



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO
DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

TEMA:

**“PLANTILLA INSTRUMENTADA PARA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN
PLANTAR”**

AUTORA:

CANO GÓMEZ CLARA INÉS

DIRECTOR:

MSc. IVÁN IGLESIAS

IBARRA - ECUADOR

2020



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	1003506050		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Cano Gómez Clara Inés		
DIRECCIÓN:	Ibarra calle Machala 5-03 y Tena		
EMAIL:	cicanogutn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	062603767	TELÉFONO MÓVIL:	0985787332

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	PLANTILLA INSTRUMENTADA PARA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN PLANTAR
AUTOR (ES):	Clara Inés Cano Gómez
FECHA: DD/MM/AAAA	10/12/2020
SOLO PARA TRABAJOS DE GRADO	
PROGRAMA:	<input checked="" type="checkbox"/> PREGRADO <input type="checkbox"/> POSGRADO
TÍTULO POR EL QUE OPTA:	INGENIERA EN MECATRÓNICA
ASESOR /DIRECTOR:	ING. IVÁN IGLESIAS

2. CONSTANCIAS

El autor (es) manifiesta (n) que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló, sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto la obra es original y que es (son) el (los) titular (es) de los derechos patrimoniales, por lo que asume (n) la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá (n) en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, a los ...10... días del mes de ...DICIEMBRE... de 2020

EL AUTOR:


(Firma) 
Nombre: Clara Inés Cano Gómez



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CERTIFICACIÓN DEL ASESOR

En mi calidad de director certifico que el trabajo de grado titulado **“PLANTILLA INSTRUMENTADA PARA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN PLANTAR”**, fue desarrollado por la egresada Clara Inés Cano Gómez con cédula Nro. 100350605-0, bajo mi supervisión, lo cual certifico en honor a la verdad.

**IVAN
IGLESIAS
NAVARRO**  Firmado digitalmente
por IVAN IGLESIAS
NAVARRO
Fecha: 2020.12.10
10:56:16 -05'00'

M SC. Iván Iglesias
DIRECTOR DE TRABAJO DE GRADO

DEDICATORIA

Dedico mi trabajo de grado principalmente a Dios por darme salud y bendición, por ser mi apoyo y fortaleza.

A mis padres, por su comprensión, cariño incondicional y buenos consejos, siendo mi mayor inspiración y motivación a lo largo de mi vida.

A mis hermanas, que siempre han estado junto a mí brindándome su amistad, y que sin dudar de mi capacidad me han dado seguridad y confianza para continuar.

A mis sobrinos, que han sido regalos de Dios para alegrar mi vida, a través de ellos pude ver lo bonito de la vida, y quienes me han dado ánimo y motivación para querer progresar y ser mejor persona.

Clara Cano.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios y a la Virgen, por darme la fuerza necesaria cada día para no rendirme y poder sobrellevar los momentos difíciles, por haberme dado sabiduría a lo largo de mi carrera universitaria y poder culminarla.

A mi tutor Ing. Daniel Álvarez por haber compartido sus conocimientos y guiarme durante el desarrollo del presente trabajo de grado.

A Prótesis Imbabura, por abrirme sus puertas y permitirme realizar las pruebas en su institución.

A mis amigos...

Clara Cano.

PLANTILLA INSTRUMENTADA PARA MEDICIÓN DE LA PRESIÓN PLANTAR

Autora: Clara Inés Cano Gómez.

RESUMEN

El presente trabajo de grado presenta el diseño y construcción de un sistema de plantilla instrumentada para niño y adulto de bajo costo, con tecnología propia y de fácil mantenimiento, con el cual se evalúa presiones plantares en estática y en la marcha humana, se analizará además deformidades de los pies, pies con úlceras diabéticas para futuras investigaciones, de la población ecuatoriana, para ser utilizado como una herramienta clínica y de investigación.

Para el diseño del sistema se revisó la literatura relacionada, en base a plantillas instrumentadas comerciales, la distribución del peso corporal en partes funcionales del pie, características antropométricas, y un análisis de las principales patologías del pie, se elaboran matrices de decisiones, tablas comparativas, y se seleccionan los materiales y dispositivos electrónicos.

Para la construcción del sistema de plantillas, según la literatura revisada y requerimientos, se utilizaron plantillas talla 40 para adultos y talla 34 para niños. El sistema de plantillas fue realizado para que pueda soportar 34kg para niños, 72kg para adulto, los sensores incorporados fueron los FSR de Interlink modelos 402 y 406, que fueron distribuidos en las plantillas en puntos específicos de interés y de acuerdo al peso máximo que pueden soportar.

Se utilizó un Arduino Nano como tarjeta de adquisición de datos y procesamiento de la señal, los valores de presión obtenidos y su respectivo diagnóstico, se visualizaron en un HMI desarrollado en el software MATLAB, la transmisión de datos fue vía Bluetooth.

Las pruebas de funcionamiento fueron realizadas en pacientes en condiciones normales, estos datos se almacenaron en una base de datos MYSQL.

INSTRUMENTED INSOLE TO MEASURE PLANTAR PRESSURE

AUTHOR: Clara Inés Cano Gómez.

ABSTRACT

This degree project presents the design and construction of a low-cost instrumented system for children and adults, with its own technology and easy maintenance, with which human gait, diabetic foot detection, and footwear analysis are evaluated in children and adults, of the Ecuadorian population, to be used as a clinical and research tool.

For the design of the system, the related literature was reviewed, based on commercial instrumented insoles, the distribution of body weight in functional parts of the foot, anthropometric characteristics, and an analysis of the main pathologies of the foot, decision matrices, comparative tables are prepared, and electronic materials and devices are selected.

For the construction of the insole system, according to revised literature and requirements, templates size 40 for adults and size 34 for children were used, the insole system was made so that it can support 34kg for children, 72kg for adults, the sensors incorporated were Interlink FSR models 402 and 406, which were distributed in the templates at specific points of interest and according to the maximum weight they can support.

An Arduino Nano was used as a card for data acquisition and signal processing, the pressure values obtained and their respective diagnosis were visualized in an HMI developed in the MATLAB software, the data transmission was via Bluetooth.

Functional tests were performed in patients in normal conditions, these data were stored in a MYSQL database.

Tabla de Contenido

<i>AUTORIZACIÓN DE USO A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD</i>	II
1. <i>IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA</i>	II
2. <i>CONSTANCIAS</i>	II
 <i>CERTIFICACIÓN DEL ASESOR</i>	III
 <i>DEDICATORIA</i>	IV
 <i>AGRADECIMIENTO</i>	V
 <i>RESUMEN</i>	VI
 <i>ABSTRACT</i>	VII
 <i>INTRODUCCIÓN</i>	XV
Antecedentes	XVI
Problema	XVII
Objetivos	XVIII
Objetivo General	XVIII
Objetivos Específicos.....	XVIII
Justificación.....	XVIII
Alcance.....	XIX
 <i>Capítulo 1</i>	20
 <i>Marco Teórico</i>	20
1. Aspectos generales del pie	20
1.1. Estructura del pie	20
1.2. Distribución del peso corporal en partes funcionales del pie	21
1.3. Marcha Humana.....	22
1.4. Patologías del pie	24
1.4.1. Deformaciones plantares.....	24
1.4.1.1. Pie Hallux Valgus	24
1.4.1.2. Pie plano.....	25
1.4.1.3. Pie Cavo	25

1.4.1.4. Pie Equino Varo	26
1.4.1.5. Pie con úlceras diabéticas.....	28
1.5. Presión plantar	29
1.6. Sensores de presión plantar.....	30
1.6.1. Resistivos	30
Ventajas.....	31
1.6.2. Capacitivos.....	32
Ventajas.....	33
1.6.1. Piezorresistivos	33
1.6.3.1 Flexiforce	34
Ventajas.....	35
1.6.2. Sensores ParoTec Paromed.....	35
Ventajas.....	36
Desventajas	36
1.6.3. Piezoeléctricos	36
Ventajas.....	37
Desventajas	37
1.7. Acondicionamiento de la señal analógica.....	38
1.7.1. Etapa de amplificado.....	38
1.7.2. Divisor de tensión.	38
1.7.3. Circuito Inversor	39
1.8. Etapa de filtrado de la señal	40
1.9. Sistemas de sensado de presión plantar	40
1.9.1. Plataformas de fuerza.....	41
1.9.2. Plantillas instrumentadas	41
1.10 . Materiales usados en plantillas instrumentadas comerciales	42
1.11. Características antropométricas de la población ecuatoriana.....	43
1.12. Hardware y Software para el procesamiento de la señal	47
1.12.1 Adquisición de datos.....	47
1.12.2.Comunicación inalámbrica	47
1.12.3.Módulos Bluetooth.....	47
1.12.4.ZigBee.....	48
1.12.5.Wi-fi.....	48
1.13. Software de Visualización de datos	48
1.14. Almacenamiento de datos	50

<i>CAPÍTULO 2</i>	51
2. Metodología	51
2.1. Descripción del sistema	51
2.2. Requerimientos del sistema	51
2.3. Diseño del sistema	52
2.3.1. Selección del material para la plantilla	52
2.3.2. Selección de sensor	52
2.3.3. Ubicación de los sensores en las plantillas	53
2.3.3.1.Plantilla niño	53
2.3.3.2.Plantilla Adulto	55
2.3.4. Sensor Flexiforce FSR Interlink	56
2.4. Diseño electrónico	56
2.4.1. Selección del Circuito Amplificador	56
2.4.2. Selección del Filtro de señales	57
2.4.3. Selección de la tarjeta de adquisición de datos	58
2.4.4. Conexión y cableado de los sensores	60
2.5. Adquisición de datos	61
2.5.1. Calibración de los sensores	64
2.6. Comunicación inalámbrica	69
2.7. Visualización de datos	70
2.7.1. Interfaz gráfica	71
2.8. Almacenamiento de datos	73
 <i>CAPÍTULO 3</i>	 75
3. Análisis de resultados	75
3.1. Plantillas Instrumentadas	75
3.2. Pruebas de funcionamiento	77
3.3. Presupuesto	80
Conclusiones y Recomendaciones	81
Conclusiones	81
Bibliografía	82
<i>ANEXOS</i>	89

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Esquema del esqueleto del pie segmentado en partes funcionales	21
Figura 2. Porcentajes de carga que soporta el pie	22
Figura 3. Fases de la marcha humana	23
Figura 4. Pie Hallux Valgus	24
Figura 5. Pie Plano	25
Figura 6. Pie Cavo	26
Figura 7. Pie Equino-Varo	27
Figura 8. Pie con úlcera diabética	28
Figura 9. Zonas del pie con mayor prevalencia de úlceras diabéticas	29
Figura 10. Galga extensiométrica	31
Figura 11. : a) Esquema de sensor capacitivo EMED b)Matriz de sensores EMED	32
Figura 12. Sensor flexiforce de Interlink	35
Figura 13. Sensor Hydro_cell de Parotec paromed.....	36
Figura 14. Sensor piezoeléctrico	37
Figura 15. Divisor de tensión	39
Figura 16. Circuito amplificador inversor.....	40
Figura 17. a) Huella Plantar: talla 34 b) Ubicación de sensores en plantilla: talla 34	54
Figura 18. a) Huella plantar: talla 40 b) Ubicación de sensores en plantilla: talla 40	55
Figura 19. a) Sensor FSR 402 b)Sensor FSR 406.....	56
Figura 21. Esquema y diseño del Arduino Nano.	59
Figura 22. Multiplexor 16 canales analógico	60
Figura 23. a) Conector IDC 14 pines hembra b) Conector IDC 14 pines macho	61
Figura 24. Conexión y cableado del sistema.....	61
Figura 25. Curva Presión vs Voltaje del Sensor FSR 402	65
Figura 26. Curva Presión vs Voltaje del Sensor FSR 406	66
Figura 27. Programa Origin Pro 8 para obtención de ecuación sensor FSR 402.....	67
Figura 28. Programa Origin Pro 8 para obtención de ecuación sensor FSR 406.....	68
Figura 30. Interfaz Gráfica_Prueba Estática	72
Figura 31. Interfaz Gráfica_Prueba Dinámica	73
Figura 32. Base de datos MySQL	74
Figura 33. Plantilla niño	75
Figura 34. Plantilla adulto	76
Figura 35. Sistema Electrónico	77
Figura 37. Presiones obtenidas en prueba estática	78
Figura 38. Curvas de presiones obtenidas en prueba dinámica	79
Figura 39. Presiones obtenidas en prueba estática	79
Figura 40. Curvas de presiones obtenidas en prueba dinámica	80

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Deformidades en el pie	27
Tabla 2. Promedios de peso y talla en escolares (de 5 a 11 años).....	44
Tabla 3. Promedio de peso y talla en adolescentes (de 12 a 19 años) y adultos (> 19 años)	45
Tabla 4. Longitud del pie de niños y niñas (de 8 a 10 años).....	45
Tabla 5. Longitud del pie de adultos (de 12 a 65 años)	46
Tabla 6. Matriz de decisiones para selección del sensor.....	53
Tabla 7. Voltajes obtenidos según pesos aplicados del Sensor FSR 402.....	64
Tabla 8. Voltajes obtenidos según pesos aplicados del Sensor FSR 406.....	66
Tabla 9. Materiales y costos para el desarrollo de este proyecto	80

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1. Fórmula para calcular la presión del pie	30
Ecuación 2. Ecuación de Filtro EMA	58
Ecuación 3. Curva FSR 402	67
Ecuación 4. Curva FSR 406	68

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1. Diagrama de conexión del sistema electrónico	89
Anexo 2. Diagrama PCB del sistema electrónico	90
Anexo 3. Diagrama PCB del conector a la placa electrónica.....	90

INTRODUCCIÓN

El pie es una de las estructuras más ergonómicamente eficientes del cuerpo, es la única estructura anatómica que entra en contacto con el suelo, nos mantiene erguidos, lo que nos permite realizar la marcha, toda la carga corporal en contacto con el suelo se distribuye sobre los pies. Estudios realizados han demostrado que estas cargas denominadas presiones plantares tienen relación relevante con la función del pie, tanto en condiciones normales como patológicas. [1]

Actualmente, se han creado dispositivos capaces de medir la presión plantar, utilizados para detectar muchos tipos de trastornos o deformaciones en el pie, mejoras en los tratamientos de rehabilitación de los miembros inferiores, en tareas de seguimiento, y monitorización de pacientes. [2]

Sin embargo, no se han encontrado dispositivos óptimos con una tasa de éxito satisfactoria, para el tratamiento y la prevención de pie diabético en etapas tempranas, [3], ya que no se sabe con certeza que los esfuerzos registrados por estos sistemas superficiales en la planta del pie sean directamente proporcionales a la presión arterial interna. [4]

Antecedentes

En 1836 los hermanos Weber fueron los primeros en sentar las bases de las futuras investigaciones en biomecánica de la locomoción humana, en base a estos estudios se midió las presiones bajo el pie a través del tintado de la planta del pie (pedigrafía), desarrollándose más adelante la plataforma dinamométrica, que ha servido de base para el desarrollo de muchos sistemas para el análisis de fuerzas. [5]

Actualmente se siguen desarrollando plataformas de fuerza electrónicas, que ayudan al tratamiento y rehabilitación de pacientes con trastornos de la marcha, utilizadas en entornos clínicos, pero debido a su costo elevado y limitar el espacio de marcha, como alternativa a las plataformas de fuerza se crean plantillas instrumentadas. [6]

Cavanagh y Henning implementan la primera plantilla electrónica con sensores basados en principios piezoeléctricos en 1982. [5]

Desde 1986 hasta la actualidad se comercializan sistemas de plantillas para presión plantar cada vez más desarrollados con nueva tecnología, como principales distribuidores está el sistema EMED Pedar de la compañía Novel (Munich, Alemania), el F-Scan de la empresa Tekscan (South Boston, EE. UU), ParoTec de Paromed (Neubeuern, Alemania) y el sistema Biofood/IBV (Valencia, España), que son comercializadas con sus propios sensores y software incorporados en conjunto y pueden adquirirse en el exterior a un costo de US \$10.000 a US \$15. 000 por par, según el distribuidor y las necesidades del usuario.

Problema

Para medir la presión plantar se han utilizado sistemas de plantillas instrumentadas, que han permitido además estudiar patologías relacionadas con la morfología del pie, y la locomoción humana.

En el Ecuador no se conocen fabricantes de plantillas instrumentadas para medición de presión plantar, por lo que los modelos comerciales existentes basados en estos sistemas solo se adquieren en el exterior a precios elevados, además sus sistemas vienen integrados en conjunto, con sus propios sensores incrustados y su software específicos, por ello su mantenimiento solo es realizado por la empresa que lo distribuye.

Por este motivo, se propone el diseño y construcción de un dispositivo de presión plantar tipo plantilla de bajo costo, con tecnología propia y de fácil mantenimiento, con el cual se evaluará presiones plantares estáticas y de marcha humana en pies normales, además se analizará deformidades y úlceras diabéticas en el pie, para futuras investigaciones, de la población ecuatoriana.

Objetivos

Objetivo General

Implementar un sistema de plantillas instrumentadas con interfaz gráfica de usuario, con el cual se obtendrá datos de presiones plantares en estática y en la marcha humana, y se analizará deformidades del pie y pie con úlceras diabéticas, para futuras investigaciones

Objetivos Específicos

- Revisar literatura relacionada a investigaciones similares, para determinar las bases teóricas.
- Determinar el protocolo para la adquisición y análisis de las presiones plantares.
- Diseñar el prototipo de la plantilla instrumentada para la medición de presión plantar.
- Construir el sistema de plantillas instrumentadas con interfaz gráfica de usuario.
- Realizar pruebas de funcionamiento.

Justificación

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

Considerando que existe un número importante de pacientes que podrían ser beneficiarios de la utilización de una plantilla instrumentada en una evaluación de presión plantar, la

investigación propone el diseño y construcción de un sistema de plantilla instrumentada de bajo costo, de fácil mantenimiento, con tecnología propia y materiales accesibles.

Alcance

Este dispositivo está destinado para evaluar presiones plantares en estática y en la marcha humana, y se analizará deformidades del pie y pie con úlceras diabéticas, para futuras investigaciones en niño y adulto, de la población ecuatoriana, para ser utilizado como una herramienta clínica y de investigación.

