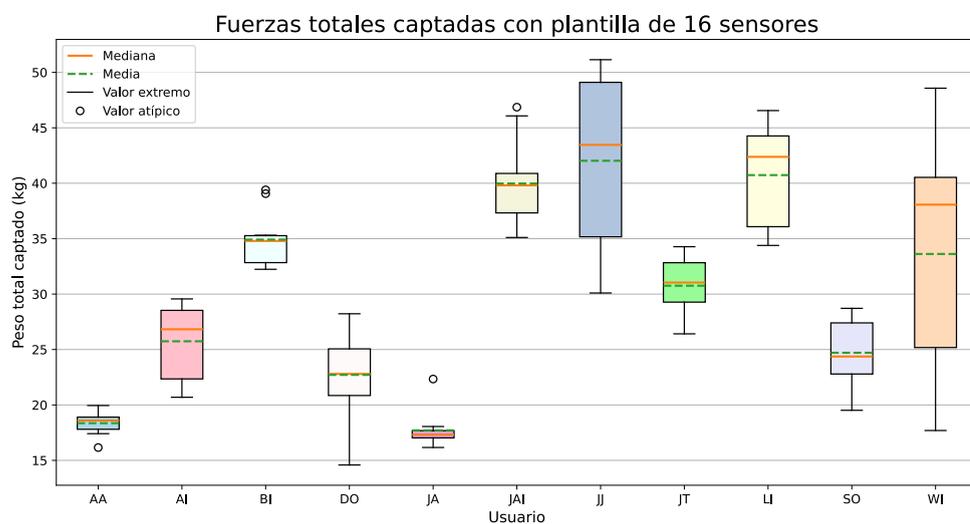
Para percibir mayor detalle, las Tablas 5.5, 5.6 y 5.7, agrupan por propuesta de plantilla, la repartición de fuerzas que existió en las diferentes regiones de ambos pies. Con este desglose de valores, se terminó de comprobar que la plantilla con dieciséis puntos de análisis, sí se vio beneficiada con el aumento de sensores en la mayoría de zonas, a excepción del retropié, pues solo presentaba un acomodo ligeramente distinto respecto a las demás. Por lo tanto, al ser la propuesta que notoriamente captó la mayor cantidad de fuerzas en todas las regiones, y corroborado en casi todos los usuarios, no se consideró necesario realizar modificaciones en las ubicaciones seleccionadas, acreditándose oficialmente como la configuración estudiada más favorable. En cuanto al estimado de



(a) Plantilla de 8 sensores



(b) Plantilla de 11 sensores



(c) Plantilla de 16 sensores

Figura 5.8: Comparativa de fuerzas captadas usando cada plantilla.

Tabla 5.4: Fuerzas normalizadas (kgf/kg) captadas por plantilla - Media (\pm DS).

| Sujeto | 8 Sensores | 11 Sensores | 16 Sensores |
|--------|----------------|----------------|----------------|
| AA | 0.1378 (.0120) | 0.3104 (.0158) | 0.3577 (.0213) |
| AI | 0.1248 (.0163) | 0.2067 (.0213) | 0.2421 (.0177) |
| BI | 0.1628 (.0159) | 0.3678 (.0242) | 0.5049 (.0371) |
| DO | 0.1457 (.0450) | 0.4047 (.0713) | 0.4166 (.0710) |
| JA | 0.1311 (.0211) | 0.2126 (.0488) | 0.2979 (.0288) |
| JAI | 0.1401 (.0171) | 0.2637 (.0370) | 0.4395 (.0441) |
| JJ | 0.2374 (.0203) | 0.3059 (.0309) | 0.4502 (.0878) |
| JT | 0.1632 (.0132) | 0.3119 (.0364) | 0.5212 (.0449) |
| LI | 0.1174 (.0124) | 0.1775 (.0247) | 0.3659 (.0473) |
| SO | 0.1406 (.0170) | 0.2623 (.0446) | 0.3242 (.0392) |
| WI | 0.1298 (.0076) | 0.1931 (.0307) | 0.4260 (.1368) |

Notas: DS = Desviación estándar.

fuerzas a captar, tras promediar los resultados de todos los usuarios, se espera una respuesta de alrededor del 40% de las fuerzas totales. La afirmación anterior es soportada por la Tabla 5.8, en donde se observan los resultados generales obtenidos, tomando en cuenta que la normalización realizada podría otorgar como valor máximo 1.0 (uno).

Como añadido, resulta interesante destacar que el sistema reaccionó favorablemente a la distinción de usuarios, específicamente con los propensos a manifestar mayor cantidad de fuerza en la zona media del pie, como ocurrió con quienes padecen pie plano, e inclusive, con quienes presentaban sobrepeso, pues a pesar de encontrarse reportado en la literatura (Hills et al., 2001; Khalaf et al., 2022), no se esperaba lograr tal sensibilidad. Lo anterior se verifica comprobando las regiones del mediopié en la Tabla 5.7, particularmente en los usuarios que registraron pie plano o un índice de masa corporal (IMC) mayor o igual a 25 (Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades, 2021).

Tabla 5.5: Fuerzas normalizadas (kgf/kg) captadas con plantillas de 8 sensores - Media (\pm DS).

| Sujeto | Antepié Izq. | Mediopié Izq. | Retropié Izq. | Antepié Der. | Mediopié Der. | Retropié Der. |
|--------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| AA | 0.0203 (0.0056) | 0.0008 (0.0003) | 0.0604 (0.0096) | 0.0155 (0.0040) | 0.0005 (0.0002) | 0.0402 (0.0101) |
| AI | 0.0195 (0.0044) | 0.0069 (0.0022) | 0.0361 (0.0028) | 0.0168 (0.0027) | 0.0087 (0.0031) | 0.0366 (0.0070) |
| BI | 0.0216 (0.0046) | 0.0038 (0.0011) | 0.0573 (0.0105) | 0.0283 (0.0042) | 0.0023 (0.0010) | 0.0492 (0.0064) |
| DO | 0.0587 (0.0366) | 0.0002 (0.0003) | 0.0061 (0.0038) | 0.0730 (0.0283) | 0.0008 (0.0013) | 0.0066 (0.0064) |
| JA | 0.0204 (0.0080) | 0.0017 (0.0012) | 0.0417 (0.0202) | 0.0159 (0.0052) | 0.0071 (0.0021) | 0.0441 (0.0128) |
| JAI | 0.0235 (0.0063) | 0.0026 (0.0017) | 0.0793 (0.0175) | 0.0152 (0.0049) | 0.0029 (0.0017) | 0.0163 (0.0126) |
| JJ | 0.0613 (0.0087) | 0.0068 (0.0014) | 0.0329 (0.0057) | 0.0883 (0.0178) | 0.0051 (0.0028) | 0.0427 (0.0073) |
| JT | 0.0572 (0.0097) | 0.0021 (0.0011) | 0.0211 (0.0063) | 0.0445 (0.0117) | 0.0044 (0.0015) | 0.0336 (0.0116) |
| LI | 0.0253 (0.0064) | 0.0047 (0.0008) | 0.0282 (0.0106) | 0.0223 (0.0056) | 0.0058 (0.0018) | 0.0309 (0.0092) |
| SO | 0.0303 (0.0080) | 0.0020 (0.0022) | 0.0560 (0.0206) | 0.0268 (0.0096) | 0.0048 (0.0024) | 0.0204 (0.0085) |
| WI | 0.0173 (0.0035) | 0.0056 (0.0009) | 0.0331 (0.0072) | 0.0278 (0.0037) | 0.0079 (0.0017) | 0.0379 (0.0079) |

Notas: Los valores corresponden a desgloses de resultados en Tabla 5.4; DS = Desviación estándar.

