



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

Propuesta de Sistema de Sensado Plantar

TESIS

Que para obtener el título de

Ingeniero Mecatrónico

P R E S E N T A

Leonardo Jaimes Alvarado

DIRECTOR DE TESIS

DR. Leopoldo Ruiz Huerta



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., Ingresada 2018

Agradecimientos

xxx

Tabla de contenido

| | |
|---|----|
| Lista de figuras. | 5 |
| Lista de Tablas | 6 |
| Lista de Gráficas | 6 |
| Introducción | 7 |
| Capítulo 1 ANTECEDENTES | 8 |
| 1.1 El pie Humano y sus funciones. | 8 |
| 1.1.2 Grados de libertad del pie | 8 |
| 1.1.3 La estructura ósea del pie | 9 |
| 1.1.4 La bóveda Plantar. | 10 |
| 1.2 Patologías Recurrentes | 12 |
| 1.2.1 Pies cavos | 13 |
| 1.2.2 Los pies planos | 13 |
| 1.2.3 Personas con Neuropatía y la afección en la distribución de presión | 14 |
| 1.3 La Baropodometría | 15 |
| Capítulo 2 Problemática | 17 |
| 2.1 Planteamiento del Problema | 17 |
| 2.2 Metodología | 18 |
| Capítulo 3 Marco teórico y tipos de sistemas de sensado plantar | 19 |
| 3.1 Definición de presión | 19 |
| 3.2 Sensores | 20 |
| 3.3 Sensores de Presión | 21 |
| 3.4 Sensores Electromecánicos | 21 |
| 3.4.1 Sensores Resistivos | 21 |
| 3.4.2 Sensores Magnéticos | 22 |
| 3.4.3 Sensor Capacitivo | 23 |
| 3.4.4 Sensor Piezorresistivo | 24 |
| 3.4.5 Piezoeléctrico | 25 |
| 3.5 Sistemas de sensado existentes | 26 |
| 3.6 Equipos para medir presión plantar | 26 |
| 3.7 Análisis de los sistemas encontrados (Comparativa de las características) | 32 |
| Capítulo 4 Desarrollo | 35 |
| 4.1 Subsistema de sensado | 36 |

| | |
|---|----|
| 4.2 Subsistema de adquisición de Datos | 42 |
| 4.2.1 Etapa de amplificación de señal. | 42 |
| 4.2.2 Lectura y transmisión de Datos | 45 |
| 4.2.3 Diseño y fabricación de PCB | 46 |
| 4.3 Subsistema de una Interfaz Humano - Máquina | 47 |
| 4.4 Prueba general | 49 |
| Capítulo 5 Pruebas de Validación | 51 |
| 5.1 Linealidad del sistema | 52 |
| 5.2 Gráficas de residuos | 55 |
| 5.3 Histéresis del sistema | 57 |
| 5.4 Análisis de Resultados | 59 |
| 5.5 Conclusiones | 60 |
| 5.6 Trabajo a futuro | 61 |
| Referencias | 63 |

Lista de figuras.

| | |
|--|----|
| Figura 1 Grados de Libertad [1]. | 8 |
| Figura 2 Estructura ósea del pie [1]. | 9 |
| Figura 3. Bóveda Plantar [1]. | 10 |
| Figura 4 Arco interno [1]. | 11 |
| Figura 5. Arco Externo [1]. | 11 |
| Figura 6. Corte del arco anterior [1]. | 12 |
| Figura 7. Evolución de un pie sano (I) a un pie cavo (IV) [1]. | 13 |
| Figura 8. Evolución de un pie sano (I) a un pie plano (IV) [1]. | 14 |
| Figura 9. Muestra tomada de la pisada de dos pacientes [3]. | 15 |
| Figura 10. Diagrama de metodología del trabajo. [47] | 18 |
| Figura 11. Galga extensiométrica [15]. | 22 |
| Figura 12. Sensor FSR [16]. | 22 |
| Figura 13. Sensor magnético y sus componentes [17]. | 23 |
| Figura 14. Sensor capacitivo [19]. | 24 |
| Figura 15. Componentes de un Sensor piezorresistivo [14]. | 25 |
| Figura 16. Sensor piezoeléctrico [18]. | 25 |
| Figura 17. Sistema PEDAR (Figura izquierda) [6]. | 27 |
| Figura 18. Sistema de plantilla F-Scan [7]. | 27 |
| Figura 19. Sistema de sensado PAROTEC desarrollado por Paromed [8]. | 28 |
| Figura 20. Sistema de sensado IBV [9]. | 29 |
| Figura 21. Sistemas de medición Tactilus [10]. | 29 |
| Figura 22. Foot Mapping [10]. | 30 |
| Figura 23. Variantes del modelo FootScan de RSscan International [11]. | 30 |
| Figura 24. Sistema de sensado FreeMed [12]. | 31 |
| Figura 25. Plataforma EMED [6]. | 32 |
| Figura 26. Diagrama de subsistemas para la medición de presión plantar. | 35 |
| Figura 27. Sensor XGZ P1501 [27]. | 38 |
| Figura 28. Base tipo panel. | 38 |
| Figura 29. Cuidad con forma de cono trunco | 39 |
| Figura 30. Componentes del sistema de sensado. | 39 |
| Figura 31. Vaciado de silicón (I), membrana obtenida (II). | 41 |
| Figura 32. Fotografía Sistema de sensado ensamblado. | 41 |
| Figura 33. Diagrama de funcionamiento del subsistema de adquisición de datos. | 42 |
| Figura 34, 35. Comportamiento del sensor sin amplificación (Imagen Izquierda) y con amplificación (Imagen Derecha) | 43 |
| Figura 36. Diagrama de conexión entre el sensor y el amplificador operacional. | 44 |
| Figura 37. Tarjeta de amplificación de señal, con ganancia de 50. | 44 |
| Figura 38. Lectura de los valores de 10 resistencias variables, simulando ser los sensores de presión. | 46 |
| Figura 39. Diagrama de funcionamiento del subsistema de Interfaz humano máquina | 47 |
| Figura 40. Diagrama de flujo del comportamiento de la interfaz. | 48 |
| Figura 41. Captura de imagen de Interfaz de usuario HMI. | 49 |

| | |
|--|----|
| Figura 42. Fotografía Sistema de sensado..... | 49 |
| Figura 43. Fotografías respuestas del sistema. | 50 |
| Figura 44. Diagrama interacción entre punzón y soporte de sensor..... | 51 |
| Figura 45. Fotografía deformación de la membrana en la prueba a compresión. | 53 |

Lista de Tablas

| | |
|---|----|
| Tabla 1. Características de los sistemas de medición Plantar tipo Suela. | 33 |
| Tabla 2. Características de los sistemas de medición Plantar tipo Plataforma..... | 34 |
| Tabla 3. Características del sensor de presión XGZ P1501 [27]..... | 37 |

Lista de Gráficas

| | |
|---|----|
| Gráfica 1. Fuerza aplicada para determinar el comportamiento del sistema..... | 52 |
| Gráfica 2. Comportamiento del Sensor 1 | 53 |
| Gráfica 3. Comportamiento del Sensor 2 | 54 |
| Gráfica 4. Comportamiento del Sensor 3 | 54 |
| Gráfica 5. Errores presentados en el comportamiento del Sensor 1 | 55 |
| Gráfica 6. Errores presentados en el comportamiento del Sensor 2..... | 56 |
| Gráfica 7. Errores presentados en el comportamiento del Sensor 3..... | 56 |
| Gráfica 8. Fuerza aplicada de forma ascendente y Descendente al sensor. | 57 |
| Gráfica 9. Histéresis presentada en el Sensor 1..... | 58 |
| Gráfica 10. Histéresis presentada en el Sensor 2..... | 58 |
| Gráfica 11. Histéresis presentada en el Sensor 3..... | 59 |

Introducción

El pie es uno de los miembros más complejos en el cuerpo humano, compuesto de numerosos huesos, tendones, ligamentos y músculos. Ha sido un tema de estudio desde hace muchos años, ya que gracias a esta compleja estructura el ser humano es capaz de caminar de forma bípeda. La inquietante búsqueda de conocimiento sobre el pie ha llevado a años de estudios sobre esta estructura y su interacción con la superficie, llegando a desarrollar sistemas de sensado enfocados en su estudio, tales como los baropodómetros.

En el presente trabajo se presenta el desarrollo de un sistema de sensado de puntos de presión, que procura también la medición de presión entre puntos, con aplicación en sistemas baropodométricos.

El presente trabajo está compuesto de 5 capítulos. En el primer capítulo se comienza por mencionar los antecedentes donde se describe el pie y sus componentes principales, así como patologías causadas por una mala distribución del peso en la “huella plantar”. En el segundo capítulo se aborda el planteamiento del problema, los alcances del trabajo y la metodología a seguir. En el tercer capítulo se habla sobre el marco teórico, definiendo algunos conceptos esenciales en el trabajo, seguido de un análisis de sistemas de sensado existentes. En el cuarto capítulo se lleva a cabo el desarrollo del sistema de sensado de puntos de presión, describiendo el modelo desarrollado. Finalmente, en el quinto capítulo se habla de los resultados obtenidos por el sistema desarrollado y se concluye con un apartado de conclusiones, donde se muestra que el sistema es aplicable para su uso como sistema baropodométrico.

Capítulo 1 ANTECEDENTES

1.1 El pie Humano y sus funciones.

El pie humano es una estructura compleja y de vital importancia, es la que le brinda soporte y el caminar al cuerpo, a lo largo de los años ha evolucionado llegando a ser lo que hoy en día conocemos, una estructura compuesta por 26 huesos, 33 articulaciones, 19 músculos y 107 ligamentos. Las articulaciones del pie son de suma importancia, estas logran unir las partes del tarso y metatarso [1].

Las articulaciones del pie son de suma importancia, sirven para orientar, dar forma a la zona arqueada del pie, la cual brinda soporte, amortiguamiento, adaptabilidad, elasticidad, flexibilidad y distribución del peso. Los movimientos que brindan las articulaciones son conocidos como movimientos de flexoextensión. A continuación se mencionan los grados de libertad, la estructura ósea del pie, la bóveda plantar y las patologías recurrentes presentadas en los pies [1].

1.1.2 Grados de libertad del pie

Los movimientos de flexoextensión ocurren sobre el eje X (Figura 1). Los movimientos permitidos en el eje Y son de aducción (el pie se gira hacia el plano de simetría del cuerpo) y abducción (el pie gira fuera del plano de simetría). Los movimientos en el eje Z son de supinación (hacia adentro) y pronación (hacia afuera) [1].

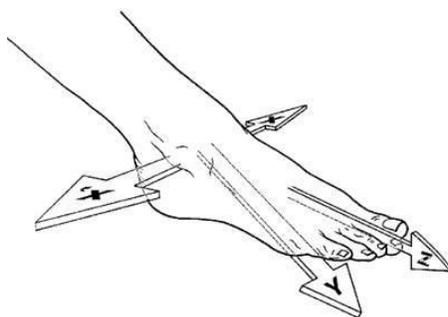


Figura 1 Grados de Libertad [1].

La estructura del pie permite realizar los movimientos antes mencionados, la cual se explica a continuación.

1.1.3 La estructura ósea del pie

La estructura ósea del pie se encuentra conformada por 26 huesos divididos en tres bloques principales: Tarso, Metatarso y Falanges (Figura 2) [1].

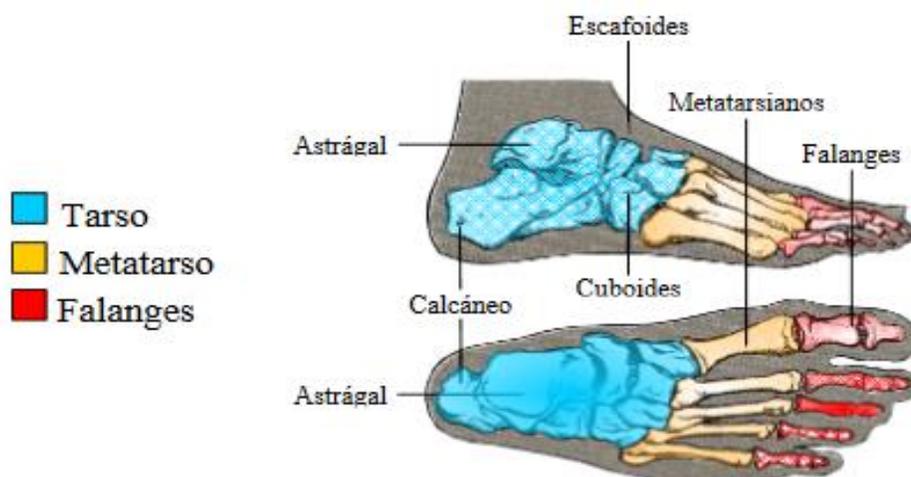


Figura 2 Estructura ósea del pie [1].

Los huesos tarsianos es el nombre que se le da al grupo de siete huesos que forman el talón y el dorso del empeine, en estos se incluyen los escafoides, cuneiformes (tres), cuboides, astrágalo y calcáneo (que también forma el talón). Estos huesos se encuentran en dos filas: la primera (que está más cerca del cuerpo) y la distal (que está más cerca de los dedos del pie). Los tarsianos primeros incluyen al astrágalo (el cual se articula con la tibia y el peroné) y el calcáneo, que juntos cargan la mayor parte del peso del cuerpo. Los tarsianos distales se articulan con el metatarso [2].

Los huesos metatarsianos son un conjunto de cinco huesos largos que se extienden entre el tarso y las falanges formando el pie medio. Son enumerados comenzando por el dedo gordo y hasta el meñique (del 1 al 5). En estos huesos se fijan los ligamentos de los dedos y del pie [2].

Las falanges son los huesos que forman los cinco dedos del pie. Cada dedo tiene tres falanges, exceptuando el dedo gordo que solo tiene dos. Se denominan falanges distales o terceras falanges a aquellas que están más alejadas del pie y que forman los extremos de los dedos, seguidas de las falanges medias o segundas falanges, y las más cercanas al pie que se articulan con el metatarso se denominan primeras falanges [2].

Estos son los componentes óseos que le permiten al pie tener todas sus características de movimiento, y distribución de cargas. La distribución del peso es posible gracias al conjunto

de huesos que trabajan en esta distribución y que a su vez forman una estructura llamada bóveda plantar, la encargada de absorber y distribuir las cargas aplicadas.

1.1.4 La bóveda Plantar.

Las propiedades del pie; distribución de cargas, adaptabilidad, flexibilidad, y transmisión de movimiento se deben a la bóveda plantar, donde sucede toda la interacción de la planta del pie con el suelo. Brindando la habilidad de adaptación a terrenos irregulares, cumpliendo como amortiguador, distribuidor de cargas y transmisor de movimiento. En pocas palabras la habilidad de saltar e incluso la acción de caminar en dos pies es debido a la bóveda plantar [1].

La estructura de la bóveda se encuentra sujeta por tres arcos. Este arco se fija al suelo por tres puntos, sobre un plano horizontal. El peso de la bóveda recae sobre la clave de la bóveda y estos se reparten hacia los puntos de apoyo A y B también denominados estribos del arco (Figura 3) [1].

El punto de apoyo de A corresponde a la zona del primer metatarsiano, el punto B corresponde a la cabeza del quinto metatarsiano y el punto C corresponde a las tuberosidades posteriores del calcáneo. Estos puntos están incluidos en la zona de contacto o también llamada “huella plantar” [1].

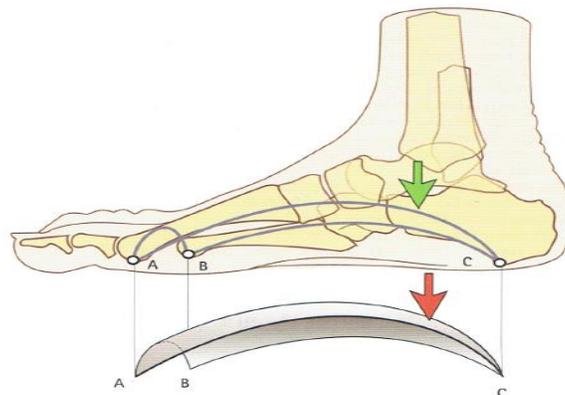


Figura 3. Bóveda Plantar [1].

El arco AB es el más corto y bajo, llamado “Arco anterior”. El arco BC, de longitud y altura intermedia es nombrado “Arco externo”. Y por último el arco CA es el más largo y alto conocido como “Arco interno”. El arco interno es el más importante de los tres tanto de forma dinámica como estática. El peso del cuerpo (Flecha verde de la Figura 3) se ejerce en su vértice posterior (Flecha Roja de la Figura 3) [1].