Para lo cual se incorporarán sensores en puntos específicos de interés sobre un sistema de plantillas, se utilizará una tarjeta de adquisición de datos para el procesamiento de la señal y se visualizará los valores de presión obtenidos mediante una interfaz de usuario HMI en una gráfica de calor de la huella plantar y curvas de presión.

Finalmente se realizarán pruebas de funcionamiento en pacientes en condiciones normales, estos datos se almacenarán para su posterior análisis.

Capítulo 1

Marco Teórico

1. Aspectos generales del pie

El pie es una de las estructuras más ergonómicamente eficientes del cuerpo que puede soportar las enormes presiones generadas por actividades dinámicas, es la única estructura anatómica que entra en contacto con el suelo, por lo tanto tiene que soportar cualquier impacto generado como resultado del peso corporal y a su vez la fuerza de reacción del suelo producida, para mantener el equilibrio del cuerpo y poder realizar la marcha. [7]

1.1. Estructura del pie

Para el tema que nos ocupa, es necesario conocer la estructura ósea del pie segmentado en tres partes funcionales para su posterior análisis. [8]

- **Retropié o talón:** en donde se encuentran los huesos astrágalo y el calcáneo, que forman el tarso posterior.
- **Mediopié:** constituido por el escafoides, cuboides y las 3 cuñas, que forman el tarso anterior.
- **Antepié:** integrado por los cinco huesos metatarsianos estrechados distalmente y articulados con las falanges proximales.

Funcionalmente el dedo gordo (hallux) es el que mayor carga de peso soporta en comparación con los demás dedos y también contribuye a la propulsión durante la fase de

empuje de la marcha. Por ello se ha tomado como otra zona funcional en el pie. [9], en la Figura 1. se presenta la estructura ósea del pie segmentado en sus cuatro partes funcionales.

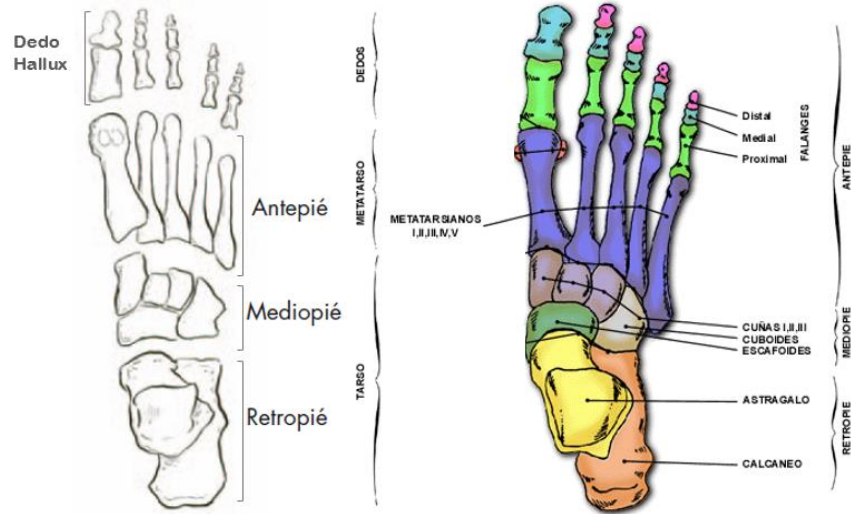


Figura 1. Esquema del esqueleto del pie segmentado en partes funcionales

Fuente: [10]

1.2. Distribución del peso corporal en partes funcionales del pie

Según estudios realizados, en condiciones normales la distribución del peso corporal, cuando la persona se encuentra en reposo, es del 50% en cada pie. Analizando cada pie la distribución del peso se da en un porcentaje de 60% en el talón o retropié, 40% en el mediopié y antepié. [11]

Así, del 40% de la carga que soporta el mediopié y antepié, un 16% corresponde al mediopié, 6% para el primer metatarsiano, 6% para el segundo metatarsiano, 6% del tercer al quinto metatarsiano y 6% en el dedo gordo o hallux. [12] [13]

En la Figura 2. se presenta la distribución de los porcentajes de carga que soporte el pie.

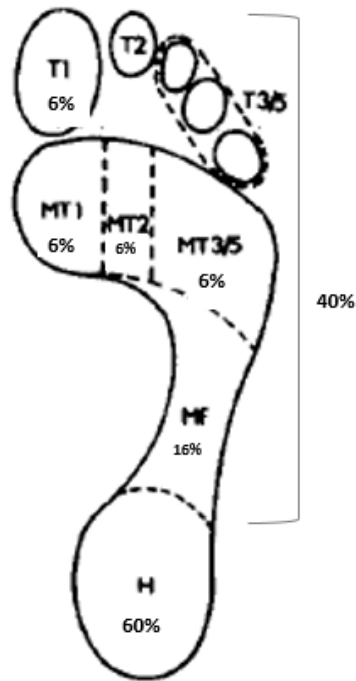


Figura 2. Porcentajes de carga que soporta el pie

Fuente: [13]

1.3 Marcha Humana

La marcha humana es un proceso de locomoción en el que el cuerpo manteniendo su equilibrio se mueve hacia adelante, mientras su peso es soportado por ambas piernas, este peso que llega al suelo se distribuye sobre la superficie plantar, para poder describir estas presiones que se generan en el pie durante la marcha se consideran las zonas funcionales del pie descritas en la sección 1.1.1, según varios estudios anteriores realizados, coinciden que la máxima presión generada en el pie ocurre en el retropié o talón. [5]

Estas presiones plantares durante la marcha no son uniformes, sino que varían describiendo un movimiento ondulatorio, por lo que su gráfica tendría dos picos de presión el del contacto del talón y otro del despegue de pie. [5]

El ciclo de la marcha constituye un proceso repetitivo en la locomoción humana, en un paso completo se ejecutan varias **fases**: [5]

Fase de impacto: el talón en contacto con el suelo.

Fase de soporte y postura media: el peso total recae sobre cada pie

Fase de despegue y propulsión: despegue del pie del suelo con elevación del talón

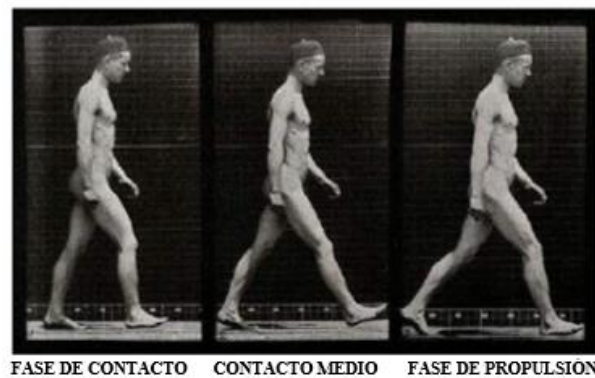


Figura 3. Fases de la marcha humana

Fuente: [5]

En cada una de estas fases de un paso completo, las fuerzas actúan de forma equilibrada, proporcionada y distribuida. [5]

1.4 Patologías del pie

La mayoría de los problemas asociados con los trastornos del pie están relacionados de una u otra forma con la carga de peso en las zonas funcionales del pie. [9]

1.4.1 Deformaciones plantares

1.4.1.1. Pie Hallux Valgus

El pie Hallux valgus constituye una patología común del dedo gordo o hallux del pie, lo que provoca dificultad para usar zapatos. [14]

Esta deformidad del pie consiste en la desviación lateral del dedo gordo y una desviación medial del primer hueso metatarsiano ocasionando el agrandamiento y disfunción del dedo gordo del pie al caminar por lo que conlleva al aumento de la carga mecánica tanto en el dedo gordo como en el antepié. [14]



Figura 4. Pie Hallux Valgus

Fuente: [15]

1.4.1.2. Pie plano

En el pie plano la bóveda plantar que constituye el mediopié analizado anteriormente, se encuentra sujeta por el arco del pie presentándose demasiado baja o está desaparecida, creando un área de máximo contacto de la planta del pie con el suelo, por lo que según la división del pie en sus partes funcionales, en el mediopié estará mayor carga en comparación con un pie normal. [10]



Figura 5. Pie Plano

Fuente: [8]

1.4.1.3. Pie Cavo

El pie cavo al que también se le denomina pie en garra, pie arqueado o hueco, es aquel que presenta un aumento anormal de la altura de la bóveda plantar en el mediopié por flexión acentuada de los metatarsianos, es decir en el mediopié se observa que el arco está anormalmente alto, se presenta y progresa con la edad entre los 8 a 12 años, la mayoría de las veces (80%) asociado a una causa neurológica o a una enfermedad heredodegenerativa tipo Charcot-Marie-Tooth, o a una malformación lumbosacra (espinas bífidas ocultas). [10]

Este tipo de deformación en el pie conlleva al incremento de la presión sobre las cabezas de los primeros huesos metatarsianos que constituyen el antepié, aunque suele estar exento

por completo de síntomas o dolor puede provocar fatiga excesiva al caminar o estar parado.
[16]

Según varios estudios realizados en el pie cavo, la zona bajo la mayor carga es el antepié, los cambios en las presiones plantares detectados en las zonas del mediopié son muy bajos o casi no hay presión en esa área, en el retropié las presiones no alcanzan significación estadística. [17]



Figura 6. Pie Cavo

Fuente: [15]

1.4.1.4. Pie Equino Varo

Es la deformidad del pie en la que el talón (retropié) está invertido generalmente conocido como pie en varo, la deformidad en varo aislada del retropié no existe se acompaña con la deformidad del antepié con equino, constituyendo así los pies equino-varos (pie zambo), que suelen estar asociados a procesos neuromusculares del tipo Charcot-Marie-Tooth o parálisis cerebral espásticas. [10]

En investigaciones observaron que la mayor diferencia en pie equino-varo se da en el talón lateral que fue la zona de mayor carga soportada y el arco lateral o mediopié lateral que presentó valores de presión plantar significativamente más altos, en el antepié y el dedo hallux no existió carga soportada. [18]



Figura 7. Pie Equino-Varo

Fuente: [10]

Las principales deformidades del pie según su localización anatómica, tomado en cuenta las zonas funcionales del pie, se resumen en la Tabla 1.

<i>Tabla 1. Deformidades en el pie</i>	
LOCALIZACIÓN (partes funcionales del pie)	DEFORMIDAD
Retropié	Pie Equino-varo
Mediopié	Pie Cavo Pie Plano
Antepié	Pie Hallux Valgus

Fuente: [10]

1.4.1.5. Pie con úlceras diabéticas

La diabetes provoca una serie de complicaciones de carácter crónico, siendo el pie uno de los órganos que se ve más afectado y dañado ante esta patología, conocida como neuropatía que provoca la disminución de la sensibilidad en la zona de apoyo plantar, dando lugar a áreas de hiperpresión que posteriormente se presentan como úlceras, como se observa en la Figura 8. [19]



Figura 8. Pie con úlcera diabética

Fuente: [19]

Las zonas que podemos evaluar como de mayor riesgo para aparición de úlceras diabéticas son: [19]

1. Primer dedo, incluyendo la cabeza del primer metatarsiano.
2. Resto de cabezas metatarsianos.
3. Arco plantar.
4. Talón. En la figura 9 se puede apreciar la localización de estas zonas.

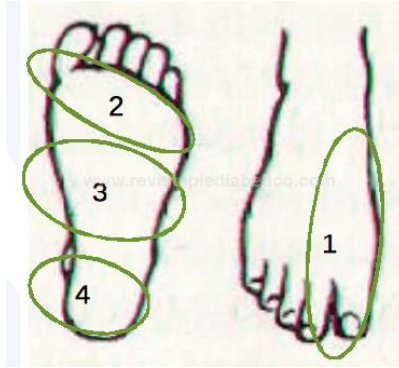


Figura 9. Zonas del pie con mayor prevalencia de úlceras diabéticas

Fuente: [19]

La población diabética en Ecuador representa un alto porcentaje (2,7%), siendo más significativa en el grupo de mayores de 50 años (10,3%). [20]

Es importante identificar individuos con úlceras diabéticas ya que esta enfermedad en riesgo crítico, constituye la principal causa de amputación de la extremidad inferior. [19]

1.5. Presión plantar

Las presiones plantares son las cargas que recibe el pie cuando está en contacto con el suelo. [1]

Las presiones plantares son generadas por la fuerza que se ejerce con el aplastamiento del pie sobre una superficie de apoyo, la relación entre fuerza y área, permite el cálculo de la presión del pie. [21]

Ecuación 1. Fórmula para calcular la presión del pie [21]

$$P = \frac{F}{A}$$

Donde P es presión, F es la fuerza, y A es el área. [21]

De acuerdo a la distribución del peso tomando en cuenta zonas funcionales en el pie, analizados anteriormente y según varios estudios las zonas de talón y antepié es donde mayor presión se ejerce. [21]

Medir la presión plantar es importante, actualmente se ha empleado para detectar muchos tipos de trastornos o deformidades en el pie, para mejoras en los tratamientos de rehabilitación de los miembros inferiores, en tareas de seguimiento, monitorización de pacientes, desarrollo de dispositivos de ortopedia. [2]

1.6. Sensores de presión plantar

1.6.1. Resistivos

Están hechos de un polímero conductor que varía su resistencia según la fuerza aplicada, es decir, cuanto mayor es la presión, la resistencia es menor. [2]

Entre los sensores de presión resistivos más comerciales están las galgas extensiométricas que son dispositivos cuya resistencia eléctrica varía en proporción con la deformación a la que están expuestas. En cuanto a su diseño, consisten de un cable muy fino que se presenta

como una lámina metálica en un patrón de cuadrícula, como se puede apreciar en la siguiente

Figura 10. [22]

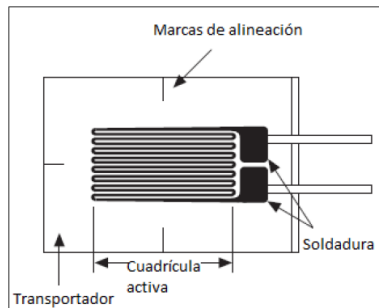


Figura 10. Galga extensiométrica

Fuente: [22]

Ventajas

- Permiten realizar conexiones fácilmente maniobrables.
- Pueden alimentarse tanto con corriente alterna como con corriente continua.
- Son sensores de pequeño tamaño, simples, que pueden adaptarse con facilidad a las necesidades de cualquier proyecto.
- Su tecnología simple permite conectar galgas de distintos fabricantes.
- Son dispositivos de bajo costo, y accesibles.

Desventajas

- Requieren determinar el GF Gauge Factor (factor de calibre) y su deformación, para lo cual se necesita conocer la constante de deformación del material al cual se adhieren.
- No son aptas para medir deformaciones en el eje vertical.
- Su señal de salida es débil.
- Son muy sensibles a las vibraciones, y a cambios de temperatura.

- Puede perder la adhesión al material con el tiempo.

1.6.2. Capacitivos

Este tipo de sensor se compone de dos conductos eléctricos placas separadas por una capa elástica dieléctrica en la que la distancia cambia de acuerdo con la fuerza aplicada, produciendo un variación de voltaje. [2]

Los productos comerciales basados en estos sensores constituye el sistema EMED Pedar, de Novel (Alemania), cuyos sensores están construidos en modo táctil, flexibles, constituyen una matriz de 4 electrodos inferiores sobre PET con una pantalla dieléctrica PDMS (polidimetilsiloxano o silicona) en la parte superior de los electrodos, seguida por la impresión en huecograbado de una matriz de 4 electrodos superiores, con dimensiones similares a las del electrodo inferior, preséntandose como una estructura de cuadrícula que se muestra en la Figura 11. el rango de presión detectable de este sensor es de 800 kPa a 18 Mpa, con una capacitancia de 28 pF. [23]

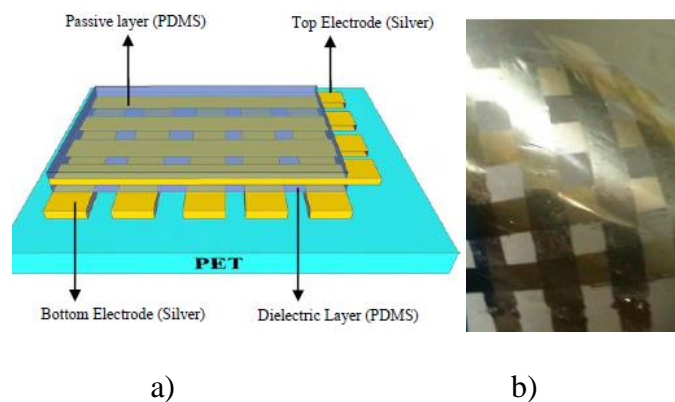


Figura 11. : a) Esquema de sensor capacitivo EMED b)Matriz de sensores EMED

Fuente: [23]

Ventajas

- Presenta características de salida casi lineales.
- Tiene estructura delgada pero robusta que lo hacen capaz de resistir al entorno.
[24]
- Ofrecen alta flexibilidad.
- El rango de detección de presión es alto.
- Los sistemas con grandes matrices tienen la ventaja de tener gran cantidad de sensores, de modo que el punto de máxima presión puede determinarse fácilmente.

Desventajas

- Se presentan como una matriz de sensores impresa, por lo que son comercializadas como un sistema en conjunto, cuyo costo es elevado.
- No hay disponibilidad en el mercado, para adaptarse a aplicaciones requeridas de detección de presión.
- Al estar hechos de láminas de elastómero conducen a problemas como la repetibilidad, histéresis, fluencia y no linealidad de la salida del sensor.