Tabla 5.6: Fuerzas normalizadas (kgf/kg) captadas con plantillas de 11 sensores - Media (\pm DS).

| Sujeto | Antepié Izq. | Mediopié Izq. | Retropié Izq. | Antepié Der. | Mediopié Der. | Retropié Der. |
|--------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| AA | 0.0212 (0.0053) | 0.0007 (0.0003) | 0.1484 (0.0098) | 0.0251 (0.0055) | 0.0010 (0.0006) | 0.1137 (0.0134) |
| AI | 0.0238 (0.0051) | 0.0143 (0.0032) | 0.0379 (0.0069) | 0.0299 (0.0069) | 0.0196 (0.0076) | 0.0810 (0.0116) |
| BI | 0.0368 (0.0060) | 0.0064 (0.0008) | 0.1155 (0.0115) | 0.0608 (0.0110) | 0.0064 (0.0016) | 0.1417 (0.0147) |
| DO | 0.0690 (0.0258) | 0.0019 (0.0023) | 0.1197 (0.0483) | 0.1369 (0.0530) | 0.0004 (0.0007) | 0.0765 (0.0318) |
| JA | 0.0240 (0.0073) | 0.0094 (0.0033) | 0.0670 (0.0231) | 0.0270 (0.0071) | 0.0129 (0.0056) | 0.0722 (0.0263) |
| JAI | 0.0282 (0.0067) | 0.0048 (0.0013) | 0.0886 (0.0261) | 0.0387 (0.0080) | 0.0054 (0.0019) | 0.0979 (0.0167) |
| JJ | 0.0530 (0.0083) | 0.0137 (0.0038) | 0.0578 (0.0144) | 0.1037 (0.0237) | 0.0105 (0.0033) | 0.0670 (0.0126) |
| JT | 0.0633 (0.0242) | 0.0012 (0.0014) | 0.0711 (0.0304) | 0.0674 (0.0167) | 0.0015 (0.0012) | 0.1072 (0.0338) |
| LI | 0.0222 (0.0076) | 0.0135 (0.0012) | 0.0381 (0.0101) | 0.0258 (0.0041) | 0.0112 (0.0027) | 0.0666 (0.0174) |
| SO | 0.0256 (0.0034) | 0.0064 (0.0073) | 0.1140 (0.0320) | 0.0392 (0.0180) | 0.0071 (0.0049) | 0.0700 (0.0206) |
| WI | 0.0310 (0.0049) | 0.0138 (0.0024) | 0.0358 (0.0128) | 0.0313 (0.0077) | 0.0106 (0.0027) | 0.0703 (0.0306) |

Notas: Los valores corresponden a desgloses de resultados en Tabla 5.4; DS = Desviación estándar.

Tabla 5.7: Fuerzas normalizadas (kgf/kg) captadas con plantillas de 16 sensores - Media (\pm DS).

| Sujeto | Antepié Izq. | Mediopié Izq. | Retropié Izq. | Antepié Der. | Mediopié Der. | Retropié Der. |
|--------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|
| AA | 0.0438 (0.0113) | 0.0020 (0.0006) | 0.1275 (0.0430) | 0.0417 (0.0071) | 0.0022 (0.0004) | 0.1403 (0.0308) |
| AI | 0.0399 (0.0084) | 0.0373 (0.0067) | 0.0390 (0.0101) | 0.0297 (0.0057) | 0.0132 (0.0031) | 0.0828 (0.0111) |
| BI | 0.0611 (0.0169) | 0.0091 (0.0019) | 0.1347 (0.0273) | 0.0823 (0.0117) | 0.0069 (0.0022) | 0.2106 (0.0330) |
| DO | 0.1379 (0.0498) | 0.0029 (0.0068) | 0.0848 (0.0369) | 0.1239 (0.0364) | 0.0022 (0.0028) | 0.0647 (0.0406) |
| JA | 0.0298 (0.0171) | 0.0195 (0.0068) | 0.0556 (0.0155) | 0.0486 (0.0167) | 0.0314 (0.0106) | 0.1127 (0.0398) |
| JAI | 0.0420 (0.0072) | 0.0068 (0.0089) | 0.1056 (0.0200) | 0.0649 (0.0144) | 0.0076 (0.0066) | 0.2124 (0.0454) |
| JJ | 0.0778 (0.0161) | 0.0282 (0.0095) | 0.0567 (0.0071) | 0.1773 (0.0370) | 0.0254 (0.0162) | 0.0846 (0.0191) |
| JT | 0.0815 (0.0175) | 0.0017 (0.0007) | 0.0989 (0.0153) | 0.1154 (0.0189) | 0.0031 (0.0012) | 0.2204 (0.0423) |
| LI | 0.0225 (0.0022) | 0.0706 (0.0233) | 0.0656 (0.0299) | 0.0351 (0.0095) | 0.0646 (0.0406) | 0.1073 (0.0239) |
| SO | 0.0593 (0.0262) | 0.0345 (0.0256) | 0.0714 (0.0355) | 0.0892 (0.0231) | 0.0114 (0.0106) | 0.0580 (0.0184) |
| WI | 0.0208 (0.0064) | 0.0497 (0.0133) | 0.0499 (0.0167) | 0.0521 (0.0219) | 0.2054 (0.1144) | 0.0478 (0.0097) |

Notas: Los valores son desgloses de los resultados en Tabla 5.4; DS = Desviación estándar.

Tabla 5.8: Comparación de fuerzas normalizadas promedio (kgf/kg) captadas por plantillas - Media (\pm DS).

| Plantilla | Antepié Izq. | Mediopié Izq. | Retropié Izq. | Antepié Der. | Mediopié Der. | Retropié Der. | Estimación De Total Captado |
|-----------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------|-----------------------------|
| 8 | 0.0323 (0.0175) | 0.0034 (0.0023) | 0.0411 (0.0206) | 0.0340 (0.0248) | 0.0046 (0.0027) | 0.0326 (0.0131) | 0.1482 |
| 11 | 0.0362 (0.0174) | 0.0078 (0.0054) | 0.0813 (0.0387) | 0.0533 (0.0367) | 0.0079 (0.0058) | 0.0876 (0.0245) | 0.2742 |
| 16 | 0.0560 (0.0339) | 0.0238 (0.0226) | 0.0809 (0.0321) | 0.0782 (0.0455) | 0.0340 (0.0598) | 0.1220 (0.0649) | 0.3951 |

Notas: Los valores corresponden al promedio general con resultados en Tablas 5.5, 5.6 y 5.7; DS = Desviación estándar.

5.5. Resultados de los análisis de postura tomados con el sistema

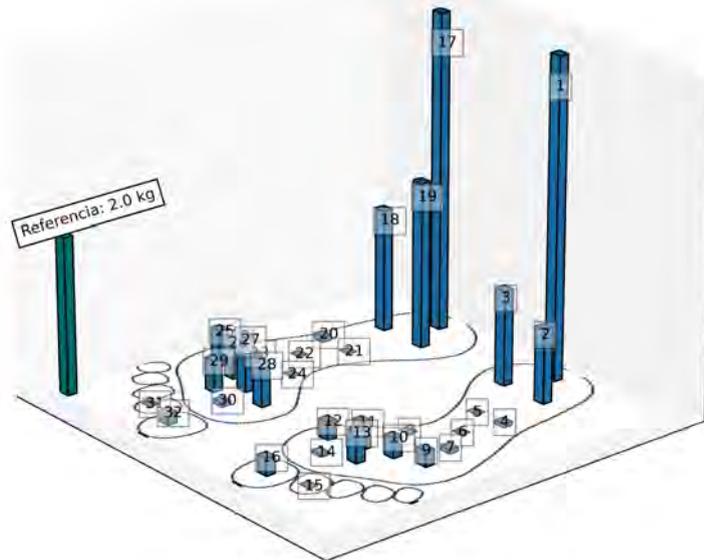
Durante el transcurso de pruebas para identificar la mejor plantilla, el sistema fue empleado por distintos usuarios, con lo cual se obtuvo una colección de muestreos que fue usada para definir la mejor propuesta a mantener (apartado 4.5.3). A continuación, con el fin de evidenciar el potencial de la información que brinda el sistema desarrollado, se presentan los resultados individuales de algunos de los participantes, utilizando la configuración de sensores que finalmente fue preferida.