El arco interno (Figura 4) incluye 5 huesos: El primero el primer metatarsiano (M1) cuyo único contacto con el suelo es su cabeza, la primer cuña (C1) que no hace contacto alguno

con el suelo, el escafoides (Esc), clave de la bóveda localizado de 15 a 18 mm sobre el nivel del suelo, el astrágalo (Astr), que recibe la fuerza transmitida por la pierna y las reparte a lo largo de la bóveda plantar, finalmente el calcáneo (Cal) cuyo único contacto con el suelo es mediante su extremo posterior [1].

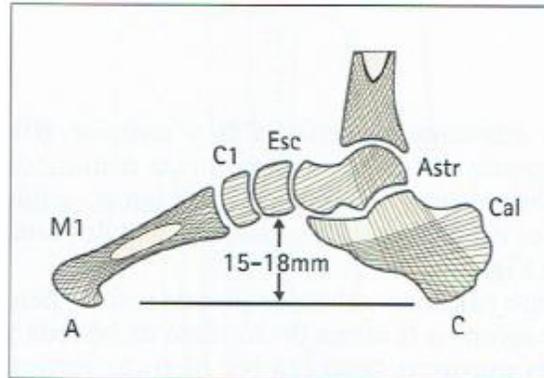


Figura 4 Arco interno [1].

El arco externo (Figura 5) se encuentra formado por tres piezas óseas: el quinto metatarsiano (M5) cuya cabeza se encuentra como apoyo anterior B del arco anterior, el cuboides (Cub) sin contacto alguno con el suelo y el calcáneo (Cal) cuyas tuberosidades posteriores constituyen el punto de apoyo posterior de C [1].

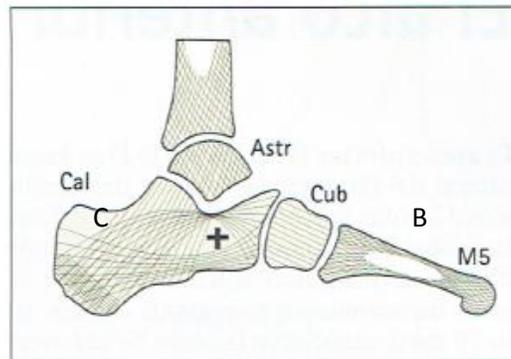


Figura 5. Arco Externo [1].

El arco anterior (Figura 6 el arco AB) se localiza desde la cabeza del primer metatarsiano, sobre dos sesamoideos, a 6 mm del suelo A, hasta la cabeza del quinto metatarsiano B, también a 6 mm del suelo [1].

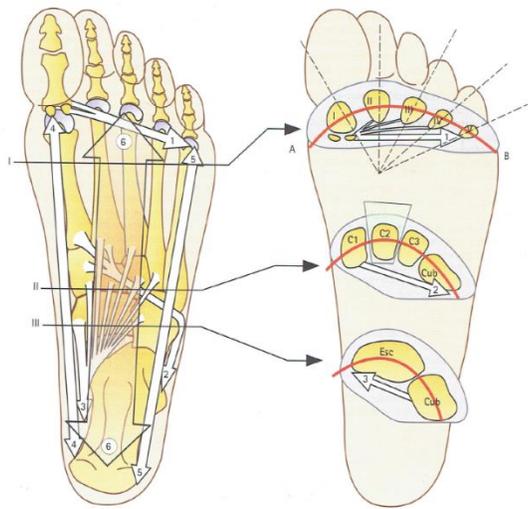


Figura 6. Corte del arco anterior [1].

La posición y distribución del peso en estos tres puntos es esencial para un buen funcionamiento del pie, la alteración en la distribución del peso en las diferentes zonas de la huella plantar puede ocasionar anomalías o patologías, las cuales pueden ser diagnosticadas y tratadas con el análisis de la marcha o de la distribución de cargas. A continuación se presentan las anomalías más frecuentes, debido a una mala distribución del peso [2].

1.2 Patologías Recurrentes

Cuando hay exceso de cargas, los arcos que conforman la bóveda plantar tienden a elongarse y aplanarse para adaptarse, o en situaciones donde el terreno es poco favorable se adaptan para tener un apoyo y soporte a la hora caminar. En torno de estos arcos giran las causas de las diferentes enfermedades y deformaciones posturales tal como los pies planos y los pies cavos. Algunos pacientes pueden tener complicaciones, no solo posturales sino heridas debido al exceso de carga acumulada en un solo punto de presión, esta mala distribución se puede observar con más detalle en personas con neuropatía diabética, generando úlceras que pueden desencadenar amputaciones. A continuación se mencionan las anomalías más frecuentes [1].

1.2.1 Pies cavos

El pie cavo se caracteriza por una deformidad en el arco interno, teniendo una elevación más pronunciada de lo normal. Provocando una alteración en la distribución del peso, generando que la mayor parte del peso se distribuya hacia la zona de los metatarsianos y dedos del pie, provocando desequilibrio entre otros síntomas [1].

El análisis de la huella plantar facilita el diagnóstico del pie cavo (Figura 7); en relación a la huella normal (I de la Figura 7), el inicio del pie cavo (II de la figura 7) caracterizado por el borde externo *m* y por un aumento de profundidad *n* del borde interno; después la huella se divide en dos (III de la Figura 7) aumento de la profundidad en *p*, en los pies cavos inveterados (IV de la Figura 7) se añaden a las características anteriores la desaparición de las huellas de los dedos que debido a la “garra” de los mismos [1].

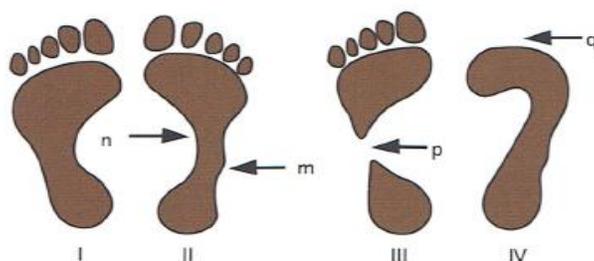


Figura 7. Evolución de un pie sano (I) a un pie cavo (IV) [1].

1.2.2 Los pies planos

El pie plano es una de las anomalías más frecuentes. En este caso, el arco interno se encuentra con una elevación casi nula, omitiendo un soporte del peso distribuido en los puntos de soporte de la bóveda plantar, obteniendo una pisada prácticamente plana [1].

El pie plano se debe a una deficiencia muscular, insuficiencia del músculo tibial posterior o de forma más frecuente la insuficiencia del músculo tibial superior. La toma de la huella plantar del pie plano en relación a la huella normal, durante la evolución del pie plano se da un ensanchamiento progresivo de la huella plantar (Figura 8) [1].

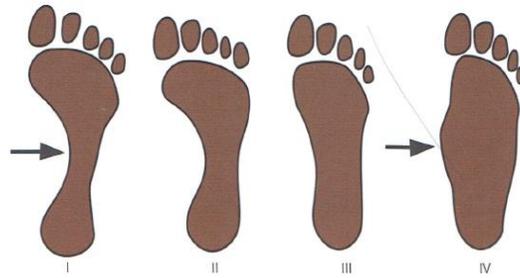


Figura 8. Evolución de un pie sano (I) a un pie plano (IV) [1].

Como se observa la distribución del peso y la presión ejercida en el cuerpo repercute directamente en los puntos de apoyo, los vistos en la bóveda plantar y en la descripción del pie.

1.2.3 Personas con Neuropatía y la afección en la distribución de presión

Como un caso particular la neuropatía es el daño que se presenta en personas con diabetes y con un nulo control en sus niveles de azúcar, cuando los niveles de azúcar en la sangre son muy altos, se dañan algunos nervios, cuando la neuropatía se presenta los nervios que se dañan con mayor frecuencia son los de los pies o los de las piernas, provocando pérdida de sensibilidad en piernas y en algunas zonas de la huella plantar [3].

En un estudio presentado por Bouton [3] del departamento de Medicina de Manchester Royal Infirmary y de la División de Endocrinología de la Universidad de Miami Florida, habla sobre un caso de estudio sobre la distribución de presión en los pies de personas diabéticas, dividida en dos campos, personas diabéticas y personas diabéticas con neuropatía. En este estudio se muestra la evaluación de dichos pacientes. Mostrando una clara deformación en la pisada en los pacientes con neuropatía (Figura 9).



Figura 9. Muestra tomada de la pisada de dos pacientes [3].

(Izquierda un paciente normal, Derecha paciente con neuropatía.)

Cabe mencionar que los pacientes con neuropatía diabética y una mala distribución de la pisada logran desarrollar fácilmente úlceras en los pies, las cuales en el peor de los casos terminan en amputaciones, debido a la falta de sensibilidad provocada por esta enfermedad [3].

Los daños presentados, son solo un ejemplo de las deformaciones que normalmente son provocadas por un mal congénito o un mal cuidado de la salud. El estudio de la pisada, y la distribución del peso en el pie ha sido necesaria e implementada, como respuesta a estas enfermedades.

1.3 La Baropodometría

La Baropodometría es la medición de la marcha y la pisada, convirtiéndose en el estudio de la distribución de la presión en la planta del pie, a través de una plataforma de adquisición de datos. El término procede del griego: baros - peso, podos - pie, y metron - medida. Este instrumento también es conocido como una plataforma de presiones o podómetro, experimentado grandes avances en los últimos 20 años gracias a un proceso de investigación continua y al desarrollo de mejores programas y plataformas de medición de presión. Una de las ventajas de este método es que no es invasivo, es repetible y cuantificable lo que permite un estudio completo de la marcha desde el punto de vista cinético y estático [4].

El análisis de la pisada con aparatos como los baropodómetros permite conocer las presiones que se ejercen entre la superficie plantar y el suelo. Permite visualizar en tiempo real cualquier alteración en la distribución de las presiones en la planta del pie. La posibilidad de

conocer la distribución de las presiones sobre la superficie plantar da la oportunidad de corregir la distribución de cargas en los puntos de apoyo del pie [4].

Capítulo 2 Problemática

2.1 Planteamiento del Problema

La aparición de distintas patologías causadas por una mala distribución del peso en la “huella plantar”, se pueden detectar de forma temprana, antes de que sus consecuencias requieran de la intervención quirúrgica, para esto a lo largo del tiempo se ha implementado el uso de sistemas especializados en el estudio de la distribución de presión en la planta del pie con el fin de conocer la interacción entre el pie y una superficie de apoyo. La mayoría de los sistemas de medición han sido construidos en los últimos 30 años.

En la información mostrada en las Tablas 1 y 2, se aprecia que los sistemas no cuentan con lineamientos estandarizados, en cuestión de los sensores puede ser utilizado prácticamente cualquier tipo de sensor con cualquier principio de funcionamiento, las dimensiones de las plataformas no presentan ningún patrón aparente. En cuanto a los sistemas portátiles son encontrados en plantillas de diferentes tamaños, estos estandarizados a los números de calzado más comunes.

El presente trabajo propone el desarrollo y evaluación del desempeño de un sistema de medición de presión plantar, que permita continuidad en la medición entre puntos contiguos, analizando fenómenos de histéresis y linealidad.

Objetivo

El objetivo del trabajo es desarrollar y evaluar una plataforma de medición para la detección de distribución de presión en la pisada que permita continuidad en la medición entre puntos contiguos.

Alcances:

- Investigar la anatomía del pie.
- Investigar las diferentes patologías asociadas a problemas de pisada.
- Investigar los sistemas de medición de presión plantar existentes, identificando sus áreas de oportunidad con base en los hallazgos, proponer un sistema de sensado para la detección de distribución de presión en la pisada.
- Desarrollar un modelo funcional de una plataforma de medición de puntos presión.
- Implementar un prototipo para la evaluación del sistema.
- Diseñar e implementar un sistema de adquisición de datos.
- Caracterizar el comportamiento del sistema.
- Analizar el comportamiento del sistema y evaluar la implementación del sistema desarrollado como un sistema baropodométrico.

2.2 Metodología

Basado en el proceso de desarrollo propuesto en [47], y que se muestra en la figura 10, este desarrollo inicia con la identificación del problema y analizando los productos existentes, seguido de la definición de características del sistema, el diseño a detalle de la propuesta del sistema, la construcción y evaluación del sistema y finalmente la caracterización del sistema.

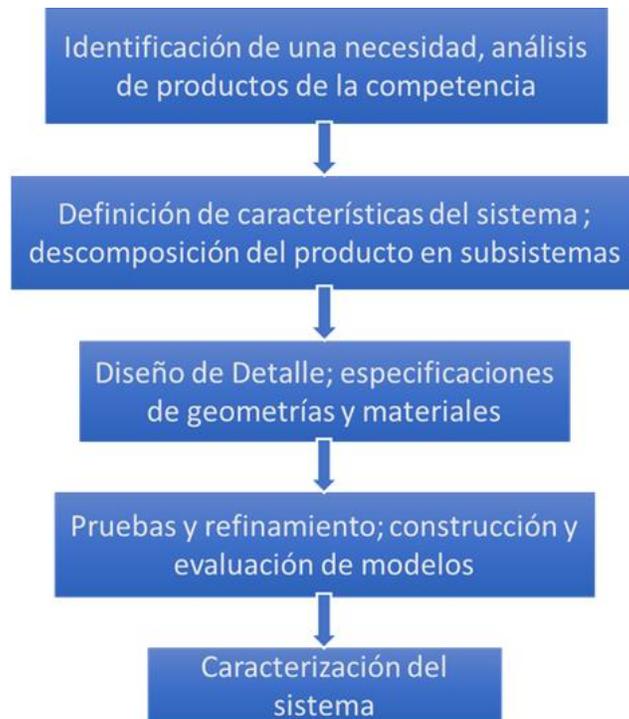


Figura 10. Diagrama de metodología del trabajo. [47]

Capítulo 3 Marco teórico y tipos de sistemas de sensado plantar

En el presente capítulo se presentan conceptos como; presión, sensores, sensores de presión y su clasificación, también se identifican los elementos que componen los sistemas baropodométricos, para finalmente comparar los de sistemas existentes de medición plantar encontrados en el mercado.

3.1 Definición de presión

La presión P se define como la fuerza normal por unidad de área que actúa sobre un sistema. En los sistemas en reposo, la presión es uniforme en todas las direcciones alrededor de un volumen elemental de fluido. La variación de la presión puede variar contra la altura en los fluidos. La unidad básica de presión en el Sistema Internacional es el Pascal (Pa). [28]

El Pascal suele ser una unidad de medición muy pequeña en algunos procesos de ingeniería, de ahí que sea utilizado de forma más común el kilopascal (kPa) o el megapascal (MPa) o alguna otra unidad como el bar.

$$1 \text{ Pascal} = 1 \text{ Pa} = 1 \text{ N/m}^2$$

$$1 \text{ Bar} = 10^5 \text{ N/m}^2 = 10^2 \text{ kPa} = 0.1 \text{ MPa}$$

De acuerdo al punto de referencia que se utilice para medir esta unidad depende del tipo de presión del que se esté hablando, las cuales pueden ser absoluta o manométrica

- Presión absoluta y manométrica

La presión puede ser referida a la presión cero o referida a la presión atmosférica. La presión absoluta se mide respecto a la presión absoluta cero. Una presión manométrica es la diferencia de presión entre la presión absoluta del fluido y la presión atmosférica esto es:

$$P_{abs} = P_{manométrica} + P_{atm}$$

Una presión manométrica negativa, se tiene cuando la presión atmosférica es mayor que la presión absoluta, frecuentemente llamada presión de vacío. [28]

Relación de las presiones y formas de medir presión

$$P_{manométrica} = P_{abs} - P_{atm}$$

$$P_{\text{vacío}} = P_{\text{atm}} - P_{\text{abs}}$$

P_a - Presión absoluta

P_g – Presión manométrica

Un instrumento que mide diferencia de presión en función de una columna líquida recibe el nombre de manómetro. Considerando un tubo con líquido en su interior conectado a un depósito lleno de gas a una presión P_1 . En la parte superior de la columna líquida se ejerce una presión P_2 . La diferencia de presión $P_1 - P_2$ se puede determinar conociendo la altura de la columna líquida z . [28]

Uno de los principales personajes en estudiar y definir la presión y llevar estos conceptos a la práctica fue Blaise Pascal (1623-1662), quien fue un matemático, físico y escritor francés del siglo XVII, quien investigó sobre los fluidos y definió algunos conceptos tales como la presión y el vacío, uno de los inventos relacionados con la presión fue la “Máquina de Pascal” que aún se utiliza en la actualidad en elevadores hidráulicos y sistemas de frenos.

El uso de sensores para la obtención de la variable en forma de una señal de respuesta es indispensable, para observar el comportamiento entre una superficie de contacto y la fuerza aplicada. Para esto se hablará sobre qué son los sensores y los tipos de sensores de presión existentes, también se tomará en cuenta el principio de funcionamiento de estos.