1.6.1. Piezorresistivos

Estos sensores están hechos de material piezorresistivo semiconductor, la piezorresistividad de un material depende de la posición interna de los átomos y sus movimientos. [25]

Cuando el sensor está descargado, la resistividad es alta y cuando se aplica la fuerza, la resistencia disminuye. Cuando hay presión sobre el elemento piezoeléctrico produce cargas eléctricas desde su superficie. Estas cargas crean voltaje proporcional a la fuerza aplicada. [26]

Los sensores de presión plantar piezorresistivos comerciales constituyen los FlexiForce cuyos principales proveedores son Tekscan (EE. UU) e Interlink. Además el sistema de plantillas instrumentadas ParoTec Paromed (Alemania) también basa sus productos utilizando este tipo de sensores. [26]

1.6.3.1 Flexiforce

Son sensores de fuerza ultradelgados flexibles, están formados por dos capas de película de sustrato (poliéster / poliimida), en cada capa hay una película de material conductor (plata), seguido de una capa de tinta de enlace sensible a la presión. [27]

Estos sensores actúan como resistencia de detección de fuerza en un circuito eléctrico. Cuando el sensor de fuerza se descarga, su resistencia es muy alta (alrededor de 5 mega ohmios) y cuando se aplica una fuerza al sensor, su resistencia disminuye con respecto a la fuerza aplicada. Estos sensores se puede usar para medir la fuerzas por encima de 100 lb aplicando voltaje de conducción y reduciendo la resistencia de retroalimentación. [27]



Figura 12. Sensor flexiforce de Interlink

Fuente: [28]

Ventajas

- Superan ampliamente la frecuencia de muestreo deseada, 100Hz.
- Se utilizan individualmente, pero tendrán que ser posicionados con precisión en el área de interés para registrar la fuerza ejercida, dando información específica de un punto en específico.
- Disponibilidad en el mercado tanto nacional como internacional.
- Bajo costo.
- Flexibilidad de configurar desde los sensores para regular la sensibilidad del sensor, conexiones hasta incluso el software, lo que permite a los usuarios adaptarlos a sus necesidades.

Desventajas

- Las láminas de poliéster del que están fabricados con su uso conducen a problemas como la repetibilidad, histéresis, fluencia y no linealidad de la salida del sensor.

1.6.2. Sensores ParoTec Paromed

Este sensor piezoresistivo de la compañía Paromed (Alemania) está asociado con un puente Wheatstone integrado en una cápsula llena de un fluido incompresible. Cualquiera que sea la dirección de acción forzada en la célula hidroeléctrica, la presión generada en el

medio acuoso es idéntica en cada punto. Las hidrocélulas (sensores de fuerza 3D) miden las fuerzas verticales, y la descarga del pie. [29]

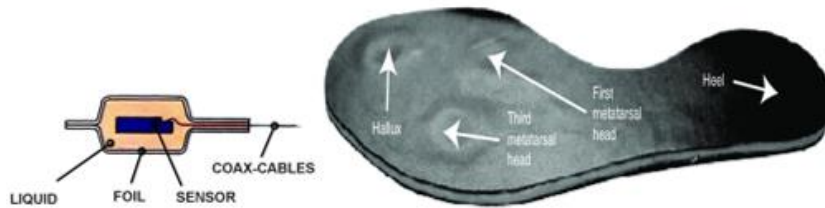


Figura 13. Sensor Hydro_cell de Parotec paromed

Fuente: [30]

Ventajas

- Este sensor tiene un alto rendimiento.
- Preserva la comodidad de la suela (celda llena de líquido).

Desventajas

- Su alto precio sigue siendo un obstáculo, ya que no es comercializado solo el sensor, requiere de adquisición del sistema en conjunto tanto software como hardware.
- No hay disponibilidad en el mercado, para adaptarse a aplicaciones requeridas.

1.6.3. Piezoeléctricos

En este tipo de sensores el material piezoeléctrico constituye el elemento de detección, debido a que un material piezoeléctrico tiene la característica de transformar un esfuerzo aplicado a un voltaje, mediante una pequeña placa de área conocida con características

piezoeléctricas colocada de manera normal a la fuerza que ejerce la presión a detectar, así cuando la presión se incrementa o disminuye se genera un voltaje proporcional a la compresión o la extensión dicha la placa. Los materiales piezoeléctricos más utilizados son cuarzo, PVDF (fluoruro de polivinilideno) y titanio de bario. [31]



Figura 14. Sensor piezoeléctrico

Fuente: [31]

Ventajas

- Compatibilidad de fabricación con procesos de microelectrónica.
- Bajo costo.
- Ancho de banda amplio.
- Sensitividad baja a la vibración.
- Disponibilidad en el mercado nacional.

Desventajas

- Sensitividad alta a la temperatura.
- El voltaje generado es demasiado bajo.
- Las señales que producen son tan pequeñas que requieren de amplificación para poder ser medidas con precisión.

- Sus límites de desempeño están relacionados con su máximo de deflexión soportado, por lo que lo que se mide es la deflexión del material más no la carga que está soportando.

1.7. Acondicionamiento de la señal analógica

1.7.1. Etapa de amplificado

En la etapa de acondicionamiento se adecua la señal que da un sensor mediante un circuito electrónico, en una señal que se puede leer fácilmente. Además se interpone un circuito electrónico amplificador de señal entre el sensor, cuando este ofrece señales de apenas unos milivoltios, con esto se obtiene la mejor resolución de la señal, exigiendo siempre que la información de entrada esté en forma eléctrica. [32]

Son varios los circuitos que se podrían elegir para realizar la conversión de esta señal a voltaje. Al ser un sensor resistivo, los métodos de acondicionamiento más comunes son, el divisor de tensión y circuitos amplificadores como el inversor. [32]

1.7.2. Divisor de tensión.

En la ficha técnica del sensor FSR de Interlink Electronics, los fabricantes proponen un divisor de tensión como circuito de conversión, el cual hace que la tensión de salida aumente al incrementar la presión aplicada hasta un valor en el que la tensión no crece más y se vuelve constante, esto va a depender de la resistencia limitadora (R_M) que se coloca para maximizar el rango de sensibilidad de la fuerza y limitar la corriente cuando las presiones aplicadas sean

grandes por lo tanto la resistencia que nos da el sensor FSR (R_{FSR}) sea pequeña. Este circuito se muestra en la Figura 15. [28]

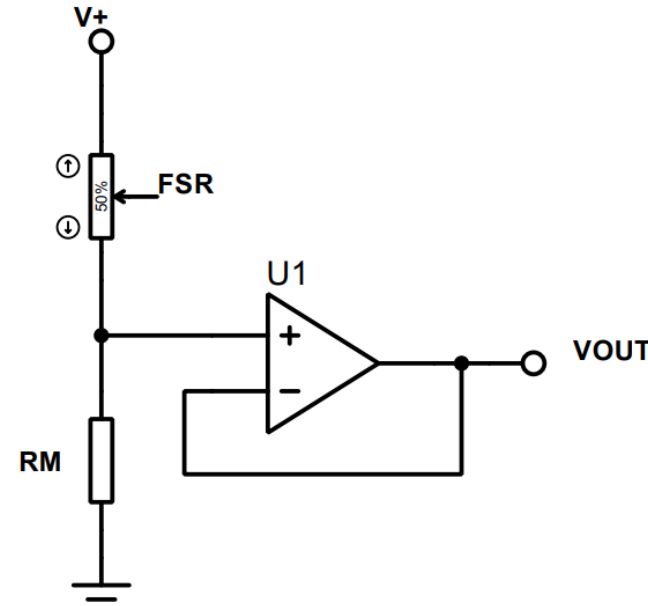


Figura 15. Divisor de tensión

Fuente: [28]

1.7.3. Circuito Inversor

Varios fabricantes de sensores FSR proponen como otra opción de conversor, un inversor en el que la tensión de salida es inversa a la de la entrada en polaridad y proporcional a ella según la ganancia que se quiera dar al amplificador con un valor en reposo de aproximadamente 0V por la alta impedancia de la resistencia que nos da el sensor FSR (R_{FSR}) que irá aumentando al aplicar presión en mayor o menor proporción de acuerdo al valor de resistencia limitadora (R_F) colocada. El circuito se muestra en la Figura 16. [33]

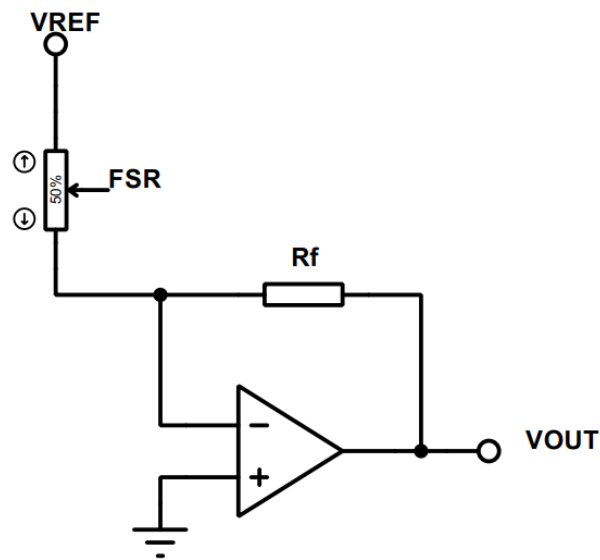


Figura 16. Circuito amplificador inversor.

Fuente: [33]

1.8. Etapa de filtrado de la señal

El filtrado constituye una técnica de compensación para reducir las interferencias, separando señales que afectan al sistema de medida, de acuerdo con su frecuencia, para permitir el paso a una señal con frecuencia determinada, mientras atenúa o elimina señales con frecuencias diferentes. [32]

Se suele utilizar un circuito electrónico de filtrado de señal, o puede introducirse un filtro interno programado dentro del sistema. [32]

1.9. Sistemas de sensado de presión plantar

Consisten en superficies capaces de adquirir la presión en cada parte del pie, midiendo los picos máximos, para de esta manera conocer la distribución de presiones en la huella plantar, y poder cuantificar las cargas durante la marcha. [1]

Los sistemas de medición de presión plantar se pueden clasificar en tres tipos: plataformas de presión, tecnologías de imágenes y sistemas de calzado instrumentado (plantillas instrumentadas). Este último parece ser el más eficiente ya que son flexibles, móviles y de bajo costo. [2]

1.9.1. Plataformas de fuerza

Constituyen sistemas de análisis cinético del movimiento que permiten medir las fuerzas externas que el pie ejerce sobre el suelo durante la marcha. Con su fundamento en la tercera ley de Newton o ley de acción y reacción, puede obtenerse el valor de una fuerza externa ejercida sobre una superficie al hallar la fuerza que origina, de igual magnitud y dirección, pero de sentido contrario. [34]

La desventaja que presentan las placas de fuerza es que solo pueden usarse en un ajuste controlado en condiciones artificiales, sin permitir al paciente la libertad de caminar a donde sea que puedan caminar normalmente. [35]

1.9.2. Plantillas instrumentadas

Ventajas

- Registran la presión ejercida sobre la superficie de un captador o sensor, permitiendo la medición de la interacción entre el pie y el calzado, sin restringir su espacio, por lo que la ventaja es que el paciente puede caminar libremente.
- Además ofrecen una información más puntual que las que proporcionan las plataformas de fuerzas.
- Tienen muchas aplicaciones en el campo de la medicina como es en la Ortopedia, Cirugía, estudios de la marcha normal y patológica, Medicina deportiva, rehabilitación.

Desventajas

- Los sensores deben ser muy delgados para la comodidad al caminar del paciente.
- Los sensores al ser delgados su durabilidad es media.

1.10. Materiales usados en plantillas instrumentadas comerciales

Existe una amplia gama de materiales para plantillas que pueden agruparse en:

- **Laminados elásticos-microporosos** por sus cualidades de memoria elástica mantienen su forma con un grado de amortiguación constante y resistencia a la rotura por encima de la que el pie pueda aplicar en cualquier circunstancia. El más usado es el polipropileno y el ETILENVINILACETATO (EVA) en sus diferentes formas de presentación y grados de elasticidad, también constituye un material bastante

comercial para plantillas, por su capacidad de amortiguación aproximadamente igual al aire y por su poco peso, no acostumbran a producir reacciones alérgicas. [15]

- **Elastómeros** derivados del silicio, tienen mayor capacidad de absorción de impacto entre un 80 y 90%, resultan más pesados. Estos materiales tienen un comportamiento semejante a los fluidos, es decir, al ejercer sobre ellos una presión la dispersan en todas direcciones. [15]
- **Látex** se presenta en láminas de distinta densidad y grosor, dada su alta tecnología actual, contiene aire en las microceldillas por lo que su capacidad de amortiguación y resistencia alta. Como inconveniente es que debe estar siempre incluido entre laminados de EVA, porque no es hidrófugo y en contacto con el pie y el sudor se desmorona con cierta facilidad. [15]
- **Resinas** materiales de diversas densidades y buenas propiedades mecánicas, pero una vez fraguados no permiten manipulaciones y son más pesados. Actualmente hay una serie de resinas termoconfortables que son muy fáciles de trabajar, pudiendo ser moldeadas incluso directamente sobre el pie, pero con propiedades mecánicas muy pobres y no comparadas con los polipropilenos. [15]

1.11. Características antropométricas de la población ecuatoriana

La encuesta nacional denominada “Encuesta de Salud y Nutrición ENSANUT-ECU TOMO I” realizada por El Ministerio de Salud del Ecuador (MSP) y el Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC), desde el 2011 hasta el 2013, constituye la versión más actual

de información de datos de medidas antropométricas de la población ecuatoriana, de la que se tomó la tabla 1. y la tabla 2. que es información relevante para el diseño de las plantillas propuestas. [20]

Tabla 2. Promedios de peso y talla en escolares (de 5 a 11 años)

Edad en años	Peso (kg)									Talla (cm)								
	n	Media	IC _{95%}	Percentiles					n	Media	IC _{95%}	Percentiles						
				5	25	50	75	95				5	25	50	75	95		
Niños 5 a 11 años																		
5	755	19.0	18.7 - 19.4	15.3	17.0	18.5	20.4	24.5	755	108.3	107.6 - 108.9	98.8	104.1	108.1	112.1	117.7		
6	795	21.4	21.0 - 21.8	16.2	18.8	20.9	22.8	29.7	795	114.2	113.6 - 114.8	104.6	110.3	114.4	117.1	125.0		
7	831	24.1	23.5 - 24.6	18.3	20.8	23.1	26.0	33.6	831	119.4	118.8 - 120.0	110.7	115.3	119.5	123.6	128.8		
8	881	27.4	26.6 - 28.2	20.4	23.3	25.7	29.7	40.4	881	124.7	123.9 - 125.4	114.5	120.6	124.1	128.4	136.3		
9	869	30.0	29.4 - 30.6	22.2	25.6	28.3	32.9	42.5	869	129.5	128.9 - 130.2	119.0	125.4	129.5	134.1	140.2		
10	831	33.7	32.8 - 34.7	24.4	28.2	31.8	37.3	49.6	831	134.2	133.5 - 134.8	124.5	130.1	134.0	138.1	144.1		
11	742	37.4	36.3 - 38.6	26.5	30.8	35.4	42.0	55.7	742	139.6	138.8 - 140.3	128.6	134.7	139.1	144.4	152.3		
Total	5704	27.7	27.3 - 28.0	17.0	21.2	25.9	32.0	44.3	5704	124.4	123.9 - 124.9	105.4	115.2	124.5	133.4	143.9		
Niñas 5 a 11 años																		
5	720	18.7	18.4 - 19.0	14.8	16.7	18.2	20.3	23.9	720	107.8	107.1 - 108.5	98.8	104.6	107.4	111.5	115.9		
6	794	21.0	20.5 - 21.4	16.5	18.2	19.9	22.2	30.5	794	113.7	113.1 - 114.4	104.4	110.0	113.5	117.3	123.5		
7	766	23.8	23.2 - 24.4	17.9	20.5	22.6	25.9	33.9	766	118.6	117.9 - 119.3	108.6	114.9	118.6	123.1	128.8		
8	857	26.8	26.1 - 27.4	19.1	22.7	25.4	29.7	37.7	857	123.9	123.3 - 124.5	112.9	120.1	123.9	128.1	134.0		
9	870	30.0	29.2 - 30.7	22.2	25.2	28.3	32.9	43.6	870	129.1	128.4 - 129.8	118.8	124.6	129.0	133.8	139.8		
10	738	34.6	33.4 - 35.8	24.3	27.8	32.4	38.9	54.3	738	135.8	134.8 - 136.8	123.4	130.4	135.6	141.1	150.0		
11	781	39.2	37.9 - 40.5	26.7	31.7	37.7	44.3	56.5	781	141.9	141.0 - 142.9	129.5	136.1	141.5	147.6	155.1		
Total	5526	27.8	27.3 - 28.2	16.7	20.7	25.5	32.4	46.2	5526	124.5	124.0 - 125.1	104.8	114.5	123.9	133.6	147.3		

Fuente: [20]

De la Tabla 1. para niños de 8 a 10 años, que es la población que requerimos, se tomó el peso promedio mayor que es de 34 kg aproximado, que constituye la carga límite con la cual se diseñará el sistema de plantillas para niños.