En las Figuras 5.9 y 5.10, se observan los análisis de dos usuarios con pisada neutra, donde a pesar de tratarse de individuos distintos, fácilmente se aprecia la semejanza en el perfil de pisada, manifestando gran parte de las fuerzas en las zonas del retropié y antepié, y solo un poco en el lateral externo del mediopié (sensores 4, 7, 20 y 23). Nótese que a pesar de exponer una representación 3D similar, lo realmente interesante recae en la distribución de fuerzas cuantificadas, siendo los detalles que caracterizan y finalmente describen la postura de los usuarios, por ejemplo, con los dos anteriores, se observa claramente que el segundo proyecta casi el doble de fuerzas que el primero, pero aún así, ambos presentan una buena postura. Ahora, el análisis de la Figura 5.11, corresponde a otro usuario con pisada neutra, pero con la diferencia de presentar obesidad, donde no solo se exhibe una falta de balance con tendencia a recargarse a la derecha, sino que también lo peculiar de la pisada, presentando mayor cantidad de fuerzas en el mediopié, llegando incluso a activar sensores centrales e internos (6, 5, 22 y 21), lo cual no ocurría con los usuarios anteriores.

Cuando se trata de otros tipos de pisada más inusuales, el pie plano es sencillo de identificar, como se muestra en los análisis de las Figuras 5.12 y 5.13, en donde ambos usuarios coinciden en el apoyo de fuerzas hacia el lateral interno, algo que se percibe incluso desde el propio retropié. Sin embargo, lo curioso es que el usuario 5 (Figura 5.13), presenta una tendencia más marcada en el pie izquierdo, pues en el derecho ni siquiera presentó fuerzas en la zona del mediopié, asemejándose a lo que parece ser una pisada neutra. El caso anterior, justamente permite resaltar el beneficio de que el sistema permita evaluar el soporte doble, pues bien pueden existir muchos otros casos donde una problemática no necesariamente afecte ambos pies, o al menos no con la misma intensidad. Finalmente, como último análisis interesante, en la Figura 5.14 se presenta el de un usuario con pies equinovaros, con quien afortunadamente sí se logró obtener datos usando esta plantilla, y como se esperaba, se obtuvo una pisada distintiva en donde rápidamente se aprecia el apoyo de fuerzas hacia el exterior del pie.

Los análisis que han sido mostrados, son unos pocos casos de entre los mismos usuarios con quienes se llegó a probar las plantillas, por lo que lo expuesto representa tan solo una parte del potencial que ofrece esta propuesta, pero que sin duda puede extenderse a la identificación de otras problemáticas. La información anterior nos permite generar una primer noción del estado de salud del individuo (referente a su postura y pisada), y ser el primer llamado de atención sobre cuando recurrir a un médico especialista. Esta investigación se enfocó al desarrollo del sistema, el cual fue validado con una muestra que incluía diferentes tipos de pisada y obteniendo los resultados esperados.

Resultado de fuerzas captadas para AA con 16 sensores
Representación 3D



Distribución de fuerzas captadas por sensor

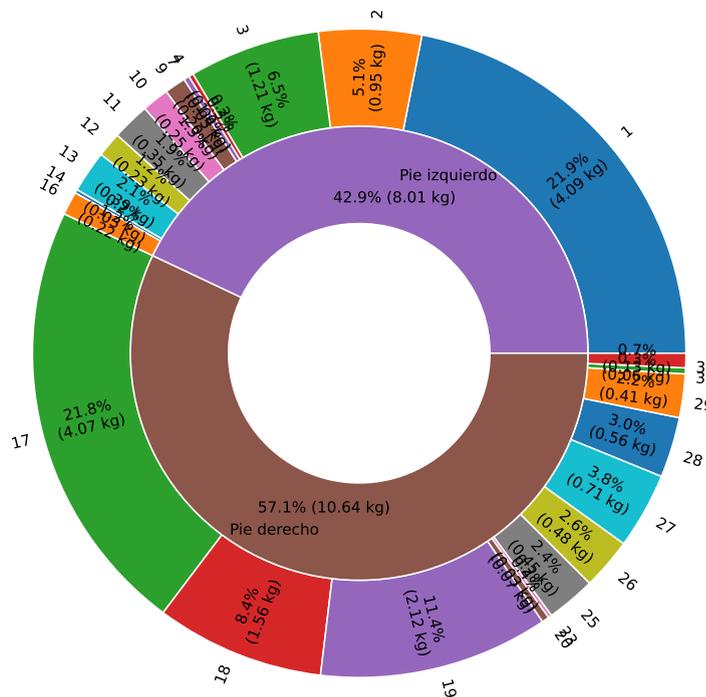
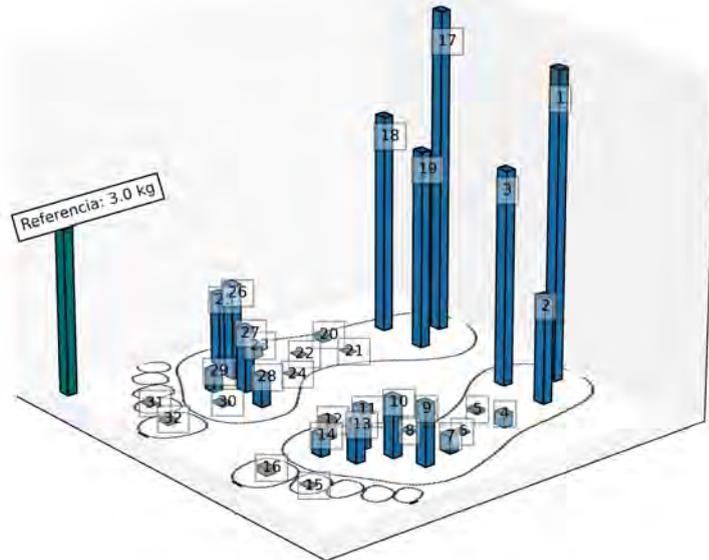


Figura 5.9: Muestreo de usuario #1 - caso: pies neutros.

Resultado de fuerzas captadas para BI con 16 sensores
Representación 3D



Distribución de fuerzas captadas por sensor

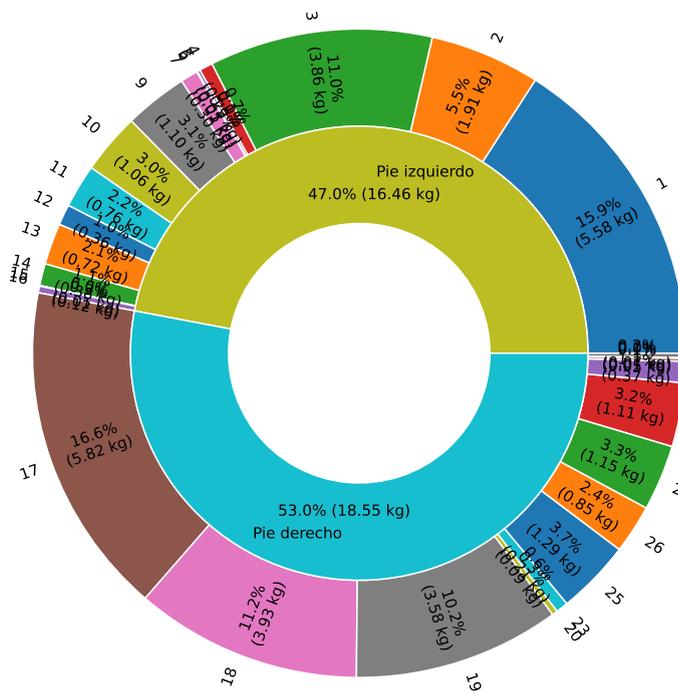
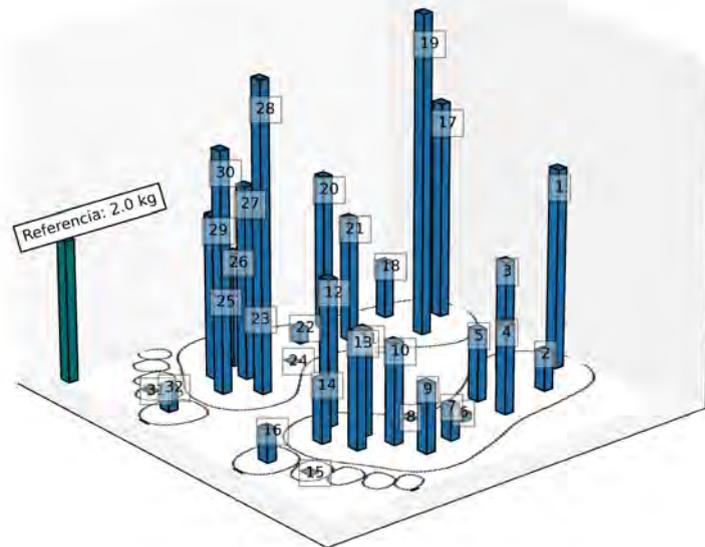


Figura 5.10: Muestreo de usuario #2 - caso: pies neutros.