3.2 Sensores

Un sensor es un dispositivo diseñado para recibir información de una variable exterior y transformable en una magnitud, este dispositivo transforma una señal mecánica, química, presión, temperatura, entre otras a otra señal.

Así como existen dispositivos para recibir información, existen dispositivos para transformar las señales, los transductores, los cuales transforman las magnitudes fisicoquímicas en otra señal, normalmente eléctrica.

Es posible clasificar estos dispositivos en analógicos y digitales, los analógicos entregan una variación de voltaje o de corriente al cambio de la magnitud física sensada, mientras que los digitales entregan un conjunto de bits, formando trenes de pulsos que pueden ser interpretados.

3.3 Sensores de Presión

Los elementos que permiten realizar medidas sobre la presión de un sistema son los sensores de presión, estos sensores se dividen en 2 grandes grupos los mecánicos y los electromecánicos. Dentro de los elementos mecánicos miden la presión comparándola con la ejercida por un líquido de densidad y altura conocida y en elementos elásticos que se deforman con la presión interna de un fluido de trabajo [13].

La forma más usual de medir presión, es aplicando la definición de $P=F/A$, midiendo la fuerza aplicada en un área, aislando un área determinada y provocando una deflexión en el elemento encargado de sensar, obteniendo una medida calibrada de la presión.

En el presente trabajo se mencionan solo los sensores electromecánicos, dado que las plataformas (baropodómetros) mencionadas en el Capítulo 1 trabajan con este tipo de sensores, en conjunto con sistemas de adquisición de datos que permiten el análisis de los puntos de presión ejercidos sobre la planta del pie al estar en contacto con el suelo.

3.4 Sensores Electromecánicos

Los sensores electromecánicos son elementos para medir presión utilizan un elemento mecánico combinado con un transductor eléctrico, el cual genera una diferencia de potencial o una alteración en la corriente eléctrica. Los elementos electromecánicos se clasifican de acuerdo al principio de funcionamiento de la siguiente manera; resistivos, magnéticos, capacitivos, piezorresistivos y piezoeléctricos.

3.4.1 Sensores Resistivos

Los sensores resistivos constan de una resistencia variable la cual cambia su valor de acuerdo a la presión aplicada, otorgando como respuesta un cambio en el valor de su resistencia, el cual puede tener un comportamiento lineal o no lineal, el elemento resistivo es conectado a un circuito de puente de Wheatstone, un arreglo de resistencias, cuando la resistencia variable que compone a este circuito cambia de valor suele generar un cambio en el valor de su resistencia equivalente provocando un cambio en la tensión encontrada en el circuito. [14]

Algunos ejemplos de este tipo de sensores resistivos son las galgas extensiométricas y los sensores resistivos de fuerza.

- Galgas extensiométricas (Figura 11), este sensor consiste en un hilo resistivo sometido a una tensión, se basa en la variación de longitud y diámetro de este hilo, es decir en la deformación de la galga, producida por la presión y por tanto se mide el cambio de resistencia. Permiten una medición directa, post amplificación de la señal eléctrica. [13]

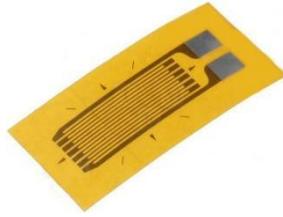


Figura 11. Galga extensiométrica [15].

- Resistencias sensitivas de fuerza (FSR por sus siglas en inglés *Force Sensing Resistors* FSR)

Los FSR, por sus siglas en inglés, utilizan cierta capa delgada de polímero, el dispositivo decreta e incrementa su resistencia de acuerdo con la fuerza aplicada. Cuando se aplica una fuerza a este sensor, una mejor conexión es realizada entre los contactos que tiene, incrementando así la conductividad, en otras palabras, debido a su configuración se comporta de forma inversa a una galga extensiométrica, la resistencia del sensor disminuye cuando una fuerza es aplicada, aun cuando la respuesta del sensor es prácticamente inmediata, tiene como desventaja que el comportamiento de la señal es no-lineal. Existen zonas de fuerza donde el sensor no opera adecuadamente. Es uno de los sensores más económicos del mercado, sin embargo suele presentar histéresis en su comportamiento. La imagen de un sensor de este tipo puede apreciarse en la figura 12.



Figura 12

Figura 12. Sensor FSR [16].

3.4.2 Sensores Magnéticos

Sensores Magnéticos poseen un núcleo móvil que se desplaza dentro de una bobina aumentando la inductancia en forma casi proporcional a la porción de núcleo contenida dentro de la bobina, los componentes de este sensor se pueden apreciar en la figura 13[14].

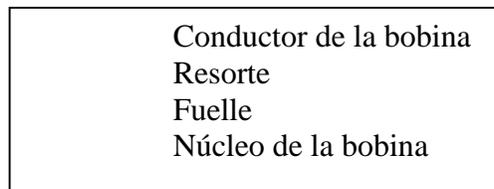
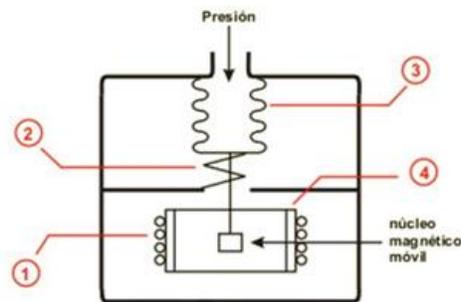


Figura 13. Sensor magnético y sus componentes [17].

3.4.3 Sensor Capacitivo

La fuerza es dirigida hacia la membrana la cual detecta la deflexión elástica por medio de la variación de la capacitancia.

La capacitancia entre las terminales es definida por:

$$C = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{A}{h}$$

C = Capacitancia

ϵ_0 – constante dielectrica del espacio libre

ϵ_r – Constante dielectrica relativa del aislante

A – area entre placas

h – espesor entre las dos placas

Una de las principales ventajas de este sensor es que requiere de fuerzas muy pequeñas para desplazar las placas entre sí, así como la estabilidad y sensibilidad del sensor, la cual no tiene ninguna desventaja por la presión o la temperatura ambiental. Sin embargo la humedad ambiental puede alterar la medición.

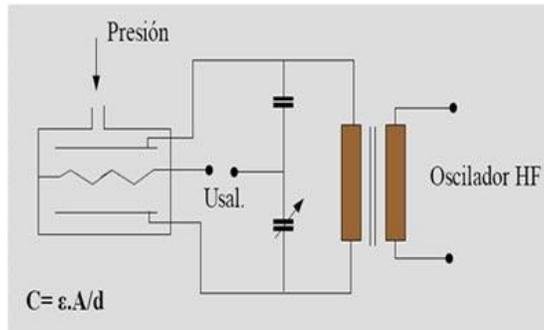


Figura 14.

Figura 14. Sensor capacitivo [19].

3.4.4 Sensor Piezorresistivo

Un elemento piezorresistivo es aquel que por medio de la deformación de la estructura atómica por una fuerza causada genera una variación en la resistencia eléctrica del dispositivo. Los sensores piezorresistivos deben ser manufacturados con una correcta aleación y con cristales blancos sencillos debido a que la variación de la resistencia depende de la magnitud y dirección de la fuerza aplicada con respecto a los ejes principales de la estructura del cristal. [14]

Los sensores piezorresistivos están compuestos por un diafragma rectangular micro mecanizado, un silicio anisótropo (Figura 15). Donde para realizar medidas de deformación es utilizado un dopante, normalmente boro, el cual se encuentra fundido en el diafragma de silicio. La galga extensiométrica, el diafragma y los componentes del chip de soporte pertenecen todos al mismo monocristal de silicio.

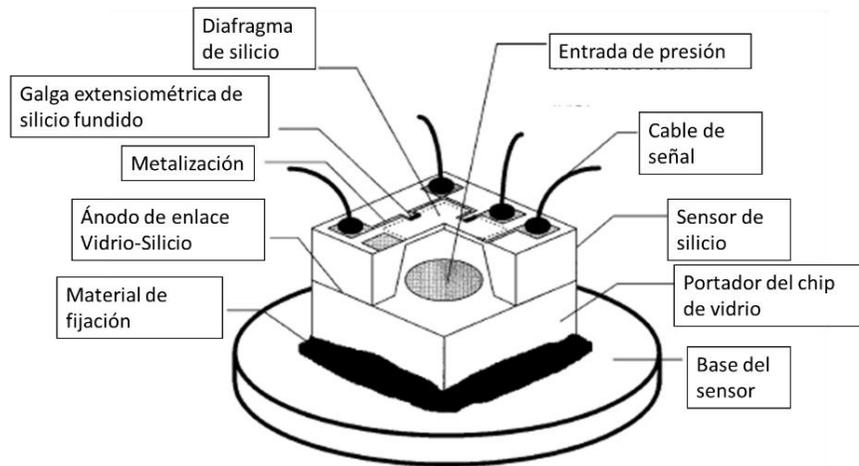


Figura 15. Componentes de un Sensor piezorresistivo [14].

3.4.5 Piezoeléctrico

Un material piezoeléctrico, presenta un fenómeno conocido como efecto piezoeléctrico. El efecto se presenta cuando, el cristal es deformado elásticamente por una fuerza, un potencial eléctrico será desarrollado con la distorsión de la estructura del cristal. Si un potencial es aplicado entre las superficies del cristal, este cambiará sus dimensiones físicas [13]. El sensor piezo resistivo se muestra en la Figura 16.

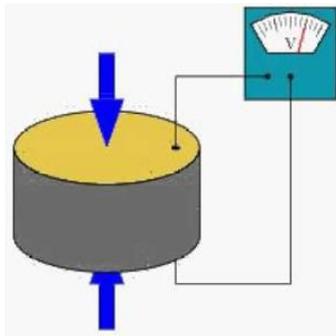


Figura 16. Sensor piezoeléctrico [18].

Estos son los sensores más utilizados para la medición de presión, algunos de estos sensores tienden a tener diferente comportamiento, en la señal de respuesta, en el ambiente en el que se desempeñarán, las dimensiones que sus componentes le permiten, en algunos casos como el sensor de tipo viga se compone de un arreglo de galgas extensiométricas, las cuales le permiten una mayor sensibilidad cuando se le aplica una deformación al sistema.

3.5 Sistemas de sensado existentes

El desarrollo de baropodómetros o sistemas de medición de puntos de presión a llegado a ser tan extenso, que se han desarrollado este tipo de sistemas por todo el mundo. Actualmente existen diversos modelos que permiten realizar mediciones simples, en puntos específicos de presión, o sistemas más elaborados de arreglos matriciales con más de 10,000 puntos de sensado en un área no mayor a un metro cuadrado, permitiendo obtener distintos perfiles de presión, siendo dos configuraciones las principales, plataformas y plantillas.

Las plataformas son arreglos matriciales de sensores de presión piezoeléctricos, piezorresistivos, resistivos ó capacitivos, normalmente ubicados en plataformas fijas; mientras que las plantillas suelen ser del tamaño adaptable al pie, las cuales varían en la cantidad de sensores, la resolución y la precisión.

Estos sistemas permiten una mejor medición de la distribución de presiones en la huella plantar; de modo más exacto que con los métodos clásicos, tal como el uso de hojas especiales que marcan con un solo color los puntos donde la presión del pie fue ejercida. La obtención de los valores de presión ejercida permite prevenir las deformaciones y tratar las alteraciones funcionales, precisando cuando es posible actuar con métodos ortopédicos y cuando se debe intervenir quirúrgicamente.

Una variante menos usual de estos sistemas es el video generador de vectores, el cual es una pieza de equipamiento que combina la información de la fuerza ejercida en una plataforma de presión con imágenes de video. El resultado de la fuerza obtenida puede superponerse a la información del video. Esta información es utilizada en la identificación de patologías y monitoreo de cambios drásticos durante la marcha. [5]

3.6 Equipos para medir presión plantar

El estudio de las diferentes patologías encontradas en la pisada, ha llevado al desarrollo de distintos sistemas de presión. Existiendo actualmente sistemas comerciales y algunos otros en desarrollo con el fin de proporcionar información sobre los sensores utilizados, los puntos de medición más importantes, o que representan una mejora en cuanto al costo beneficio obtenido por el sistema desarrollado.

Los sistemas encontrados son del tipo plataforma y del tipo plantilla, algunos se encuentran de forma comercial fabricados por diferentes marcas, en las siguientes líneas se mencionan algunos de los equipos encontrados junto con sus respectivas características técnicas. Dentro de estos sistemas encontrados se mencionan 9 equipos distintos entre el tipo suela y el tipo plataforma.

1. El primer sistema es *PEDAR* (Figura 17), construido por *Novel TM*, es una suela instrumentada adaptable al calzado, con el fin de medir de forma dinámica los puntos de presión en la pisada.



Figura 17. Sistema PEDAR (Figura izquierda) [6].

Este sistema cuenta con sensores del tipo **capacitivo**, se encuentra con suelas de diferentes medidas (de 13 a 30 cm), dependiendo del tamaño de la suela la plantilla puede alojar de 85 a 99 sensores, con un intervalo de presión máximo seleccionable de 600 kPa ó 1200 kPa, dependiendo del tipo de aplicación. Cuenta con un sistema de adquisición de datos de datos capaz de tomar una muestra por segundo [6]

2. La plantilla *F-SCAN System* (Figura 18), de *TEKSCAN*, una plantilla de múltiples tamaños con el fin de ser posicionada en la suela de cualquier tipo de calzado y sensor en tiempo real la interacción del pie con la superficie.



Figura 18. Sistema de plantilla F-Scan [7].

El sistema *F-SCAN* se encuentra compuesto de 954 sensores **resistivos**, cuenta con un sistema de adquisición de datos el cual permite la obtención de datos por sensor, o por conjunto, cuenta con análisis de datos, lectura de presión y fuerzas obtenidas por los sensores, logra trabajar de forma inalámbrica con una distancia de hasta 30.5 m, cuenta con opciones

de lectura en tiempo real o almacenamiento de datos de forma directa para un proceso posterior de de las señales obtenidas. La plantilla cuenta con intervalo de presión de 345-862 kPa, la tasa de muestreo de la señal puede variar de 100 a 750 muestras por segundo dependiendo de la versión.

3. *PAROTEC* (Figura 19) de *Paromed Systems*, es una plantilla para zapato instrumentada, la cual cuenta con un sensor desarrollado por *Paromed Systems*, al mismo tiempo cuenta con un número de sensores limitados 24 ó 36, de acuerdo al tamaño de la suela, el fabricante justifica el uso limitado de estos elementos ya que se encuentran posicionados en las regiones que brindan información más relevante, el sistema cuenta con tamaños que van desde los 22 cm hasta los 30 cm. Cuenta con una tasa de muestreo de 300 muestras por segundo.



Figura 19. Sistema de sensado PAROTEC desarrollado por Paromed [8].

A diferencia de los sistemas antes mencionados, este sistema no ofrece visualización en tiempo real de los datos obtenidos, los datos se guardan en la memoria del sistema el cual se porta por el usuario en cuestión, una vez que la prueba termina, los datos obtenidos son analizados posteriormente en una computadora con el software provisto por el fabricante.

4. *Biofoot* es un sistema de medición portátil del tipo suela (Figura 20), el cual es utilizado en cualquier tipo de calzado, el sistema consta de un sistema de sensado; un sistema de adquisición de datos y una comunicación de forma inalámbrica por medio de WiFi con un PC, donde se visualiza en tiempo real la reacción de la pisada con el suelo. El sistema se usa para pruebas dinámicas, con fines de diagnóstico médico, es utilizado para observar los factores que alteran el apoyo del pie.



Figura 20. Sistema de sensado IBV [9].

El sistema cuenta con un software capaz de graficar los puntos e intervalos registrados por el sistema, proporciona una interfaz de comparación entre distintos registros obtenidos entre pruebas. Biofoot cuenta con 64 sensores piezoeléctricos, con un intervalo de presión de 0 a 1200 kPa., con una tasa de muestreo de 100 muestras por segundo. Las plantillas se pueden encontrar en un tamaño máximo de 30 cm de largo.

5. *Tactilus* es una plataforma de medición de presión para pies de la compañía *SENSOR PRODUCS INC.* El sistema se encuentra conectado a una computadora, con sensado en tiempo real. La configuración del sistema *Tactilus* brinda una matriz de sensores a lo largo del área de sensado, proporcionando hasta 16,384 puntos de sensado, gracias a sus sensores piezorresistivos (Figura 21).

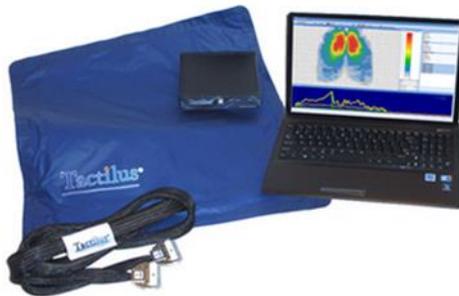


Figura 21. Sistemas de medición Tactilus [10].