Tabla 3. Promedio de peso y talla en adolescentes (de 12 a 19 años) y adultos (> 19 años)

Edad en años	Peso (kg)									Talla (cm)								
	n	Media	IC _{95%}	Percentiles					n	Media	IC _{95%}	Percentiles						
				5	25	50	75	95				5	25	50	75	95		
Adolescentes hombres de 12 a 19 años																		
12 a 14	2730	49.3	48.5 - 50.1	31.9	40.5	48.2	55.6	72.9	2730	154.5	153.9 - 155.0	137.1	147.0	155.1	162.7	170.4		
15 a 19	1692	61.6	60.7 - 62.5	47.0	54.1	59.1	66.5	85.5	1692	166.2	165.7 - 166.8	154.6	161.9	165.9	170.4	178.9		
Total	4422	54.5	53.8 - 55.1	33.8	45.3	53.6	61.3	80.1	4422	159.4	159.0 - 159.9	139.4	152.4	161.2	167.0	175.5		
Adolescentes mujeres de 12 a 19 años																		
12 a 14	2296	48.2	47.6 - 48.8	34.1	42.3	47.2	53.1	65.4	2296	150.8	150.3 - 151.3	139.2	146.2	151.1	155.6	162.1		
15 a 19	967	56.0	54.7 - 57.3	42.1	48.5	53.7	61.3	77.6	967	154.0	153.3 - 154.6	143.9	149.9	153.9	157.9	165.2		
Total	3263	51.4	50.7 - 52.0	36.0	44.5	50.1	56.6	72.3	3263	152.1	151.6 - 152.5	141.1	147.6	152.3	156.7	163.1		
Adultos hombres de 19 a 59 años																		
19 a 29	4527	69.6	68.9 - 70.2	52.5	60.2	67.4	76.2	94.6	4527	166.2	165.9 - 166.6	155.1	161.9	166.1	170.6	178.1		
30 a 39	4015	73.1	72.5 - 73.8	54.4	64.4	71.9	80.2	95.1	4015	165.3	165.0 - 165.7	154.6	160.6	164.9	169.7	177.0		
40 a 49	2884	73.6	72.8 - 74.3	55.2	64.8	72.6	81.1	95.4	2884	164.5	164.1 - 164.9	153.1	159.9	164.5	168.9	175.3		
50 a 59	1193	72.8	71.7 - 73.8	53.5	64.1	71.5	79.9	95.5	1193	163.5	162.9 - 164.1	152.5	159.3	163.4	168.1	175.3		
Total	12619	71.9	71.4 - 72.3	53.4	62.8	70.6	79.3	95.2	12619	165.2	164.9 - 165.4	154.1	160.6	165.1	169.6	177.1		
Adultos mujeres de 19 a 59 años																		
19 a 29	6630	60.4	59.9 - 60.9	45.0	51.7	58.1	66.4	84.0	6630	153.4	153.1 - 153.6	143.6	149.1	153.1	157.4	163.6		
30 a 39	5843	64.5	64.0 - 65.0	47.0	56.2	63.0	71.6	86.1	5843	152.5	152.3 - 152.8	142.7	148.1	152.4	156.7	163.0		
40 a 49	3827	66.6	65.9 - 67.3	48.3	58.5	65.0	73.4	88.5	3827	152.2	151.8 - 152.5	142.2	147.9	151.9	156.3	162.5		
50 a 59	1249	66.8	65.7 - 67.8	47.7	58.2	65.2	74.3	89.9	1249	150.5	150.0 - 151.1	140.5	146.6	150.4	154.4	160.9		
Total	17549	63.9	63.5 - 64.2	46.3	54.9	62.2	71.1	86.5	17549	152.4	152.2 - 152.6	142.4	148.1	152.3	156.6	163.1		

Fuente: [20]

De la Tabla 2. se tomó el peso promedio mayor que es de 72 kg aproximado, que constituye la carga límite con la cual se diseñará el sistema de plantillas para adultos.

En el Ecuador no se han realizado estudios para la obtención de datos antropométricos del pie a toda la población en general, por lo que se ha tomado datos de dimensiones antropométricas de población latinoamericana, de los estudios realizados se obtiene la Tabla 3 para niños y la Tabla 4 para adultos. [36]

Tabla 4. Longitud del pie de niños y niñas (de 8 a 10 años)

NIÑOS

Edad (años)	8	9	10
Longitud del pie (cm)	22.4	23.1	24.1
NIÑAS			
Edad (años)	8	9	10
Longitud del pie (cm)	22	22.9	24.2

Fuente: [36]

Para determinar la talla de plantilla de niño, de la Tabla 3 se realizó un promedio y se obtuvo la longitud del pie de 22.5 cm aproximado que corresponde a la talla 34 de calzado, que será la talla para implementar en el sistema de plantillas para niños de edades comprendidas entre 8 a 10 años.

Tabla 5. Longitud del pie de adultos (de 12 a 65 años)

MUJERES								
Edad (años)	12	13	14	15	16	17	18	18-65
Longitud del pie (cm)	24.5	25.1	25.4	25.2	25.4	25.3	24.8	25
HOMBRES								
Edad (años)	12	13	14	15	16	17	18	18-65
Longitud del pie (cm)	25.9	27.2	27.4	28	28.2	28.1	27.9	25

Fuente: [36]

De la Tabla 4. se realizó también un promedio y se obtuvo la longitud del pie de 25.5 cm aproximado que corresponde a la talla 40.

1.12. Hardware y Software para el procesamiento de la señal

1.12.1 Adquisición de datos

Arduino

Arduino es una plataforma electrónica de código abierto lo que permite a los usuarios adaptarla a sus necesidades particulares. Las placas Arduino son sencillas, accesibles, de fácil uso, pueden leer entradas y convertirlas en una salida, o publicar algo en línea. Puede decirle a su placa qué hacer enviando un conjunto de instrucciones al microcontrolador de la placa. Para hacerlo, utiliza el lenguaje de programación Arduino basado en el cableado y el software Arduino (IDE), basado en el procesamiento. Se ejecuta en Mac, Windows y Linux.

[37]

1.12.2. Comunicación inalámbrica

La comunicación inalámbrica constituye un sistema de transmisión de datos realizada sin cables, en donde un conjunto de bits son transmitidos entre dispositivos empleando como medio el espacio. [38]. Se detallan a continuación los principales protocolos de comunicación inalámbrica de corto alcance:

1.12.3. Módulos Bluetooth

Son módulos muy comerciales para aplicaciones con microcontroladores PIC y Arduino, ya que son dispositivos relativamente económicos y adaptables. Son de corto alcance entre

1 y 100 metros, con velocidad de transmisión de 1Mbps (megabit por segundo). Se presentan en dos modelos, los módulos bluetooth HC-05 y HC-06 la diferencia es que módulo HC-05 funciona como maestro y esclavo y el HC-06 funciona solo como esclavo, físicamente se diferencian por el número de pines el HC-06 tiene un conector de 4 pines mientras que el HC-05 tiene dos pines extra. [39]

1.12.4. ZigBee

ZigBee es una arquitectura que extiende el estándar 802.15.4, dando la posibilidad de comunicar dispositivos que no se ven entre sí, ni están al alcance uno del otro, empleando intermedios que funcionen como routers, efectuando saltos intermedios en otros componentes ZigBee hasta llegar al destino, por lo tanto requerirá más memoria y microcontroladores más caros. [38]

1.12.5. Wi-fi

Permite que los usuarios puedan conectarse a internet sin tener que recurrir a cables, con una velocidad de transmisión de 54 a 108 Mbps (megabit por segundo), por lo que requiere un hardware con una potencia de procesamiento elevada, en los sistemas Ethernet ya implementan un stack de protocolo generalmente TCP/IP, lo que hace Wi-Fi es reemplazar la parte física, en otras palabras la conexión al medio de comunicaciones. [38]

1.13. Software de Visualización de datos

De las diversos software que existen para visualización de datos, los que mejor se adaptan al sistema, se describen a continuación:

Processing

Processing es un lenguaje de programación y entorno de desarrollo integrado de código abierto, sencillo y fácil de usar, basado en Java, por lo que puede utilizarse fácilmente en las principales plataformas GNU / Linux, Mac OS X, Windows, Android y ARM, es muy común usar Processing con Arduino para crear un entorno de visualización de datos mucho más atractivo visualmente. [40]

LabVIEW

LabVIEW constituye una plataforma y entorno de desarrollo de fácil uso, con un lenguaje de programación gráfico que ayuda a visualizar la configuración de hardware, datos de medidas y depuración, facilitando integrar hardware de cualquier proveedor con acceso rápido a información de datos y diseño de interfaces de usuario personalizadas. [41]

MATLAB

MATLAB constituye una plataforma optimizada para resolver problemas científicos y de ingeniería, utilizando un lenguaje basado en matrices para expresar matemáticas computacionales con gráficas integradas que facilitan la visualización de datos y la obtención de información, que se puede integrar con otros lenguajes como C/C++, Java, Python, SQL, Hadoop y Microsoft Excel. Se utiliza para aprendizaje automático, procesamiento de señales, procesamiento de imágenes, visión artificial, comunicaciones, finanzas computacionales, diseño de control, robótica entre otros. [42]

1.14. Almacenamiento de datos

Microsoft Access

Es una herramienta fácil de usar que permite crear aplicaciones atractivas y altamente funcionales en un tiempo mínimo, permite la integración con múltiples fuentes de datos entre Access y las aplicaciones de línea de negocio. Almacena fácilmente datos en SQL Server y Microsoft Azure SQL mejorando la confiabilidad, escalabilidad, seguridad y capacidad de administración a largo plazo. [43]

Teradata

Teradata constituye el sistema de administración de base de datos más escalable y manejable, diseñada con una arquitectura de procesamiento masivo paralelo, agilitando la búsqueda y análisis de gran información. Ofrece la posibilidad de trabajar con Windows, UNIX, Linux. [44]

MySQL

Constituye un sistema de gestión de base de datos de código abierto de fácil uso, ofrece una instalación, configuración e integración rápidas, permite crear aplicaciones OLTP (procesamiento de transacciones en línea) escalables de alto rendimiento. Puede ser usado en sistemas operativos como Windows, UNIX, Linux, Novell Netware. [45]

CAPÍTULO 2

2. Metodología

2.1. Descripción del sistema

En el presente trabajo de grado se va a diseñar y construir un sistema de plantilla instrumentada para niño y adulto, que permitan por medio de sensores incorporados, la medición de la presión plantar en puntos específicos de interés, destinado para obtener datos de presiones plantares en estática y en la marcha humana, y se analizará deformidades del pie y pie con úlceras diabéticas, para futuras investigaciones en niño y adulto.

Este dispositivo visualizará en una HMI los valores de presión obtenidos mediante una gráfica de calor de la huella plantar y curvas de presión, además almacenará los datos sensados.

2.2. Requerimientos del sistema

- Par de plantillas para niños la talla 34.
- Par de plantillas para adultos talla 40.
- Capacidad de carga: 34kg de soporte en sistema de plantilla de niño, 72kg de soporte en sistema de plantilla de adulto.
- 18 sensores (9 por cada plantilla de adulto).
- 12 sensores (6 por cada plantilla de niño).

- Sensores con rango de precisión alto, delgados, flexibles, fácil adaptación al sistema.
- Necesidades del usuario: plantillas flexibles, delgadas, suaves, sistema cómodo y de fácil manejo.
- Hardware para adquisición de datos de bajo costo, accesible y adaptable al sistema.
- Software libre y compatible con el hardware.
- Accesibilidad en el mercado local de materiales a incorporar, para garantizar un bajo costo del sistema y facilidad de mantenimiento.

2.3. Diseño del sistema

Para el diseño del sistema se procederá por la selección del material de la plantilla, la selección de sensor con sus respectiva ubicación según normas y carga que puede soportar el sensor, diseño electrónico, un HMI, y finalmente una base de datos.

2.3.1. Selección del material para la plantilla

Para la selección del material de plantilla se realizó una comparación y se escogió el ETILVINILACETATO (EVA) ya que fue el que mejor características presentó, siendo un material flexible, suave, delgado, de poco peso, con amplia disponibilidad en el mercado local y bajo costo, de acuerdo a los requerimientos del sistema, además no acostumbra a producir reacciones alérgicas en las personas.

2.3.2. Selección de sensor

Para la selección del sensor se realizó una matriz de decisiones con los distintos tipos de sensores de presión plantar, analizando sus características técnicas y físicas, con ello se opta por los sensores flexiforce FSR de Interlink, ya que fueron los que mayor puntaje obtuvieron, por lo tanto los más adaptables a los requerimientos del sistema.

Tabla 6. Matriz de decisiones para selección del sensor

	Resistivo		Sensor EMED		FSR Tekscan		FSR Interlink		Sensor Parotec		Piezoeléctricos		
			Pedar						PAROMED				
Criterio	Peso %	Valor r	Valor x peso	Valor r	Valor x peso	Valor or	Valor x peso	Valor or	Valor x peso	Valor or	Valor x peso	Valor or	Valor x peso
Rango de lectura de 0 a 1kg como mínimo	15	9	135	10	150	10	150	10	150	10	150	8	120
Precisión	15	6	90	8	120	8	120	8	120	8	120	4	60
Adaptabilidad	15	9	135	0	0	10	150	10	150	0	0	10	150
Flexibilidad	15	7	105	10	150	10	150	10	150	10	150	7	105
Durabilidad	10	7	70	8	80	6	60	6	60	8	80	7	70
Bajo Costo	10	10	100	2	20	8	80	10	100	2	20	10	100
Tamaño y volumen	10	7	70	10	100	10	100	10	100	10	100	10	100
Disponibilidad	10	10	100	6	60	6	60	10	100	6	60	10	100
TOTAL	100	65	805	54	680	68	870	74	930	54	680	66	805

Fuente: del Autor

2.3.3. Ubicación de los sensores en las plantillas

2.3.3.1. Plantilla niño

Se toma la huella plantar de niño de 9 años de talla 34, que fue el rango promedio establecido en la sección 1.9, esta huella se divide en las 4 partes funcionales del pie analizadas en sección 1.1.1.

Con las medidas de la huella plantar ver en la Figura 17 a), tomando en cuenta que en niños de 9 a 10 años el peso máximo es de 34 kg según Sección 1.9, y de acuerdo a la distribución de cargas que soporta el pie analizada en la sección 1.1.2, se realizan los respectivos cálculos y se colocan los sensores en puntos de mayor carga, distribuyéndolos de tal manera que no exceda el peso máximo que pueden soportar el sensor que es de 10kg.

Para el diagnóstico de úlceras diabéticas la ubicación de sensores se toma en cuenta según las zonas de mayor prevalencia de úlceras diabéticas analizada en sección 1.3.2, quedando la distribución de sensores como se muestra en la Figura 17 b).

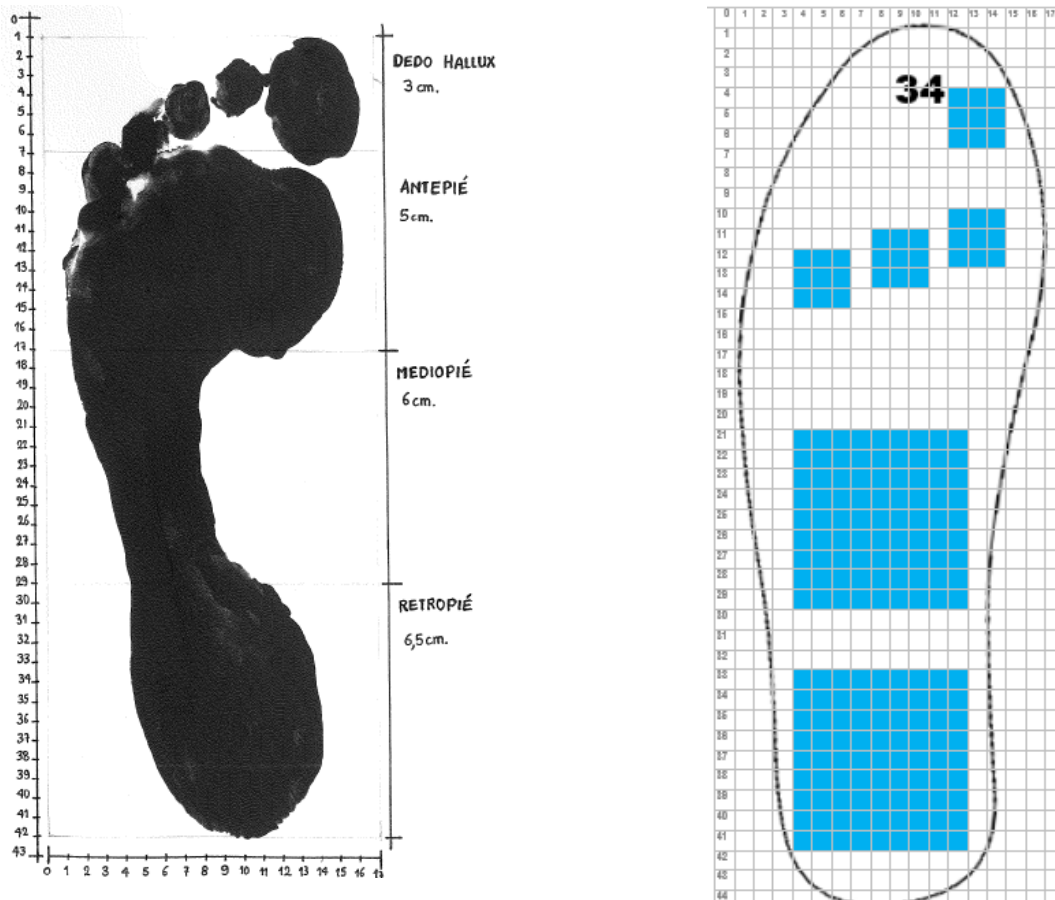


Figura 17. a) Huella Plantar: talla 34 b) Ubicación de sensores en plantilla: talla 34

2.3.3.2. Plantilla Adulto

De igual manera que en la plantilla de niños, para la plantilla de adulto según sección 1.9 se tomó la huella plantar talla 40 que se presenta en la Fig. 18 a), la cual se dividió en las 4 partes funcionales del pie, según la distribución de cargas en sección 1.1.2, para un peso máximo de 72 kg establecido, se realizan los respectivos cálculos, y para diagnóstico de pie diabético de acuerdo a las zonas de mayor prevalencia de úlceras diabéticas analizada en sección 1.3.2, se ubican los sensores como se muestra en la Figura 18 b).