Resultado de fuerzas captadas para JJ con 16 sensores
Representación 3D



Distribución de fuerzas captadas por sensor

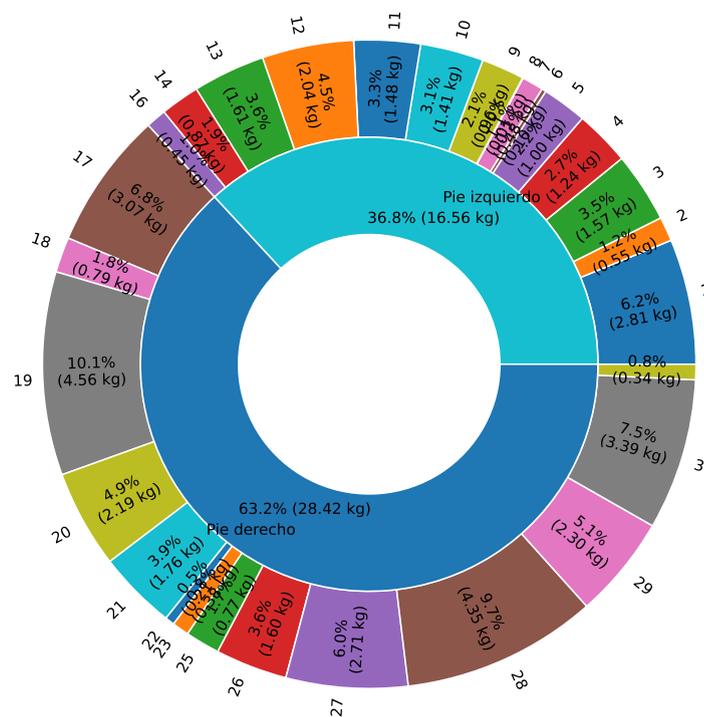
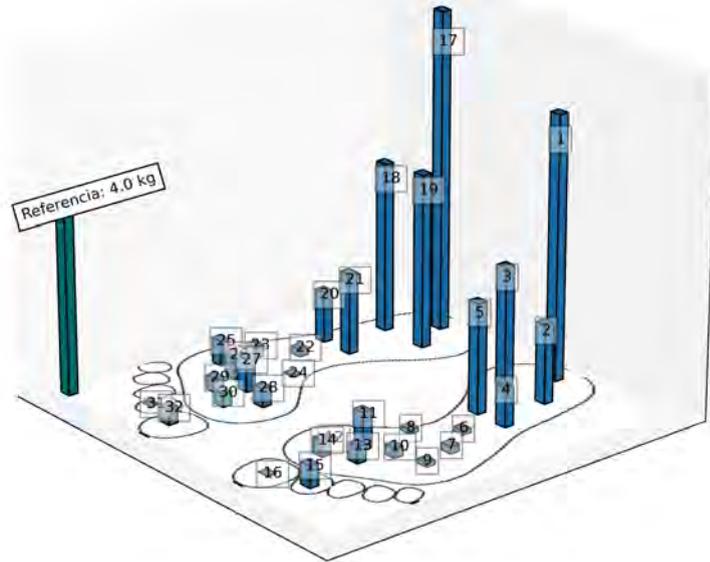


Figura 5.11: Muestreo de usuario #3 - caso: pies neutros, $IMC \geq 30$.

Resultado de fuerzas captadas para LI con 16 sensores
Representación 3D



Distribución de fuerzas captadas por sensor

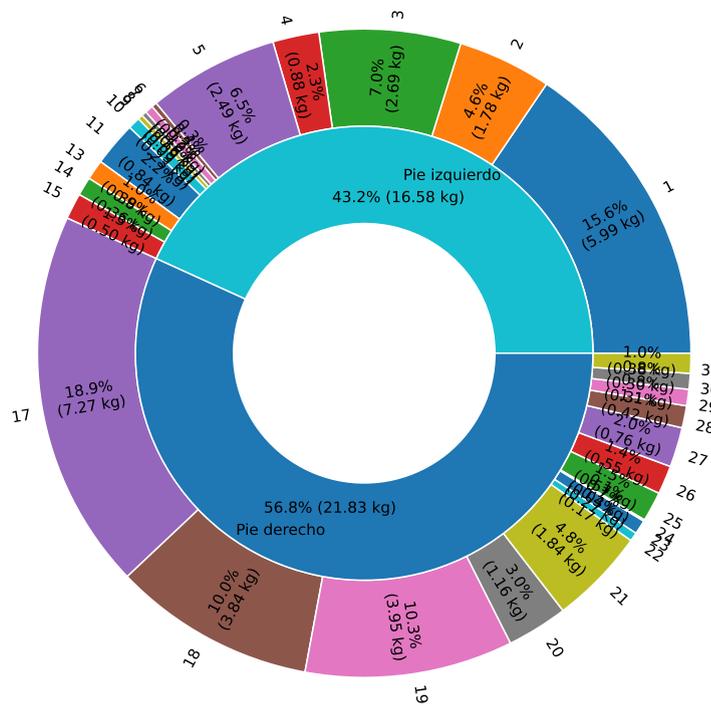
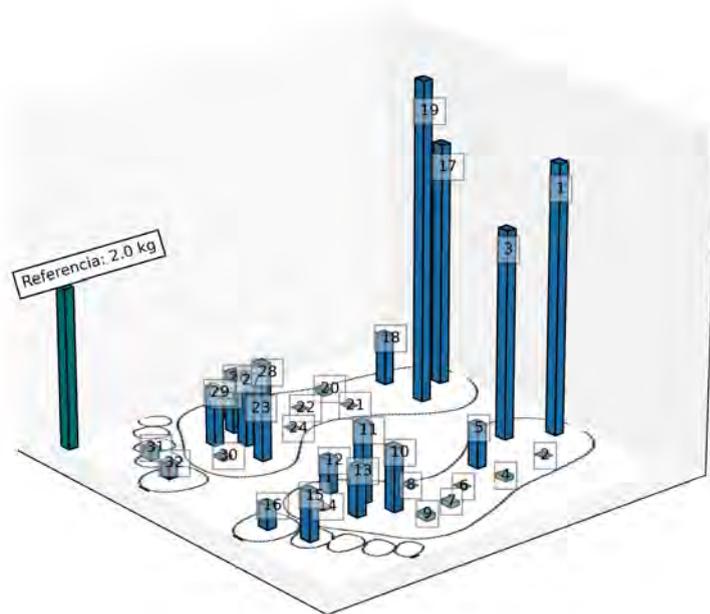


Figura 5.12: Muestreo de usuario #4 - caso: pies planos, IMC ≥ 30 .

