



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADA

INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

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

TEMA:

“INTERFAZ DE RECOLECCIÓN DE DATOS MEDIANTE BLUETOOTH DE
PRESIONES PLANTARES EN LA CAMINATA”

AUTOR:

CRISTIAN WILFRIDO PILAMUNGA CEPEDA

DIRECTOR:

MSc. IVÁN IGLESIAS NAVARRO

IBARRA – ECUADOR



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

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

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 DEL CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD	1726520925		
APELLIDOS Y NOMBRES	Pilamunga Cepeda Cristian Wilfrido		
DIRECCIÓN	Quito, la Magdalena, lote 117.		
EMAIL	cwpilamungac@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO	25588879	TELÉFONO MÓVIL	0969304234

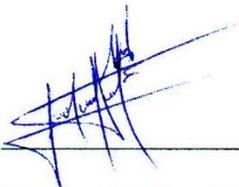
DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO	Interfaz de recolección de datos mediante bluetooth de presiones plantares en la caminata
AUTOR	Pilamunga Cepeda Cristian Wilfrido
FECHA	07/01/2022
PROGRAMA	Pregrado
TÍTULO POR EL QUE OPTA	Ingeniería en Mecatrónica
DIRECTOR	MSc. Iván Iglesias Navarro

Constancia

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

Ibarra, a los 7 días del mes de enero del 2022

El autor:

(f)  _____

Nombre: Cristian Wilfrido Pilamunga Cepeda

Cedula: 1726520925



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADA

CERTIFICACIÓN DEL ASESOR

En mi calidad de director certifico que el trabajo de grado titulado “INTERFAZ DE RECOLECCIÓN DE DATOS MEDIANTE BLUETOOTH DE PRESIONES PLANTARES EN LA CAMINATA”, fue desarrollada por el egresado Cristian Wilfrido Pilamunga Cepeda con cedula Nro. 1726520925, bajo mi supervisión, lo cual certifico en honor a la verdad.

MSc. Iván Iglesias Navarro

DIRECTOR DE TRABAJO DE GRADO

Dedicatoria

Este trabajo va dedicado para mi padre José Pilamunga y madre María Cepeda, quienes me dieron la oportunidad de vivir y luchar por mis objetivos, por su amor incondicional y su total apoyo en todas las decisiones tomadas. A mis hermanos, Ángel, Rosa, Cesar, Piedad, Willan, Raúl, Vinicio y especialmente para Ramiro, todos ellos quienes confiaron en mí, brindándome su apoyo económico y moral.

Agradecimientos

Agradezco a mis padres y hermano por todo el apoyo brindado, pese a las dificultades por las cuales hemos pasado.

Agradezco a mi tutor, Iván Iglesias, por ser guía fundamental en el desarrollo de este trabajo, su paciencia prestada y a todos los docentes quienes día a día compartieron su conocimiento en las aulas demostrándonos que el mundo tiene muchos retos posibles de resolver, pero con gran perseverancia.

Agradezco a Vivian quien fue parte de esta trayectoria académica, por su apoyo, por los buenos y malos momentos vividos, y por el regalo más bello que un ser humano puede recibir, “*su tiempo*”.

Finalmente agradezco a la vida por haberme permitido conocer a grandes amigos, con quienes he compartido momentos muy gratos y que siempre los llevaré presente.

INTERFAZ DE RECOLECCIÓN DE DATOS MEDIANTE BLUETOOTH DE PRESIONES PLANTARES EN LA CAMINATA

Autor: Cristian Wilfrido Pilamunga Cepeda.

RESUMEN

El presente documento es la investigación y desarrollo de una interfaz baropodométrica, donde se emplea principios básicos en programación para el desarrollo de un HMI amigable para el usuario, aplicando la estandarización de las normas ISO 9241 de ergonomía visual y la creación de una base de datos para el almacenamiento del historial médico del paciente, así como también para las señales de sensores que posteriormente se usarán como fotogramas. Las superficies plantares están diseñadas acorde a las indagaciones con respecto a la podometría.

También se utiliza conocimientos fundamentales en electrónica donde se usa microcontroladores, módulos, reguladores de voltaje entre otros. Adicional a esto se hace uso de métodos matemáticos para la conversión de señal analógica a digital, digital a pixeles y funciones para el uso un filtro pasa bajas.

Los resultados están basados bajo el criterio de la variación de resistencia, así como también el uso de sensores de fuerza modelo FSR 402, esta última permite cargas de hasta 10kg con lecturas relativamente precisas.

Finalmente, se muestra el dispositivo de adquisición de datos como un elemento estándar, es decir, que permite la variación del acondicionamiento, así como también de sus ecuaciones para el uso de otros sensores de fuerza FSR.

BLUETOOTH DATA COLLECTION INTERFACE FOR PLANT PRESSURES ON THE WALK

Author: Cristian Wilfrido Pilamunga Cepeda.

ABSTRACT

This document is the research and development of a baropodometric interface, where basic programming principles are used to develop a user-friendly HMI, applying the standardization of ISO 9241 visual ergonomics standards and the creation of a database for the storage of the patient's medical history, as well as for the sensor signals that will later be used as frames. The plantar surfaces are designed according to the inquiries regarding podometry.

Fundamental knowledge is also used in electronics where microcontrollers, modules, voltage regulators, among others, are used. In addition to this, mathematical methods are used for the conversion of analog to digital signals, digital to pixels and functions for the use of a low-pass filter.

The results are based on the criterion of resistance variation, as well as the use of force sensors model FSR 402, the latter allowing loads of up to 10kg with relatively accurate readings.

Finally, the data acquisition device is shown as a standard element, that is, it allows the variation of the conditioning, as well as its equations for the use of other FSR force sensors.

Tabla de contenidos

IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA	2
Dedicatoria.....	5
Agradecimientos	6
RESUMEN	7
ABSTRACT.....	8
Tabla de contenidos.....	9
Índice de figuras	13
Índice de tablas.....	16
Índice de funciones matemáticas.....	17
Índice de Anexo	18
INTRODUCCIÓN	19
Problema	20
Objetivos.....	21
Objetivo General	21
Objetivos Específicos	21
Antecedentes	21
Justificación	22
Alcance	22
CAPÍTULO I	24
Marco Teórico.....	24

1.1.	Definición de interfaz gráfica para baropodometría.	24
1.2.	Parámetros de marcha humana	24
1.2.1.	Marcha humana.....	24
1.2.1.1.	Fases de apoyo	25
1.3.	Elementos de Anatomía del pie.	29
1.4.	Huellas.....	31
1.4.1.	Tipos de huellas.	32
1.4.1.1.	Huellas estáticas.....	32
1.4.1.2.	Huellas en la marcha	33
1.5.	Baropodometría	34
1.6.	Plantillas	35
1.7.	Relación de Peso, edad y estatura.....	37
1.8.	Tarjetas de procesamientos de datos	39
1.8.1.	Arduino mini.....	40
1.9.	Bluetooth	42
1.9.1.	Protocolo de comunicación bluetooth.....	42
1.9.2.	Tipos de módulos Bluetooth.....	43
1.9.3.	Módulo HC 05	44
1.9.3.1.	Configuración de modulo HC 05 en esclavo	45
1.9.3.2.	Configuración de modulo HC 05 en maestro	45
1.10.	Interfaz Gráfica.....	46
1.10.1.	Características básicas de una interfaz.....	47
1.11.	ISO 9241	48
1.11.1.	Técnicas en el diseño de una interfaz gráfica de usuario amigable.	48
CAPÍTULO II		50

Metodología.....	50
2. Descripción del sistema.....	50
2.1. Requerimientos del sistema.	51
2.1.1. Software	51
2.1.2. Hardware	51
2.1.3. Diseño de la superficie plantar.	52
2.2. Diseño del dispositivo para la adquisición y envío de datos.	53
2.2.1. Selección del microcontrolador	53
2.2.2. Selección del módulo Bluetooth.	54
2.2.3. Circuito acondicionador	55
2.2.4. Baterías.....	56
2.2.5. Modelo matemático para la transformación de voltaje a peso.....	57
2.2.6. Adquisición y filtrado de datos.....	62
2.2.6.1. Diagrama electrónico.....	64
2.3. Diseño de la plataforma baropodométrica.....	64
2.3.1. Código gráfico de programación (CGP).	65
2.3.1.1. CGP para la ventana del menú.	65
2.3.1.2. CGP para el registro y examen de un nuevo usuario.....	67
2.3.1.3. CGP para la gestión de la base de datos e historial del paciente.....	71
2.3.2. Interfaz gráfica.....	75
CAPITULO III.....	79
3. Resultados	79
3.1. Características de la plataforma.....	79
3.2. Pruebas de funcionamiento.....	81

3.2.1.	Prueba de funcionamiento con el potenciómetro 1K Ω .	82
3.2.2.	Prueba de funcionamiento con el potenciómetro 100k	83
3.2.3.	Pruebas de funcionamiento sensor FSR 402.	84
CAPITULO IV		87
4.	Conclusiones y recomendaciones	87
4.1.	Conclusiones	87
4.2.	Recomendaciones	88
Bibliografía		89
Anexos.		93
Manual de usuario		104
1.	Vista general del dispositivo	104
2.	Montaje y comunicación del sistema baropodometrico.	105
3.	Manejo del software	106
3.1.	Para realizar un examen nuevo	107
3.2.	Para revisar el historial del paciente	107
4.	Carga	108
5.	Entradas para sensores resistivos	109
6.	Resistencias acondicionadoras para sensores piezoresistivos.	109
7.	Para editar códigos.	110

Índice de figuras

Figura 1. Fases de apoyo [12].	25
Figura 2. Modelamiento mecánico del cuerpo humano (a), curva característica de las reacciones de cargas con respecto al tiempo de la caminata en 3D (b) y 2D (c), [11].	28
Figura 3. Segmentación del pie [15].	29
Figura 4. interpretación grafica de la división plantar [16].	31
Figura 5. (a) Media y desviación típica de las presiones máximas por zonas en el plano horizontal. (b) Valores de presiones máximas en cada zona del pie en el plano sagital. Los valores han sido normalizados respecto al peso corporal y respecto a la longitud del pie [10].	33
Figura 6. Sistema baropodométrico [13].	34
Figura 7. Plantilla de sensores de presión [18].	35
Figura 8. Diseño de plantilla con puntos específicos para sensores de presión [18].	36
Figura 9. Diseño de plantilla con 96 puntos de análisis [18].	37
Figura 10. Peso según la altura del paciente [20].	38
Figura 11. Arduino mini pro.	40
Figura 12. Módulos bluetooth existentes en el mercado para Arduino [24].	44
Figura 13. Configuración del módulo HC 05 en modo esclavo.	45
Figura 14. configuración en modo Maestro del módulo HC 05.	45

Figura 15. Plataforma de diseño [26].	46
Figura 16. Entorno LabVIEW [28].	47
Figura 17. Secuencia del sistema baropodométrico para adquisición de datos.	50
Figura 18. diseño de la superficie plantar en pixeles desarrollada en Excel.	52
Figura 19. acondicionador con divisor de voltaje [29].	55
Figura 20. Curva de fuerza-resistencia [29].	56
Figura 21 Bateria 3.7v, 300mAh	57
Figura 22 Gráficas de fuerza-voltaje con respecto a las resistencias del acondicionador proporcionado por el fabricante [29].	58
Figura 23. Comprobación de voltaje fuerza para la linealización y conversión	59
Figura 24. Representación gráfica del voltaje de salida a fuerza	61
Figura 25. Uso del filtro digital pasa bajas para las señales analógicas provenientes del sensor	63
Figura 26. Diagrama electrónico del dispositivo de adquisición de datos.	64
Figura 27. Árbol de proyectos de LabVIEW.	65
Figura 28. Flujograma de secuencia del Menú (pantalla principal).	66
Figura 29. CGP del menú.	66
Figura 30. Flujograma del CGP para el registro y examen de un nuevo usuario.	67
Figura 31. Puertos seriales de entrada para las antenas bluetooth.	68

Figura 32 En las figuras de los literales (a) y (b) muestran el tiempo de muestro del ordenador y conversión de chart a string.	69
Figura 33. Formula matricial para la conversión de señal digital a pixeles.	69
Figura 34. Método 3D para gráficos.	70
Figura 35. Opción para el almacenamiento de datos en Excel y LVM.	70
Figura 36. Gestor de almacenamiento de datos en Access.	71
Figura 37. Flujograma del gestor de base de datos para el historial del paciente.	72
Figura 38. Dirección de drive de acceso a la bases de datos de Access.	73
Figura 39. Selección de datos para la impresión en pantalla.	73
Figura 40. Creación de tabla de datos del paciente.	74
Figura 41. Dirección del archivo LVM	74
Figura 42. En las figuras a y b muestran los bloques matriciales de la conversión de datos digitales a pixeles.	75
Figura 43. Textos de ayuda para iconos y botones de la interfaz gráfica.	75
Figura 44. Pantalla principal de la interfaz gráfica.	76
Figura 45. Ventanas de la interfaz para el registro y exámenes baropodométricos de nuevos pacientes.	77
Figura 46. Ventanas para la gestión de datos del paciente.	78
Figura 47. Dispositivo electrónico para la adquisición de datos de sensores de fuerza FSR.	80