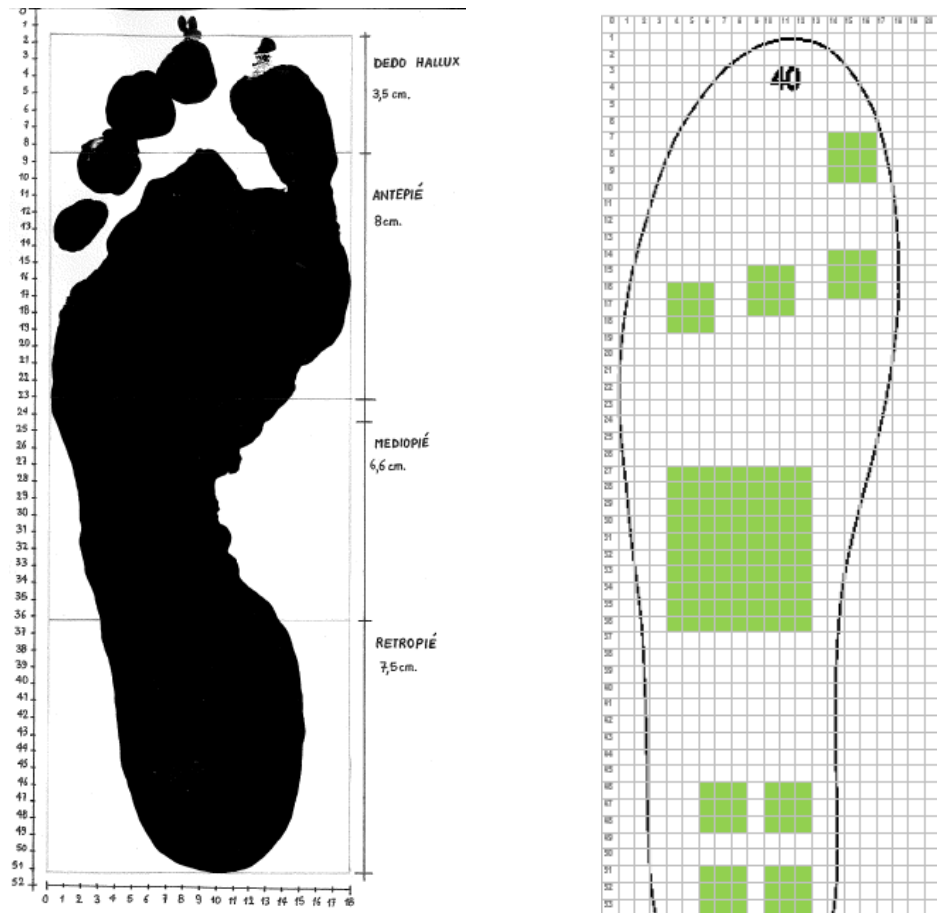


Figura 18. a) Huella plantar: talla 40 b) Ubicación de sensores en plantilla: talla 40

2.3.4. Sensor Flexiforce FSR Interlink

Los sensores Flexiforce FSR de Interlink que se implementaron a las plantillas, fueron de dos modelos FSR 402 y FSR 406 que se presentan en la Fig 19, de igual características técnicas, con la única diferencia en el tamaño del área de sensado.



Figura 19. a) Sensor FSR 402 b) Sensor FSR 406

Fuente: [28]

2.4. Diseño electrónico

2.4.1. Selección del Circuito Amplificador

Para la amplificación de la señal escogimos el circuito Inversor ya que es ideal para adecuar la señal que da el sensor FSR obteniendo una señal de voltaje con un equivalente al valor resistivo que nos da este sensor.

Para ello se implementa un amplificador operacional LM358 de bajo consumo y suministro monopolar de +5 V, que genera una salida de voltaje entre 0 y 5 V, como resistencia R_f (resistencia limitadora) a calcular, una resistencia variable de 100k la cual se

ajusta colocando pesos que no excedan los 10 kg máximo que debe soportar el sensor. Así con 9.6 Kg máximo de peso aplicado, se obtuvo una lectura de voltaje de 3.47V con una resistencia limitadora de 0.7 ohmios.

El circuito implementado se muestra en la Figura 20.

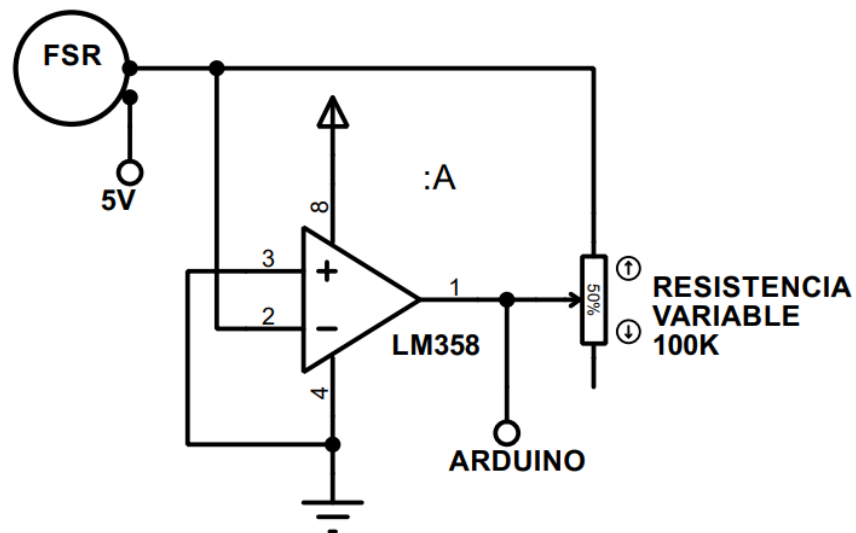


Figura 20. Circuito amplificador

Fuente: del Autor

2.4.2. Selección del Filtro de señales

Para el filtrado de señal, se utilizó un filtro interno programado dentro del sistema, el que más se adecuaba para implementarlo fue el filtro exponencial EMA (Exponential Moving Average).

El Filtro EMA constituye un filtro pasa bajo y pasa alto exponencial, que reduce el ruido en mediciones mediante muestreo múltiple, obtiene un valor filtrado mediante la aplicación de la siguiente ecuación 2:

Ecuación 2. Ecuación de Filtro EMA

$$A_n = \alpha M + (1 - \alpha)A_{n-1}$$

Siendo A_n el valor filtrado, A_{n-1} el valor filtrado anterior, M es el valor muestreado de la señal a filtrar, y α es un factor entre 0 y 1, la cantidad de suavizado depende de este factor así para un factor alpha igual a 1 nos da una señal sin filtrar, disminuir este factor aumenta el suavizado de la señal pero dependiendo del sistema puede eliminar componentes frecuenciales y aumentar el tiempo de respuesta. [46]

Para este sistema según sus características ajustamos el valor de alpha en 0.3 que fue el valor que resultó adecuado para no eliminar componentes frecuenciales de interés y no aumentar significativamente el tiempo de repuesta del sistema.

2.4.3. Selección de la tarjeta de adquisición de datos

2.4.3.1. Arduino Nano

Se optó por Arduino Nano por su tamaño pequeño para reducir el tamaño de la placa pcb con ello la caja del sistema, como no se encontró un tipo de arduino para 18 entradas analógicas que es el máximo para el sistema, se opta por implementar como mejor alternativa dos multiplexores analógicos de 16 canales (para cada pie) por su bajo costo y con la finalidad de aumentar el número de entradas analógicas requeridas, este mutiplexor se muestra en la Figura 21.

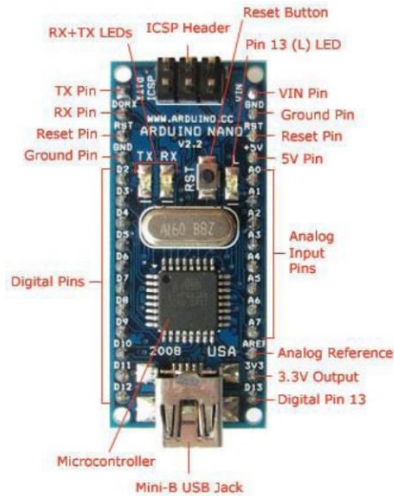


Figura 21. Esquema y diseño del Arduino Nano.

Fuente: [37]

Características técnicas:

- Microcontrolador: ATmega328.
- Voltaje de operación: 5V.
- Voltaje de alimentación (Recomendado): 7-12V.
- I/O Digitales: 14 (6 son PWM)
- Entradas Analógicas: 8 Corriente máx. por cada PIN de E/S: 40 mA
- Memoria Flash: 32KB.
- EEPROM: 1KB.
- Frecuencia de trabajo: 16MHz.
- Dimensiones: 18,5mm x 43,2mm



Figura 22. Multiplexor 16 canales analógico

Fuente: [47]

Características técnicas:

- Chip: Texas Instruments 74HC4067
- Número de canales: 16 bidireccional
- Voltaje de Operación: 2V - 6V
- Temperatura de operación: -55°C a 125°C
- Dimensiones: 41x18.5x3.5mm

2.4.4. Conexión y cableado de los sensores

Para la conexión de las plantillas a la placa electrónica fue necesario utilizar cables flexibles para comodidad del paciente y para que pueda moverse libremente, para ello se utilizaron dos tipos de cables flexibles como son: cable cinta aislado para IDC (insulation-displacement connector) de 14 hilos, y cable FFC.

Se diseña una placa PCB para poder introducir un conector que sea fácil de conectar y desconectar las diferentes plantillas con la placa electrónica, para posterior mantenimiento

del sistema. Los conectores utilizados según requerimientos del sistema y disponibilidad en el mercado local fueron de dos tipos los cuales se observan en la figura 23:

La conexión y cableado implementado se muestra en la figura 24.

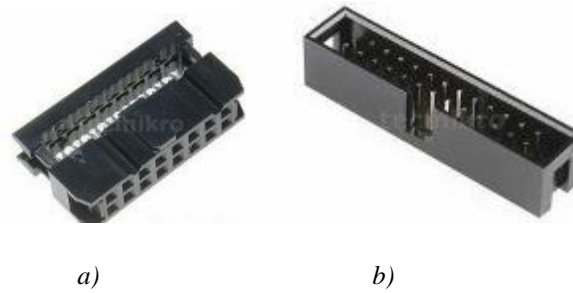


Figura 23. a) Conector IDC 14 pines hembra b) Conector IDC 14 pines macho

Fuente: [48]

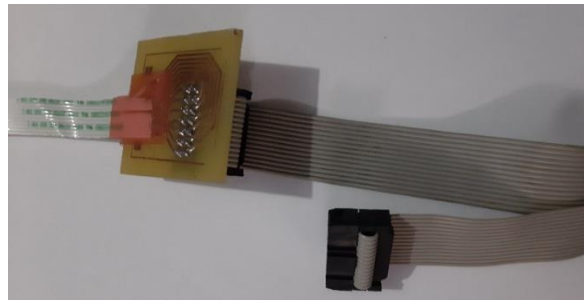
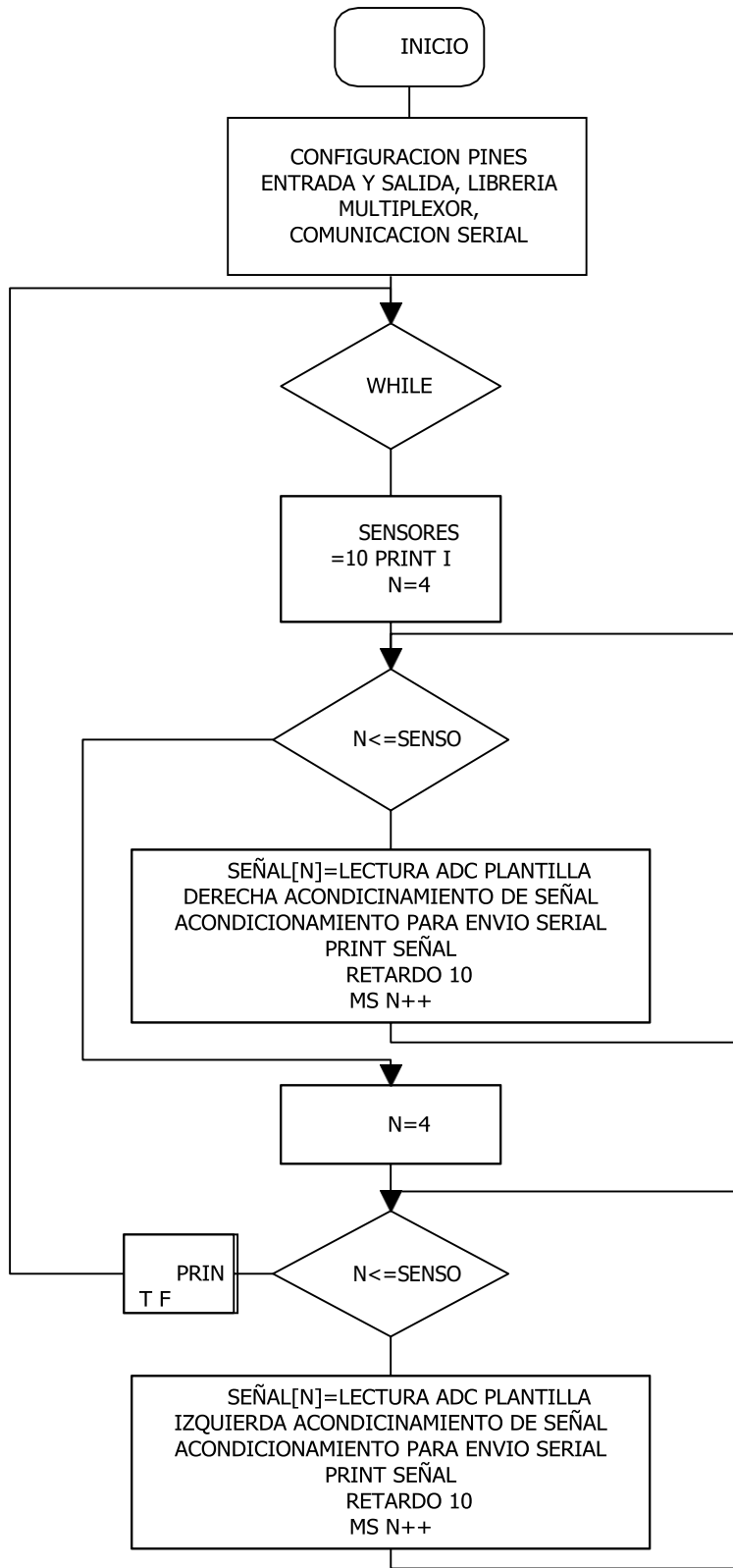


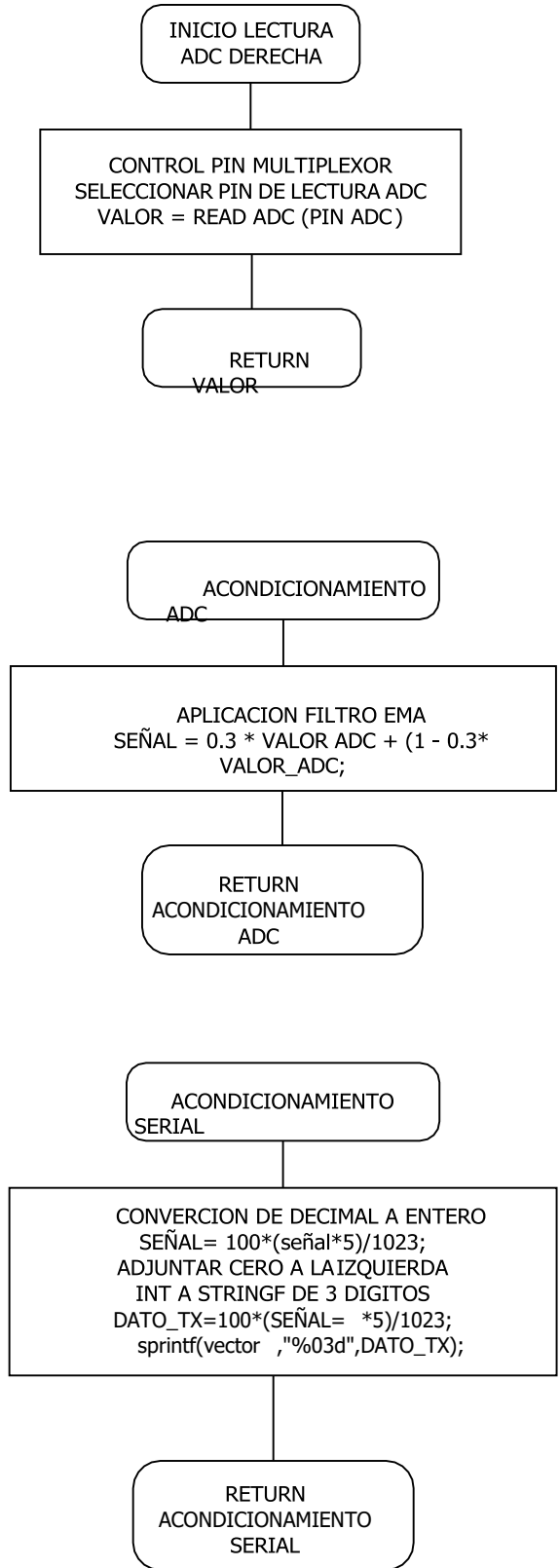
Figura 24. Conexión y cableado del sistema

Fuente: del Autor

2.5. Adquisición de datos

La tarjeta Arduino Nano adquiere las señales analógicas debidamente acondicionadas de cada sensor, obteniéndose valores de voltaje (V), es necesario realizar la calibración de sensores para obtener mediciones más precisas.





2.5.1. Calibración de los sensores

Para la calibración de los sensores FSR, se hicieron pruebas con pacientes según rangos de edades establecidas, calculando su distribución de pesos en cada punto donde se colocaron los sensores, fue necesario realizarlo con personas ya que el área del sensor es pequeña y se requiere tener una carga puntual.

Mediante Microsoft Excel se introducen los promedios de los valores de voltaje leídos según los pesos aplicados y se realiza la construcción de la curva característica del sensor, como vemos que la curva obtenida es no lineal, realizamos el ajuste de la curva con el software Origin Pro 8 para poder trabajar en todo el rango de fuerza dado por el sensor, con lo cual obtenemos el modelo de Ecuación con sus respectivos parámetros de ajuste.

Trabajaremos con la curva presión vs voltaje, los valores obtenidos para el sensor FSR 402 se presentan en la Tabla 6, con su curva de presión vs voltaje que se muestra en la Figura 25, así mismo del sensor FSR 406 se muestra en la Tabla 7, con su curva de presión vs voltaje que podemos observar en la Figura 26, con sus respectivos ajustes.