Resultado de fuerzas captadas para SO con 16 sensores
Representación 3D



Distribución de fuerzas captadas por sensor

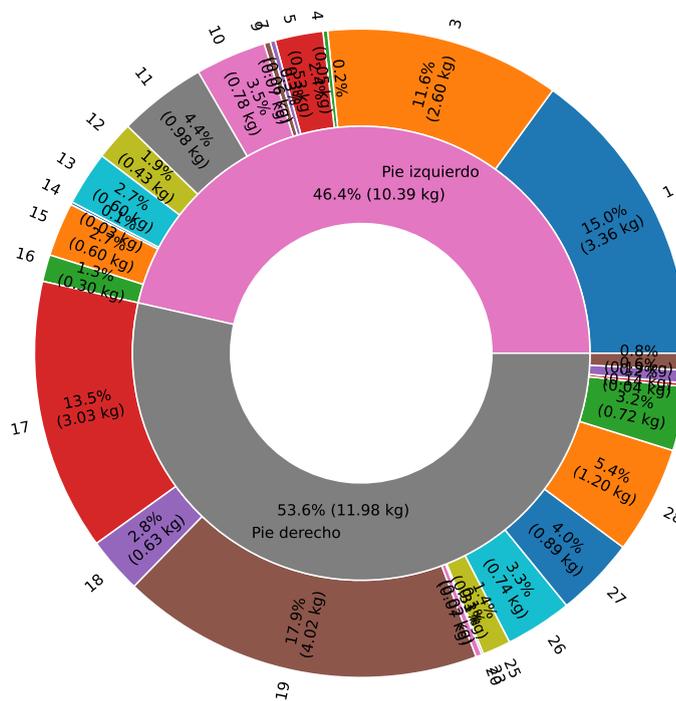
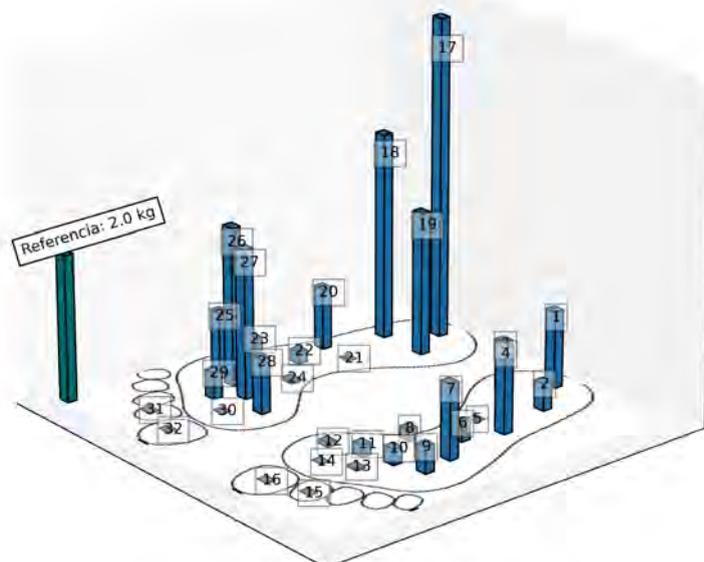


Figura 5.13: Muestreo de usuario #5 - caso: pies planos, IMC ≥ 30.

Resultado de fuerzas captadas para AR con 16 sensores
Representación 3D



Distribución de fuerzas captadas por sensor

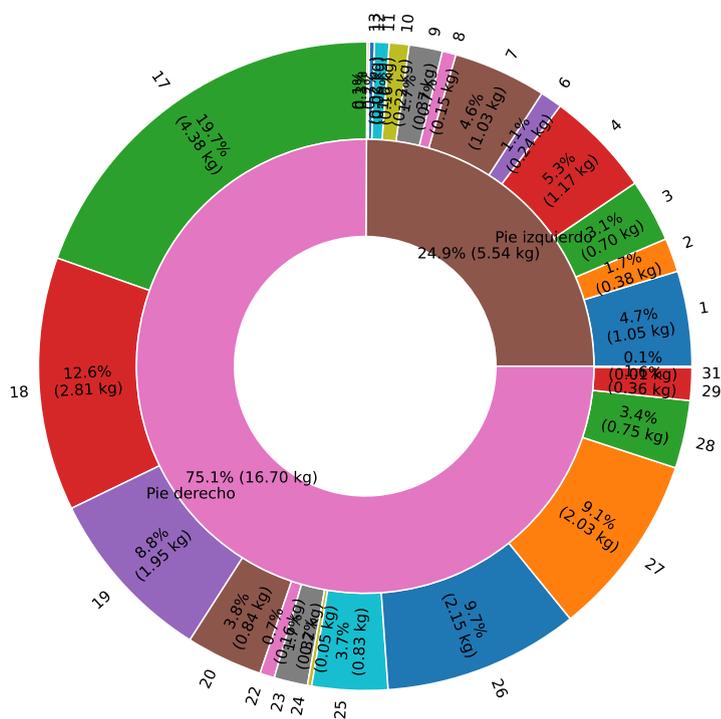


Figura 5.14: Muestreo de usuario #6 - caso: pies equinovaros, IMC \geq 30.

Como trabajo futuro se recomienda realizar una práctica clínica, donde se pueda acceder a una mayor cantidad de individuos y un experto en el área que pueda corroborar los resultados. También debe hacerse mención a que el sistema no fue probado desde el interior del calzado, por cuestiones de tiempo e ideas de diseño por aclarar, por lo que a pesar de tenerse definida la plantilla y la parte electrónica, aún hay algunas cuestiones que se podrían mejorar. Pese a esto, no se espera encontrar diferencias críticas, y a lo sumo, dado el mayor contacto con la piel, se podrían llegar a obtener magnitudes de fuerza ligeramente mayores una vez implementada la portabilidad completa.

Como se observó, este sistema no trata de sustituir la opinión de un experto, sino todo lo contrario, permite contar con un equipo accesible que brinde información cuantitativa del usuario, la cual posteriormente puede ser interpretada para realizar un diagnóstico más preciso, o definir un tratamiento adecuado. Como se ha demostrado, la información otorgada ayuda a reconocer si un usuario presenta una mala postura, ya sea que se incline levemente hacia un lado o se apoye demasiado sobre una misma pierna; aún con más detalle, los distintos puntos de análisis permiten identificar la existencia de una pisada inusual, y dado que se otorgan estimaciones de las magnitudes de fuerzas, pueden servir de referencia para realizar comparaciones sobre el progreso del usuario o catalogar la gravedad de problemas.

Capítulo 6

Conclusiones

En este último capítulo se presentan los hallazgos que pueden ser destacados tras haber concluido la investigación, al igual que cualquier recomendación que pueda servir de utilidad al llevar a cabo un trabajo futuro.

6.1. Resumen de resultados

Inicialmente, cinco sensores de fuerza fueron probados, de distintas dimensiones y fabricantes. Se encontró que cuatro de ellos presentaron un comportamiento aparentemente estable en un rango de 1 a 10 kg, los cuales corresponden a los sensores 1, 2, 4 y 5 de la Tabla 4.1. Pese a que en esta investigación se terminó utilizando solamente el primero, es decir, el FSR 402 de Interlink Electronics, los resultados demuestran que, presuntamente, cualquier otro (2, 4 y 5) debería ser competente si es aplicado en otros proyectos, especialmente el sensor 2, pues su tamaño es idéntico al 1, pudiendo incluso ser considerado viable como un sustituto. Sería conveniente realizar más pruebas a detalle con estos sensores, seguir explorando sus potenciales, y poder documentar futuras referencias, pues dichos sensores no reportan antecedentes en la literatura.

Fue validado de primera mano que cada FSR presenta una sensibilidad diferente, lo cual se demostró al obtener estimaciones de fuerza ligeramente distintas, aún y utilizando un mismo modelo de sensor, lo que provocó que algunos sensores llegasen a generar mejores estimaciones que otros. Para solucionar lo anterior, y dado que también se comprobó que una caracterización particular no garantizaba mejores resultados, finalmente se decidió mantener una sola ecuación global para calcular todas las cuantificaciones,

de esta forma las exactitudes entre sensores variarían en un rango más reducido. Como resultado inesperado, se observó la existencia de un error de subestimación, el cual va incrementándose a medida que el peso aplicado se acerca al límite de operación recomendado (15kg), siendo registrado como máximo un error de 20% al colocar 12kg (\approx 9.6kg fueron estimados); dado que no se comprobó la causa, sería interesante refinar la técnica de caracterización, para averiguar si este error puede reducirse.

Tras desarrollar tanto el sistema embebido como el programa que realiza la cuantificación de las múltiples señales, se plantearon configuraciones de sensores para usar en las plantillas. Posteriormente, estas plantillas fueron puestas a prueba, validando que realmente presentaban la sensibilidad requerida para el análisis de posturas. Los resultados desplegados desde el mismo programa fueron favorables, demostrando que el arreglo de sensores permite reconstruir, de manera continua, las fuerzas que son aplicadas sobre ellos. De esta forma, incluso si el usuario modifica su postura, el sistema reacciona para de igual manera ajustar las estimaciones, posibilitando el siempre tener conocimiento de las zonas de apoyo.