Figura 48. Ventana para el ingreso de datos (a), impresión en pantalla de cargas en la superficie plantar en 3D (b) y 2D (c), para nuevos exámenes baropodométricos.	82
Figura 49. Interpretación grafica en 3D (a) y en 2D (b) datos en la superficie plantar con potenciómetros de 100k.	83
Figura 50. Interpretación gráfica de sensores FSR 402 en el diseño de superficie plantar.	84
Figura 51. Gestión de la base de datos.	85
Figura 52. base de datos de Access.	86

Índice de tablas

Tabla 1. Los ángulos de acción para las fases de la marca normal [14].....	27
Tabla 2. Nomenclatura de la división de la planta del pie.....	30
Tabla 3. Peso según la edad del paciente [19].....	38
Tabla 4. Empresas que ofertan microcontroladores.	39
Tabla 5. Características técnicas del Arduino mini. [21].....	41
Tabla 6. Criterios para la comparación del uso de un microcontrolador.....	53
Tabla 7. Requerimientos para la selección del módulo bluetooth.....	54
Tabla 8. Consumo eléctrico de los elementos que intervienen en el adware.	57
Tabla 9 Datos voltaje - masa	58
Tabla 10. Voltaje vs. Presión.....	61

Tabla 11. Datos obtenidos de los puertos analógicos de entrada con un potenciómetro de $1K\Omega$, tiempo de muestreo de 10 segundos, numero de muestras 27.....	82
Tabla 12. Datos obtenidos de los puertos analógicos de entrada con un potenciómetro de $100K\Omega$, un tiempo de 13 segundos y 32 muestras.	83
Tabla 13. Datos obtenidos de los puertos analógicos de entrada con el sensor FSR 402.	84

Índice de funciones matemáticas

Ecuación 1. Teorema de Millman para hallar la resistencia del acondicionador.	55
Ecuación 2. Linealidad desarrollada en Excel.....	60
Ecuación 3. Principio de la segunda ley Newton el peso.....	60
Ecuación 4. Principio de Pascal, presión.....	60
Ecuación 5. Función del filtro pasa baja.	62
Ecuación 6. Pasa bajas aplicado a Arduino.	63

Índice de Anexo

Anexo 1. Código Arduino para la comunicación inalámbrica.....	93
Anexo 2. Esquema electrónico del dispositivo de comunicación.	96
Anexo 3. Esquema de conexión.....	96
Anexo 4. Formula matricial para la representación gráfica de las superficies plantares.	97
Anexo 5. Tabla datos de presiones en Pascales de la prueba de funcionamiento con potenciómetros de 1K Ω	98
Anexo 6. Tabla datos en Pascales de la prueba de funcionamiento con potenciómetros de 100 K Ω	99
Anexo 7. Tabla de datos en Pascales de la prueba de funcionamiento el sensor de fuerza FSR 402.	100
Anexo 8. Código gráfico de programación para el registro y examen barapodométrico.	101
Anexo 9. Código grafico de programación del menú de la pantalla principal.....	102
Anexo 10. Código grafico de programación para el enlace del menú con las ventanas de registro e historial del paciente.....	102
Anexo 11. código grafico de programación del gestor de base de datos para el historial de paciente.	103
Anexo 12. Manual de Usuario	104
Anexo 13. Planos De la Carcasa	110
Anexo 11. Diseño de la carcasa.....	100

INTRODUCCIÓN

En la actualidad la marcha humana es uno de los campos de estudio que han presentado avances considerablemente grandes y en las dos últimas décadas ha incursionado con la tecnología haciendo uso de sensores de fuerza para medir las cargas que ejerce sobre la superficie del pie. Esto a permitido desarrollar plataformas baropodométricas que buscan interpretar gráficamente las presiones plantares y entender su comportamiento [1].

La interfaz desarrollada en este proyecto busca obtenerte valores y gráficos más precisos de presiones plantares mediante el uso de la baropodometría, esta, al ser uno de los métodos más relevantes de los últimos tiempos en este campo, permite evaluar de forma cuantitativa y cualitativa las cargas ejercidas [1].

Normalmente estos sistemas para realizar exámenes de podometría, son extremadamente elevados para países en subdesarrollo y esto hace que pocas personas tengan acceso a este tipo análisis médicos y no tratan a tiempo futuras enfermedades producidas no tener una correcta motricidad bípeda [2].

La propuesta de presente proyecto está centrado en el desarrollo de una plataforma dinámica y dispositivo de comunicación de bajo costo en el cual el paciente puede hacer usos plantillas con sensores de carga resistiva, permitiendo generar valores, las cuales son transmitidas de forma inalámbrica (bluetooth) desde una tarjeta de adquisición de datos hacia un ordenador (computadora).

Esta interfaz busca brindar un diagnóstico médico más efectivo a pacientes que requieran exámenes de baropodometría y podrán ser realizadas desde la vinculación de la UTN.

Problema

A lo largo del tiempo los expertos en pirometría han hecho uso de sistemas manuales para determinar el estado que se encuentra una determinada planta de pie, donde de forma visual determina que partes de la superficie plantar ejercen mayor presión y con ello dictamina una determinada plantilla para el usuario, sin embargo, estos métodos requieren de mayor precisión [3], [1].

En el mundo actual existen diversos tipos de plantillas inteligentes propuestos por investigadores [4], y empresas como Podoactiva, el cual permite anticipar problemas y prevenir lesiones por malas posturas, productos como Eber monitorea variables de temperatura y presión para evitar las amputaciones, ocasionadas por la pérdida de sensibilidad en la planta de los pies, efecto de la diabetes, entre otros [2].

Con todas las innovaciones que se están desarrollando se podrá tener diagnósticos de superficies plantares sin necesidad de visitar a un experto en podología ya que con la adquisición de una plantilla inteligente y una APP se observará el comportamiento plantar en la caminata para posteriormente recomendar una determinada plantilla o terapia con mayor seguridad y confianza.

Con toda la información presentada se evidencia la necesidad de una interfaz, que permita visualizar e interpretar las cargas que ejerce sobre la superficie plantar, de bajo costo, para que de esta formar se más accesible para las personas. Con ello facilitar la labor del médico tratante para brindar diagnósticos y tratamientos más acertados, acelerando el proceso de recuperación del paciente.

Objetivos

Objetivo General

Implementar una interfaz de recolección de datos mediante bluetooth de presiones plantares en la caminata.

Objetivos Específicos

- Determinar los requerimientos necesarios para el desarrollo de la interfaz y comunicación bluetooth de las presiones plantares.
- Seleccionar el mejor método para el uso una tarjeta electrónica de adquisición y envío de datos por bluetooth.
- Diseñar una HMI para la interpretación de cargas en la plantilla plantar.
- Implementar la tarjeta de comunicación con su respectivo software HMI.

Antecedentes

En el tema de tesis “Diseño y construcción de un sistema baropodométrico electrónico con interfaz gráfica”, la interfaz requiere de una mejora en el almacenamiento de datos en la caminata y correcta interpretación de colores en las cargas plantares [5].

En Colombia se ha desarrollado una plataforma baropodométrica que permite visualizar mediante un software de computador la presión que soporta la planta del pie donde analizan presiones plantares en el antepié, medio pie y retropié del paciente, pero está orientado a un sistema de visualización de imágenes mediante cámaras y el asentamiento del pie en vidrio templado [6].

Se ha desarrollado sistemas de baropodometría con redes neuronales para el diagnóstico de la osteoporosis, estos algoritmos permiten un analizar por medio de las presiones ejercidas en las

plantas del pie tanto en la estática como en la dinámica, las posibles afecciones por esta patología [7], [8].

También ya existen sistemas para el análisis de la planta del pie con el escaneo de imágenes y una app para Smart Phone, con el cual determinar el estado del pie, como es el “sistema baropodométrico de bajo costo vía LabVIEW-Android” que busca establecer las huellas de pacientes de forma más efectiva [9].

Justificación

En la actualidad existe varios proyectos de plantillas inteligentes pero muy pocos analizan el comportamiento de las cargas en las superficies plantares en la caminata y las existentes son de costo elevado, es por ello, que uno de los requerimientos es, la interpretación gráfica de datos de los sensores de presión de una superficie plantar.

También constará con el almacenamiento de la información tanto gráfica como numérica.

El sistema de comunicación entre la plantilla y la interfaz también será uno de los requerimientos importantes, ya que al ser un dispositivo móvil requiere ser pequeño y dinámico para no generar incomodidad, y permitirá transportarlo para atender a diversas personas que cumplan con los requerimientos de la investigación, como parte de los trabajos de vinculación de la UTN.

Alcance

El presente trabajo constará con una interfaz bajo la norma ISO 9241, donde se visualizará el modelo de una superficie plantar, se apreciará las cargas que se ejerce sobre una plantilla mostrando la mayor cantidad de datos posibles obtenidos por los sensores de presión.

La interfaz contará con: base de datos para el almacenamiento de la información adquirida por sensores y registro de pacientes, identificación de colores de las áreas de presión, algoritmo de conversión análoga-digital para la visualización gráfica de las cargas.

También se va a diseñar e implementar una tarjeta electrónica para la adquisición, procesamiento de datos de los sensores y envío de las mismas por medio de protocolo bluetooth hacia la interfaz.

CAPÍTULO I

Marco Teórico

1.1. Definición de interfaz gráfica para baropodometría.

Es una herramienta que permite evaluar de manera cuantitativa y cualitativa de las presiones plantares en la caminata para de esta manera obtener diagnósticos más precisos. Su principio está basado en la conversión análoga-digital en la cual interviene fuerza que se ejerce en la superficie del pie y una plantilla electrónica [10].

La marcha humana es el principio fundamental para este proyecto, debido a que se enfoca a la “baropodometría en la caminata”.

1.2. Parámetros de marcha humana

La marcha humana y la carrera son aspectos muy importantes dentro del estudio a realizarse, debido a sus diferentes ciclos de la fase de apoyo del pie, pese a su similitud estos procesos difieren por las cargas que ejercen sobre la superficie plantar y la variación del tiempo de apoyo, es decir, que la marcha normal y la marcha rápida no son las mismas [11].

1.2.1. Marcha humana.

Según diversos autores se define a la marcha humana de formas distintas pero muy semejantes entre las más relevantes tenemos, “es una compleja interacción de actividades con múltiples factores interactuando simultáneamente, y la normalidad del patrón está determinado por acciones de control motor, del equilibrio, de coordinación, de ajustes posturales, de balance, de fuerza muscular, de rangos de movilidad, entre otros, con un movimiento oscilación de las extremidades

inferiores y un balance de las superiores” [12]. Además [13] lo define como: “Patrón de movimientos de nuestros segmentos durante la deambulaci3n”, tambi3n es un modo de locomoci3n b3peda de que se lleva a cabo principalmente por los seres humanos [14]. Estos conceptos describen algo en com3n y es la cinemática de las personas y animales en la caminata.

Para este caso de estudio es necesario centrarse en la fase de apoyo, debido a que es en donde el cuerpo humano ejerce la mayor cantidad de presi3n en la marcha, es decir que, solo en este periodo de tiempo la planta del pie experimenta las reacciones del peso sobre el suelo.

1.2.1.1. Fases de apoyo

Para observar el comportamiento de forma gráfica de la caminata vea en la figura 1, donde se presenta las cinco fases de la caminata. Estas etapas de la marcha son esenciales para que exista la locomoci3n del cuerpo humano incluyendo movimientos de equilibrio. Y se describen a continuaci3n [12]:

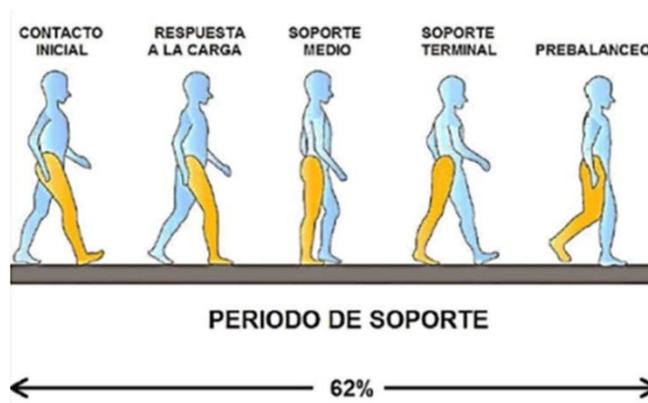


Figura 1. Fases de apoyo [12].