Tabla 7. Voltajes obtenidos según pesos aplicados del Sensor FSR 402

Voltaje (V)	Peso (Kg)	Presión (KPa)	Presión (KPa) con ajuste
0.65	0.78	10.81	8.54
0.76	0.84	11.65	10.75
0.78	0.93	12.89	11.20
0.8	0.96	13.31	11.66
1.16	2.08	28.84	22.82

1.3	2.24	31.06	28.78
1.52	2.48	34.38	40.11
1.6	2.56	35.49	44.81
2.38	7.8	108.14	100.02
2.65	8.4	116.46	117.46
3	9.3	128.94	132.24
3.47	9.6	133.10	132.22

Fuente: del Autor

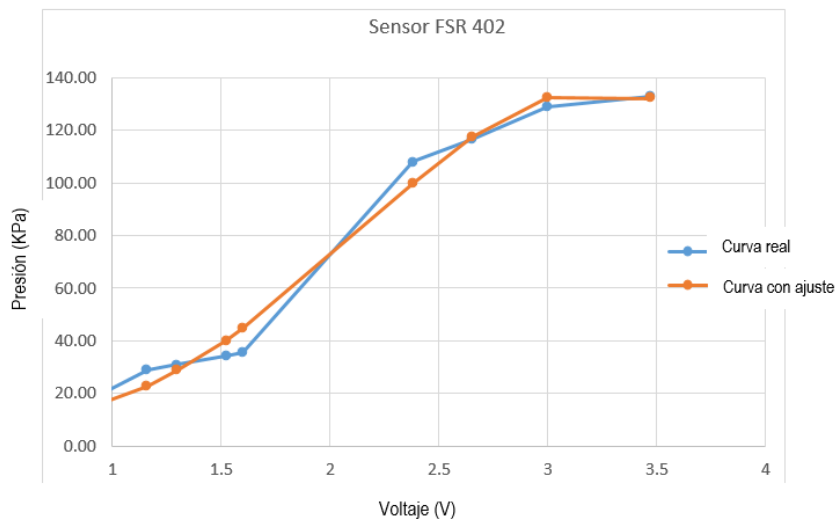


Figura 25. Curva Presión vs Voltaje del Sensor FSR 402

Fuente: del Autor

Tabla 8. Voltajes obtenidos según pesos aplicados del Sensor FSR 406

Voltaje (V)	Peso (Kg)	Presión (KPa)	Presión (KPa) con ajuste
0.65	0.78	4.78	3.77
0.76	0.84	5.15	4.75
0.78	0.93	5.70	4.95
0.8	0.96	5.88	5.15
1.16	2.08	12.74	10.08
1.3	2.24	13.72	12.71
1.52	2.48	15.19	17.72
1.6	2.56	15.68	19.80
2.38	7.8	47.78	44.19
2.65	8.4	51.45	51.89
3	9.3	56.96	58.42
3.47	9.6	58.80	58.41

Fuente: del Autor

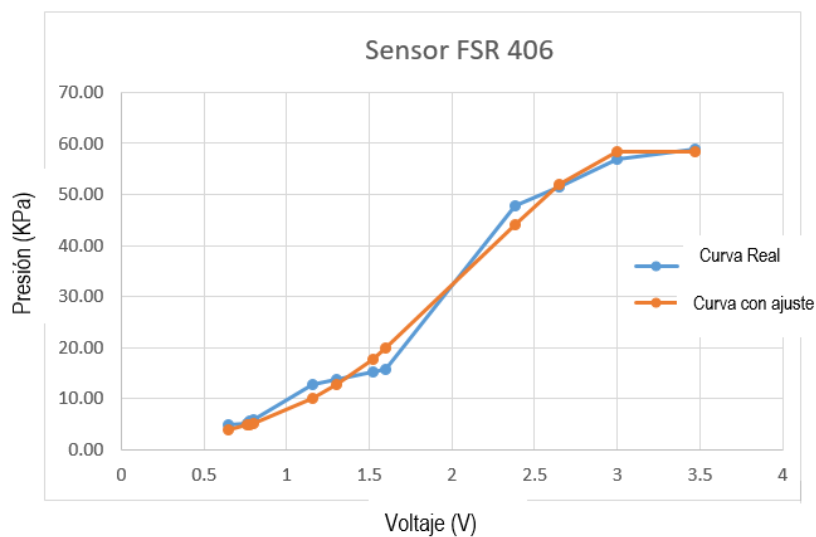


Figura 26. Curva Presión vs Voltaje del Sensor FSR 406

Fuente: del Autor

Utilizando el programa Origin Pro 8 obtenemos automáticamente la ecuación del sensor, colocando en el programa el voltaje y presión obtenida al realizar la calibración en pruebas con personas, se muestra en la figura 27 para el sensor FSR 402 y en la figura 28 para el sensor FSR 406.

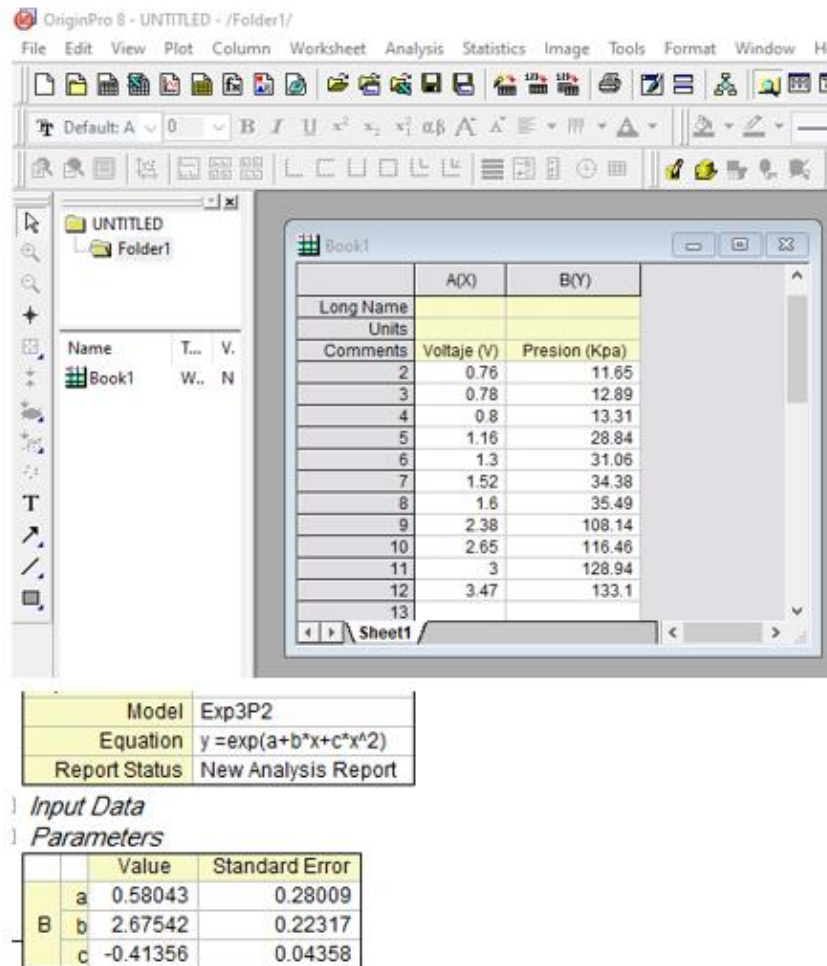


Figura 27. Programa Origin Pro 8 para obtención de ecuación sensor FSR 402

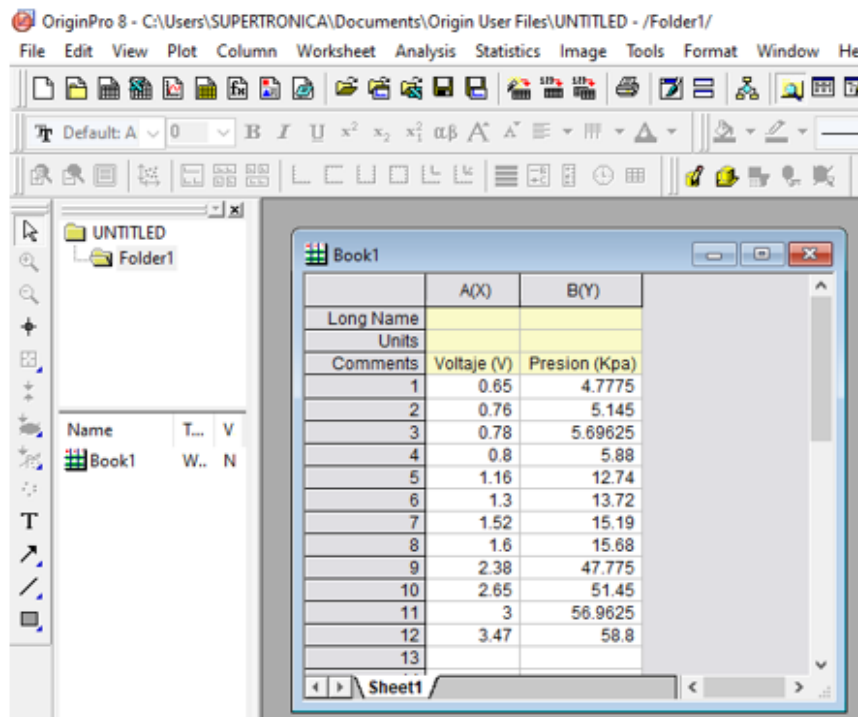
Obtenemos la Ecuación que se muestra en Ecuación 3 que corresponde a la curva del Sensor FSR 402.

Ecuación 3. Curva FSR 402

$$y = \exp(a + b * V + c * V^2)$$

Fuente: del Autor

En donde V es el voltaje leído y sus parámetros establecidos corresponden a=0.58043, b=2.67542, c=-0.41356.



Model	Exp3P2
Equation	$y = \exp(a + b * x + c * x^2)$
Report Status	New Analysis Report

Input Data

Parameters

	Value	Standard Error
a	-0.23652	0.28004
b	2.67545	0.22313
c	-0.41357	0.04358

Figura 28. Programa Origin Pro 8 para obtención de ecuación sensor FSR 406

La Ecuación 4 corresponde a la curva del Sensor FSR 406.

Ecuación 4. Curva FSR 406

$$y = \exp(a + b * V + c * V^2)$$

Fuente: del Autor

En donde V es el voltaje leído y sus parámetros establecidos corresponden a=-0.23652, b=2.67542, c=-0.41357.

2.6. Comunicación inalámbrica

Para seleccionar el protocolo de comunicación inalámbrica se establecieron algunos requerimientos del sistema, para lograr un correcto envío de datos. Los cuales se muestran a continuación:

- Consumo de corriente bajo.
- Voltaje de operación 3 a 5V.
- Alcance mínimo a 1 m.
- Compatibilidad con Arduino Nano.
- Fiabilidad.

Analizando los distintos protocolos descritos en el capítulo I, según los requerimientos del sistema se opta por seleccionar el módulo Bluetooth del modelo HC-05 FC-114, ya que fue el que más se adaptó al sistema, se observa en la figura 29.

Módulo HC-05 FC-114

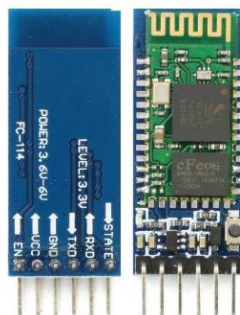


Figura 29. Módulo HC-05 FC-114

Fuente: [39]

Características técnicas:

- Funciona como dispositivo maestro y esclavo
- Bluetooth V2.0+EDR (Enhanced Data Rate)
- Consumo de corriente: 30 mA a 40 mA
- Voltaje de operación: 3.6 V a 6 V
- 6 pines suministrando acceso a VCC, GND, TXD, RXD, Key y STATE.
- Frecuencia de operación: 2.4 GHz Banda ISM
- Sensibilidad: ≤ -84 dBm
- Alcance 5 m a 10 m

Los valores de voltaje (V) obtenidos, son enviados por el puerto serial del Arduino donde está conectado el módulo Bluetooth HC-05 FC-114, hacia el puerto COM del Bluetooth de la PC.

2.7. Visualización de datos

El software para la interfaz gráfica del sistema debe permitir que tanto el especialista como el usuario o paciente puedan observar de forma clara los resultados, de las pruebas realizadas, es por ello que la interfaz gráfica debe cumplir los siguientes requerimientos:

- Software compatible con arduino y módulo bluetooth HC-05.
- Software de código abierto.
- Software que permita crear interfaces interactivas.
- La interfaz debe ser atractiva visualmente al usuario.
- La interfaz debe tener opciones de encendido y apagado del sistema.
- Visualización de puntos de mayor presión.

- Debe permitir guardar los datos del usuario o paciente con sus respectivos resultados de presión en Kpa en cada zona y diagnóstico.

Analizando los tres Software como son MATALAB, LabVIEW y Processing descritos en el capítulo I, se seleccionó el software MATLAB para la visualización de datos, ya que fue el que mejor características presentó y el que más se adapta a los requerimientos del sistema descritos anteriormente.

Los valores de voltaje de cada sensor son enviados por módulo bluetooth hc-05 a MATLAB en donde implementamos las ecuaciones de cada sensor obtenidas en la calibración y configuramos para convertir las señales que da cada sensor en voltaje (V) en unidades de presión (KPa), esta información se lee y se presenta en la interfaz gráfica de usuario, después con el botón guardar se accede a la base de datos desde un script de Matlab.

2.7.1. Interfaz gráfica

La GUI (interfaz gráfica de usuario) tiene dos paneles frontales, en el primero se realiza la prueba estática que se observa en la figura 30, en el cual debemos llenar los campos de datos del paciente, escogemos el puerto COM del Bluetooth de la PC y presionamos el botón INICIAR, mostrándonos la distribución de las presiones en KPa mediante un mapa de calor tanto para el pie izquierdo como para el derecho, para pie normal.

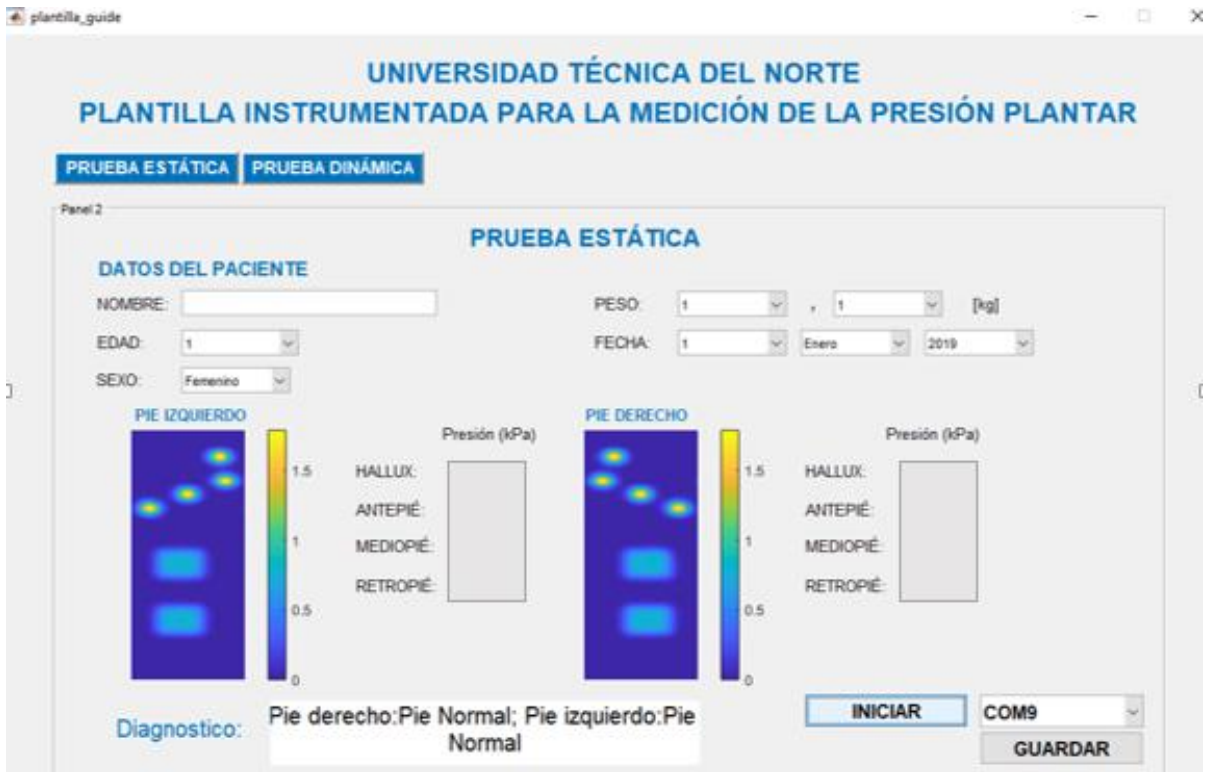


Figura 30. Interfaz Gráfica_Prueba Estática

En el segundo panel frontal, se realiza la prueba dinámica que se muestra en la figura 31, de igual manera primero debemos llenar los campos de datos del paciente, escogemos el puerto COM del Bluetooth de la PC y presionamos el botón INICIAR, mostrándonos las gráficas de presiones en KPa en pie izquierdo y derecho según zonas funcionales del pie, adicionalmente presenta un botón STOP para finalizar el programa.

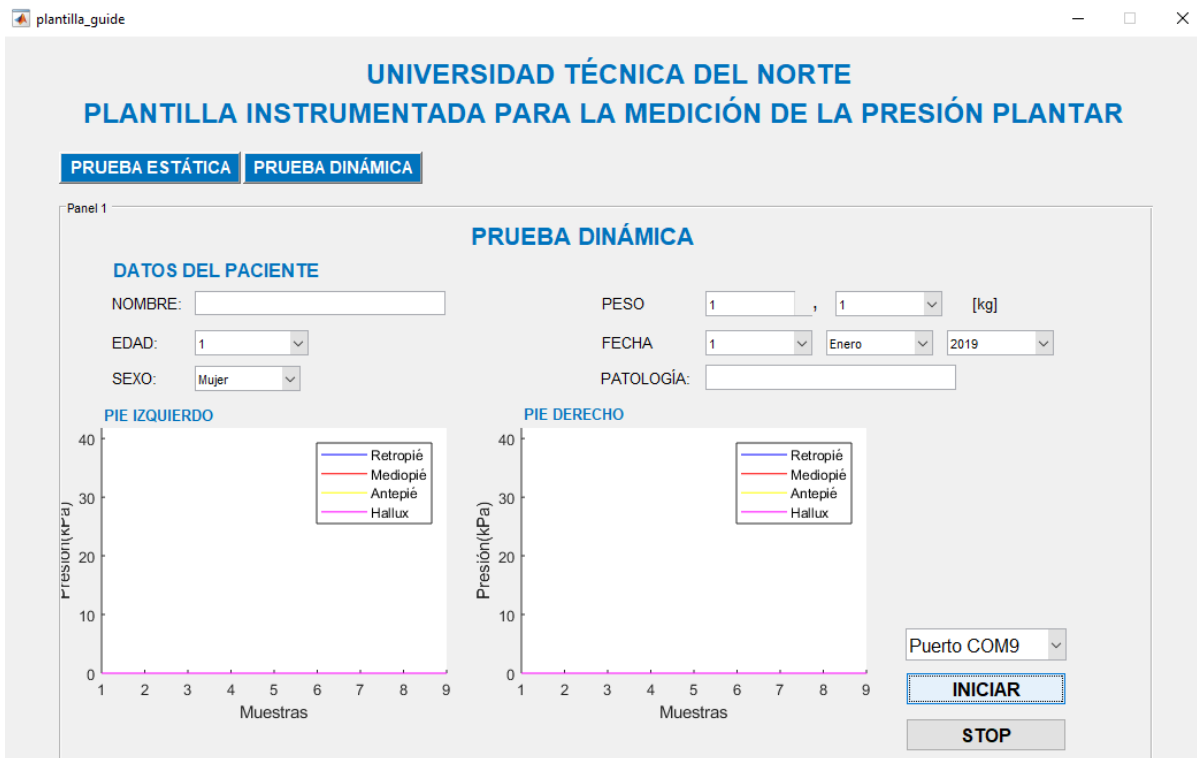


Figura 31. Interfaz Gráfica_Prueba Dinámica

2.8. Almacenamiento de datos

Para el almacenamiento de datos se optó por utilizar MySQL ya que tiene gran adaptabilidad con Matlab, fácil manejo, cuenta con una tabla de base de datos dentro, sin necesidad de utilizar otro programa para realizar la tabla, para ello lo primero que se hizo fue utilizar solo un controlador ODBC, e instalar la base de datos MySQL con Xampp para la gestión de la base de datos. A continuación ingresar por cualquier navegador, la URL: «localhost/phpmyadmin», en donde ya creamos las tablas de la base de datos, y se irá almacenando los datos de cada persona,

en la figura 32 se observa la base de datos en donde tomamos en cuenta nombre, edad, sexo, peso, fecha, presiones en las distintas áreas analizadas anteriormente.