Las características que presenta este sistema son; un total de 16384 sensores del tipo **piezorresistivo**, con un intervalo de presión de 0.68 a 1378 kPa. Con una tasa de muestreo de 1000 muestras por segundo. El sistema es utilizado para medir puntos de presión plantar o algunos otros lugares debido a su flexibilidad.

6. *Foot Mapping sensor system*. Una plataforma construida por *SENSOR PRODUCS INC.* esta es una plataforma con un área de sensado de 2587 cm², es una plataforma rígida diseñada para el análisis estático de la pisada (Figura 22). El sistema permite medir en tiempo real la variación de los puntos de sensado, otorgando un perfil de presiones.



Figura 22. *Foot Mapping* [10].

El sistema *Foot Mapping* cuenta con 2704 sensores **capacitivos**, con un intervalo de presión de 5-206 kPa. Una tasa de muestreo de 100 muestras por segundo. El sistema es construido y vendido por la misma marca del sistema *Tactilus*, las diferencias en estos sistemas son los puntos de sensado, así como el tipo de sensor utilizado.

7. *Footscan* de *Rsscan International*, es una plataforma que cuenta con 3 presentaciones diferentes (Figura 23), las principales diferencias entre estas plataformas es el área de sensado, el número de sensores disponibles y la tasa de muestreo, los sistemas son capaces de tomar muestras estáticas y dinámicas de la pisada. Básicamente los equipos se componen de una plataforma instrumentada, una comunicación entre el sistema y una PC equipada con un software, otorgado por el vendedor.



Figura 23. *Variantes del modelo FootScan* de *RSscan International* [11].

Footscan se encuentra en su modelo básico con 4096 puntos de sensado (1 de la Figura 23), con un sensor del tipo **resistivo**, una tasa de muestreo de 300 muestras por segundo, un intervalo de presión de 10 a 1270 kPa. La segunda presentación (2 de la Figura 23) del modelo es similar, contando con 8192 sensores resistivos, con una tasa de muestreo de 200 muestras por segundo. La tercera presentación (3 de la Figura 23) cuenta con 12288 sensores del tipo resistivo y una tasa de muestreo igual que la segunda presentación.

8. El sistema de sensado llamado *FreeMED* (Figura 24), incluye un software que muestra los resultados obtenidos en gráficas en 2D y 3D, otorgando un perfil de puntos de presión, con los intervalos más altos y bajos obtenidos. Otorga datos en tiempo real y puede ser usado para pruebas estáticas y dinámicas.



Figura 24. Sistema de sensado FreeMed [12].

La plataforma cuenta con un área de sensado de 400 X 400 mm, con sensores de caucho **resistivos** conductivos, la tasa de muestreo de este sistema puede ser seleccionada desde la interfaz de usuario, seleccionando desde 5 muestras por segundo hasta 400 muestras por segundo, siendo el único sistema que mencionó esto dentro de los datos proporcionados por el fabricante. El intervalo de presión es de 0 a 1500 kPa.

9. *EMED* (Figura 25) es una plataforma de arreglo matricial de sensores con el propósito de conocer la distribución de la presión en la pisada, enfocada al análisis estático de la pisada. La plataforma permite un análisis estático y dinámico de la pisada.



Figura 25. Plataforma EMED [6]

Dentro de las características que presenta este sensor se encuentran; 6080 sensores del tipo **capacitivo**, con un intervalo de presión de 10 - 1270 kPa. Cuenta con un área de sensado de 2821 cm².

3.7 Análisis de los sistemas encontrados (Comparativa de las características)

Existen distintos dispositivos, todos con el fin de proporcionar información sobre la distribución de la presión plantar. En los sistemas se observan diversas propiedades, sin un patrón o aparente.

Los sistemas de medición tipo plantilla muestran las siguientes características; un tamaño adaptado a las medidas estándar del pie las cuales van de los 13 a los 30 cm., un número de sensores muy diverso que va de 24 a 954 sensores, todos utilizan un tipo de sensor diferente, la resolución de los sistemas es muy variada, el intervalo de presión también presenta variaciones, teniendo un intervalo promedio que va de 97.5 a 954 kPa. Las características se aprecian de forma individual por sistema en la tabla 10, donde se presenta la relación numérica de los datos encontrados en las hojas de especificaciones que brinda el fabricante de cada uno de los dispositivos.

| Características \ Sistema | PEDAR (Suela) | F-SCAN (Suela) | PAROTEC | BIOFOOT |
|---------------------------|------------------|----------------|-----------|----------------|
| Dimensión (mm) | 130 a 300 | 305 (máximo) | 220 - 300 | 300 max |
| Número de sensores | 85 - 99 | 954 | 24-36 | 64 |
| Rango de Presión (KPa) | 15-600 o 30-1200 | 345 - 862 | --- | 0-1200 |
| Resolución (KPa) | 2.5 o 5 | --- | --- | 0.1 |
| Frecuencia HZ | 1 | 100/750 | 300 | 100 |
| Histéresis (%) | <7 | --- | --- | --- |
| Rango de Temperatura (°C) | --- | --- | --- | --- |
| Tipo de sensor | Capacitivo | Resistivo | Hydrocell | Piezoeléctrico |
| Precisión (%) | --- | --- | --- | 10 |

Tabla 1. Características de los sistemas de medición Plantar tipo Suela.

Los sistemas de tipo plataforma no presentan patrón de diseño aparente, el tipo de sensor más utilizado en estos sistemas es el sensor resistivo, el número de sensores es muy variado, presentan una mayor cantidad de sensores en comparación con los sistemas de tipo suela. El promedio de sensores presentados es de 8690, el valor máximo de presión en estos sistemas es de 1347 kPa, la frecuencia de operación es muy variada teniendo como mínimo una frecuencia 5 Hz y como máximo de 1 kHz, el área de sensado promedio es de 2573 cm². En la tabla 2 se aprecian las características individuales de los sistemas tipo plataforma

| Características\ Sistema | TACTILUS | FOOT MAPPING | FootScan (1) | FootScan (2) | FootScan (3) | FreeMED | EMED (Plataforma) |
|---------------------------------|-----------------|------------------|-------------------|--------------------|--------------------|------------------|----------------------|
| Dimensión (mm) | --- | 575 X 450 X 5 | 558 X 414 X 12 | 1068 X 418 X 12 | 1605 X 469 X 18 | 440 X 620 X 8 | 700 X 403 X 15.5 |
| Número de sensores | 16384 | 2704 | 4096 | 8192 | 12288 | --- | 6080 |
| Rango de Presión (KPa) | 0.68-1378 | 5-206 | 10 - 1270 | 10 - 1270 | 10 - 1270 | 0-1500 | 10-1270 |
| Resolución (KPa) | --- | --- | --- | --- | --- | --- | 10 |
| Frecuencia HZ | 1000 | 100 | 300 | 200 | 200 | 5-400 | 50 |
| Histéresis (%) | ±5 | <3 | --- | --- | --- | --- | <3 |
| Rango de Temperatura (°C) | --- | | 15-30 | 15-30 | 15-30 | 0-55 | 10-40.1 |
| Tipo de sensor | Piezorresistivo | Capacitivo | Resistivo | Resistivo | Resistivo | Resistivo | Capacitivo |
| Precisión (%) | ±10 | 5 | --- | --- | --- | --- | ±5 |

Tabla 2. Características de los sistemas de medición Plantar tipo Plataforma.

De forma general se observa una tendencia por el uso de sensores del tipo resistivo y capacitivo, sumando un total de 9 dispositivos con este tipo de sensores, aunque cabe resaltar que solo un sistema (PAROTEC) mencionó el uso de sensores especiales desarrollados por la marca, sin presentar información básica de su sensor. Sin embargo una característica observada es la tasa de frecuencia, la cual va desde una medición por segundo hasta mil mediciones por segundo en el mejor de los casos. La media observada entre los sistemas se encuentra en los 100 Hz.

En cuestión de precisión, algunos presentan errores de ±10%, en intervalos de 0 a 1200 kPa. Un valor considerablemente alto, sin embargo otros sistemas no mencionan este tipo de datos. Los dispositivos son operables a una temperatura promedio de 15° C a 55° C. Los cuatro dispositivos que presentan datos de histéresis reportan valores menores al 7%.

Capítulo 4 Desarrollo

En el capítulo 3 se observa que los sistemas de sensado de presión plantar se dividen en 3 subsistemas (Figura 26); Subsistema de Sensado, Subsistema de adquisición de datos y el subsistema de Interfaz Humano-Máquina (HMI por sus siglas en inglés), los cuales interactúan entre sí para la formación de un sistema del sensado plantar.



Subsistema de sensado

- Hace referencia a los componentes necesarios para integrar una interfaz capaz de interactuar con las fuerzas aplicadas en un área determinada.

Subsistema de adquisición de datos

- Integra una serie de componentes que permiten la comunicación entre los componentes del sistema de sensado y una computadora.
- Es el medio por el cual se traducen las señales de los sensores a un medio número y gráfico.

Subsistema Interfaz Humano-Maquina

- Es el software desarrollado que permite la visualización de los datos recopilados por el adquirente de señal.
- Permite la comprensión y visualización de los datos obtenidos por el sistema

Figura 26. Diagrama de subsistemas para la medición de presión plantar.

Para el desarrollo de cualquier sistema es necesario definir las características y especificaciones, comenzando por el núcleo del sistema el cual es el subsistema de sensado, donde las fuerzas externas interactúan con el sistema, dependiendo de las características de este es posible obtener una lectura de calidad para su interpretación posteriormente.

En cuanto al subsistema de adquisición de señales, es importante considerar la información que puede ser adquirida simultáneamente, dependiendo totalmente del tipo y número de sensores que se asigne al sistema de sensado, así como el tipo de señal que el sistema otorga y la forma en que este sistema se comunica para brindar la información necesaria al subsistema dedicado a la interfaz.

Por último para la Interfaz Humano Máquina (HMI por sus siglas en inglés de Human Interface Machine) es necesario considerar la comunicación con el sistema de adquisición de

datos por medio de un protocolo de comunicación, sin dejar de lado el procesamiento de datos, así como la representación gráfica de esta información, siendo el medio por el cual se comunica todo el sistema con el usuario.

Cada uno de estos componentes debe desarrollarse con base en las características de funcionamiento encontradas en los sistemas mencionados en el Capítulo 1. A continuación se hará mención de las características y especificaciones necesarias en cada uno de los subsistemas propuestos.

4.1 Subsistema de sensado

El subsistema de sensado se compone del arreglo de elementos capaces de determinar la presión ejercida por la planta del pie en un área determinada. Para esto es necesario la selección de un sensor de presión, el cual es acoplado a una base con la capacidad de soportar la presión ejercida y con la finalidad de obtener una señal proporcional a la presión ejercida.

En la información de los sistemas presentados en el Capítulo 3, los fabricantes de los sistemas mencionan características del sistema de sensado, como tipo el tipo de sensor, el intervalo de presión soportado, histéresis, precisión del sensor y la temperatura de operación. Sin embargo, como se aprecia en la tabla comparativa, cada uno de los sistemas cuenta con características únicas, no se aprecia un patrón de fabricación aparente.

En [20] y [21], los autores mencionan lineamientos mínimos requeridos del sistema, con el fin de intentar establecer una estandarización en los medidores de presión plantar, esos lineamientos se enlistan a continuación:

- Histéresis
 - Es la diferencia que puede haber en la señal otorgada al incrementar o decrementar una carga.
- Linealidad
 - El comportamiento entre la presión y la señal otorgada debe tener un comportamiento lineal.
- Sensibilidad a la temperatura
 - La medición de la presión no se debe afectar por cambios en la temperatura del ambiente, y operar entre los 20 °C y 37 °C.
- Intervalos de presión
 - Capaz de soportar intervalos de presión máxima de hasta 1900 KPa.

- El área del sensor
 - Se sugiere como mínimo un área de 0.25 cm².
- La frecuencia operativa
 - Capaz de obtener muestras como mínimo de 200 Hz, considerada como suficiente para estas aplicaciones.
- Deformación y repetitividad del sensor
 - La deformación en operaciones con altas temperaturas y bajo cargas estáticas.

Con los lineamientos mencionados,, se identificó el sensor XGZ P1501 Pressure. El sensor trabaja bajo un principio piezorresistivo de tecnología MEMS, siendo un arreglo micromecánico entre componentes piezorresistivos, los cuales al ser deformados por una fuerza externa otorgan un voltaje de respuesta.

De la información obtenida por las hojas de datos del sensor, se mencionan las siguientes características; un intervalo de presión de 0-1000 kPa, una temperatura de operación de 0 a 55°C, un voltaje de alimentación de 5 volts, un comportamiento lineal en la señal de salida, una histéresis considerablemente baja, así como una muy buena linealidad y repetibilidad, estas características pueden observarse en la Tabla 3 [27].

| Características \ Sistema | XGZP1501 Sensor de Presion |
|-----------------------------|----------------------------|
| Rango de Presión (KPa) | 0-1000 |
| Rango de Temperatura (°C) | 0 -55 |
| Voltaje de alimentación (V) | 5 |
| Voltaje de salida (mV) | 0 (0 kPa) - 100 (1000 kPa) |
| Non-linealidad (%) | 0.3 |
| Histéresis (%) | 0.3 |
| Repetibilidad (%) | 0.3 |

Tabla 3. Características del sensor de presión XGZ P1501 [27].

El diámetro de este sensor es de apenas 10 mm, compuesto por una base de PCB dedicado al soporte una carcasa de metal la cual cubre y aloja al sensor de presión, el diámetro de esta

carcasa es de apenas 6.5 mm. Las medidas del sensor, así como su fotografía se presentan en la Figura 27.



Figura 27. Sensor XGZ P1501 [27].

Con el sensor identificado se diseñó la base que da soporte a los sensores. Basado en una geometría hexagonal (Figura 28), tipo panal, con el fin de lograr una continuidad de medición entre los puntos de sensado, reducir puntos muertos entre sensores y permitir una interacción entre la fuerza aplicada y el sensor.

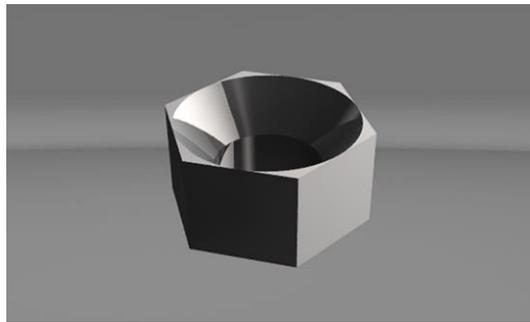


Figura 28. Base tipo panal

Para lograr la continuidad de medición entre sensores se diseñó una cavidad interior, utilizando como referencia una geometría con forma de cono trunco (Figura 29). Se designó esta geometría con la finalidad de permitir la interacción de una superficie de área mayor con una superficie de área menor, considerando que el sensor tiene un diámetro mayor en la parte inferior y un diámetro menor en la carcasa metálica designada para la conexión con la base del sensor.

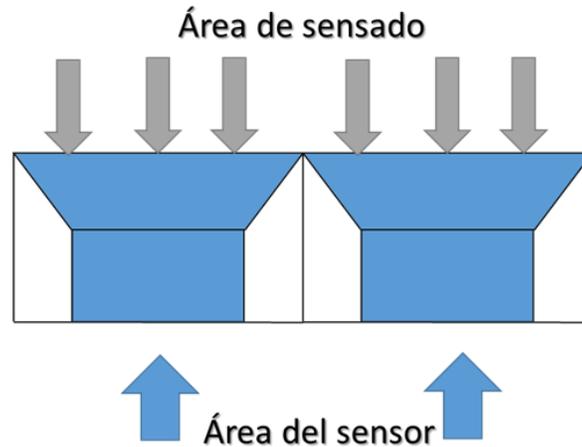


Figura 29. Cavity con forma de cono trunco

El área de la superficie de la geometría hexagonal es de 1.04 cm^2 , uno de los lineamientos propuestos por [20] recomienda un área de al menos 0.25 cm^2 por sensor.

Con la geometría definida se diseñó un arreglo matricial de soportar 10 sensores, y se consideró una base capaz de almacenar a los sensores y al mismo tiempo dar soporte a estos.

Obteniendo un sistema de sensado compuesto por 3 partes (Figura 30), la primera un soporte capaz de comunicar los sensores con la superficie, la segunda los sensores, la tercera una base capaz de ensamblar con el soporte y al mismo tiempo soportar lo sensores.