Seg3n los siguientes autores [12] [13] [14], afirman una correlaci3n de las fases de la marcha humana, las cuales se detallan a continuaci3n.

Contacto inicial: es el golpe del talón, en la que el calcáneo entra en contacto directamente con el suelo. Se asume que en este periodo el centro de gravedad del cuerpo está en la posición más baja.

Respuesta de la carga: es considerada como el periodo del pie plano es decir el momento en el que la superficie de la planta del pie está en total contacto con el suelo mientras que el pie contra lateral se encuentra en el despliegue de dedos. Aproximadamente el 7% del ciclo de la marcha.

Apoyo central: se denomina el soporte medio y ocurre cuando la extremidad contra lateral se encuentra en balanceo, el centro de gravedad está en la posición más alta. En este punto el peso del cuerpo esta portado directamente en la extremidad inferior. Aproximadamente el 30% del ciclo de la marchar.

Apoyo terminal: se considera como el despliegue del talón y ocurre cuando el calcáneo de la extremidad en referencia pierde contacto con el suelo. Aproximadamente el 40% de la marcha.

Fase preventiva de oscilación: es el instante en el cual los dedos del pie pierden el contacto con el suelo, y así finaliza la fase de soporte. Aproximadamente el 60% del ciclo de la marcha.

Otro aspecto muy relevante en el estudio de la marcha humana son la posición angular durante las fases de apoyo, donde distinguidos investigadores de la Universidad Técnica del Norte [14], sostienen que los ángulos de presión durante la subfase “soporte” generan diferentes cargas las cuales son los que se muestran en la tabla 1.

Tabla 1.

Los ángulos de acción para las fases de la marcha normal [14].

Fases de la marcha normal		Ángulo de Acción	
	Planta flexible controlada	0°	15°
Soporte o fase de soporte	Dorsiflexión controlada	15°	15°
	Flexión energética de la planta	15°	25°
	Oscilación o fase de oscilación	25°	0°
*Valores promedios aproximados			

Estos ángulos determinan parte más crítica de presión plantar, en otras palabras, son las cargas más fuertes que experimentan en la caminata.

Por ello se comprende que las cargas que se ejerce en la planta de pie no son constantes esto debido a diversas variables que influyen en ella, como son, el ángulo de inclinación, velocidad, posición corporal entre otras. Común mente el proceso empieza con el apoyo máximo con el retro pie, disminuye gradual mente y vuelve a aumentar con el ante pie [11], como se muestra en la figura 2.

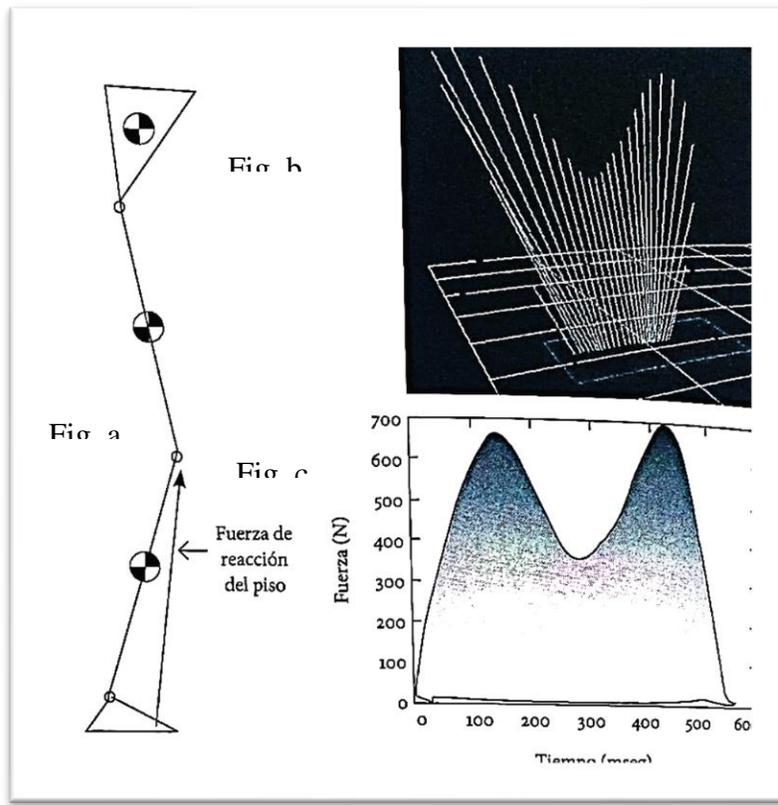


Figura 2. Modelamiento mecánico del cuerpo humano (a), curva característica de las reacciones de cargas con respecto al tiempo de la caminata en 3D (b) y 2D (c), [11].

Según diversos autores sostiene que el examen dinámico de la marcha es fundamental, sin embargo [15], explica el por qué es irremplazable y evidencia diferentes aspectos como son:

- Algunas marchas patológicas.
- El concepto de miedo.
- Una posible retropulsión.
- El desarrollo del pie en el suelo.
- Los diferentes parámetros espacio temporales: velocidad, cadencia, altura, longitud, ancho y ángulo de paso.
- El perímetro de la marcha.

- El movimiento de los miembros inferiores y de las cinturas.
- El balanceo de los brazos.
- Permite valorar la correcta utilización de una posible ayuda para la marcha.

Para entender más a profundidad la marcha humana, es importante comprender los aspectos físicos de la anatomía del pie, es por ello por lo que se investiga los elementos que intervienen en la superficie plantar.

1.3. Elementos de Anatomía del pie.

Las áreas principales de la planta de pie que intervienen en nuestro estudio son: retro pie, medio pie, y ante pie como se muestra en la figura 3 [15] .

Retropié.- es considerado como la parte posterior del pie y corresponde más a la subastragalinas, teniendo en cuenta que debe estar integrada en el complejo anterior.

Mediopie.- corresponde a las articulaciones transversales del torso y tarsometatarsiana.

Antepie.- se considera a la parte anterior del pie y corresponde a las articulaciones metatarso falángicas y a los dedos.

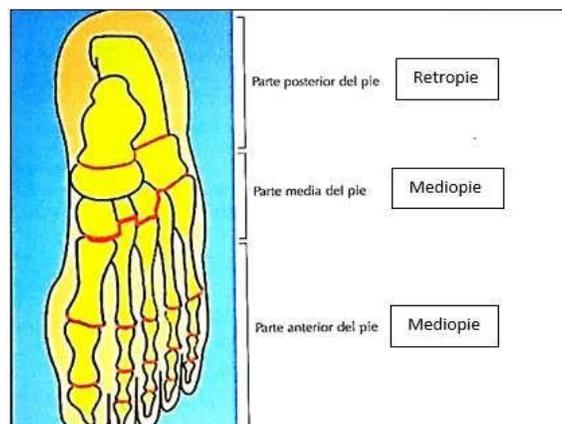


Figura 3. Segmentación del pie [15].

Para que existan más datos en la investigación es necesario dividir en más partes la superficie del pie con lo cual se podría colocar más sensores en las partes que se detalla en la tabla 2 y se visualiza en la figura 4 [16].

Tabla 2.

Nomenclatura de la división de la planta del pie.

División de la planta del pie	
PrD:	Primer dedo (dedo gordo)
RD:	Resto de dedos
C1M:	Cabeza del primer metatarsiano
MM:	Metatarsianos medios
C5M:	Cabeza del quinto metatarsiano
PMI:	Planta mediopié interno
PMC:	Planta mediopié centro
MPE:	Planta mediopié externo
TI:	Talón interno
TC:	Talón centro
TE:	Talón externo

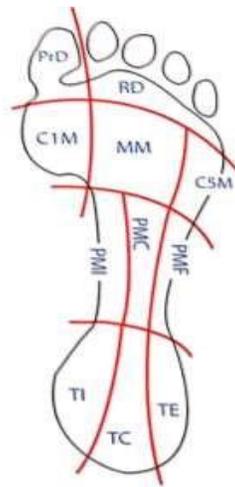


Figura 4. interpretación grafica de la división plantar [16].

Para poder analizar las cargas que ejerce la planta del pie es preciso comprender las huellas que van dejando durante la marcha, esto permite apreciar el correcto desempeño o anomalía que tiene un paciente.

1.4. Huellas

Uno de los aspectos más importantes en la podometría, es el análisis de huellas, ya que depende de la distribución de las cargas sobre una superficie plantar para predecir posibles patologías y dictaminar efectivos tratamientos relacionado a lo ya mencionado.

Diversos autores afirman que la huella plantar determina simplemente la estructura del pie en bipedestación y en estática, y puede ser totalmente distinta a la huella del pie obtenida en dinámica [13], [3].

La huella normal no tiene una forma común para todas las personas, esta depende de diversos factores que influyen para la estabilidad de marcha de la persona, para determinar su diseño deben ir inexcusablemente precedido de unos criterios:

- Interpretación basada en el procedimiento video informático PODO COMPUTER.
- Examen estático y dinámico.
- Nomenclatura particular.

Cabe entender que en la actualidad existe sistemas baropodométricos más sofisticados que permiten evaluar mayor cantidad datos y reducen los procesos anteriormente mencionados.

1.4.1. Tipos de huellas.

Existen dos tipos de huellas, las estáticas que se obtienen de un mismo punto y en marcha cuando la persona se encuentra en movimiento.

1.4.1.1. *Huellas estáticas.*

La presión ejercida por el paciente sobre el podómetro, en posición bípeda, es mostrada por el sistema informático como se detalla a continuación [3].

Métodos de lectura de huellas.

Actualmente existe varios métodos para determinar las huellas plantares de pacientes y buscan analizar su superficie, evaluando aspectos visuales y de cargas, mediante el uso de instrumentos electrónicos o sistemas fotográficos, entre las más conocidas tenemos [3]:

- Huella obtenida por un podoscopio convencional, donde es imposible analizar el reparto de cargas (Podómetro Drucroquet)
- Huella obtenida por el sistema de tampón
- Huella mediante fotopodograma (sistema del podólogo Pablo Vilató)
- Superposición de huella y radiografía (sistema de P. Vilató-Roig Puerta)
- huella con cámara de tubo de electrones conseguida por el sistema Podo Computer. (Martín Rueda)
- huella informatizada, mediante un procesador motorola, que represento el nacimiento del sistema computer
- Huella con detalle de mapa de presiones obtenida mediante un procesador motorola (sistema Podo Compter_Martin Rueda)

- Huella actual obtenida por sistema Podo Computer
- Huella obtenida por el sistema electrónico Tekscan (Martin Rueda)
- Huella obtenida por plataforma de sensores Foot Cheker

Cabe recalcar que este proyecto está orientado para el estudio en la marcha, por ello se procede a la indagación de las huellas durante la caminata.

1.4.1.2. *Huellas en la marcha*

Las huellas en la marcha representan las cargas más altas que tiene la superficie plantar en la caminata, se puede considerar como las más críticas en este proceso debido al nivel de fuerza a la que está sujeta. Con ello depende mucho para el análisis del desgaste de plantilla y del tratamiento requerido [10].

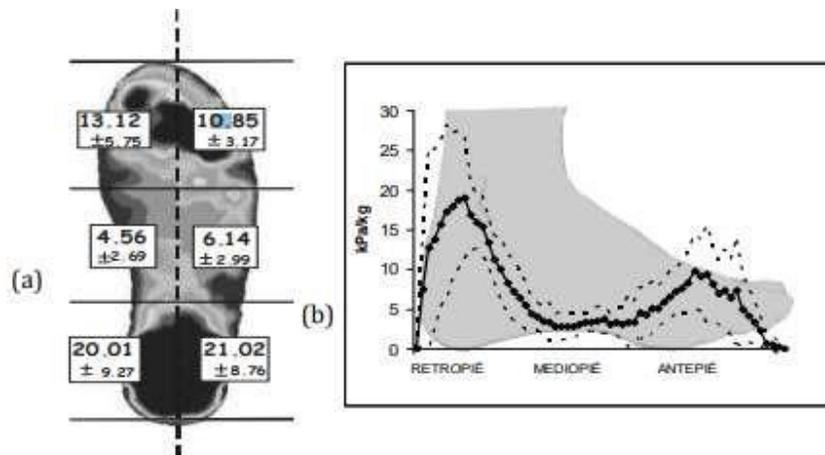


Figura 5. (a) Media y desviación típica de las presiones máximas por zonas en el plano horizontal. (b) Valores de presiones máximas en cada zona del pie en el plano sagital. Los valores han sido normalizados respecto al peso corporal y respecto a la longitud del pie [10].

Como se puede valorar en lo antes mencionado, se han estado dando muchos avances en la baropodometría ya que el uso de sensores permite evaluar aspectos cuantitativos con mayor precisión.