The screenshot shows the phpMyAdmin interface with the 'prueba_estatica' table selected. The table contains the following data:

nombre	edad	sexo	peso	fecha	presion_hallux_der	presion_antepie_der	presion_retropie_der	presion_mediopie_der	presion_hallux_izq
Christian	27	masculino	60.3	2020-06-01	1	2	3	4	5
Christian	28	masculino	60.3	2020-06-01	1	2	3	4	5
Christian	28	masculino	60.3	0000-00-00	1	2	3	4	5
Christian	28	masculino	60.3	0002-06-01	1	2	3	4	5
Christian	28	masculino	60.3	0000-00-00	1	2	3	4	5
Christian	28	masculino	60.3	0000-00-00	1	2	3	4	5
Christian	28	masculino	60.3	0000-00-00	1	2	3	4	5
Christian	28	masculino	60.3	0000-00-00	1	2	3	4	5
Christian	29	masculino	60.3	0000-00-00	1	2	3	4	5
Christian	30	masculino	60.3	0000-00-00	1	2	3	4	5
Christian	30	masculino	60.3	0002-06-01	1	2	3	4	5
Christian	30	masculino	60.3	2019-06-01	1	2	3	4	5
Christian	31	masculino	1.1	2019-01-01	100	2	3	4	5
David	32	masculino	2.1	2019-02-01	100	350	200	400	100
Christian	20	masculino	6.1	2019-06-01	71.9657	65.0389	7.57543	58.3436	17.1478

Figura 32. Base de datos MySQL

CAPÍTULO 3

3. Análisis de resultados

Los resultados obtenidos de las plantillas instrumentadas completamente armadas con su respectivo cableados, y su sistema electrónico se muestra a continuación:

3.1. Plantillas Instrumentadas

El sistema de plantillas de niño cuenta con 12 sensores (6 por cada plantilla), ubicados previamente sobre cada plantilla talla 34, como se observa en la Figura 33.



Figura 33. Plantilla niño

Para el sistema de plantillas de adulto se colocó 18 sensores (9 por cada plantilla), ubicados previamente sobre cada plantilla talla 40, como se observa en la Figura 34.

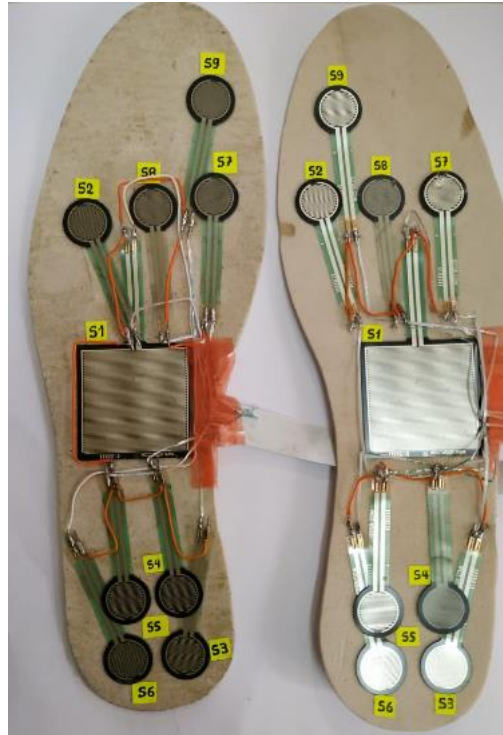


Figura 34. Plantilla adulto

La placa PCB del sistema electrónico implementado que se muestra en la figura 35, se la puso dentro de una caja impresa en 3D, con una banda se adapta a la cintura del individuo, donde también se encuentra un cargador portátil para alimentación del sistema, además en la caja se puso agujeros a su costado para que el módulo Bluetooth pueda enviar mejor los datos, para los dos pares de plantillas tanto de niño como adulto, bastará solo con conectar y desconectar las plantillas, de las placas PCB de los conectores, en la figura 34 se observa el sistema electrónico con sus respectivas etiquetas.

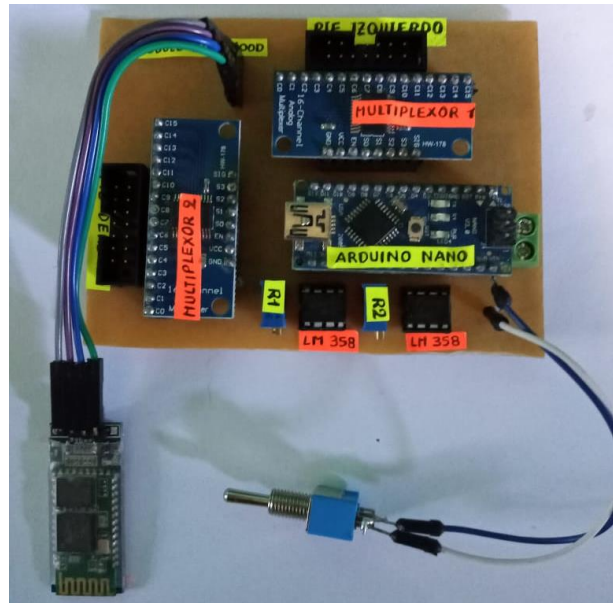


Figura 35. Sistema Electrónico

3.2. Pruebas de funcionamiento

Las pruebas de funcionamiento fueron realizadas en 10 personas, de las cuales se buscó personas con pie normal, aunque el programa fue realizado también para investigaciones futuras para diagnóstico de las principales patologías que fueron analizadas en este documento.

Para realizar estas pruebas se tuvo que colocar las plantillas dentro de zapatillas, porque estas plantillas no son personalizadas ya que fueron realizadas de acuerdo a un promedio calculado, con esto nos aseguramos la correcta posición del pie de cada individuo y una mejor toma de datos, en la Figura 36. se muestra la implementación del sistema en una persona de prueba.

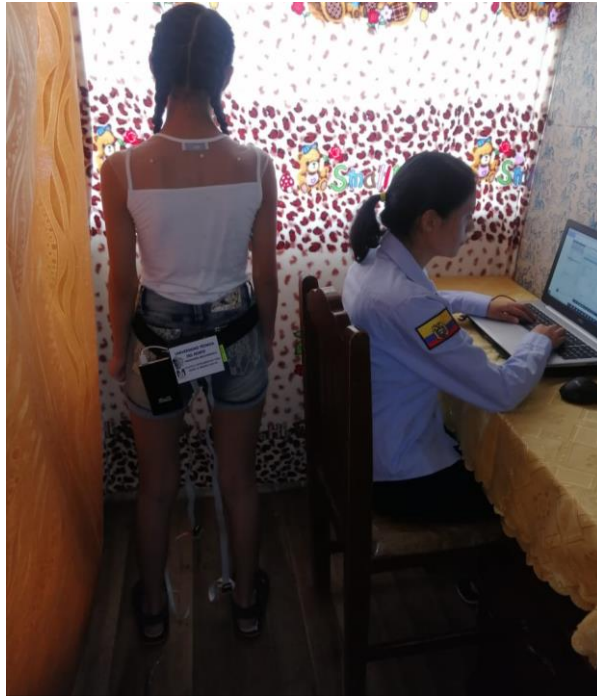


Figura 36. Implementación del sistema y toma de datos

Paciente 1

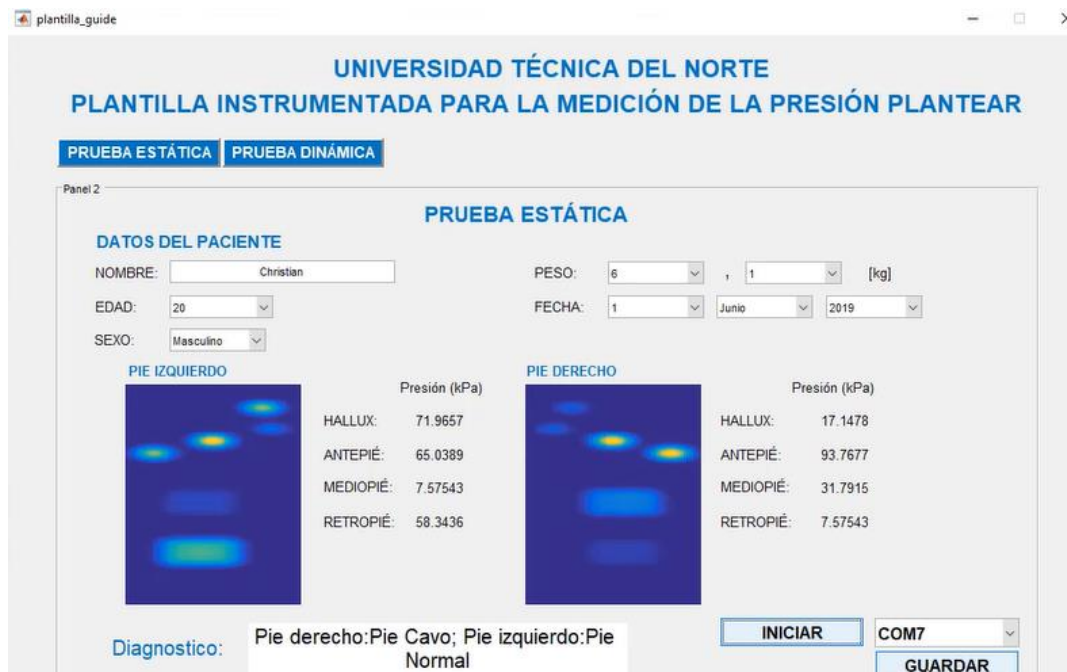


Figura 37. Presiones obtenidas en prueba estática

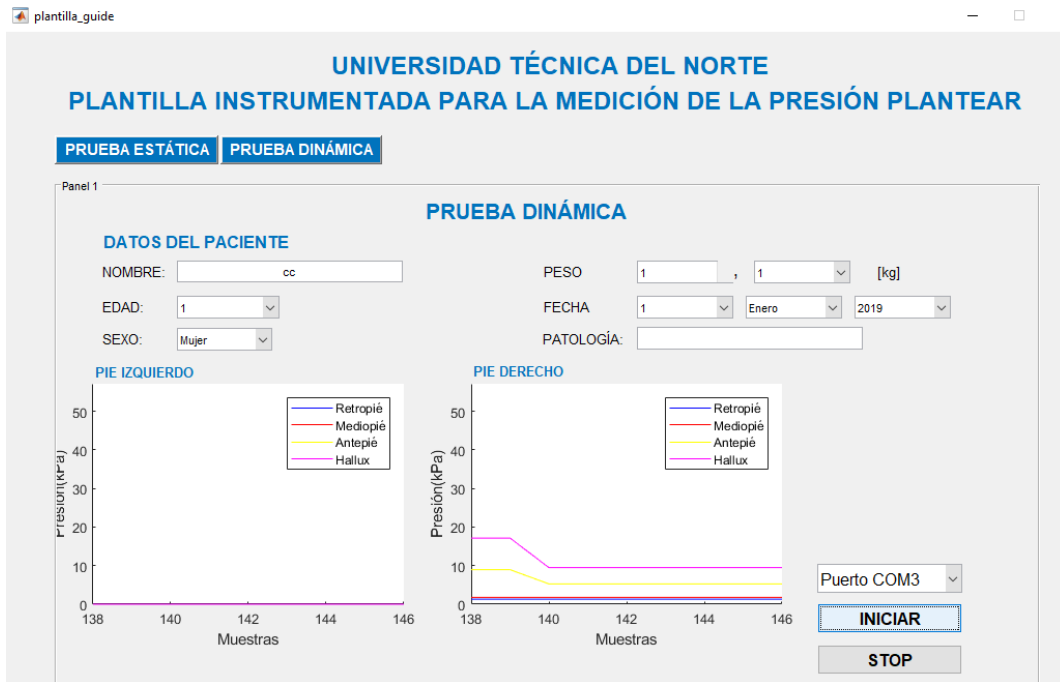


Figura 38. Curvas de presiones obtenidas en prueba dinámica

Paciente 2



Figura 39. Presiones obtenidas en prueba estática

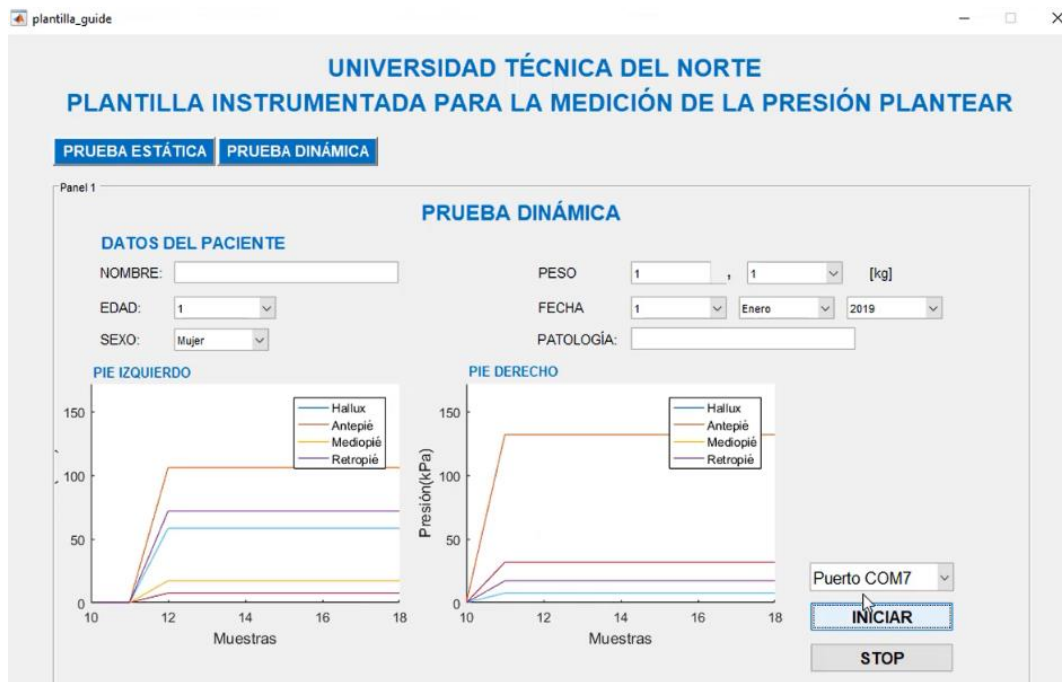


Figura 40. Curvas de presiones obtenidas en prueba dinámica

Los datos obtenidos de cada paciente de prueba fueron almacenados en la base de datos creada en MYSQL, si se requiere analizarlos posteriormente.

3.3. Presupuesto

Los materiales requeridos con sus respectivos costos, para el desarrollo de este proyecto se detallan en la Tabla 9.

Tabla 9. Materiales y costos para el desarrollo de este proyecto

Material	Cantidad	Costo unitario	Costo total
Plancha EVA	1	2	2
Cinta doble faz	1	4	4
Sensores FSR 402	24	11	264
Sensores FSR 406	6	15	90

Cable UTP	1	0.2	0.2
Cable FFC	4	0.5	2
Cable cinta IDC	4	0.5	2
Conectores IDC	8	0.6	4.8
Arduino Nano	1	6.5	6.5
Multiplexores 74HC4067	2	4	8
Dispositivos electrónicos	1	2	2
Módulo Bluetooth H-C 05	1	6	6
TOTAL			\$391.5

Conclusiones y Recomendaciones

Conclusiones

- Se establecieron rangos de presión de pie normal y patológicos, según estudios realizados, con ello se comparó valores de presión en pie normal con pie patológico, para poder dar un diagnóstico que se deja para futuras investigaciones.
- De las pruebas estáticas realizadas con personas en bipedestación, concluimos que la presión es constante, de acuerdo a cada paciente en el mapa de calor observamos los cambios de presión en las diferentes zonas del pie, para que posteriormente el especialista pueda determinar el tratamiento y pueda asistir con el diseño de calzado ortopédico, por ello se ha creado una base de datos para su posterior análisis.
- Las pruebas en dinámica fueron realizadas a una marcha normal, concluimos que la presión es variable, por lo que su gráfica con respecto al tiempo, presentó dos picos de presión el del contacto del talón y otro del despegue de pie.

- Algunos pacientes no son capaces de apoyar adecuadamente el pie en el suelo implicando una inconsistencia, y evitando que el sensor FSR detecte correctamente.