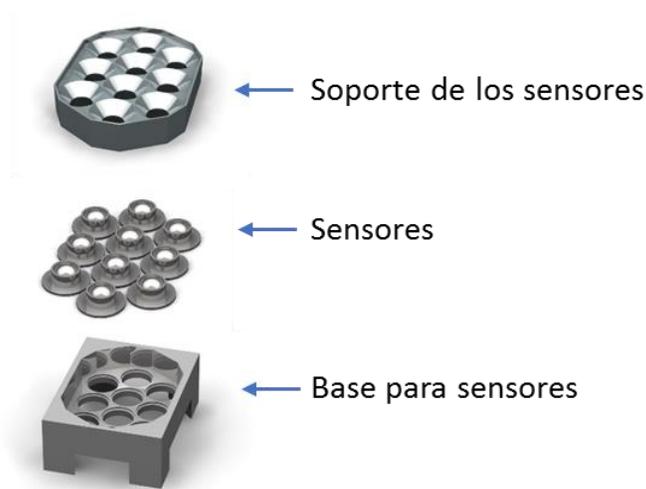


Figura 30. Componentes del sistema de sensado.

Utilizando un software de diseño asistido por computadora (NX) se generó un sólido, el cual fue exportado como archivo STL para ser manufacturado por medio de una técnica de manufactura aditiva, en la máquina Stratasys Connex 3 500 ubicada en el Laboratorio Nacional De Manufactura Aditiva y Digital (MADiT).

La manufactura aditiva es la construcción de un modelo computacional tridimensional en un modelo físico, mediante la adición de capa por capa de un material. Esto se lleva a cabo con el diseño de un elemento mediante un Software de diseño asistido por computadora, el diseño es exportado a un lenguaje entendible para la máquina de manufactura aditiva, este proceso también es conocido como prototipado rápido, debido al proceso de construcción de los elementos. [43]

El uso de la manufactura aditiva permite libertad en el diseño de geometrías más allá que las permitidas por procesos tradicionales. Una de las ventajas más importantes de esta técnica de construcción de modelos es la rápida fabricación de piezas las cuales tienen más restricciones cuando son elaboradas por métodos tradicionales.

Para la construcción de este modelo fueron utilizados los materiales VeroClear y VeroGrey, fopolímeros de alta resistencia a la compresión. [31]

Las piezas tardaron un aproximado de 8 horas en la fabricación debido a los detalles en la cavidad.

Finalmente se implementó un elastómero, como interfaz de contacto entre el sensor y el área de sensado. El elastómero utilizado fue el Ecoflex 030 un caucho de silicón catalizado con platino, el cual posee una resistencia a la tracción de 1.378 MPa y es utilizado en el vaciado de moldes.

El silicón fue propuesto debido a la naturaleza del sensor, el cual por ser un sensor del tipo piezorresistivo cuenta con una capa de silicón, encargada de proteger al sensor del polvo y la humedad, la cual en caso ser dañada altera el comportamiento del sensor. Para implementar este elastómero se realizó un vaciado del material sobre el soporte de los sensores, obteniendo una pequeña membrana deformable la cual se aprecia en la Figura 31.

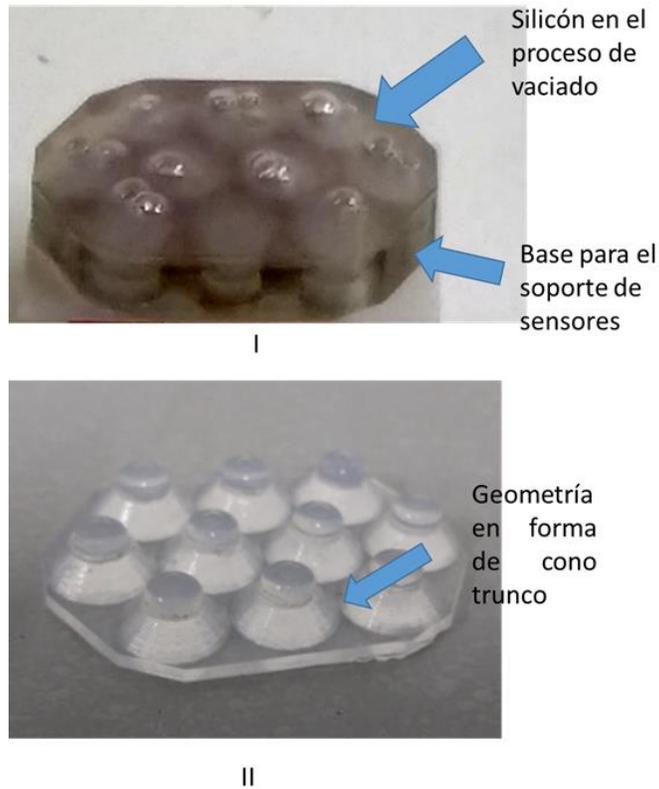


Figura 31. Vaciado de silicón (I), membrana obtenida (II).

La membrana junto con un sensor de prueba (Figura 32), se sometieron a una ligera carga, obteniendo una reacción del sensor con el elastómero en contacto, tras esta sencilla prueba, se decidió ocupar el elastómero como una interfaz de contacto a lo largo de la base.

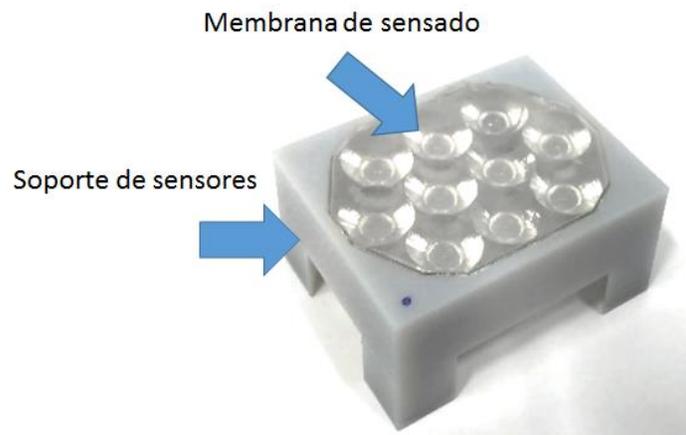


Figura 32. Fotografía Sistema de sensado ensamblado.

4.2 Subsistema de adquisición de Datos

El subsistema de adquisición de datos es un conjunto de componentes electrónicos capaces de leer las señales otorgadas por los sensores de presión, esto a través de un microcontrolador, y elementos de amplificación y acondicionamiento de señales. [40]

El subsistema debe tener la capacidad de leer los datos de los 10 sensores propuestos al mismo tiempo. Esto con la finalidad de mostrar un mapeo de la variación de la presión en el área de contacto dada por el subsistema de sensado. Este subsistema puede ser dividido en dos componentes principales el primero dedicado al acondicionamiento necesario para la lectura de la señal y el segundo dedicado a la lectura y transmisión de los datos obtenidos .

En el diagrama mostrado en la Figura 33 se aprecia el proceso que se lleva a cabo en este subsistema, comenzando por la señal obtenida de los sensores presión, la cual es acondicionada y amplificada para ser leída por el microcontrolador, el cual lee las señales y las transmite a una computadora por medio de un protocolo de comunicación para su interpretación.

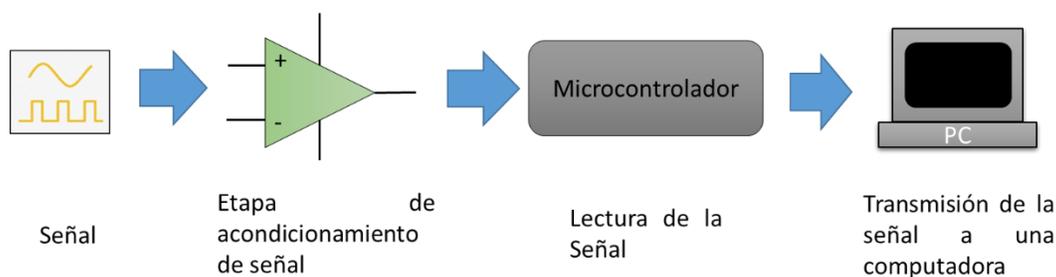


Figura 33. Diagrama de funcionamiento del subsistema de adquisición de datos.

4.2.1 Etapa de amplificación de señal.

Una etapa de amplificación como su nombre lo indica, permite incrementar en N veces el tamaño de una señal. Este tipo de amplificación es utilizada cuando se cuenta con una señal de un orden menor al que puede ser sensado. Para lograr cumplir esta condición se implementó un amplificador operacional.

El amplificador operacional es un dispositivo electrónico que permite realizar operaciones matemáticas con las señales, teniendo funciones básicas como suma, resta, multiplicación,

división, integración y derivación. La combinación de estas operaciones permite un acoplamiento de señal adecuado a la aplicación necesaria. [46]

El fin del amplificador operacional en este trabajo es aumentar la señal de salida por medio de una multiplicación, evitando alterar el comportamiento proporcional del sensor. [46]

El comportamiento buscado es el de una señal multiplicada 50 veces, para lograr conseguir que la señal otorgada por los sensores de 0 a 100 mV sea transformada a una señal de 0 a 5000 mV y de esta forma aprovechar la resolución del ADC del microcontrolador. Donde cada 5 mV, medición mínima que permite el ADC de 10 bits, se podría alcanzar a medir incrementos de presión mínimos de hasta 1 KPa.

| Resolución del sensor sin amplificación | | | Resolución del sensor con amplificación y ganancia de 50 | | |
|---|---|------|--|---|------|
| mV | 0 | 100 | mV | 0 | 5000 |
| KPa | 0 | 1000 | KPa | 0 | 1000 |
| Resolución 10 kPa/mV | | | Resolución 0.2 kPa/mV | | |

Figura 34, 35. Comportamiento del sensor sin amplificación (Imagen Izquierda) y con amplificación (Imagen Derecha)

Para lograr esta amplificación es necesario el uso de un amplificador operacional específico para el sensor que otorga una señal considerablemente baja de voltaje. Para esto se utilizó un amplificador de instrumentación, el cual es un arreglo de diferentes tipos de amplificadores, dos restadores a la entrada de la señal y un multiplicador a la salida. Esta configuración permite una reducción en el error de medida.

Para esta etapa el dispositivo seleccionado fue el amplificador operacional de instrumentación INA 826, este dispositivo es capaz de otorgar una ganancia de 1000 veces la señal de entrada, dentro de la hoja de especificaciones indica el valor de la resistencia de ganancia que este dispositivo debe utilizar para lograr una multiplicación de 50 veces la señal de entrada. Un diagrama de la configuración utilizada se muestra en la Figura 36, donde el sensor es alimentado por una fuente de voltaje y la señal es conectada a la entrada del amplificador operacional, el cual se alimenta a una fuente de voltaje la cual otorga $\pm 12V$. la salida otorgada corresponde a un voltaje de 0V a 5V proporcional a la señal de entrada. [44]

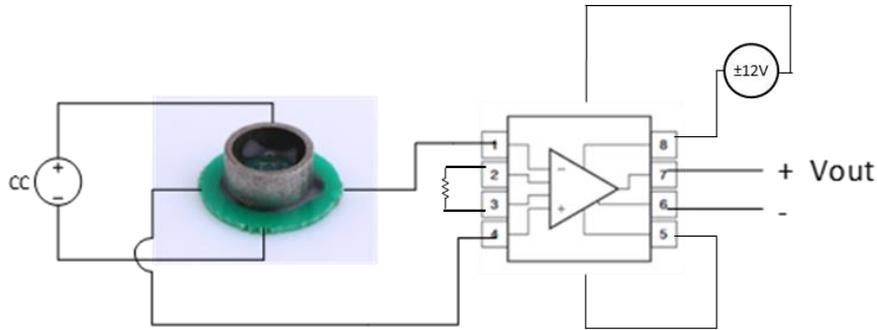


Figura 36. Diagrama de conexión entre el sensor y el amplificador operacional.

Después de definir la operación necesaria y los componentes de la etapa de amplificación se procedió a la fabricación de una tarjeta especial designada a la amplificación de la señal de los sensores, para esto se diseñó una tarjeta para 5 amplificadores, esto con la idea de crear dos copias iguales con el fin de conectar los 10 sensores de presión.

Las dimensiones de la tarjeta son de 7.5 cm X 5.5 cm, esto con la finalidad de crear tarjetas modulares y que en un futuro puedan ser reutilizadas o reconfiguradas para otros fines. A continuación se muestra el diagrama general (lado izquierdo de la Figura 37) de la tarjeta de amplificación y un acercamiento (lado derecho de la Figura 37) de la configuración del amplificador operacional, la cual se repite 5 veces a lo largo de la tarjeta de amplificación.

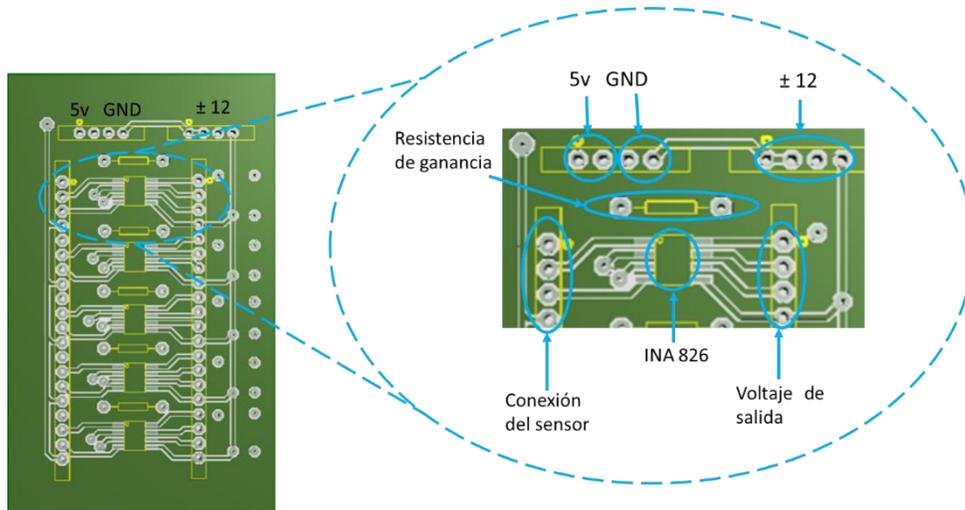


Figura 37. Tarjeta de amplificación de señal, con ganancia de 50.

4.2.2 Lectura y transmisión de Datos

Los dispositivos con la capacidad de leer y transmitir datos son conocidos como microcontroladores, los cuales pueden contar con un convertidor analógico digital (ADC) con múltiples entradas capaces de interpretar las señales analógicas, entradas y salidas digitales, puertos de comunicación serial RS-232 con el fin de transmitir los datos obtenidos de las entradas analógicas a una computadora por medio de este protocolo.

El microcontrolador debe contar con al menos 10 entradas analógicas para mapear los puntos de presión y un puerto de comunicación serial. Para lograr este objetivo fue seleccionado el microcontrolador de la familia Microchip PIC 18F4550, el cual cuenta con un puerto serie, módulo USB, una capacidad de 13 entradas analógicas, suficientes para realizar el mapeado deseado y comunicar el microcontrolador con un PC para de esta forma obtener las señales previstas para el sistema. Cabe mencionar que el dispositivo es capaz de trabajar con una frecuencia de hasta 48 MHz, suficiente para enviar las señales adquiridas con una frecuencia mínima de 100Hz. [45]

Se realizó un programa en el programador PIC C Compiler, en el cual fueron declaradas 10 variables enteras y 10 variables flotantes. Las primeras se asignadas para guardar el valor de cada una de las lecturas de las entradas digitales, posteriormente se declaró un ciclo iterativo el cual tenía la función de encender y apagar el convertidor ADC para tomar la muestra de datos en cada entrada analógica. Una vez tomado este valor, se realizaba una división entre el número de bits 1024 y una multiplicación por el voltaje de referencia a utilizar 5 v, este valor se almacenaba en las variables flotantes, para ser posteriormente enviados por el puerto serial

Se realizó una simulación para la adquisición de las señales y el envío de datos por medio de una comunicación serial con el Software ISIS, con lo cual se obtuvo una simulación satisfactoria. En esta simulación fueron utilizadas resistencias variables, las cuales al ser conectadas a una fuente de alimentación otorgaron una variación de 0V a 5V, la imagen de la simulación se observa en la Figura 38.

4.3 Subsistema de una Interfaz Humano - Máquina

El principal objetivo del subsistema HMI (por sus siglas en inglés de Human Interface Machine) es la traducción de los datos de un lenguaje entre el microcontrolador y la computadora, a valores numéricos interpretables (Figura 39).