1.5. Baropodometría

Según diversos investigadores definen a la baropodometría como: “un método de diagnóstico que permite el análisis de las características biomecánicas de los pies mediante el análisis de registros gráficos de huellas plantares” [4]. “Plantillas introducidas en el calzado, formadas por un número importante de sensores que proporcionan información precisa sobre el perfil de las presiones plantares durante la fase de apoyo (del apoyo del talón a la separación del dedo gordo)” [15]. “Registra las huellas y fuerzas de reacción en la tierra durante el estado estático y dinámico del pie” [17]. “Es el estudio de la distribución de las presiones plantares a través de una plataforma de registro electrónico [13]. Existen infinitudes de definiciones por lo que se resume que “es un sistema que permite obtener datos de las cargas del cuerpo humano sobre una superficie plantar, el cual hace uso de plantillas con sensores de presión”. Para tener una idea del sistema vea la figura 6.

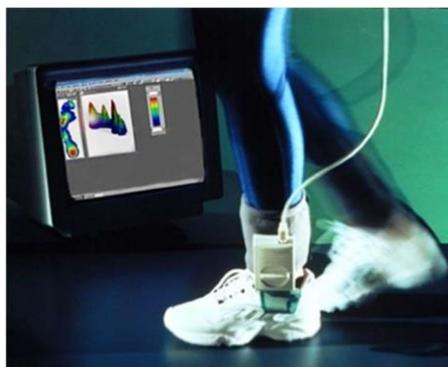


Figura 6. Sistema baropodométrico [13].

El sistema baropodométrico cuenta con las plantillas con sensores, tarjetas de procesamiento y comunicación y una interfaz gráfica que permite visualizar las reacciones de las cargas ejercidas de la marcha en la superficie del pie al contacto con el suelo. Esta es la intermediaria entre el pie y el piso y elemento indispensable para la evaluación de presiones plantares.

1.6. Plantillas

Las plantillas más conocidas como órtesis plantares son componentes primordiales para los tratamientos a seguir o para observar la evolución del paciente con sistemas baropodométricos. Con un buen diagnóstico realizado y la identificación de las zonas problemáticas, se pueden prescribir órtesis plantares que distribuyan las cargas sobre el pie de manera más equilibrada. Para determinar si la órtesis recomendada cumple con el objetivo, es necesario medir la presión ente la plantilla y la superficie del pie. Para ello se pueden usar sensores flexibles como se muestra en la figura 7 [18]. Este tipo de plantillas están orientadas para cargas verticales sin inclinación, es por ello por lo que las lecturas no son tan precisas debido a el talón del calzado.



Figura 7. Plantilla de sensores de presión [18].

En las plantillas baropodométricas es muy importante la calibración cuando el paciente tenga puesto el calzado pese a que existen plantillas pre calibradas, pero son muy poco precisas.

La importancia de la resolución de las plantillas y la distribución de cada uno de los puntos en la superficie plantar permite diagnosticar una órtesis plantar con mayor precisión [18]. En la figura 8 se muestra una plantilla con puntos específicos de huella plantar. En este diseño existe perdidas de información debido a su cobertura de sensores.

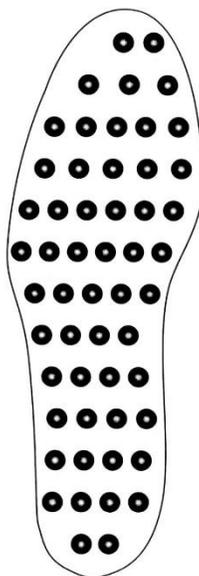


Figura 8. Diseño de plantilla con puntos específicos para sensores de presión [18].

En este segundo diseño de plantilla, en la figura 9 se puede apreciar que los sensores ocupan más áreas de la superficie plantar con lo que se permite tener más certeza en la adquisición de datos, pueden existir plantillas con hasta cuatro sensores por centímetro cuadrado. Pero los costos son elevados [18]. Se pueden colocar sensores y mediante interpolación o modelos matemáticos se pueden interpolar las cargas.

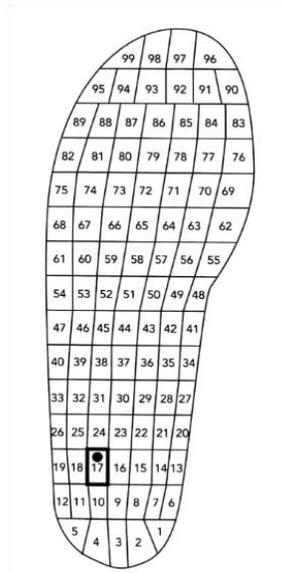


Figura 9. Diseño de plantilla con 96 puntos de análisis [18].

El diseño de plantillas también se relaciona por otros datos, los cuales son la edad, peso y estatura. Dicha información se desarrolla a continuación.

1.7. Relación de Peso, edad y estatura.

En la actualidad existen diversas formas para calcular el peso ideal de una persona, estas pueden variar según la edad y estatura, esto debido a que existen variaciones según la región o país de procedencia del paciente. Sin embargo, según datos estadísticos realizados por el Ministerio de Salud Pública del Ecuador (MSP) en el 2012, establece la tabla 3 en la cual el peso esta dado según la edad y estatura.

Tabla 3.

Peso según la edad del paciente [19].

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		

Pero según la empresa MD.Saude [20], establece otro tipo de cálculo corporal según la estatura el cual podemos apreciar en la figura 10 .

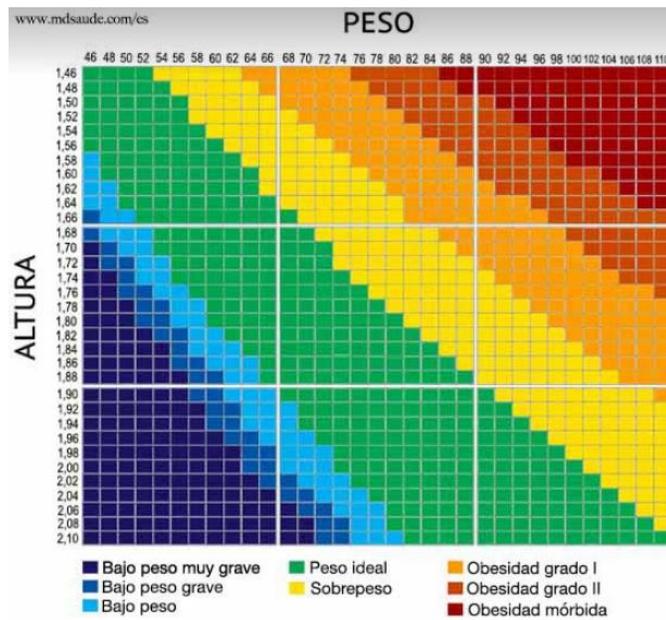


Figura 10. Peso según la altura del paciente [20].

Para poder conjugar con todo lo anteriormente investigado se centrará en las plantillas baropodométricas, que requieren de un sistema de procesamiento y envío de datos por lo que es necesarios hacer uso de microcontroladores que permitan transformar la información analógica a digital e interpretar posteriormente en una interfaz gráfica.

1.8. Tarjetas de procesamientos de datos

Para nuestro caso de estudio se usarán los microcontroladores los cuales son un circuito integrado programable, capaz de ejecutar las órdenes grabadas en su memoria. Está compuesto de varios bloques funcionales que cumplen una tarea específica. Un microcontrolador incluye en su interior las tres principales unidades funcionales de una computadora: unidad central de procesamiento, memoria y periféricos de entrada/salida.

En la Tabla 4 se muestra los diferentes microcontroladores existentes en el mercado, con lo cual centraremos el estudio de un Arduino mini.

Tabla 4.

Empresas que ofertan microcontroladores.

EMPRESA	8 BITS	16 BITS	32 BITS
ATMEL	AVR (mega y tiny), 89SXXX familia similar 8051		SAM7(ARM7TDMI), SAM3(ARM Cortex-M3), SAM9(ARM926), AVR32
FREEMSCALE (ANTES MOTOROLA)	68HC05, 68HC08, 68HC11, HCS08	68HC12, 68HCS12, 68HCSX12, 68HC12	683xx, PowerPC, ColdFire
HOLTEK	HT8		

EMPRESA	8 bits	16 bits	32 bits
INTEL	MICS-48 (familia 8048)	MCS96, MXS296	x
NATIONAL EMICONDUCTOR	COP8	x	x
MICROCHIP	Familia 10f2xx Familia 12Cxx	PIC24F, PIC24H Y dsPIC30FXX	PIC32
	Familia 12Fxx, 16Cxx y 16Cxx, 18Cxx y 18Fxx	dsPIC33F con motor dsp	
NXPSEMICONDUCTORS (ANTES PHILIPS)	80C51	XA	Cortex-M#, Cortex-M0, ARM/, ARM9
RENESAS (ANTES HITACHI, MITSUBISHI Y NEC)	78K,H8	H8S, 78K0P, R8C, R32C/M32C/M16C	RX, V850, SuperH, SH- Mobile, H8SX
STMICROELECTRONICS	ST 62, ST7		
TEXAS INSTRUMENTS	TMS370	MSP430	C2000, Cortex- M3(ARM), TMS570 (ARM)
ZILOG	Z8, Z86E02		

1.8.1. Arduino mini

Este microcontrolador es de dimensiones pequeñas óptimas para la funcionalidad del proyecto.

En la figura 11 se muestra el modelo del Arduino. [21]

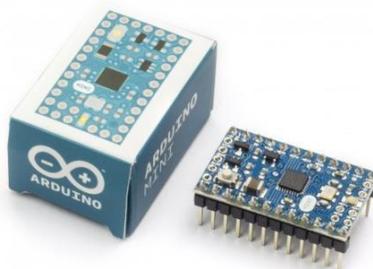


Figura 11. Arduino mini pro.

En la Tabla 5 se muestra las especificaciones técnicas del Arduino mini de 3.3v.

Tabla 5.*Características técnicas del Arduino mini. [21]*

Microcontrolador	ATmega328P
Tensión de funcionamiento	5V
Voltaje de entrada	fuentes de alimentación de CD externa (5-12V)
Pines de E / S digitales	14 (de los cuales 6 proporcionan salida PWM)
Pines de entrada analógica	8 (de los cuales 4 están divididos en pines)
Corriente CC por pin de E / S	40 mA
Memoria flash	32 KB (de los cuales 2 KB utiliza el gestor de arranque)
SRAM	2 KB
EEPROM	1 KB
Velocidad de reloj	16 MHz
Longitud	30 mm
Ancho	18 mm

Para la comunicación entre el Arduino y la PC se requiere hacer uso de un protocolo de comunicación inalámbrica por lo tanto se procede a la investigación de los módulos bluetooth.

1.9. Bluetooth

Bluetooth es el protocolo de comunicaciones orientada específicamente para dispositivos y sistemas de bajo consumo, que necesitan distancias cortas en la recepción y emisión de datos y están basadas en transceptores económicos [22].

1.9.1. Protocolo de comunicación bluetooth

Una de las principales herramientas para transmitir datos de forma inalámbrica desde un microprocesador a otro, o a una PC, es el protocolo de comunicación Bluetooth.

Bluetooth es un protocolo de comunicación IEEE 802.15 orientado para sistemas radio, que provee una infraestructura de red que habilita la comunicación de voz y datos entre varios dispositivos, a través de una comunicación inalámbrica [23]. Es decir, es una especificación industrial para redes inalámbricas de área personal (WPAN) creado por Bluetooth Special Interest Group, Inc. que posibilita la transmisión de voz y datos entre diferentes dispositivos mediante un enlace por radiofrecuencia en la banda ISM de los

2.4 GHz. Los principales objetivos que se pretenden conseguir con esta norma son:

- Facilitar las comunicaciones entre equipos móviles.
- Eliminar los cables y conectores entre estos.
- Ofrecer la posibilidad de crear pequeñas redes inalámbricas y facilitar la sincronización de datos entre equipos personales.

1.9.2. Tipos de módulos Bluetooth

Existen gran variedad de módulos Bluetooth como se muestra en la figura 12, y el tipo de modelo depende de las aplicaciones a las que se desee emplear ya que cada una de ellas tienen diferente característica como es la velocidad de transmisión de datos, alcance, consumo, entre otros [24].

- Módulo bluetooth externo
- Módulo HC-05 o HC-06
- Módulo Bluetooth 4.0 HC-08 y HC-09
- Módulo sparkfun:
- Módulo integrado en placa como el Arduino bt o BQ Zum Core que permiten su programación mediante OTA
- Microcontrolador con Bluetooth integrado como el Arduino 101
- Shield Bluetooth
- Arduino Wireless programmer



Figura 12. Módulos bluetooth existentes en el mercado para Arduino [24].

1.9.3. Módulo HC 05

Entre los más importantes, fáciles de usar y accesibles están los módulos HC-05. Estos dispositivos permiten realizar configuraciones de maestro/esclavo para conectar varios, para recibir y enviar información de todos ellos, arbitrando las transferencias de información (Hasta un máximo de 7 esclavos) [23].