Recomendaciones

- Se recomienda realizar un molde con tecnología 3D con material que tenga memoria elástica que se adapte al pie e incluir su conexionado dentro de este molde, asegurando mayor durabilidad de las plantillas y evitando su deformación posterior.
- Utilizar otro protocolo de comunicación inalámbrica ya que por el módulo bluetooth utilizado fue necesario colocar la caja electrónica en la cintura de los pacientes para los dos pies, por lo que el envío de datos fue bastante lento.
- Se recomienda realizar pruebas futuras de investigación en personas con pie patológico, para poder dar un diagnóstico porque la programación fue realizada tanto para obtener presiones en pie normal, como para obtener presiones en pie patológico, el presente trabajo de grado solo se limita a tomar presiones en pie normal.

Bibliografía

- [1] F. Basas, E. Sánchez, S. Basas y A. Basas, «Patomecánica de la deformidad digital y distribución de las presiones en apoyo medio,» *Revista internacional de ciencias podológicas*, vol. Vol. 2, nº No.1, pp. pp. 13-16, 2008.

- [J. Ramirez, J. A. Huerta, S. Chaparro y A. Hernández, «A Review in Detection and
2] Monitoring Gait Disorders Using In-Shoe Plantar Measurement Systems,» de *IEEE
Reviews in Biomedical Engineering*, 2017.
- [M. L. Zequera, S. E. Solomonidis, F. Vega y L. M. Rondon, «Study of the plantar
3] pressure distribution on the sole of the foot of normal and diabetic subjects in the early
stages by using a hydrocell pressure sensor,» de *Proceedings of the 25th Annual
International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* ,
Cancun, 2003.
- [B. A. Todd y J. G. Thacker, «Three-dimensional computer model of the human
4] buttocks, in vivo,» *Rehabilitation Research and Development*, vol. Vol.31, nº Num. 2,
pp. pp.11-119, 1994.
- [A. García Benitez y A. Valverde Conesa, XXI Congreso Nacional de Ingeniería
5] Mecánica, M. S. L. R. P. O. Emilio Velasco Sánchez, Ed., Alicante: Universidad Miguel
Hernández, 2016, pp. 105-111.
- [P. S. Dyer y S. J. M. Bamberg, «Instrumented insole vs. force plate: A comparison of
6] center of plantar pressure,» de *Annual International Conference of the IEEE
Engineering in Medicine and Biology Society*, Boston, 2011.
- [K. Kaewkannate y S. Kim, «Optimal positions for foot pressure sensors in walking
7] analysis,» de *The 7th 2014 Biomedical Engineering International*, Fukuoka, 2014.
- [H. Blain, I. Herbaux y C. Jeandel, *Podología geriátrica*, Barcelona: Barcelona
8] Paidotribo, 2007.
- [R. Abboud, «Relevant foot biomechanics,» *Current Orthopaedics*, vol. Volume 16,
9] pp. pp. 165-179, 2002.

- [10] J. Muñoz, «Deformidades del pie,» *An Pediatr Contin*, vol. Volume 4, pp. pp. 251-258, 2006.
- [11] A. Viladot Voegeli, «Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie,» *Revista Española de Reumatología*, vol. Vol.30, nº 09, 2003.
- [12] J. Pérez, et, T. Sánchez, C. Orrite, J. Martínez y A. Herrera, «Estudio del apoyo metatarsal en bipedestación mediante podoscopio electrónico de alta resolución,» de *Biomecánica*, 1996.
- [13] W. Hutton y M. Dhanendran, «A study of the distribution of load under the normal foot during walking,» *International orthopaedics*, vol. Vol.3, nº Num.2, pp. 153-157, 1979.
- [14] T. Hida, R. Okuda, T. Yasuda, T. Jotoku, H. Shima y M. Neo, «Comparison of plantar pressure distribution in patients with hallux valgus and healthy matched controls,» *Journal of Orthopaedic Science*, vol. Volume 22, nº Núm.6, 2017.
- [15] S. M. Rueda, *Podología: Los desequilibrios del pie*, México: Editorial Paidotribo, 2004.
- [16] R. Cailliet, *Síndromes dolorosos: Tobillo y Pie*, 3era Edición ed., México, D. F.: Editorial El manual moderno México, 1997.
- [17] L. M. Fernández-Seguín, J. A. D. Mancha, R. S. Rodríguez, E. E. Martínez, B. G. Martín y J. R. Ortega, «Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot,» *Gait & Posture*, vol. Volume 39, nº Issue 2, pp. Pages 789-792, 2014.
- [18] J. Salazar-Torres, B. McDowell, L. Humphreys y C. Duffy, «Plantar pressures in children with congenital talipes equino varus—A comparison between surgical

management and the Ponseti technique,» *Gait & Posture*, vol. Volume 39, n° Issue 1, pp. Pages 321-327, 2014.

[J. Royo Serrando y J. Viadé Juliá, «Pie diabético : guía para la practica clínica,» n°
19] 2edición, 2013.

[ENSANUT-ECU, Encuesta Nacional de Salud y Nutrición-Tomo I, MSP/INEC, Ed.,
20] Quito, 2012.

[Revista internacional de ciencias podológicas, vol. Vol.1, n° N° 1, 2005.
21]

[NATIONAL INSTRUMENTS, «Measuring Strain with Strain Gages,» 2019. [En
22] línea]. Available: <https://www.ni.com/es-cr/innovations/white-papers/07/measuring-strain-with-strain-gages.html>.

[B. B. Narakathu , A. Eshkeiti , A. S. G. Reddy , M. Rebros , E. Rebrosova , M. Joyce
23] y B. J. Bazuin , «A novel fully printed and flexible capacitive pressure sensor,» de
SENSORS 2012 IEEE, 2012.

[K. Wen H. y W. Qiang , «, Touch mode capacitive pressure sensors,» *Sensors and*
24] *Actuators A: Physical*, vol. Volumen 75, n° Issue 3, pp. pág. 242-251, 1999.

[S. D. Senturia, *Microsystem Design*, 1era edición ed., New York: Kluwer Academic
25] Publishers, 2001, p. 470.

[A. Abdul Razak, A. Zayegh, R. Begg y Y. Wahab, «Foot Plantar Pressure
26] Measurement System: A Review.,» *Sensors 2012*, vol. Vol.12 , 2012.

[S. Patil , M. A. Thatte y U. Chaskar, «Development of planter foot pressure
27] distribution system using flexi force sensors,» *Sensors & Transducers*, vol. Vol. 108, n°
Num. 9, pp. pp. 73-79, 2009.

- [Interlink Electronics, «Standard Products Force Sensing Resistor® Family,» 2020.
28] [En línea]. Available: Disponible en: <https://www.interlinkelectronics.com/force-sensing-resistor>.
- [E. Campo, Y. Charlon y D. Brulin, «Instrumented insole for weight measurement of
29] frail people,» de *Proceedings of the 8th ACM International Conference on Pervasive Technologies Related to Assistive Environments* , 2015.
- [PAROTEC paromed, «paromed,» 2020. [En línea]. Available:
30] <https://www.paromed.com.au/our-products/foot-pressure-measurement/parotec/>.
- [L. G. Corona Ramírez, G. S. Abarca Jiménez y J. Mares Carreño, Sensores y
31] actuadores: aplicaciones con Arduino, Grupo Editorial Patria, 2014, pp. pág. 243-246.
- [R. Bragós, O. Casas y R. Pallás, Sensores y acondicionadores de señal: Problemas
32] resueltos, Editorial Alfaomega, 2009.
- [TEKSCAN, «Pressure Mapping, Force Measurement & Tactile Sensors,» 2019. [En
33] línea]. Available: <https://www.tekscan.com/store/category/force-sensors-flexiforce>.
- [V. S. Collado, Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas:
34] Influencia del transporte de carga, Madrid: Universidad Complutense de Madrid., 2005.
- [P. S. Dyer y S. J. M. Bamberg, «Instrumented insole vs. force plate: A comparison of
35] center of plantar pressure,» de *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Boston, 2011.
- [R. Avila, L. R. Prado y E. L. González, Dimensiones antropométricas de población
36] latinoamericana, Segunda edición ed., Universidad de Guadalajara Segunda edición 2007, 2007.
- [ARDUINO, «Getting Started with Arduino products,» 2020. [En línea]. Available:
37] <https://www.arduino.cc/en/Guide/HomePage>.

[USERS-Electrónica, Proyectos con microcontroladores, Argentina: Fox Andina S.A,
38] 2011, pp. pág. 107-138.

[GEEKFACTORY, «Bluetooth HC-05 y HC-06 Tutorial de Configuración,» 2020.
39] [En línea]. Available: <https://www.geekfactory.mx/tutoriales/bluetooth-hc-05-y-hc-06-tutorial-de-configuracion/>.

[Processing, «Processing Overview,» 2020. [En línea]. Available:
40] <https://processing.org/>.

[NATIONAL INSTRUMENTS, «Productos LabVIEW,» 2020. [En línea]. Available:
41] <https://www.ni.com/es-cr/shop/labview.html>.

[MathWorks, «Descripción del producto MATLAB,» 2020. [En línea]. Available:
42] https://es.mathworks.com/help/matlab/learn_matlab/product-description.html.

[Microsoft Access, «Microsoft Access database,» 2020. [En línea]. Available:
43] <https://products.office.com/en-us/access>.

[Teradata, «Database Teradata,» 2020. [En línea]. Available:
44] <https://www.teradata.com/Products/Software/Database>.

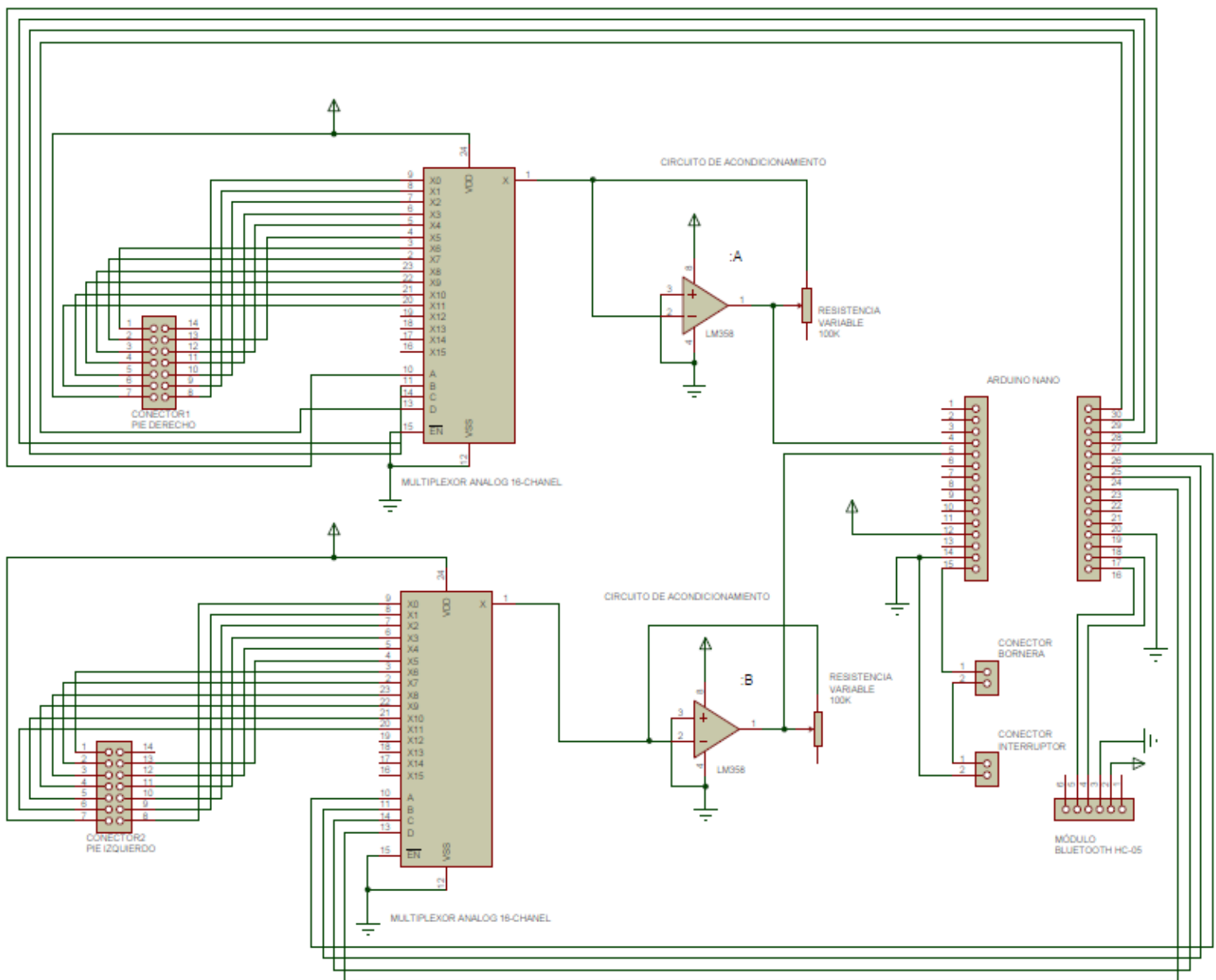
[MySQL, «MySQL Enterprise Edition,» 2020. [En línea]. Available:
45] <https://www.mysql.com/products/enterprise/>.

[J. Múnera, D. Hincapie, S. Cano, M. D. Gallego, I. Salazar, J. Pérez y p. 1.-4. ,
46] «Automation of a pluviograph,» de *XXII Symposium on Image, Signal Processing and Artificial Vision (STSIVA)*, Bucaramanga Colombia, 2019.

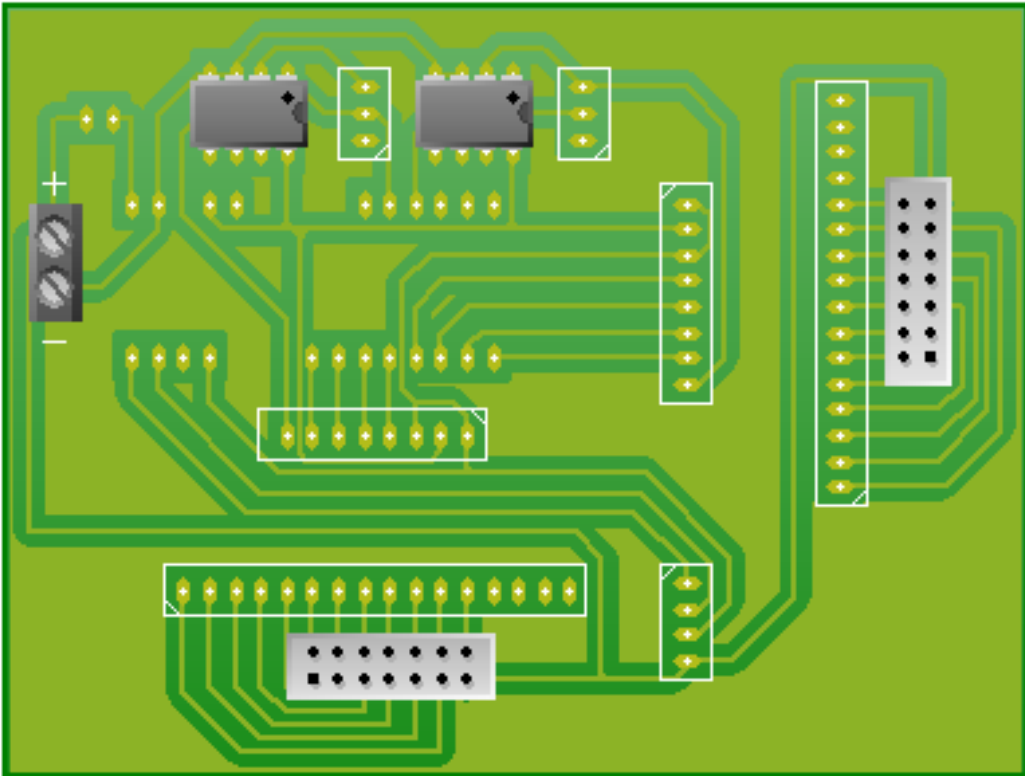
[TEXAS INSTRUMENTS, «TEXAS INSTRUMENTS Products,» 2020. [En línea].
47] Available:
<http://www.ti.com/sitesearch/docs/universalsearch.tsp?searchTerm=CD74HC4067#q=CD74HC4067&t=everything&linkId=1>.

- [TECmikro, «TECmikro productos,» 2020. [En línea]. Available:
48] <https://tecmikro.com/>.
- [J. Abian, L. Alegre, A. Lara, L. Jiménez y X. Aguado, «FUERZAS DE REACCIÓN
49] DEL SUELO EN PIES CAVOS Y PLANOS,» *Archivos de medicina del deporte*, vol.
XXII, pp. 285-292, 2005.
- [R. Avila, L. Prado y E. Gonzáles, «Dimensiones antropométricas de la población
50] latinoamericana: Mexico, Cuba, Colombia, Chile,» Guadalajara, 2007.
- [M. Quizhpe, *Ingeniería de detalle y análisis de desempeño de un sistema de plantillas
51] piezoeléctricas para Harvesting de energía a través del calzado*, Loja: Universidad
Católica de Loja, 2013.
- [J. M. Pérez García, «Medición de la Presión Plantar durante la Marcha. Aplicación
52] del sistema electrónico portátil PDM240 en medicina pericial y forense.,» 2004.
- [X. Xu, R. Zou, H. Wang y H. Zhao, «The design of plantar pressure testing device
53] for lower limb rehabilitation,» de *3rd International Conference on Biomedical
Engineering and Informatics*, Yantai, 2010.

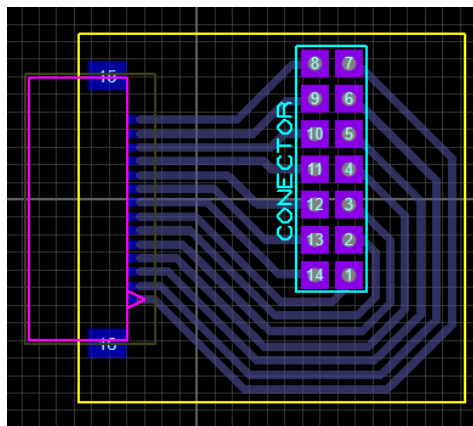
ANEXOS



Anexo 1. Diagrama de conexión del sistema electrónico



Anexo 2. Diagrama PCB del sistema electrónico



Anexo 3. Diagrama PCB del conector a la placa electrónica

Pruebas de funcionamiento