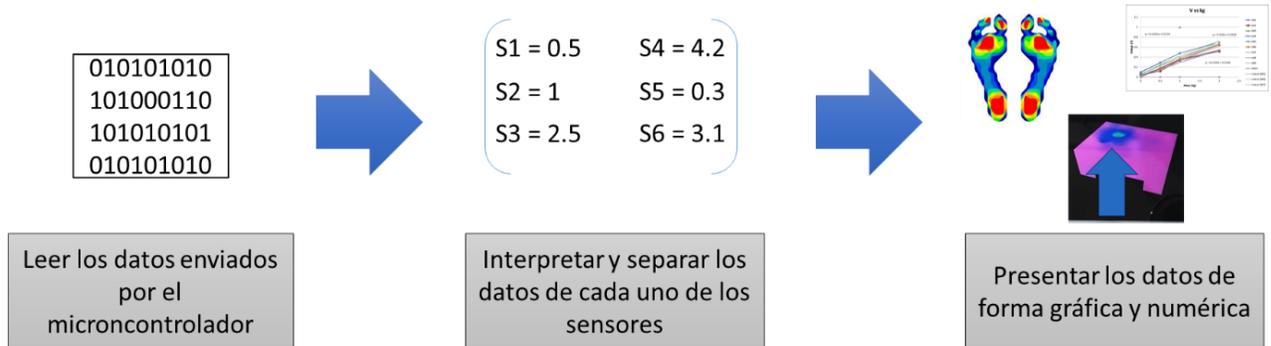


Figura 39. Diagrama de funcionamiento del subsistema de Interfaz humano máquina

La función básica de este subsistema es leer los datos enviados por microcontrolador, posteriormente seleccionar los datos referente a los valores de voltaje otorgados por los sensores, para posteriormente mostrar estos valores de forma numérica, o gráfica con el fin de interpretar la interacción de fuerzas externas con el sistema.

Para el desarrollo del último subsistema se consideró la comunicación existente por medio del microcontrolador, utilizando una conexión serial RS-232, permitiendo una transferencia de 57600 bits por segundo, una velocidad adecuada para la transmisión de los valores de presión, tomando en cuenta la transmisión de 10 señales simultáneas.

Se diseñó un diagrama de flujo del funcionamiento de la interfaz (Figura 40), el propósito de la interfaz es mostrar de una forma gráfica y numérica el valor de la presión ejercida en cada uno de los sensores.

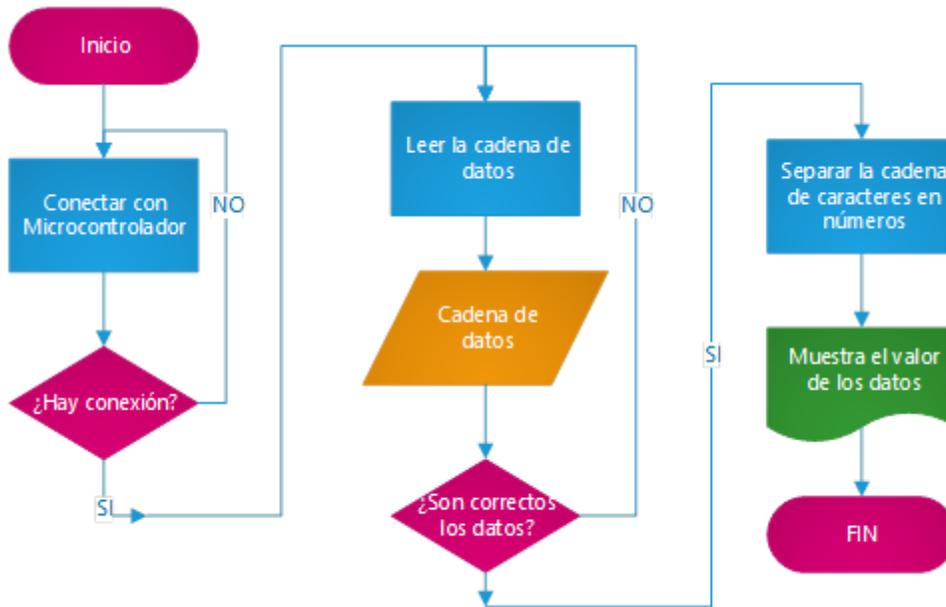


Figura 40. Diagrama de flujo del comportamiento de la interfaz.

La interfaz se desarrolló en la plataforma LabView un pequeño programa para la creación de interfaces gráficas, el cual permite la comunicación con diferentes dispositivos capaces de captar las señales analógicas o digitales, el programa permite desplegar estos datos de forma rápida y sencilla.

La interfaz diseñada está compuesta de un selector de puerto de comunicación, un selector de rango de transferencia de datos, el desplegado individual de 9 señales obtenidas por el microcontrolador, y una representación gráfica de la plataforma de sensado, con el fin de mostrar el perfil de presión de cada uno de los sensores (Figura 41).

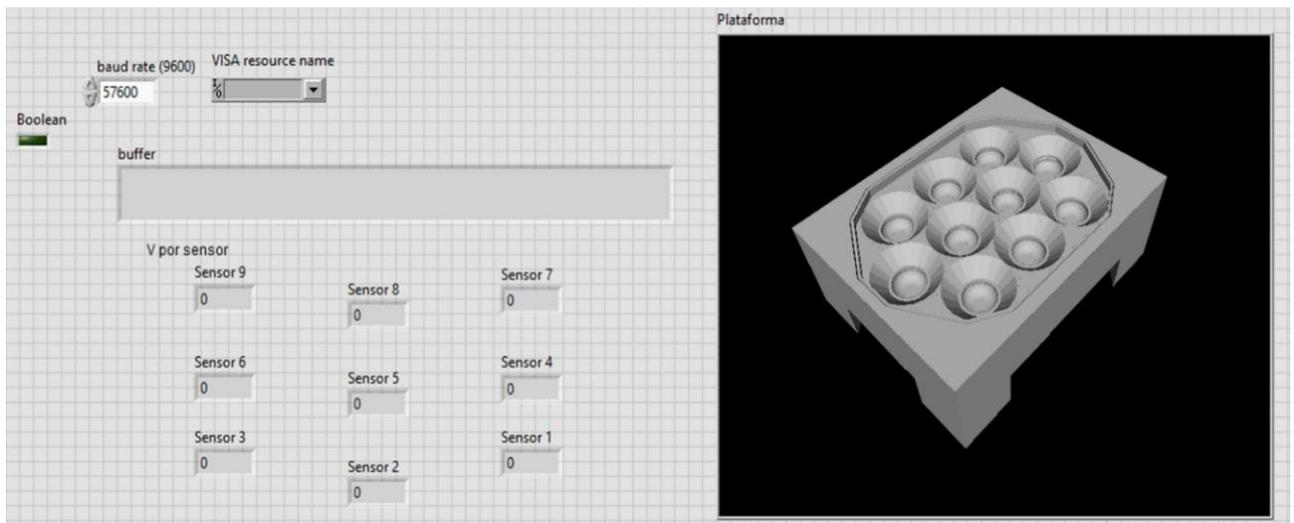


Figura 41. Captura de imagen de Interfaz de usuario HMI.

Este programa permitió establecer comunicación entre el microcontrolador (el cual está dedicado a leer las entradas analógicas) y una computadora mediante el protocolo de comunicación serial RS232. En el programa se diseñó una interfaz capaz de comunicarse con la tarjeta de adquisición de datos, seleccionando el puerto de comunicación, así como la tasa de muestreo, también lo que se diseñó fue una forma gráfica de lectura de los sensores, colocando la información de cada sensor por separado y al mismo tiempo exportando una figura capaz de representar el sistema de senado y detectar los puntos presionados.

4.4 Prueba general

Con los subsistemas integrados en un sistema de sensado de puntos de presión, se logró apreciar el cambio en los valores de la señal de cada uno de los sensores, así como una visualización gráfica de los puntos presión. En la Figura 42 se observan los subsistemas integrados; el área de sensado del sistema, la etapa de amplificación, el sistema de adquisición y la interfaz humano máquina, la cual únicamente expresa los valores del voltaje de forma gráfica y numérica.

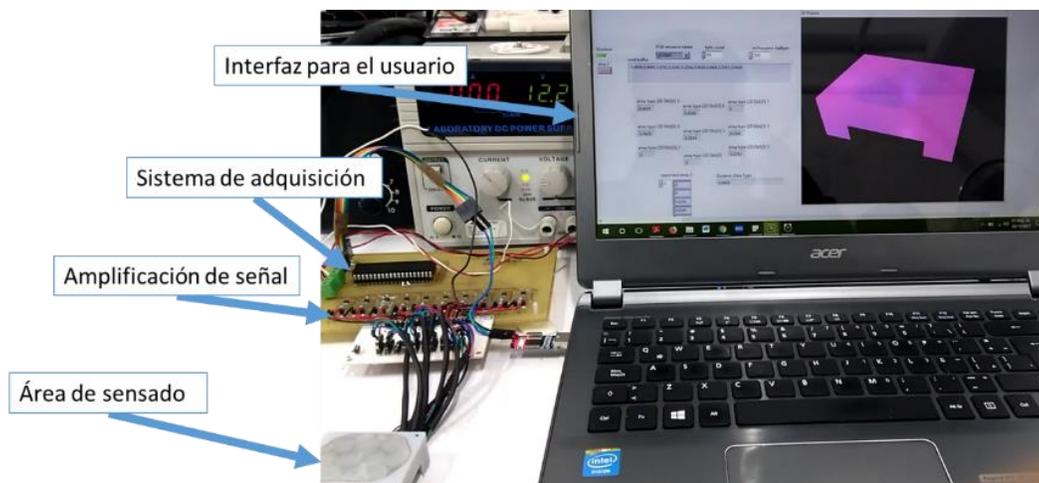


Figura 42. Fotografía Sistema de sensado.

La primer prueba del sistema se realizó pulsando los diferentes puntos de presión para corroborar la respuesta del sistema y observar el cambio en la representación gráfica de la figura que representa el área de sensado. A continuación en la Figura 43 se muestra una

secuencia de imágenes del sistema respondiendo al estímulo aplicado en cuatro de los sensores, observando un cambio en la tonalidad del punto de presión.

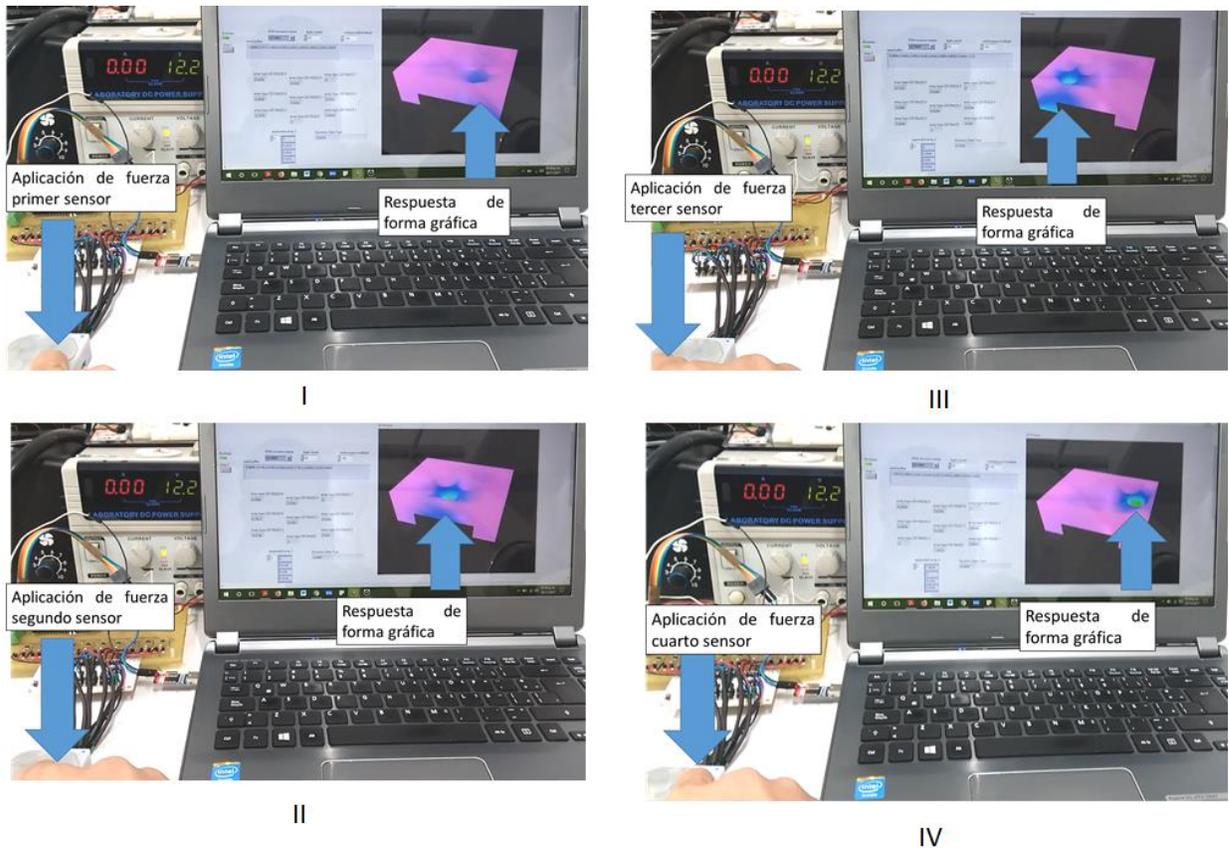


Figura 43. Fotografías respuestas del sistema.

En la prueba los sensores respondieron sin problema alguno al estímulo generado por los dedos como se esperaba. Sin embargo el comportamiento del sistema interactuando con la membrana de contacto se desconocía por completo, ya que el sensor se encuentra diseñado para trabajar con algún gas o líquido.

Capítulo 5 Pruebas de Validación

Para evaluar el desempeño del comportamiento del sensor con la membrana y observar los cambios con respecto al comportamiento mencionado por el fabricante se realizaron pruebas de compresión en la máquina de pruebas mecánicas Shimadzu AG-Xplus Series ubicada en las instalaciones del MADiT.

La máquina Shimadzu, es una máquina universal de pruebas mecánicas, la cual cuenta con un control de precisión para el desplazamiento, fuerza, tensión y deformación. La máquina cuenta con un panel de control manual y un software el cual permite el control automático de la máquina

Esta máquina fue configurada para realizar pruebas a compresión, y de este modo caracterizar el sistema, se equipó con una celda de carga de 500 N. Con la finalidad de lograr una correcta caracterización se utilizó un punzón especial (Figura 44), con punta esférica. El punzón utilizado se compone por un tornillo milimétrico de 12 mm de diámetro y un paso de 0.75 mm con una punta esférica con un diámetro de 8.75 mm.

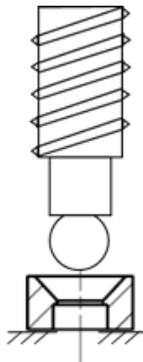


Figura 44. Diagrama interacción entre punzón y soporte de sensor.

Previo al comienzo de las pruebas de caracterización se realizó una prueba para conocer la carga máxima que soporta el sensor, por lo cual se colocó el sistema de sensado en la máquina de pruebas y se aplicó de forma manual una carga, incrementando la fuerza poco a poco hasta saturar el sensor, en esta prueba el sensor con la etapa de amplificación llegó a un valor de 5v con una carga de 155 N.

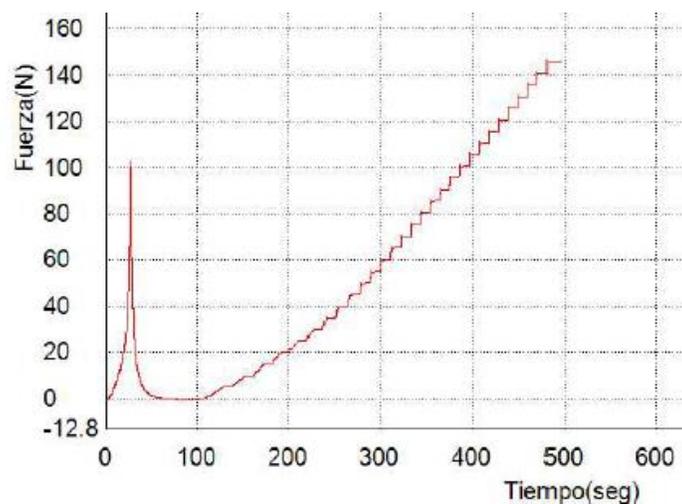
Para la prueba de caracterización del sistema se tomaron como muestra tres sensores al azar a los cuales se les aplicó una prueba de caracterización, donde se llevó a cabo una secuencia de compresión de 0 a 145 N. este valor fue utilizado como límite para no dañar al sensor en el proceso.