Cada uno de los dispositivos que se identifican vía Bluetooth presentan una dirección única de 48 bits y además un nombre de dispositivo que nos sirva para identificarlo cómodamente a los humanos.

El protocolo bluetooth permite solo el tipo de comunicación Full-Duplex que quiere decir, que la comunicación solo se lo puede realizar con dos módulos, esto debido al uso de un solo serial y a la velocidad del envío y recepción de datos.

1.9.3.1. Configuración de modulo HC 05 en esclavo

Esta configuración permite que el módulo se conecte a un solo dispositivo maestro como se muestra en la figura 13. La velocidad de comunicación es de 9600bps por defecto [23].

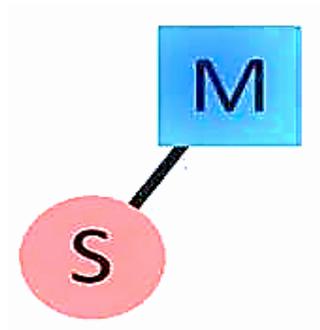


Figura 13. Configuración del módulo HC 05 en modo esclavo.

1.9.3.2. Configuración de modulo HC 05 en maestro

Este tipo de configuración permite que el dispositivo se conecte con más de un módulo esclavo con un máximo de siete, como se muestra en la figura 14. La velocidad de comunicación es de 9600bps default.

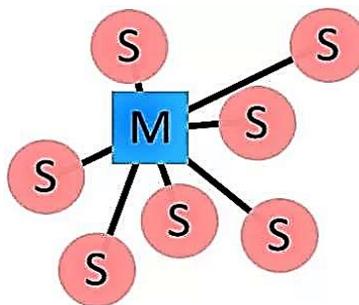


Figura 14. configuración en modo Maestro del módulo HC 05.

1.10. Interfaz Gráfica

Otro aspecto importante para el desarrollo del sistema baropodométrico es la interfaz gráfica la cual permite la comunicación del usuario con el dispositivo, por ende, es preciso comprender sus más aspectos importantes.

Según en el V Congreso ISKO [25], dice que la interfaz de usuario es un medio de comunicación entre una persona y un sistema informático, refiriéndose en particular, al empleo de los dispositivos de entrada /salida con software de soporte. Entre los ejemplos se pueden citar el uso de un ratón con gráficos en mapas de bits y la utilización de ventanas como se muestra en la figura 15.

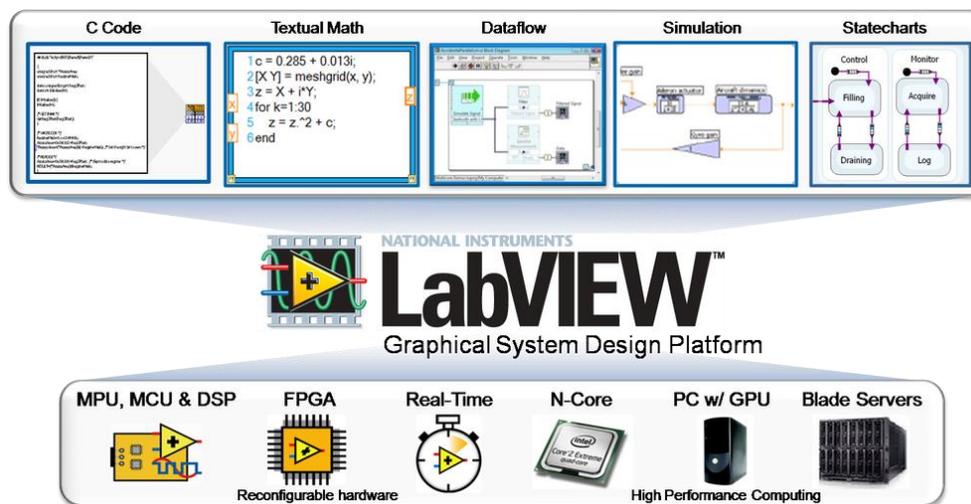


Figura 15. Plataforma de diseño [26].

La interfaz se considera como el conjunto de elementos gráficos (ventanas, menús, botones, animaciones, opciones, imágenes etc.) que permiten la interacción del usuario con la aplicación [27].

El software para el desarrollo del HMI para este proyecto es LabVIEW cuya licencia es emitida por la Universidad Técnica del Norte para el desarrollo académico y tecnológico de sus estudiantes.

Este software ofrece un enfoque de programación gráfica que le ayuda a visualizar cada aspecto de su aplicación, incluyendo configuración de hardware, datos de medidas y depuración. Esta visualización hace que sea más fácil integrar hardware de medidas de cualquier proveedor, representar una lógica compleja en el diagrama, desarrollar algoritmos de análisis de datos y diseñar interfaces de usuario personalizadas [28]. véase figura 16

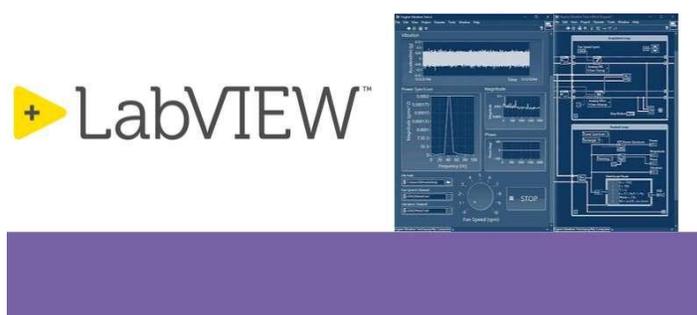


Figura 16. Entorno LabVIEW [28].

Para desarrollar una interfaz gráfica es indispensable seguir requerimientos para evitar molestias en el usuario al hacer uso del programa. Los lineamientos necesarios se muestran a continuación.

1.10.1. Características básicas de una interfaz

- Las interacciones se deben basar en acciones físicas sobre elementos visuales (iconos, botones, imágenes, barras de desplazamiento).
- Las acciones deben ser rápidas y reversibles, con efectos inmediatos.
- Existencia de herramientas de ayuda y consulta.
- Evitar errores en la configuración de las acciones

- Diseño ergonómico mediante el establecimiento de menús, barras de acciones e iconos de fácil acceso.

Estos requerimientos son establecidos bajo las normas ISO las cuales mediante previas investigaciones definen determinadas reglas que se detalla a continuación.

1.11. ISO 9241

La Norma ISO 9241 es la norma enfocada a la calidad en usabilidad y ergonomía tanto de hardware como de software, fue creada por la ISO y la IEC. Como se evidencia en [25], las normas principales en este caso de estudio son las partes 12, 13, 14, 15, 16, 17 de la ISO 9241, las cuales dan pautas para el desarrollo del Software.

- Parte 12: presentación de información
- Parte 13: Guía general para el usuario
- Parte 14: Diálogos mediante menús
- Parte 15: Diálogo mediante ordenes
- Parte 16: Diálogo mediante manipulación directa
- Parte 17: Diálogos por cumplimiento de formularios.

1.11.1. Técnicas en el diseño de una interfaz gráfica de usuario amigable.

Utilización de metáforas

- Combinación de códigos comunicativos distintos: visual (icónico), verbal, auditivo. El objetivo es conseguir una redundancia optima en el proceso de comunicación.

- Organización y estructura de la interfaz en niveles jerárquicos.
- La utilización de metáforas en el proceso comunicativo mediante las posibilidades de los entornos gráficos: emplear símbolos usuales en la vida cotidiana de los usuarios.
- Otra estrategia alternativa es realizar un estudio exhaustivo de los conceptos implicados en un dominio dado, y proceder sistemáticamente a su representación icónica.
- Procurar ayudas textuales y gráficas, tanto generales como locales.
- Procurar ayudas procedimentales, simulando el asesoramiento de un experto, ya sea mediante procedimientos encubiertos o transparentes al usuario.

La propia norma aconseja que para optimizar o evaluar las propiedades ergonómicas de un sistema, es conveniente seguir los siguientes pasos:

- Especificación de los requerimientos ergonómicos en forma de objetivos de usabilidad, de seguridad e higiene y del contexto de utilización del sistema, incluyendo a las características de los usuarios, tareas y ambiente.
- Diseño del sistema aplicando principios, recomendaciones y normas, para satisfacer los requisitos ergonómicos.
- Evaluación del sistema en función de los requisitos ergonómicos.

CAPÍTULO II

Metodología

2. Descripción del sistema

El presente proyecto es un sistema para la interpretación gráfica de plantillas baropodométricas el cual permite cuantificar las presiones plantares de un determinado tipo de paciente, esto permitirá al profesional en podología usar una herramienta de análisis de la marcha humana del sujeto de prueba. En la figura 15 se muestra la secuencia de la señales adquiridas y mostradas en la plataforma.

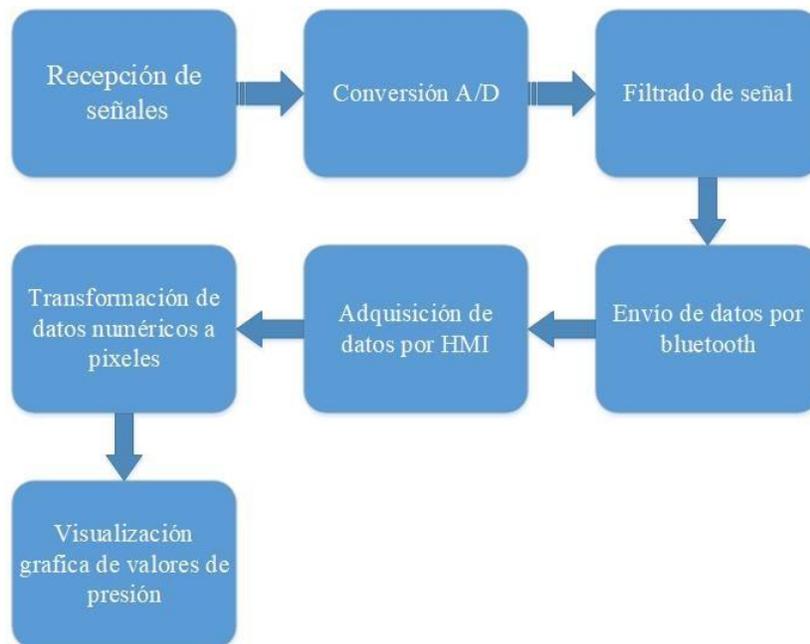


Figura 17. Secuencia del sistema baropodométrico para adquisición de datos.

2.1. Requerimientos del sistema.

Los requerimientos esenciales que este proyecto presenta están basados en la ergonomía visual y la comunicación inalámbrica para evitar la incomodidad del dispositivo de adquisición y envío de datos. Todos los elementos necesarios se detallan a continuación.

2.1.1. Software

El software se centra en la interfaz gráfica para la representación de las cargas de las plantillas baropodométricas y el almacenamiento de información del usuario teniendo así un historial médico, por ello los requerimientos se muestran a continuación.

- ✓ Colores amigables
- ✓ Figuras representativas
- ✓ Textos de ayuda
- ✓ Facilidad de manejo del programa.
- ✓ Almacenamiento en la base de datos e historial del paciente
- ✓ Lectura de la base de datos
- ✓ Visualización de cargas ejercidas en un modelo de superficie plantar.
- ✓ Norma ISO 9241.
- ✓ Reproducción en fotogramas.

2.1.2. Hardware

El hardware está basado exclusivamente en el desarrollo del dispositivo para la adquisición de datos de sensores de fuerza FSR y envío de información por medio de bluetooth, para de esta

manera evitar incomodidades por el uso del cableado, a continuación, se muestra los requerimientos esenciales.

- ✓ Comunicación inalámbrica
- ✓ Tamaño ajustable para el calzado
- ✓ Lectura de 12 sensores de resistencia variable para fuerza (6 por cada plantilla)
- ✓ Bajo consumo de energía (para las baterías)

2.1.3. Diseño de la superficie plantar.

La superficie plantar está diseñado acorde a la necesidad de los puntos de presión más críticos investigadas en el capítulo I, sección 1.3. “anatomía del pie”, donde se procede hacer uso de 6 sensores los cuales están ubicados en: talón, MPE, C5M, MM, C1M y PrD como se muestran en la figura 18, esta fue desarrollada en el entorno de Excel (Anexo 4), para inserta formula numéricas que posteriormente se usara en LabVIEW.