De las tres propuestas para el acomodo de sensores, la que utilizaba dieciséis puntos de análisis fue considerada la más apropiada, esto tras haber realizado una colección de muestreos con ayuda de distintos participantes, tras lo cual los registros fueron promediados y normalizados, obteniendo un índice que se usó de referencia para conocer que se trataba de la plantilla que captaba más información (fuerzas). Dado que claramente esta plantilla con más sensores era superior, en las tres regiones principales que se dividió al pie, no fue necesario realizar modificaciones, prefiriéndose que finalmente se mantendría tal y como se encontraba, considerándola como la mejor configuración probada. Con ella se espera llegar a captar un aproximado del 40% de fuerzas totales, al ser utilizada por el usuario en soporte doble.

En la misma colección de muestreos que fue recolectada, se llegaron a registrar algunos casos interesantes, como sucedió con dos usuarios que presentaban pie plano y otro con pies equinovaros. Lo beneficioso del enfoque seguido cuantificando fuerzas, es que posteriormente estas magnitudes fueron usadas para la realización de una representación 3D de la huella, al igual que para desplegar información precisa sobre la distribución presentada en cada punto de análisis. Con esta información visual, se evidenció fácilmente lo distintivo que llega ser cada tipo de pisada, y sin olvidar el resumen simple que puede ser interpretado para más detalles. No hay duda de que el sistema cuenta con suficientes sensores como para seguir identificando patrones, en usuarios con distintas características y tipos de pisada, sin embargo, solo los casos mencionados pudieron ser

comprobados. También se debe resaltar que estos análisis no fueron tomados desde dentro del calzado, por lo que pueden llegar a cambiar ligeramente una vez se traslade el sistema a una plantilla física.

6.2. Hallazgos y contribuciones

- Durante la experimentación con los sensores de fuerza (los FSR), se comprobó que caracterizarlos individualmente no garantiza el obtener las mejores estimaciones, pero en cambio, si se dispone de tiempo, se propone hacerlo y aprovechar para generar una ecuación global que sea usada para todo el sistema, obteniendo mejores resultados que usando un solo sensor y generalizando.
- Se desarrolló una metodología eficaz y sencilla para cuantificar magnitudes usando los FSR, la cual fue explicada claramente y a detalle, abarcando desde una técnica accesible para la caracterización del sensor, hasta el acondicionamiento de las señales. Esta metodología no solo es útil para plantillas, puede ser replicada en trabajos de todo tipo que hagan uso de estos sensores, brindando a los sistemas la capacidad de generar valores continuos.
- El sistema propuesto para el análisis de postura adopta una visión distinta a lo que popularmente es abordado en la literatura. Diseñado bajo un enfoque multifuncional, se buscó no limitar el equipo para un grupo específico de usuarios o problema particular, ni tampoco se pretendió convertirlo en un clasificador de tipos de pisada. El logro principal ha sido la priorización de la información captada y su conversión en valores cuantitativos continuos. Estos valores representan las cargas soportadas en puntos cruciales clave durante el apoyo del usuario, permitiendo que los datos sean utilizados en evaluaciones detalladas sobre la postura y distribución de las GRF en el pie, validando así la hipótesis inicial. Al proporcionar una información detallada y cuantitativa sobre la distribución de las fuerzas plantares, incluso sobre áreas menos exploradas, el sistema logra una caracterización más precisa de las variaciones individuales en las posturas y pisadas entre usuarios, manifestando de forma evidente la existencia de anomalías si se da el caso. Esto no solo facilita evaluaciones más completas y personalizadas para cada usuario, sino que también resalta la singularidad de detalles que podrían pasar desapercibidos bajo métodos menos exhaustivos.

6.3. Recomendaciones y trabajo futuro

Como recomendaciones que se pueden otorgar para mejorar el trabajo, se encuentran las siguientes acciones:

- Emplear equipo especializado para la aplicación controlada de fuerzas durante la caracterización de los sensores, ejemplo: dinamómetros, máquinas de pruebas universales, actuadores lineales, etc.
- Realizar estudios para establecer como se ve afectada la exactitud de la cuantificación en relación al inevitable desgaste de los sensores.
- Incrementar el tamaño de la población estudiada, dando preferencia a los que presenten algún tipo de pisada inusual, al tiempo que se van guardando registros para una base de datos.
- Implementar técnicas de *machine learning* para buscar patrones entre los sensores y modos de apoyo.
- Trabajar en una solución para adaptar las plantillas a diferentes tallas.

Referencias

- 16-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer Datasheet*. (2003). Texas Instruments. Consultado el 14 de mayo de 2023, desde <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/cd74hc4067.pdf>
- Abbas, N. S., & Chong, A. K. (2021). Loaded Gait Phase of Normalised Comparison between Older Adults Aged 65-80 Years and Adults Aged 25-45 Years. *2021 IEEE 11th IEEE Symposium on Computer Applications & Industrial Electronics (ISCAIE)*, 313-318. <https://doi.org/10.1109/ISCAIE51753.2021.9431828>
- Akhtaruzzaman, M. (2020). Prototype of a Force-Sensitive Smart Toothbrush. *4th International Conference on Electrical Information and Communication Technology (EICT)*. https://www.researchgate.net/publication/339102415_Prototype_of_a_Force-Sensitive_Smart_Toothbrush
- Amaricai, E., Onofrei, R. R., Suci, O., Marcauteanu, C., Stoica, E. T., Negruțiu, M. L., David, V. L., & Sinescu, C. (2020). Do different dental conditions influence the static plantar pressure and stabilometry in young adults? *PLOS ONE*, *15*, e0228816. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0228816>
- Ang, C. K., Solihin, M. I., Chan, W. J., & Ong, Y. Y. (2018). Study of Plantar Pressure Distribution. *MATEC Web of Conferences*, *237*, 01016. <https://doi.org/10.1051/mateconf/201823701016>
- Arin-Bal, G., Livanelioglu, A., Leardini, A., & Belvedere, C. (2024). Correlations between plantar pressure and postural balance in healthy subjects and their comparison according to gender and limb dominance: A cross-sectional descriptive study. *Gait & Posture*, *108*, 124-131. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2023.11.017>
- Ayyappa, E. (1997). Normal Human Locomotion, Part 1: Basic Concepts and Terminology. *JPO: Journal of Prosthetics and Orthotics*, *9*, 10-17. https://journals.lww.com/jpojournalfulltext/1997/00910/normal_human_locomotion,_part_1__basic_concepts.4.aspx

- Bahadir, S. K. (2018). Identification and Modeling of Sensing Capability of Force Sensing Resistor Integrated to E-Textile Structure. *IEEE Sensors Journal*, 18, 9770-9780. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2018.2871396>
- Banzi, M., & Shioh, M. (2014). *Getting Started with Arduino* (3rd Edition). Make: Community.
- Bark, C., Chaccour, K., Darazi, R., Hassani, A. H. E., & Andres, E. (2017). Design and development of a force-sensing shoe for gait analysis and monitoring. *2017 Fourth International Conference on Advances in Biomedical Engineering (ICAB-ME)*, 1-4. <https://doi.org/10.1109/ICABME.2017.8167528>
- Baumfeld, D., Baumfeld, T., da Rocha, R. L., Macedo, B., Raduan, F., Zambelli, R., Silva, T. A. A., & Nery, C. (2017). Reliability of Baropodometry on the Evaluation of Plantar Load Distribution: A Transversal Study. *BioMed Research International*, 2017, 1-4. <https://doi.org/10.1155/2017/5925137>
- Cațan, L., Cerbu, S., Amaricaei, E., Suciuc, O., Horhat, D. I., Popoiu, C. M., Adam, O., & Boia, E. (2020). Assessment of Static Plantar Pressure, Stabilometry, Vitamin D and Bone Mineral Density in Female Adolescents with Moderate Idiopathic Scoliosis. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 17, 2167. <https://doi.org/10.3390/ijerph17062167>
- Cavanagh, P. R., Rodgers, M. M., & Liboschi, A. (1987). Pressure Distribution under Symptom-Free Feet during Barefoot Standing. *Foot & Ankle*, 7, 262-278. <https://doi.org/10.1177/107110078700700502>
- Centros para el Control y la Prevención de Enfermedades. (2021). *Cómo evaluar su peso*. Consultado el 28 de diciembre de 2023, desde <https://www.cdc.gov/healthyweight/spanish/assessing/index.html>
- Chevalier, T. L., Hodgins, H., & Chockalingam, N. (2010). Plantar pressure measurements using an in-shoe system and a pressure platform: A comparison. *Gait & Posture*, 31, 397-399. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.11.016>
- Chun, W., Kim, H.-s., Park, S., Park, J., Shim, S., & Park, S. (2021). The Influence of Pronated Foot Posture on Knee Isokinetic Strength, Static and Dynamic Postural Stability in Healthy Young Individuals. *Physical Therapy Korea*, 28, 168-176. <https://doi.org/10.12674/ptk.2021.28.3.168>
- de Fazio, R., Perrone, E., Velázquez, R., Vittorio, M. D., & Visconti, P. (2021). Development of a Self-Powered Piezo-Resistive Smart Insole Equipped with Low-Power BLE Connectivity for Remote Gait Monitoring. *Sensors*, 21, 4539. <https://doi.org/10.3390/s21134539>