Las pruebas que se realizaron a los sensores fueron de linealidad e histéresis. Para la prueba de linealidad se realizaron 10 repeticiones de una secuencia de compresión, donde la fuerza se incrementó de 5 en 5 Newtons. En cuestión de la histéresis se realizaron pruebas incrementales y decrementales de fuerza aplicada al sensor similares a las pruebas de compresión.

5.1 Linealidad del sistema

En esta prueba se aplicó una fuerza sobre el sistema de sensado, incrementado 5 Newtons en cada uno de los pasos. Después de realizar los ensayos correspondientes a cada uno de los sensores, se encontró el patrón comportamiento de cada sensor, donde las líneas de tendencia fueron ajustadas a un modelo de comportamiento lineal.

A continuación se muestra en la gráfica 1 el ciclo de fuerza aplicada a compresión por la máquina universal de pruebas. En la gráfica se muestra en eje de las abscisas el tiempo transcurrido y en el eje de las ordenadas la fuerza aplicada.



Gráfica 1. Fuerza aplicada para determinar el comportamiento del sistema.

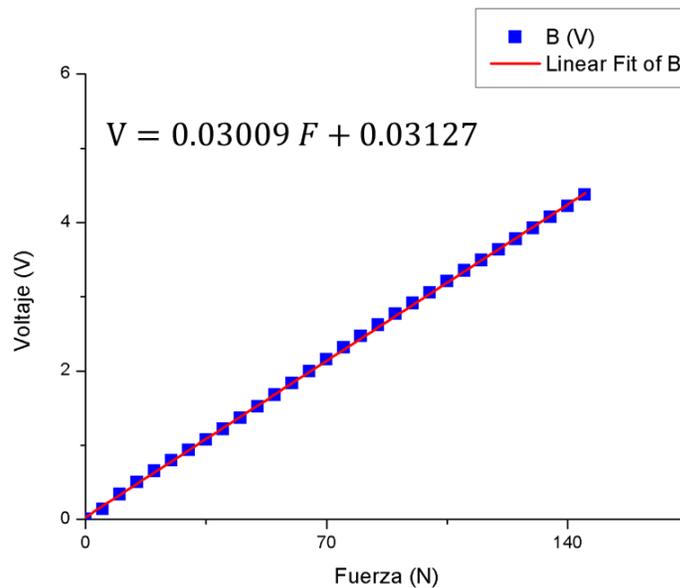
En esta gráfica, correspondiente a la aplicación proporcional de fuerza se observa una primer aplicación de fuerza de 100 Newtons, utilizando este paso para relajar el elastómero utilizado como interfaz de contacto. Posteriormente se observa una aplicación proporcional de fuerza, en estos pasos cabe mencionar que en los valores iniciales el desplazamiento del punzón fue mayor que en las demás pruebas, esto debido a la deformación de la membrana en la prueba, la cual puede apreciarse en la Figura 45.



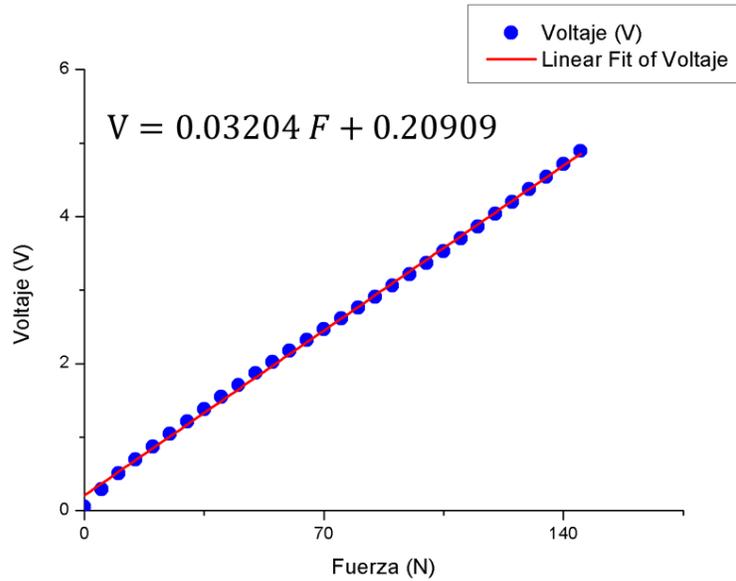
Figura 45. Fotografía deformación de la membrana en la prueba a compresión.

Con la fuerza ejercida de forma incrementa se obtuvieron valores de voltaje correspondientes a la fuerza aplicada, generado una gráfica de comportamiento de cada uno de los sensores seleccionados.

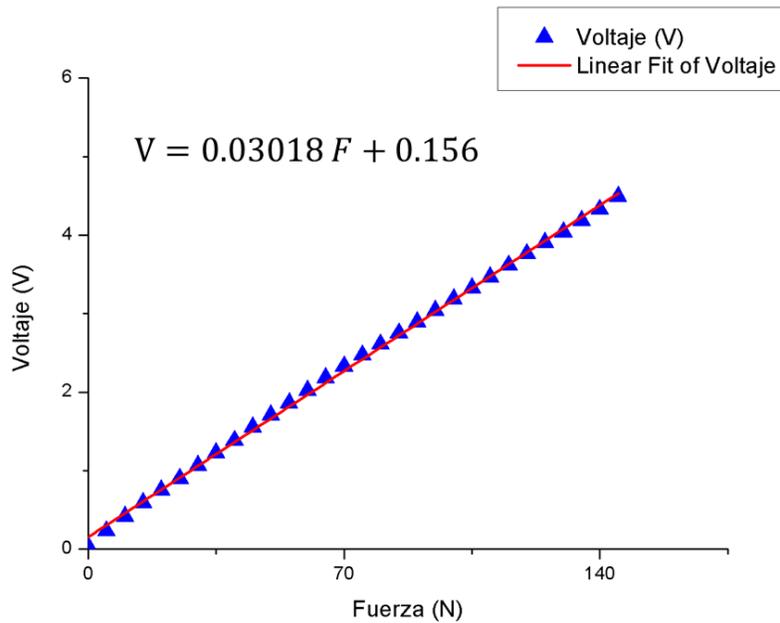
En las gráficas 2, 3 y 4 que se muestran a continuación, se puede observar el comportamiento de cada uno de los sensores. En el eje de abscisas se aprecia la fuerza ejercida por la máquina universal de pruebas, y en el eje de las ordenadas se observa el voltaje de respuesta.



Gráfica 2. Comportamiento del Sensor 1



Gráfica 3. Comportamiento del Sensor 2

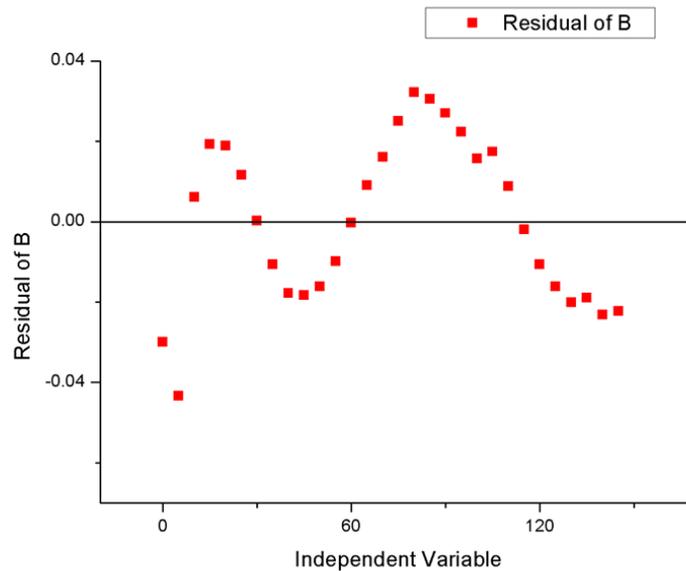


Gráfica 4. Comportamiento del Sensor 3

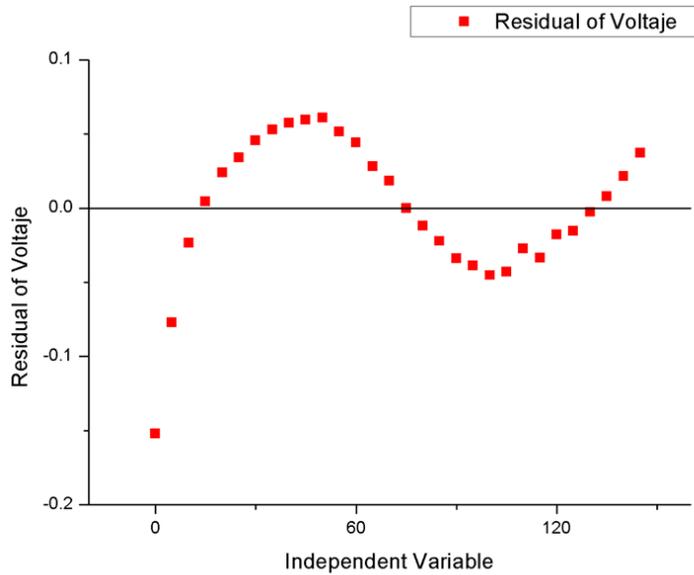
Los gráficos de tendencia fueron ajustados por medio de mínimos cuadrados, con los cuales se encontró una pendiente positiva en todos los ensayos obtenidos y una ordenada al origen con diferentes variaciones. Puede observarse que la ecuación resultante de cada uno de los sensores es muy similar entre sí.

5.2 Gráficas de residuos

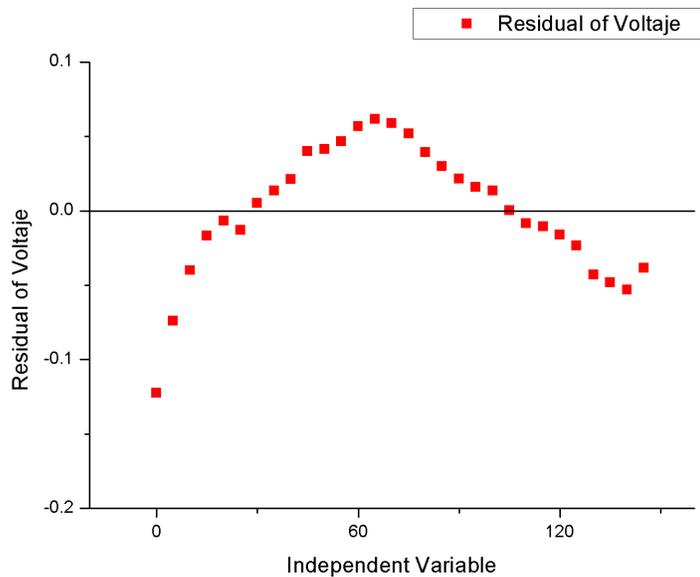
Se analizó el comportamiento del modelo matemático utilizado para la regresión lineal aplicada, poniendo a prueba los valores del modelo obtenido con los valores reales. En estos datos se registró la diferencia entre los valores obtenidos del modelo lineal de mínimos cuadrados y los valores reales aplicados. Los valores obtenidos de la resta de estos valores es conocido como residuos y se observan en las Gráficas 5, 6 y 7. donde el comportamiento de los residuos es peculiar en cada sensor.



Gráfica 5. Errores presentados en el comportamiento del Sensor 1



Gráfica 6. Errores presentados en el comportamiento del Sensor 2



Gráfica 7. Errores presentados en el comportamiento del Sensor 3

En las gráficas mostradas, correspondientes a los residuos el error máximo que se aprecia es del 2.8 % en el segundo sensor, mientras que en el primero es del 0.8 % y en el tercero del 2.4 %. Es necesario mencionar que estos valores son los más altos y los tres valores se encuentran en el primer dato obtenido de la prueba.

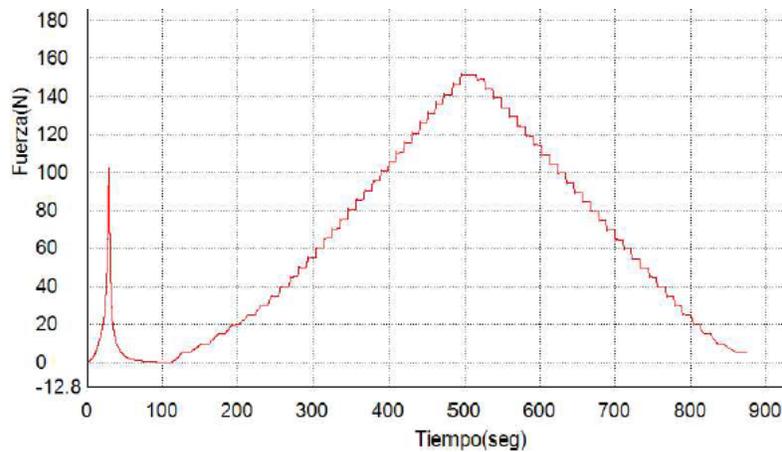
5.3 Histéresis del sistema

En este apartado, se encuentran los valores obtenidos en voltaje de acuerdo a la fuerza aplicada en forma incremental y posteriormente en forma decremental, observando la diferencia en el comportamiento entre los sensores con respecto al tipo de proceso.

Para la obtención de la histéresis fue utilizada la siguiente ecuación:

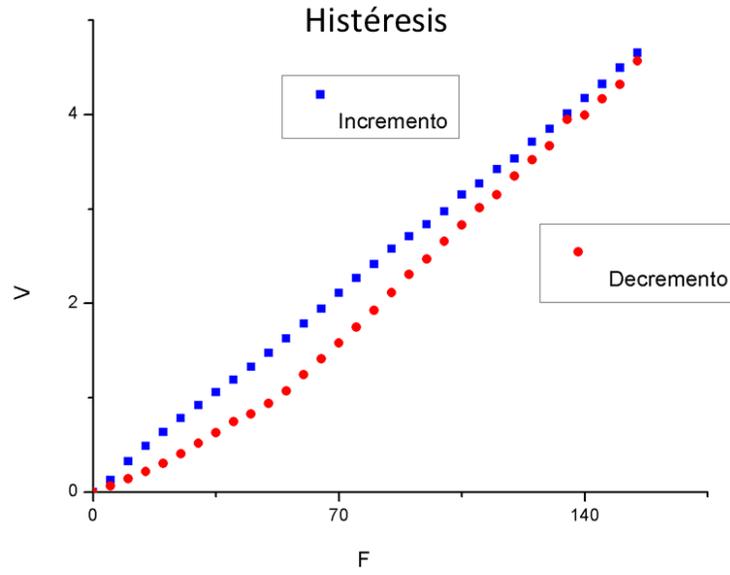
$$H = \frac{V \text{ incremental} - V \text{ decremental}}{V_{\text{max}} - V_{\text{min}}} \times 100$$

En la Gráfica 8 se muestra la secuencia utilizada en la obtención de la histéresis del sensor, la gráfica es similar a la encontrada en la gráfica 3, añadiendo como extra el decremento de 5 Newtons cada 10 segundos al llegar a la fuerza máxima ejercida por la máquina de pruebas mecánicas.

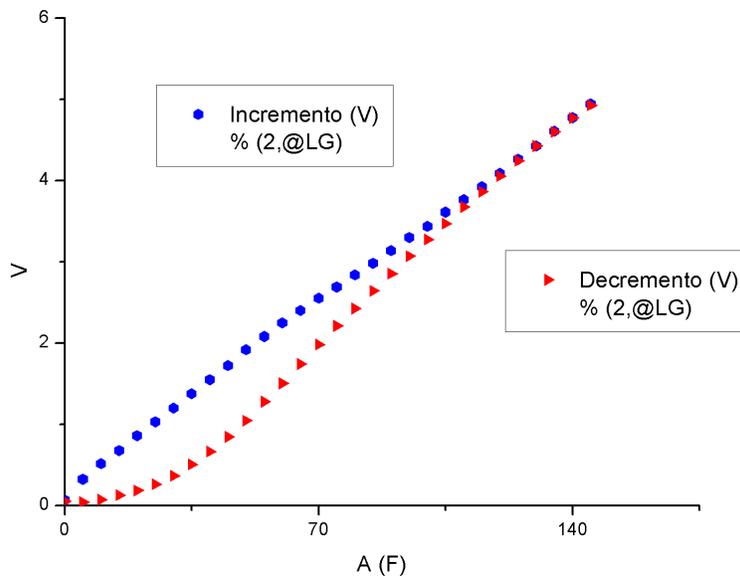


Gráfica 8. Fuerza aplicada de forma ascendente y Descendente al sensor.