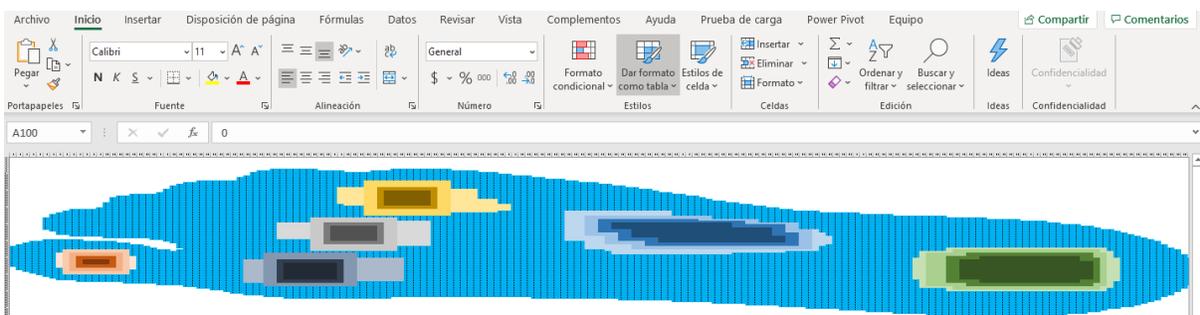


Figura 18. diseño de la superficie plantar en pixeles desarrollada en Excel.

2.2. Diseño del dispositivo para la adquisición y envío de datos.

Según las investigaciones realizadas y vistas en la sección 1.8. Tarjetas de procesamientos de datos, podemos apreciar la gran diversidad de microprocesadores y controladores los cuales para este sistema se debe considerar factores como, facilidad en la adquisición del producto, costo y cantidad de componentes.

2.2.1. Selección del microcontrolador

Con la información recabada en procesadores y específicamente en la tabla 4, realizamos comparaciones del Arduino mini con el resto de los microcontroladores. Estas diferenciaciones se pueden apreciar en la tabla 6. Para la selección se procede a escoger el que mayor puntaje tiene donde el nivel del criterio esta dado en una escala del 1 al 10.

Tabla 6.

Criterios para la comparación del uso de un microcontrolador.

Requerimientos	Nivel de importancia	Arduino mini	Otros microcontroladores (tabla 4)
Tamaño	5	10	7
Entradas analógicas	5	10	10
Bajo consumo de energía	7	9	10
Facilidad de adquisición	10	10	6
Bajo costo	10	9	5
total	37	35	26.5

Como se puede ver en la tabla 6, el Arduino mini es ideal para este proyecto dado a que se puede conseguir fácilmente y es de bajo costo e incluso analizando sus valores totales de los criterios ponderados podemos ver la diferencia ganadora de 35 frente a 26.5. Con esto determinamos que

es más viable usar un Arduino del mercado a diseñar una tarjeta de adquisición datos con sus respectivos elementos.

2.2.2. Selección del módulo Bluetooth.

Para seleccionar el módulo bluetooth se hace uso de criterios semejantes a los del microcontrolador. Es por ello, que en la tabla 7 se usa los mismos requerimientos.

Tabla 7.

Requerimientos para la selección del módulo bluetooth.

Requerimientos	Nivel de importancia	Módulo HC-05	Otros Bluetooths (fig. 12)
Tamaño	7	8	7
Estabilidad en la comunicación	8	8	10
Bajo consumo de energía	8	8	5
Accesibilidad a la configuración	5	10	7
Bajo costo	10	10	6
Total	38	36.6	26.4

Como se puede observar en la tabla 7, el módulo bluetooth hc-05 tiene un valor de importancia de 36.6 frente a 26.4 con respecto a los otros modelos, por lo tanto, el elemento seleccionado es considerablemente óptimo para el desarrollo del dispositivo de comunicación.

2.2.3. Circuito acondicionador

Según la hoja de datos del FSR 402 [26], recomiendan el uso de un circuito acondicionador realizado por un divisor de voltaje como se muestra en la figura 26 con el cual se puede determinar las resistencias necesarias a colocarse según el voltaje de salida y entrada, mediante el teorema de Millman. Esto permite que el sensor no sature a 11 kg equivalente a 107.9Nw.

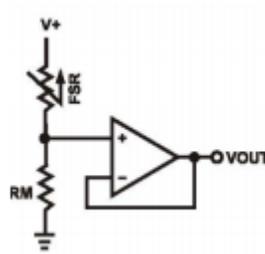


Figura 19. acondicionador con divisor de voltaje [29].

Para proceder en la selección de la resistencia que irán en el divisor de voltaje se adoptan las sugerencias del fabricante, mediante la ecuación 1 se determina el valor necesario.

Ecuación 1. Teorema de Millman para hallar la resistencia del acondicionador.

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

Los requerimientos para esta fórmula se presentan a continuación.

$$V_{out} = 4.1v$$

$$V = 5v$$

$$R_{fsr} = 100\Omega$$

Remplazando los valores tenemos $R_M = 2662\Omega(2K7)$

En el FSR 402 Data Sheet, también proporciona una gráfica (figura 20) para la calibración, esto permite buscar mayor precisión en las lecturas.

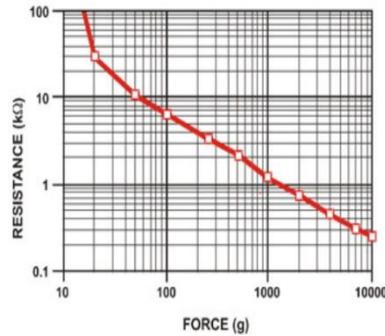


Figura 20. Curva de fuerza-resistencia [29].

Para cargas más altas se requiere de otro tipo de sensores, pero están basadas bajo el mismo procedimiento de cálculo como, por ejemplo; el diseño del acondicionador para sensores Tekscan se hace uso de resistencias $820\text{ k}\Omega$ para los sensores A301 y $82\text{ k}\Omega$ para los sensores A502 [5].

2.2.4. Baterías.

Para seleccionar la batería se realiza el análisis según el número de componentes y sus respectivos consumos eléctricos. En la tabla 8 se puede apreciar la cantidad de elementos que intervienen.

Tabla 8.

Consumo eléctrico de los elementos que intervienen en el adware.

Componentes	Consumo Eléctrico (mA)
Arduino mini	30
Módulo bluetooth HC-05	50
Acondicionador	7
Protector de carga	10
Total	97

En base a el consumo eléctrico de 97mA se procede a usar la batería de 3.7v con un desempeño de 300mAh el cual se muestra en la figura 21.



Figura 21 Batería 3.7v, 300mAh

2.2.5. Modelo matemático para la transformación de voltaje a peso.

En este tipo de sensores, es necesario la conversión de voltaje a la carga aplicada. Para poder determinar la ecuación necesaria, se puede realizar de dos formas, la primera en base a las curvas características brindadas por el fabricante como se muestra en la figura 22 y la segunda colocando cargas desde uno a diez kilogramos para el modelo FSR 402 de 10Kg [29].

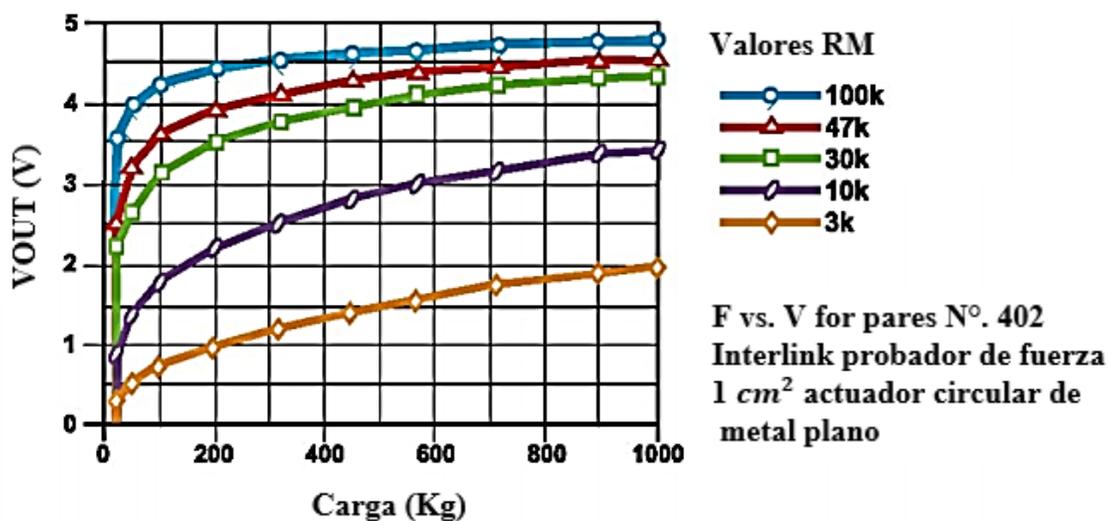


Figura 22 Gráficas de fuerza-voltaje con respecto a las resistencias del acondicionador proporcionado por el fabricante [29].

Para este caso de estudio se procede hacer uso de las curvas características del fabricante donde la resistencia está dada de 3K ohmios, y obedece a la tabla 9 obteniendo la figura 23.

Tabla

9

Datos voltaje - masa

Voltaje (voltios)	Carga (Kg)
0.33	0.01
0.51	0.05
0.74	0.10
1.00	0.20
1.21	0.31

1.39	0.44
1.56	0.56
1.81	0.71
1.91	0.90
2.00	1.00
4.5	11.00

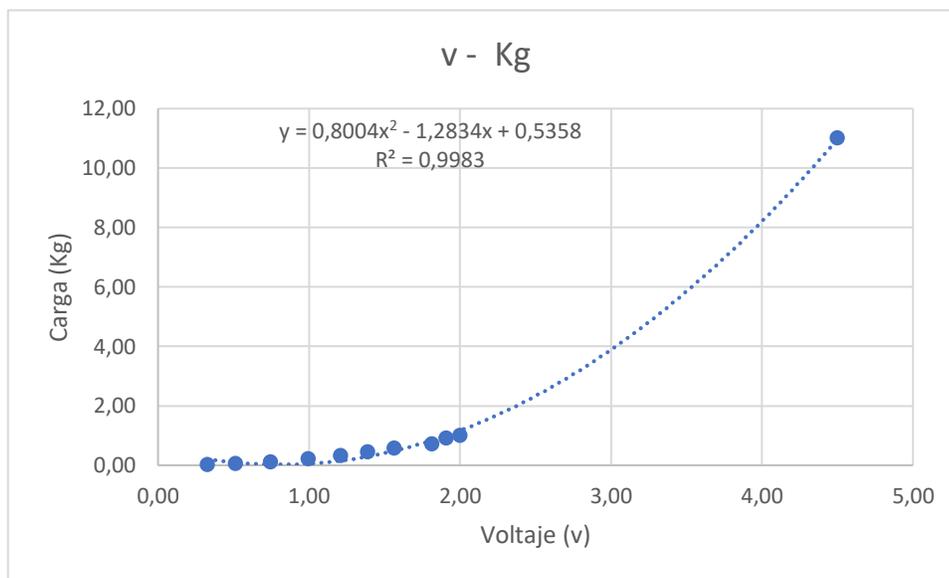


Figura 23. Comprobación de voltaje fuerza para la linealización y conversión

Como se puede observar en la figura 23 tiene una curva característica similar a la del fabricante con la cual se obtiene la ecuación 2 mediante procesos de linealidad. Esta ecuación transforma el voltaje en valores de cargas aplicadas en un área de 1cm^2 .

Ecuación 2. Linealidad desarrollada en Excel

$$y = 0,8004x^2 - 1,2834x + 0,5358$$

$$R^2 = 0,9983$$

Donde:

Y es la función

x es la variable de entrada

R es la precisión de la linealidad.

Finalmente se procede a obtener los valores de presiones aplicados en un área de 1cm^2 . Para proceder en este análisis es necesario comprender datos esenciales como son la gravedad, fuerza y presión.

El país de Ecuador se encuentra dentro de la línea ecuatorial, por lo que tiene una gravedad 9.78 m/s^2 . [30]

El peso es una fuerza en el cual influye la masa y la gravedad y está representada por la siguiente ecuación.

Ecuación 3. Principio de la segunda ley Newton el peso

$$P = m \cdot g$$

Y la presión es una carga aplicada en una determinada área y está representada por la ecuación 4 donde esta puede variar según la latitud.

Ecuación 4. Principio de Pascal, presión

$$Pa = P/m^2$$

Por lo tanto, en la tabla 10 muestra los valores de presiones con respecto a la *gravedad y masas descritas*, además la línea de tendencia está representada en la figura 24.

Tabla 10.