- emed: Pressure distribution under the foot.* (s.f.). Consultado el 25 de julio de 2022, desde <https://novel.de/products/emed/>
- ESP32 Series Datasheet.* (2023). Espressif Systems. Consultado el 23 de octubre de 2023, desde https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf
- Estévez-Pedraza, Á. G., Martínez-Méndez, R., Portillo-Rodríguez, O., Rodríguez-Arce, J., & Parra-Rodríguez, L. (2020). Portable electronic device to assess the human balance using a minimum number of sensors. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 6, 015027. <https://doi.org/10.1088/2057-1976/ab6858>
- Fernández-Seguín, L. M., Mancha, J. A. D., Rodríguez, R. S., Martínez, E. E., Martín, B. G., & Ortega, J. R. (2014). Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot. *Gait & Posture*, 39, 789-792. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.10.018>
- Florez, J. A., & Velasquez, A. (2010). Calibration of force sensing resistors (fsr) for static and dynamic applications. *2010 IEEE ANDESCON*, 1-6. <https://doi.org/10.1109/ANDESCON.2010.5633120>
- Floyd, T. L. (2015). *Digital fundamentals* (Eleventh Edition). Pearson Education.
- Forero, J. D., Valencia, G. E., & Obregón, L. G. (2018). Methodology of calibration of FSR sensor for seat occupancy detection in vehicles. *Indian Journal of Science and Technology*, 11, 1-7. <https://doi.org/10.17485/ijst/2018/v11i23/126554>
- FSR 400 Series Datasheet.* (2017). Interlink Electronics. Consultado el 23 de noviembre de 2022, desde https://cdn2.hubspot.net/hubfs/3899023/Interlinkelectronics%20November2017/Docs/Datasheet_FSR.pdf
- FSR 400UX Series Datasheet.* (2019). Interlink Electronics. Consultado el 23 de marzo de 2023, desde https://cdn2.hubspot.net/hubfs/3899023/Datasheets%202019/DataSheet_FSR%20UX.pdf
- García, C. B. (2020). *¿Pie pronador o supinador?* Consultado el 15 de febrero de 2023, desde <https://www.carreraspopulares.com/noticia/pie-pronador-o-supinador>
- Gottipati, S. L., & Hemavathi, R. (2020). Calibration of Force Sensitive Resistor used in Force Controlled Grippers. *International Journal of Engineering Research & Technology*, 9, 356-358. <https://doi.org/10.17577/IJERTV9IS080129>
- Guldemon, N. A. (2007). Plantar pressure measurement. En *Plantar pressure, diabetes and amputation: studies on etiological, diagnostic and therapeutical aspects* (pp. 27-68). <https://doi.org/10.13140/RG.2.1.4958.5042>

- He, Y., Lin, M., Wang, X., Liu, K., Liu, H., He, T., & Zhou, P. (2021). Textile-film sensors for a comfortable intelligent pressure-sensing insole. *Measurement*, *184*, 109943. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2021.109943>
- Hébert-Losier, K., & Murray, L. (2020). Reliability of centre of pressure, plantar pressure, and plantar-flexion isometric strength measures: A systematic review. *Gait & Posture*, *75*, 46-62. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.09.027>
- Hills, A., Hennig, E., McDonald, M., & Bar-Or, O. (2001). Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *International Journal of Obesity*, *25*, 1674-1679. <https://doi.org/10.1038/sj.ijo.0801785>
- How Does a Force Sensing Resistor (FSR) Work?* (s.f.). Consultado el 20 de septiembre de 2023, desde <https://www.tekscan.com/blog/flexiforce/how-does-force-sensing-resistor-fsr-work>
- Hsu, W.-C., Sugiarto, T., Chen, J.-W., & Lin, Y.-J. (2018). The Design and Application of Simplified Insole-Based Prototypes with Plantar Pressure Measurement for Fast Screening of Flat-Foot. *Sensors*, *18*, 3617. <https://doi.org/10.3390/s18113617>
- Jiang, X., Napier, C., Hannigan, B., Eng, J. J., & Menon, C. (2020). Estimating Vertical Ground Reaction Force during Walking Using a Single Inertial Sensor. *Sensors*, *20*, 4345. <https://doi.org/10.3390/s20154345>
- Khalaf, K., Mohan, D. M., Hindi, M. A., Khandoker, A. H., & Jelinek, H. F. (2022). Plantar pressure alterations associated with increased BMI in young adults. *Gait & Posture*, *98*, 255-260. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.09.071>
- Khandakar, A., Mahmud, S., Chowdhury, M. E. H., Reaz, M. B. I., Kiranyaz, S., Mahbub, Z. B., Ali, S. H. M., Bakar, A. A. A., Alhatou, M., & AbdulMoniem, M. (2022). Design and Implementation of a Complete Wearable Smart Insole Solution to Measure Plantar Pressure and Temperature. <https://doi.org/10.48550/ARXIV.2206.07779>
- Khodaveisi, H., Sadeghi, H., Memar, R., & Anbarian, M. (2016). Comparison of selected muscular activity of trunk and lower extremities in young women's walking on supinated, pronated and normal foot. *Apunts. Medicina de l'Esport*, *51*, 13-19. <https://doi.org/10.1016/j.apunts.2015.10.002>
- Knaldi, P. (2022). *Mexico Shoe Size vs US Size: What are the Shoe Sizes in Mexico?* Consultado el 1 de octubre de 2023, desde <https://size-charts.com/size-charts/shoe-size-charts/mexico-shoe-size-to-us-shoe-size/>
- Köse, N., & Asfuroğlu, Z. M. (2023). Flatfoot and Pes Cavus. Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-031-20987-1_16