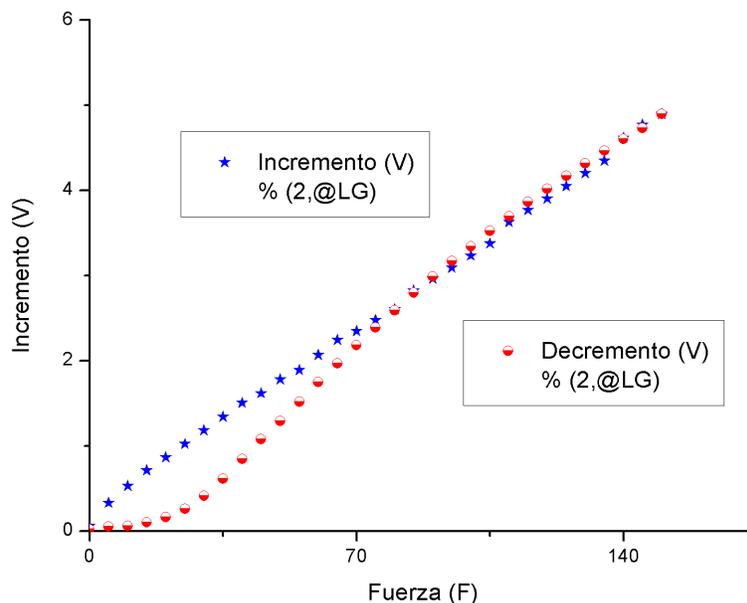
En las gráficas 9, 10 y 11 se muestra la respuesta de cada sensor con respecto al ciclo aplicado de incremento y decremento de fuerza. En las gráficas se aprecia de color azul la línea cuando la fuerza se aplica de forma incremental y en rojo la línea cuando la fuerza se decrementa. Al igual que las gráficas de linealidad, el eje de las abscisas representa la fuerza y el eje de las ordenadas el voltaje de respuesta.



Gráfica 9. Histéresis presentada en el Sensor 1



Gráfica 10. Histéresis presentada en el Sensor 2



Gráfica 11. Histéresis presentada en el Sensor 3

Los valores presentados por la histéresis de cada sensor son; 7.07 % para el primer sensor, 7.15 % para el segundo sensor y 5.51 % para el tercer sensor, obteniendo un promedio de 6.57 %, los valores más grandes de esta característica se pueden apreciar en los valores donde se aplicó una fuerza menor, al igual que en las gráficas observadas en los residuos, esto puede ser un efecto secundario debido al comportamiento del silicón, el cual al inicio de la prueba se llegó a deformar hasta 2 mm, mientras que al decremента la fuerza aplicada regresa a tu posición original de forma más rápida.

5.4 Análisis de Resultados

Con los resultados obtenidos en las gráficas; 2, 3 y 4 es apreciable el comportamiento de la membrana interactuando con los sensores piezorresistivos, los tres sensores seleccionados presentan un comportamiento lineal, la pendiente que presentan es similar entre sí, teniendo variaciones muy ligeras entre sensores, el cambio más significativo que se aprecia es en la ordenada al origen de la función.

El comportamiento en el sistema difiere del comportamiento del sensor mencionado por el fabricante, ya que el sensor está construido para trabajar exclusivamente con agua o gases no corrosivos. Pese al uso del elastómero como medio de contacto el sistema respondió favorablemente.

El uso del método de mínimos cuadrados para la regresión lineal, de los valores obtenidos por el sensor, otorgó una ecuación de comportamiento aceptable, esto se puede observar en las gráficas 5, 6 y 7 correspondientes a los errores residuales donde los valores de los residuales de los tres sensores se encuentra variando entre el 0.8 % y 2.8 % de error, de

acuerdo al tipo de gráfico que arrojan estos datos, similar a funciones sinusoidales, puede indicar la necesidad de implementar un arreglo de segundo grado en la función, sin embargo los residuales se encuentran por debajo del 3%.

En contraste, algunos de los sistemas mencionados en el capítulo 3 poseen errores en la precisión de medición entre el 5 y 10%. Con lo cual pone en ventaja al sistema de sensado de membrana desarrollado. El 3 % de error encontrado en el sistema desarrollado de membrana y sensores piezorresistivos traducido a fuerza implica un error de 4.35 N.

En las gráficas 9, 10 y 11 se aprecian las curvas de comportamiento del sensor cuando se aplica una carga de forma incremental (curva color rojo) y cuando se aplica una carga de forma decremental (curva color azul), observando una deformación en la curva cuando la fuerza se está decrementando. El valor donde este fenómeno se acentúa es cuando la fuerza se encuentra cerca de los 50 N y terminando dicha deformación cuando el valor de la fuerza se aproxima a cero.

En cuanto a esta característica se observa un valor máximo de 7.15 % en el segundo sensor y un valor mínimo de 5.51% en el tercer sensor, el valor de histéresis obtenido en los sensores se encuentra entre los valores reportados en las Tablas 1 y 2 correspondientes a los sistemas existentes del Capítulo 3, donde el valor mínimo reportado es menor al 3% y el máximo menor al 7%.

Dentro de las pruebas obtenidas, se apreció que los valores más altos encontrados tanto en las gráficas de los residuos como en las gráficas de histéresis, se encontraron en los valores iniciales de la prueba, dando pie a que una limitación en el intervalo de operación. Esta modificación en el intervalo de presión puede ser causada por el elastómero, debido a que presentó una deformación mayor a 2 mm antes de la aplicación de 50 N.

5.5 Conclusiones

En el presente trabajo se investigó sobre la estructura del pie y los huesos que lo conforman, identificando como estructura principal del pie, la bóveda plantar, encargada de soportar y distribuir la carga del peso en el pie a través de arcos de soporte.

Se identificaron las necesidades y especificaciones de sistemas de medición plantar, dividiéndolos en tres subsistemas principales; subsistema de sensado, subsistema de adquisición de datos y subsistema de interfaz. Se encontraron diferentes sistemas en el mercado dedicados al estudio del pie. Se muestran dos configuraciones principales de sistemas de sensado, sistemas del tipo plataforma y sistemas de tipo plantilla.

Se identificó que los sistemas no manejan lineamientos, ni patrones aparentes de manufactura. Se encontró como característica particular el uso de múltiples puntos de sensado, encontrando sistemas con tan solo 24 puntos de sensado, hasta sistemas de más de 10,000 puntos de sensado..

Se realizó el diseño conceptual de una base para el subsistema de sensado, implementando una base con una geometría hexagonal, con el fin de aprovechar los puntos muertos generados entre los sensores, se diseñó una cavidad con forma de cono trunco al interior de la base con la capacidad de ampliar el área de sensado del sensor y lograr la continuidad entre los sensores.

Se identificó un sensor tipo MEMS, con las especificaciones recomendadas por [20] y [21], con base en el diseño conceptual de la base y las medidas encontradas en el sensor, se diseñó un arreglo matricial de soportes de sensores.

Se desarrolló un prototipo de una plataforma de medición plantar, con el fin de obtener una medición de múltiples puntos de presión contiguos. Se hizo uso de la manufactura aditiva, una técnica conocida como prototipado rápido, para la construcción del arreglo matricial.

Se construyó un subsistema de sensado, implementando un caucho de silicón, un elastómero, como interfaz capaz de interactuar con el sensor de presión.

Se diseñó un subsistema de adquisición de datos, implementando una etapa de amplificación de señal para el sensor y utilizando un microcontrolador como medio para la lectura de las señales generadas por los sensores. Se desarrolló una interfaz gráfica, capaz de tomar la lectura de los sensores utilizados en el subsistema de sensado.

Se realizaron pruebas de caracterización de sensores, encontrando una respuesta favorable en la implementación de los componentes del subsistema de sensado.

Se encontró un comportamiento lineal del sistema con un error del 3% de precisión, un valor por debajo de los sistemas encontrados. También se identificó un valor de histéresis del 7.15%, un valor similar al presentado en los sistemas encontrados.

Se logró construir de forma funcional un sistema capaz ser escalado con el fin de ser utilizado en aplicaciones para sensar puntos presión en la zona plantar.

5.6 Trabajo a futuro

Como un trabajo futuro aplicable al sistema de medición de puntos de presión, se plantean los siguientes objetivos enfocados a la implementación del sistema obtenido:

- El estudio de la distribución de presión en la geometría diseñada para soportar los sensores, con geometrías de cono truncado
- estudio sobre la interacción entre puntos
- Estudio y caracterización del elastómero utilizado
- Implementación de otros elastómeros como medio de contacto.
- Implementación de comunicación inalámbrica en el sistema de adquisición de datos

- La instrumentación de una suela de zapato con este tipo de sistema de sensado para futuras pruebas
- Prueba de la suela instrumentada con sujetos de prueba
- Mejora en el software, desarrollo de un programa más amigable con fines de estudio médico.

Referencias

- [1] A. I. Kapandji, *Fisiología Articular Esquemas Comentados de la Mecánica Humana* Vol. 2, Madrid, España: Panamericana, 2010.
- [2] P. V. Álvarez C.C., «new.medigraphic.com,» 2010. [En línea]. Available: <http://new.medigraphic.com/cgi-bin/resumen.cgi?IDARTICULO=28383>. [Último acceso: 12 05 2017].
- [3] Boulton.A.J.M., «The diabetic foot: from art to science. The18th Camillo Golgi lecture,» *Diabetologia*, p. 11, 2004.
- [4] Hurtado P.A., «<http://new.medigraphic.com>,» 2006. [En línea]. Available: <http://new.medigraphic.com/cgi-bin/resumen.cgi?IDARTICULO=10656>. [Último acceso: 20 05 2017].
- [5] Porter Stuart B., *Tidy´s Physiotherapy*, Elsevier, 2008.
- [6] «<http://www.novel.de>,» [En línea]. Available: <http://www.novel.de/novelcontent/emed>. [Último acceso: 25 05 2017].
- [7] «<https://www.tekscan.com>,» [En línea]. Available: <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/f-scan-system>. [Último acceso: 8 05 2017].
- [8] «[paromed.biz](http://www.paromed.biz),» [En línea]. Available: <http://www.paromed.biz/paroTec-3-2.html>. [Último acceso: 23 05 2017].
- [9] IBV, «Instituto de Biomecanica de Valencia,» [En línea]. Available: <http://analisisbiomecanico.ibv.org/productos/tecnicas-de-registro/biofoot-ibv.html>. [Último acceso: 28 01 2018].
- [10] SPI, «SENSOR PRODUCTS INC.,» [En línea]. Available: <http://www.sensorprod.com/index.php>. [Último acceso: 17 10 2017].
- [11] R. International, «RSScan International,» [En línea]. Available: <http://www.rsscan.com/footscan/>. [Último acceso: 02 12 2017].
- [12] BodyTech, «BodyTech,» [En línea]. Available: <http://www.bodytech.com.au/hardware/base-model-40x40-platform>. [Último acceso: 29 11 2017].
- [13] Creus A, *Instrumentacion Industrial*, Barcelona, España: Alfaomega, 2010.
- [14] J. G. Webster, *The measurement instrumentation and sensors handbook*, CRC Press LLC, 1999.
- [15] I. mecafenix. [En línea]. Available: <http://www.ingmecafenix.com/automatizacion/galga-extensiometrica/>. [Último acceso: 26 03 2018].

- [16] «Interlinck Electronics,» [En línea]. Available: <https://www.interlinkelectronics.com/fsr-402>. [Último acceso: 25 02 2018].
- [17] «MAPAMA,» [En línea]. Available: <http://www.mapama.gob.es/es/ministerio/servicios/informacion/plataforma-de-conocimiento-para-el-medio-rural-y-pesquero/observatorio-de-tecnologias-probadas/material-de-riego/telecontrol-6.aspx>. [Último acceso: 15 05 2017].
- [18] «Cmapspublic,» [En línea]. Available: <http://cmapspublic.ihmc.us/rid=1M6L8GMRQ-1GPQ9B8-2886/Sensor%20capacitivo.jpg>. [Último acceso: 14 04 2018].
- [19] «Elektrikce,» [En línea]. Available: <https://www.elektrikce.com/piezoelektrik-hakkinda-bilgiler-ve-kullanim-alanlari/>. [Último acceso: 17 03 2018].
- [20] R. A. Z. A. B. R. K. ., W. Y. Hadi A., «Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review,» 23 Julio 2012. [En línea]. Available: www.mdpi.com/journal/sensors.
- [21] K. N. P. T. a. R. D. Giacomozzi C., «International scientific consensus on medical plantar pressure measurement devices: technical requirements and performance,» [En línea].
- [22] M. A. M. S. Inc., «Mouser,» [En línea]. Available: https://www.mouser.mx/pdfdocs/Datasheet_Series_206621xx_Analogue_Pressure_sensor_EN.PDF. [Último acceso: 16 01 2018].
- [23] «Cematic,» [En línea]. Available: <https://cematic.com/categoria-producto/racores-y-mangueras/>. [Último acceso: 10 03 2017].
- [24] «ingemecánica,» [En línea]. Available: <http://ingemecanica.com/tutorialsemanal/tutorialn212.html>. [Último acceso: 28 05 2018].
- [25] Parker Hannifin, «www.parker.com,» 24 Marzo 2017. [En línea]. Available: https://www.parker.com/literature/o_ring.pdf.
- [26] «Supercurioso,» [En línea]. Available: <https://supercurioso.com/por-que-las-abejas-hacen-las-celdas-de-su-panal-en-forma-hexagonal/>. [Último acceso: 22 05 2018].
- [27] CFSensor, «Alibaba.com,» [En línea]. Available: https://cfsensor.en.alibaba.com/product/60713335682-806131981/Board_Mounted_Water_Level_Pressure_Sensor.html?spm=a2700.8304367.prewdfa4cf.92.11e9ee6fACPdGu. [Último acceso: 19 09 2017].
- [28] R. D. Wark K., Termodinámica, España: McGraw-Hill, 2001.
- [29] T. C. Villarroya A., «<https://upcommons.upc.edu>,» 2005. [En línea]. Available: <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2099/118/11%20P%C3%A1ginas%20de%20biomecanica%20n12-2.pdf>. [Último acceso: 17 05 2017].

- [30] University of Washington School of Medicine, «<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/>,» [En línea]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8364845>. [Último acceso: 28 04 2017].
- [31] Stratasy, 7 Marzo 2017. [En línea]. Available: http://usglobalimages.stratasy.com/Main/Files/Material_Spec_Sheets/MSS_PJ_PJMaterialsDataSheet.pdf?v=635785205440671440.
- [32] Pérez J.M., «<http://www.peritajemedicoforense.com/>,» [En línea]. Available: <http://www.peritajemedicoforense.com/PGARCIA1.htm>. [Último acceso: 23 05 2017].
- [33] Meditel Ingeniera Medica S.L.Zaragoza, España Patente EX 2 131 002 A1, 1997.
- [34] M. A. Guerra E.G., *Diseño e implementación de un sistema de baropodometria electrónica para niños.(Tesis para la obtención del título de Ingeniero en Electrónica)*, Sangolquí: Universidad de las Fuerzas Armadas.
- [35] T. A. R. J. ., G. L. A. N. Díaz C.A., «Descripción de un sistema para la medición de las presiones planares mediante el procesamiento de imágenes,» *EIA*, pp. 43-56, 3006.
- [36] B. M. Cengel Y, *Termodinámica*, México: McGraw-Hill, 2012.
- [37] C. P. Carreño J.C, *Diseño e implementación de un sistema de análisis de las presiones plantares en estática basado en procesamiento de imágenes (Tesis para la obtención de título de Ingeniero Electrónico)*, Cuenca: Universidad Politécnica Salesiana.
- [38] V. A. C. T. Barreto J, «efdeportes.com,» [En línea]. Available: <http://www.efdeportes.com/efd217/biomecanica-de-la-marcha-atletica.htm>. [Último acceso: 15 05 2017].
- [39] Baker Richard, «The history of gait analysis before the advent of modern computers,» 27 Octubre 2006. [En línea]. Available: www.sciencedirect.com.
- [40] «National Instruments,» 19 Septiembre 2017. [En línea]. Available: <http://www.ni.com/data-acquisition/what-is/esa/>.
- [41] «<http://www.ni.com/>,» 14 09 2011. [En línea]. Available: <http://www.ni.com/white-paper/13034/es/>. [Último acceso: 19 05 2017].
- [42] «Amfit Solutions,» [En línea]. Available: <http://www.amfit.com/>. [Último acceso: 25 05 2017].
- [43] D. L. Flórez, «Tecnología del Plástico,» 09 2015. [En línea]. Available: <http://www.plastico.com/temas/Manufactura-aditiva,-un-cambio-en-las-reglas-del-juego+108637>. [Último acceso: 25 05 2018].
- [44] T. Instruments. [En línea]. Available: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina826.pdf>. [Último acceso: 3 11 2017].

- [45] Microchip. [En línea]. Available:
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39632e.pdf>. [Último acceso: 19
05 2017].
- [46] R. F. Coughlin y F. F. Driscoll, Amplificadores Operacionales y Circuitos Lineales
Integrados, PHH, 2006.
- [47] K. T. Ulrich y S. D. Eppinger, Diseño y desarrollo de productos, McGraw-Hill, 2013.