Voltaje vs. Presión

Voltaje (voltios)	Carga (Kg)
0,33	0,0978
0,51	0,489
0,74	0,978
1	1,956
1,21	3,0318
1,39	4,3032
1,56	5,4768
1,81	6,9438
1,91	8,802
2	9,78
4,5	107,58

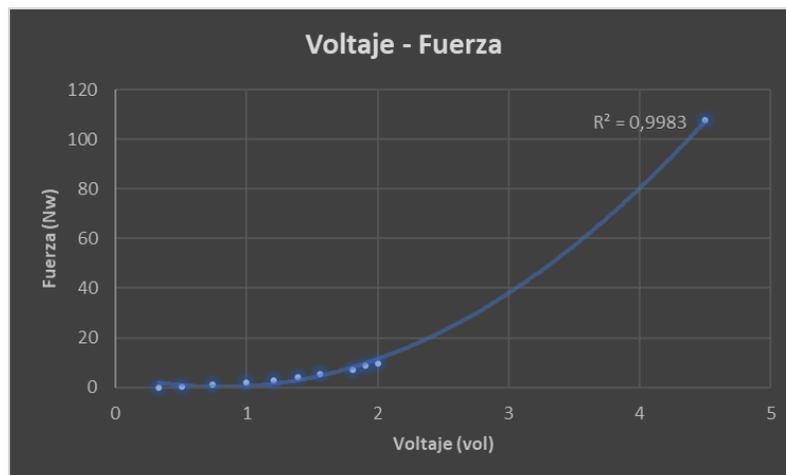


Figura 24. Representación gráfica del voltaje de salida a fuerza

Como se puede apreciar en la figura 24, podemos afirmar que mantiene una misma línea de tendencia manteniendo de esta forma las similitudes de graficas con el proveedor y estandarizando al sistema internacional de medidas.

2.2.6. Adquisición y filtrado de datos.

El Arduino mini se encarga de adquirir y procesar los datos enviados por los sensores de la plantilla (sensores FSR 402). Después de procesar la señal estas son enviadas por medio del protocolo de comunicación bluetooth.

El código de Arduino en el anexo 1 permite adquirir señales analógicas y procesarla, adicionalmente mediante un filtro pasa bajas cuya función es la ecuación 5, permite reducir el error producido por el ruido.

Los sensores de fuerza FRS y similares trabajan variando su resistencia según la carga aplicado por lo que se hace el siguiente análisis [31].

Ecuación 5. Función del filtro pasa baja.

$$S(t) = \begin{cases} Y(0) & t = 0 \\ \alpha Y(t) + (1-\alpha)S(t-1) & t > 0 \end{cases}$$

Donde:

La variable α es un elemento de suavizado entre 0 y 1

$Y(t)$ son datos de la señal a filtrar en un determinado tiempo t .

$S(t)$ es el valor de la medida móvil exponencial en cualquier periodo del tiempo.

$S(t-1)$ es el valor de la medida móvil exponencial en el periodo de tiempo $t-1$

El filtro utilizado obedece a la fórmula 6 este permite variar sus valores de ganancia y mediante métodos heurísticos determinar el valor ideal.

Ecuación 6. Pasa bajas aplicado a Arduino.

$$S = (\alpha * a) + ((1 - \alpha) * S)$$

Donde “alpha” es el valor de ganancia, “a” es el dato de la señal del sensor. En la figura 25, muestra la filtración de señal donde existe un ligero retardo, sin embargo, para este proyecto no influye en gran medida.

En la figura 25 muestra dos tipos de señales, una de ella de color azul muestra la frecuencia normal del sensor al aplicar una carga mientras que la línea naranja es la señal filtrada, esta última tiene un ligero retardo algo normal en este tipo de filtros sin embargo está dentro del rango requerido.

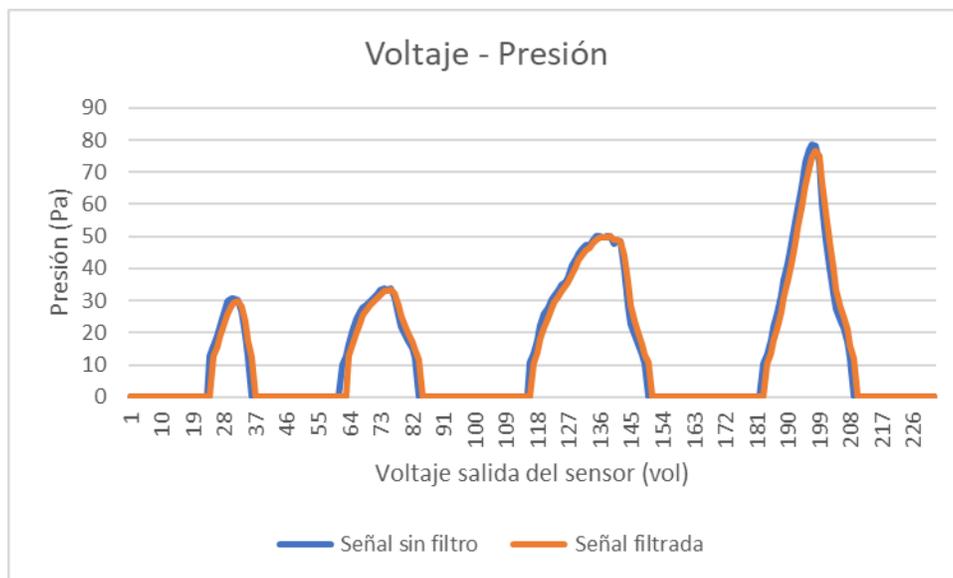


Figura 25. Uso del filtro digital pasa bajas para las señales analógicas provenientes del sensor

El grafico mostrado trabaja con un *delay* de 100 *mS* y una ganancia de 0.5, por consiguiente, la curva filtrada es más cercano a la frecuencia real, pero si reduce el error producido por el ruido. Estos valores se la determinaron mediante el método Heurístico.

2.2.6.1. Diagrama electrónico.

El diagrama eléctrico de los componentes del presente proyecto se muestra en la figura 26. Está formado por un Arduino mini, tarjeta de acondicionamiento, batería 3.7v, modulo bluetooth HC-05 y un regulador de voltaje.

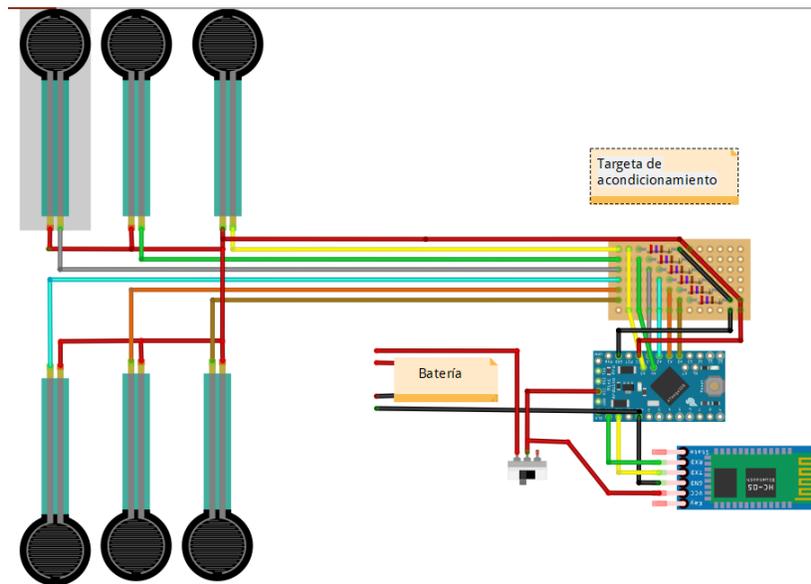


Figura 26. Diagrama electrónico del dispositivo de adquisición de datos.

2.3. Diseño de la plataforma baropodométrica.

La plataforma baropodométrica consta de dos elementos principales: el software (código de programación) los que son el código y el diseño de la interfaz (ventanas gráficas) esto permite la interpretación de datos de los sensores de fuerza. Esta interfaz está desarrollada en el entorno de

programación gráfica de LabVIEW debido a su versatilidad en la programación y fácil manejo y sus requerimientos están detallada en la sección 2.1.2 “software”.

2.3.1. Código gráfico de programación (CGP).

LabVIEW tiene un entorno amigable para la programación gráfica y brinda diferentes tipos de herramientas para los desarrolladores de Hardware y software como se indicó en el capítulo uno epígrafe (1.10.). Para empezar primero se presenta el árbol de proyecto llamado BaropodometriaTesis como se muestra en la figura 27.

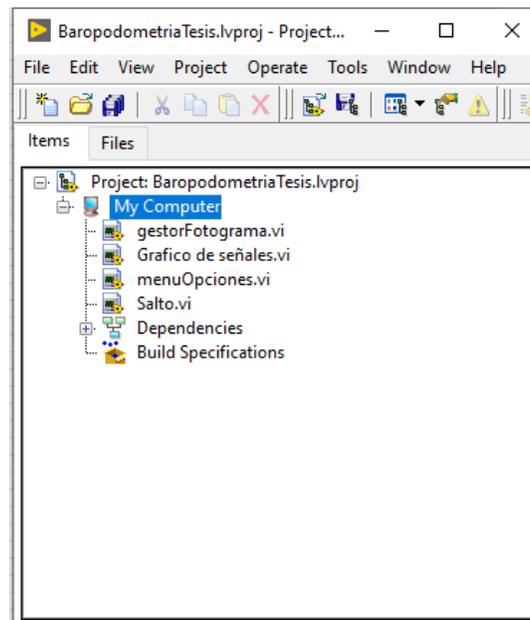


Figura 27. Árbol de proyectos de LabVIEW.

2.3.1.1. CGP para la ventana del menú.

En la figura 28, muestra el flujograma del menú de opciones los cuales permiten al usuario la acción a realizar.

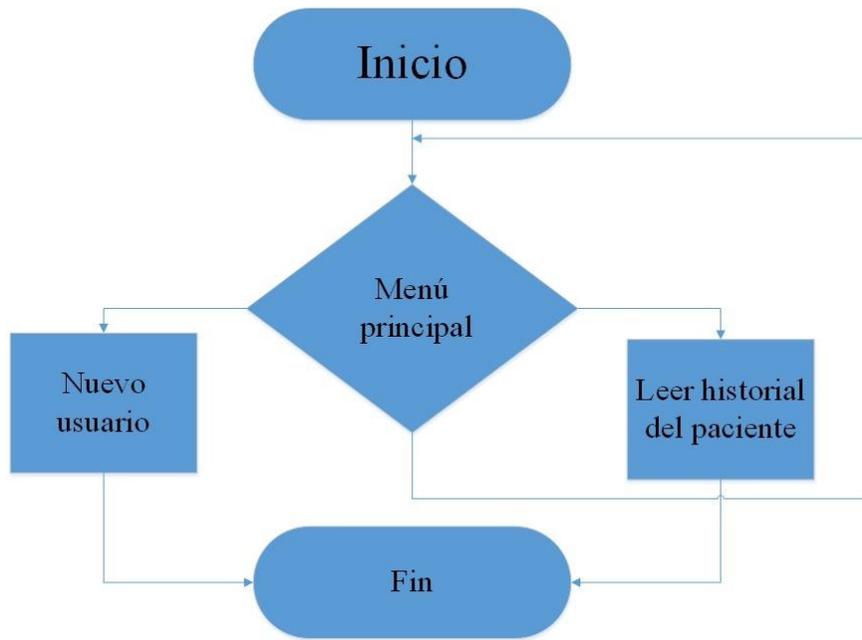


Figura 28. Flujograma de secuencia del Menú (pantalla principal).

Para poder realizar estas funciones es necesario establecer la comunicación entre ventanas. En la figura 29 se muestra el CGP para la comunicación del menú con las demás ventanas.

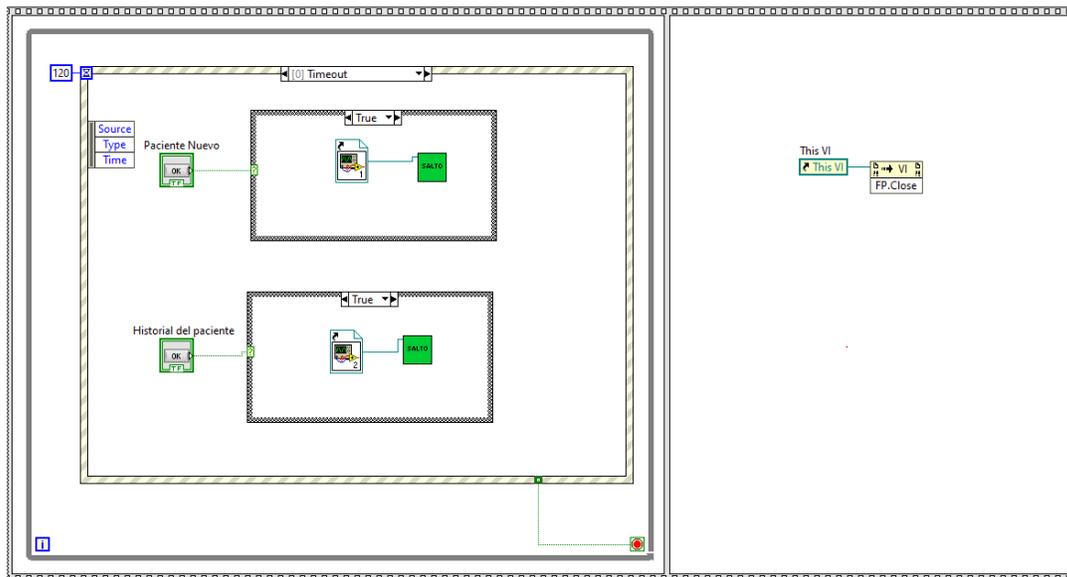


Figura 29. CGP del menú.