- Krauss, I., Grau, S., Mauch, M., Maiwald, C., & Horstmann, T. (2008). Sex-related differences in foot shape. *Ergonomics*, *51*, 1693-1709. <https://doi.org/10.1080/00140130802376026>
- Kumari, J., & Raza, S. (2020). Gender determination from foot measurements in known population- A Cross-sectional observational study. *Journal of Advanced Medical and Dental Sciences Research*, *8*, 31-33. <https://doi.org/10.21276/jamdsr>
- Liang, T.-C., Lin, J.-J., & Guo, L.-Y. (2016). Plantar Pressure Detection with Fiber Bragg Gratings Sensing System. *Sensors*, *16*, 1766. <https://doi.org/10.3390/s16101766>
- Linearity or Nonlinearity?* (s.f.). Consultado el 24 de febrero de 2024, desde <https://appmeas.co.uk/resources/pressure-measurement-notes/linearity-or-nonlinearity/>
- Luo, G., Houston, V. L., Mussman, M., Garbarini, M., Beattie, A. C., & Thongpop, C. (2009). Comparison of Male and Female Foot Shape. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, *99*, 383-390. <https://doi.org/10.7547/0990383>
- Luximon, A., & Goonetilleke, R. S. (2019). Foot size and foot shape of children, adults and elderly. Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-816713-7.00023-4>
- Mahmud, S., Khandakar, A., Chowdhury, M. E. H., AbdulMoniem, M., Reaz, M. B. I., Mahbub, Z. B., Sadasivuni, K. K., Murugappan, M., & Alhatou, M. (2022). Design, Implementation, and Performance Evaluation of a Fiber Bragg Gratings(FBG) based Smart Insole to Measure Plantar Pressure and Temperature. <https://doi.org/10.48550/ARXIV.2208.12201>
- Marino, L., González, Y., González, C., & Rupcich, M. (2013). Propuesta de modelo multisegmento del pie para el análisis de marcha. *Revista de la Facultad de Ingeniería Universidad Central de Venezuela*, *28*, 143-158. http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0798-40652013000400015&nrm=iso
- Martínez-Nova, A., Sánchez-Rodríguez, R., Cuevas-García, J., & Sánchez-Barrado, E. (2007). Estudio baropodométrico de los valores de presión plantar en pies no patológicos. *Rehabilitación*, *41*, 155-160. [https://doi.org/10.1016/S0048-7120\(07\)75509-3](https://doi.org/10.1016/S0048-7120(07)75509-3)
- Meadows, B., Bowers, R., & Owen, E. (2019). 18 - Biomechanics of the Hip, Knee, and Ankle. En J. B. Webster & D. P. Murphy (Eds.), *Atlas of Orthoses and Assistive Devices (Fifth Edition)* (Fifth Edition, 207-215.e1). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-48323-0.00018-4>
- Mei, Z., Ivanov, K., Zhao, G., Wu, Y., Liu, M., & Wang, L. (2020). Foot type classification using sensor-enabled footwear and 1D-CNN. *Measurement*, *165*, 108184. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2020.108184>

- Mohanan, V. (2023). *Getting Started with Espressif ESP32 Wi-Fi & Bluetooth SoC using DOIT-ESP32-DevKit-V1 Development Board*. Consultado el 25 de septiembre de 2023, desde <https://www.circuitstate.com/getstartesp32>
- Nordin, M., & Frankel, V. H. (2013). *Bases Biomecánicas del Sistema Musculoesquelético* (4.^a ed.). Wolters Kluwer.
- Oliveira, L. B., Maranhão, D. A., Júnior, A. C., Dinato, M. C. M. E., & Pagnano, R. G. (2021). RELIABILITY OF WIRELESS INSOLE BAROPODOMETRY OF NORMAL INDIVIDUAL'S GAIT. *Acta Ortopédica Brasileira*, 29, 238-241. <https://doi.org/10.1590/1413-785220212905243134>
- Padró, M. L., & Moliné, S. M. (2003). Alteraciones de la bóveda plantar. *Revista Española de Reumatología*, 30, 489-498. <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-reumatologia-29-articulo-alteraciones-boveda-plantar-13055069>
- Pardoel, S., Nantel, J., Kofman, J., & Lemaire, E. D. (2022). Prediction of Freezing of Gait in Parkinson's Disease Using Unilateral and Bilateral Plantar-Pressure Data. *Frontiers in Neurology*, 13. <https://doi.org/10.3389/fneur.2022.831063>
- Pereira, S., Simoes, R., Fonseca, J., Carvalho, R., & Almeida, J. (2020). Design and development of an embedded sensors matrix for pressure mapping and monitoring applications. *Microprocessors and Microsystems*, 74, 103004. <https://doi.org/10.1016/j.micpro.2020.103004>
- Plantillas imprimibles*. (s.f.). Consultado el 21 de octubre de 2023, desde <https://karenruz.com/plantillas-imprimibles>
- Razak, A. H. A., Zayegh, A., Begg, R. K., & Wahab, Y. (2012). Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review. *Sensors*, 12, 9884-9912. <https://doi.org/10.3390/s120709884>
- Rodríguez-Vega, G. (2022). *DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE EVALUACIÓN ERGONÓMICA EN LÍNEA* [Tesis doctoral]. Universidad Autónoma de Sinaloa.
- Rogério, F. R., & Guedes, D. P. (2023). Footwork Pro System Reproducibility of Static and Dynamic Plantar Pressure Indicators. *Journal of Chiropractic Medicine*, 22, 45-51. <https://doi.org/10.1016/j.jcm.2022.08.001>
- Rogers, A., Morrison, S. C., Gorst, T., Paton, J., Freeman, J., Marsden, J., & Cramp, M. C. (2020). Repeatability of plantar pressure assessment during barefoot walking in people with stroke. *Journal of Foot and Ankle Research*, 13. <https://doi.org/10.1186/s13047-020-00407-x>

- Seidle, N. (2013). *Analog to Digital Conversion*. Consultado el 12 de julio de 2023, desde <https://learn.sparkfun.com/tutorials/analog-to-digital-conversion/all>
- Sherman, A. (2023). *Average Women's Shoe Sizes Across the United States, Canada, and Mexico*. Consultado el 13 de octubre de 2023, desde <https://www.viakix.com/blogs/news/average-womens-shoe-size>
- Shu, L., Hua, T., Wang, Y., Li, Q., Feng, D. D., & Tao, X. (2010). In-Shoe Plantar Pressure Measurement and Analysis System Based on Fabric Pressure Sensing Array. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, *14*, 767-775. <https://doi.org/10.1109/TITB.2009.2038904>
- Soames, R. (1985). Foot pressure patterns during gait. *Journal of Biomedical Engineering*, *7*, 120-126. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(85\)90040-8](https://doi.org/10.1016/0141-5425(85)90040-8)
- Subramaniam, S., Majumder, S., Faisal, A. I., & Deen, M. J. (2022). Insole-Based Systems for Health Monitoring: Current Solutions and Research Challenges. *Sensors*, *22*, 438. <https://doi.org/10.3390/s22020438>
- Tahir, A. M., Chowdhury, M. E. H., Khandakar, A., Al-Hamouz, S., Abdalla, M., Awadallah, S., Reaz, M. B. I., & Al-Emadi, N. (2020). A Systematic Approach to the Design and Characterization of a Smart Insole for Detecting Vertical Ground Reaction Force (vGRF) in Gait Analysis. *Sensors*, *20*, 957. <https://doi.org/10.3390/s20040957>
- Tao, J., Dong, M., Li, L., Wang, C., Li, J., Liu, Y., Bao, R., & Pan, C. (2020). Real-time pressure mapping smart insole system based on a controllable vertical pore dielectric layer. *Microsystems & Nanoengineering*, *6*, 62. <https://doi.org/10.1038/s41378-020-0171-1>
- Tekscan: Pressure Mapping, Force Measurement & Tactile Sensors*. (s.f.). Consultado el 25 de julio de 2022, desde <https://www.tekscan.com/>
- Vázquez, T. R., Arbelaitz, G. O., Uztarroz, I. E., & Lasa, A. I. (2004). *Análisis Básico de Circuitos Eléctricos y Electrónicos*. PEARSON-PRETIENCE HALL.
- What Is a Force Sensing Resistor?* (s.f.). Consultado el 20 de septiembre de 2023, desde <https://www.interlinkelectronics.com/force-sensing-resistor>
- What is Cross-talk?* (s.f.). Consultado el 26 de febrero de 2024, desde <https://www.bmglabtech.com/en/what-is-crosstalk/>
- Willems, T. M., Ridder, R. D., & Roosen, P. (2012). The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running. *Gait & Posture*, *35*, 405-409. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.10.362>
- Yu, L., Mei, Q., Xiang, L., Liu, W., Mohamad, N. I., István, B., Fernandez, J., & Gu, Y. (2021). Principal Component Analysis of the Running Ground Reaction Forces

- With Different Speeds. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 9. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2021.629809>
- Zhang, B., & Lu, Q. (2020). A Current Review of Foot Disorder and Plantar Pressure Alternation in the Elderly. *Physical Activity and Health*, 4, 95-106. <https://doi.org/10.5334/paah.57>
- Zhang, Z., Dai, Y., Xu, Z., Grimaldi, N., Wang, J., Zhao, M., Pang, R., Sun, Y., Gao, S., & Boyi, H. (2023). Insole Systems for Disease Diagnosis and Rehabilitation: A Review. *Biosensors*, 13, 833. <https://doi.org/10.3390/bios13080833>