2.3.1.2. CGP para el registro y examen de un nuevo usuario.

Una vez seleccionada una de las dos opciones esta ejecuta un VI (Virtual Instrumente) el cual ejecuta una secuencia como se muestra en el flujograma de la figura 30 para el primer caso.

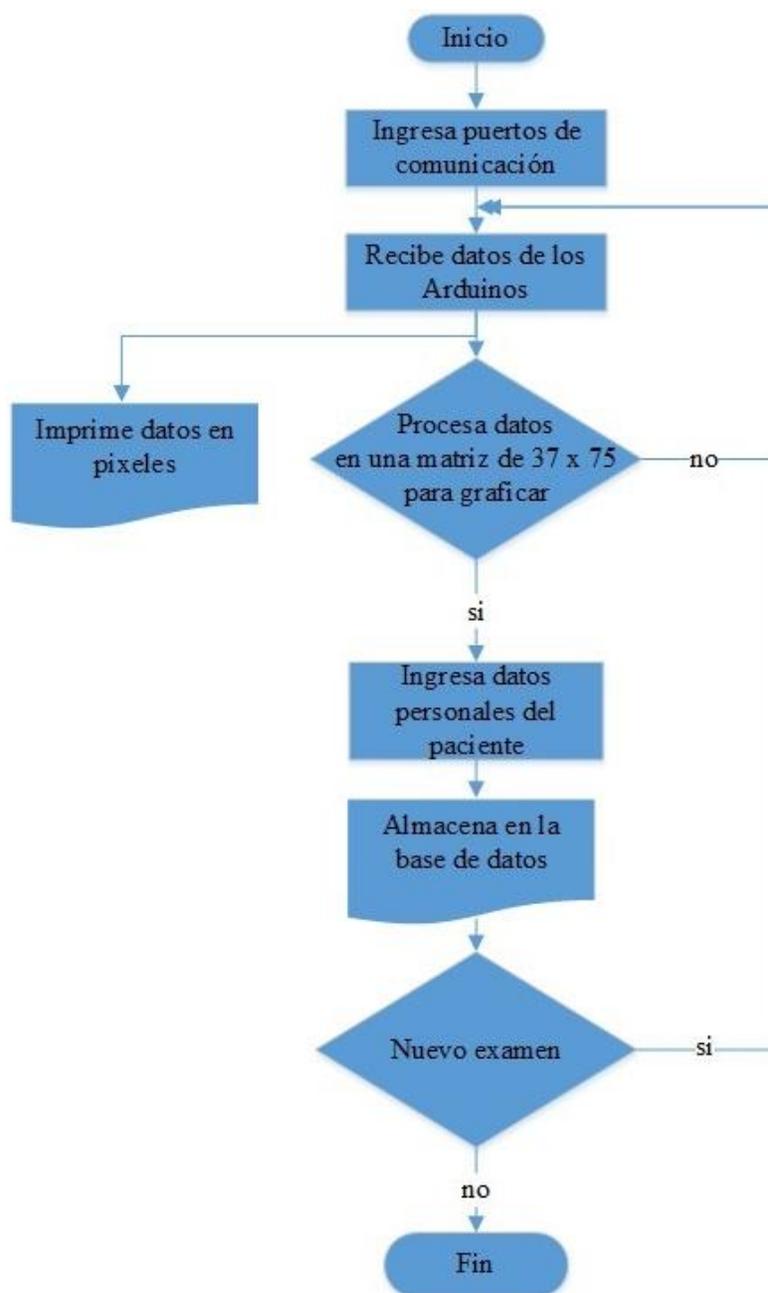


Figura 30. Flujograma del CGP para el registro y examen de un nuevo usuario.

En la figura 31 se muestra los puertos seriales habilitados para la comunicación inalámbrica de la plantilla baropodométrica, está configurada a 9600 baudios. Es necesario habilitar dos puertos debido a que los bluetooth no pueden conectarse más de uno a la vez por las razones que se detallaron en el capítulo uno (1.9.3. Módulo HC 05).

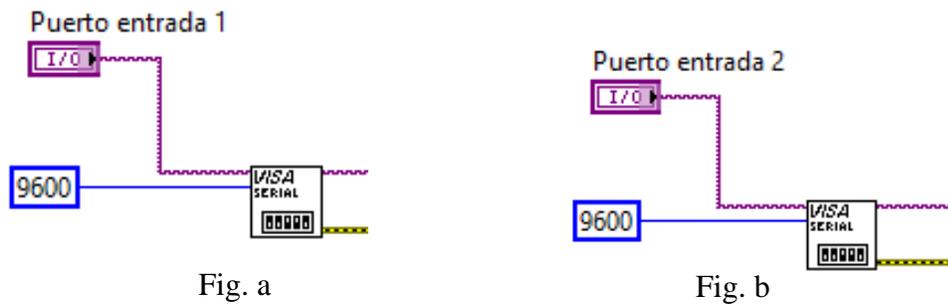


Figura 31. Puertos seriales de entrada para las antenas bluetooth.

Para poder procesar los datos que provienen de los Arduinos, es necesario convertirle a cadena de caracteres (*string*) ya que estas vienen en dato *Char* como se muestra en la figura 32. También es preciso colocar el tiempo de lectura el cual permite recibir cierta cantidad de datos por el tiempo de 500 milisegundos, este tiempo fue determinado por el método heurístico.

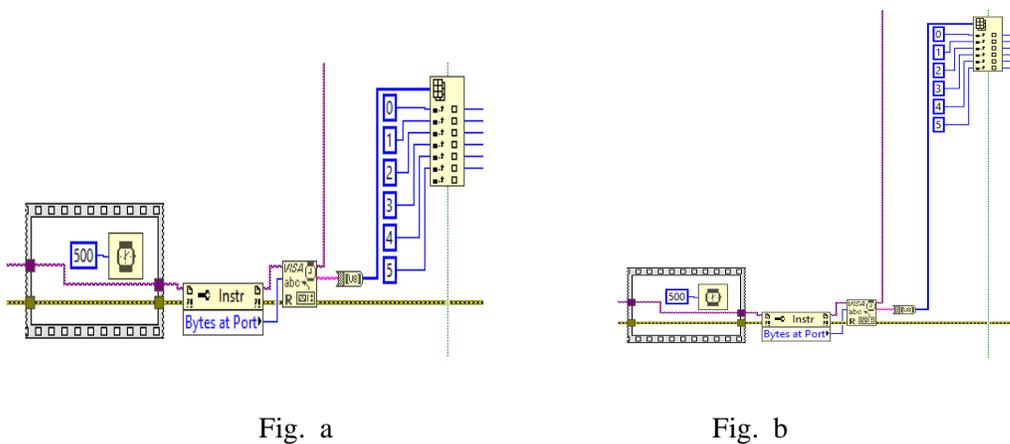


Figura 32 En las figuras de los literales (a) y (b) muestran el tiempo de muestro del ordenador y conversión de *chart a string*.

Para poder graficar las cargas ejercidas en la plantilla es preciso procesar datos y llevarlos a pixeles. En la figura 33 se muestra el bloque para la representación en la superficie plantar, el cual es un diseño de plantilla y está en una matriz de 37x75. Para mejor apreciación véase en el anexo 4.

```

1 float z[37][75];
2     z[10][ 70 ]= n0; z[11][ 70 ]= n0; z[12][ 70 ]= n0;
3     z[9][ 69 ]= n0; z[10][ 69 ]= n0; z[11][ 69 ]= n0; z[12][ 69 ]
4     z[7][ 68 ]= n0; z[8][ 68 ]= n0; z[9][ 68 ]= n0; z[10][ 68 ]= m0-
5     z[7][ 67 ]= n0; z[8][ 67 ]= m0-(0.3*m0); z[9][ 67 ]= m0-(0.2*r
6     z[7][ 66 ]= n0; z[8][ 66 ]= m0-(0.3*m0); z[9][ 66 ]= m0-(0.2*r
7     z[7][ 65 ]= n0; z[8][ 65 ]= m0-(0.3*m0); z[9][ 65 ]= m0-(0.2*r
8     z[7][ 64 ]= n0; z[8][ 64 ]= m0-(0.3*m0); z[9][ 64 ]= m0-(0.2*r
9     z[7][ 63 ]= n0; z[8][ 63 ]= m0-(0.3*m0); z[9][ 63 ]= m0-(0.2*r
10    z[7][ 62 ]= n0; z[8][ 62 ]= n0; z[9][ 62 ]= n0; z[10][ 62 ]= m0-
11    z[7][ 61 ]= n0; z[8][ 61 ]= n0; z[9][ 61 ]= n0; z[10][ 61 ]= n0; z
12    z[7][ 60 ]= n0; z[8][ 60 ]= n0; z[9][ 60 ]= n0; z[10][ 60 ]= n0; z
13    z[6][ 59 ]= n0; z[7][ 59 ]= n0; z[8][ 59 ]= n0; z[9][ 59 ]= n0; z[10]
14    z[6][ 58 ]= n0; z[7][ 58 ]= n0; z[8][ 58 ]= 10-(0.3*10); z[9][ 58 ]= 1
15    z[5][ 57 ]= n0; z[6][ 57 ]= n0; z[7][ 57 ]= 10-(0.3*10); z[8][ 57 ]= 10-
16    z[5][ 56 ]= n0; z[6][ 56 ]= n0; z[7][ 56 ]= 10-(0.3*10); z[8][ 56 ]= 10-
17    z[5][ 55 ]= n0; z[6][ 55 ]= n0; z[7][ 55 ]= 10-(0.3*10); z[8][ 55 ]= 10-
18    z[5][ 54 ]= n0; z[6][ 54 ]= 10-(0.3*10); z[7][ 54 ]= 10-(0.3*10); z[8][ 5
19    z[5][ 53 ]= n0; z[6][ 53 ]= 10-(0.3*10); z[7][ 53 ]= 10-(0.3*10); z[8][ 5
20    z[5][ 52 ]= n0; z[6][ 52 ]= 10-(0.3*10); z[7][ 52 ]= 10-(0.3*10); z[8][ 5

```

Figura 33. Formula matricial para la conversión de señal digital a pixeles.

Estos datos procesados son impresos en una pantalla *Plot 3D Mesh* como se aprecia en la figura 34, esta opción permite observar las cargas en tres y dos dimensiones, como fotogramas y está constantemente imprimiendo datos gráficos en la pantalla.

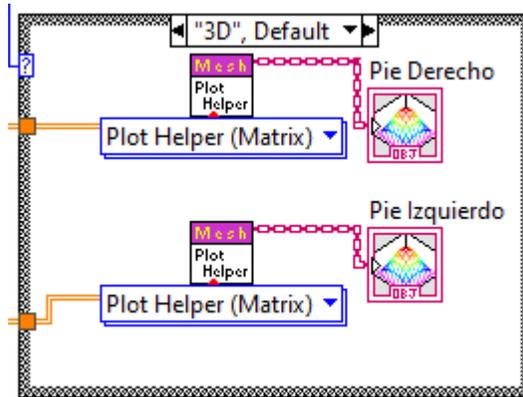


Figura 34. Método 3D para gráficos.

Para el almacenamiento de datos tanto de sensores como de usuarios, se hace uso de librerías para archivar en Excel, CSV y en Access, esta última es exclusivamente para base de datos. En las figuras 35 se muestran los elementos usados.

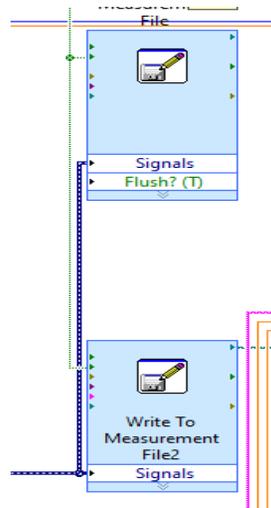


Figura 35. Opción para el almacenamiento de datos en Excel y LVM.

Los datos en Excel son necesarios para un posterior uso en el análisis de cargas, los datos en LVM son necesarios para poder almacenar la información de los sensores y volver a visualizar en

la pantalla las veces que sean necesarias, esto debido que LabVIEW solo permite la lectura directa de ese formato.

Para tener un registro de pacientes es necesario hacer uso de una base de datos, en este caso se usa Access ya que puede trabajar de forma dinámica y es exclusivamente para ese tipo de necesidades. En la figura 36 se muestra el bloque para guardar el historial de los exámenes baropodométricos.

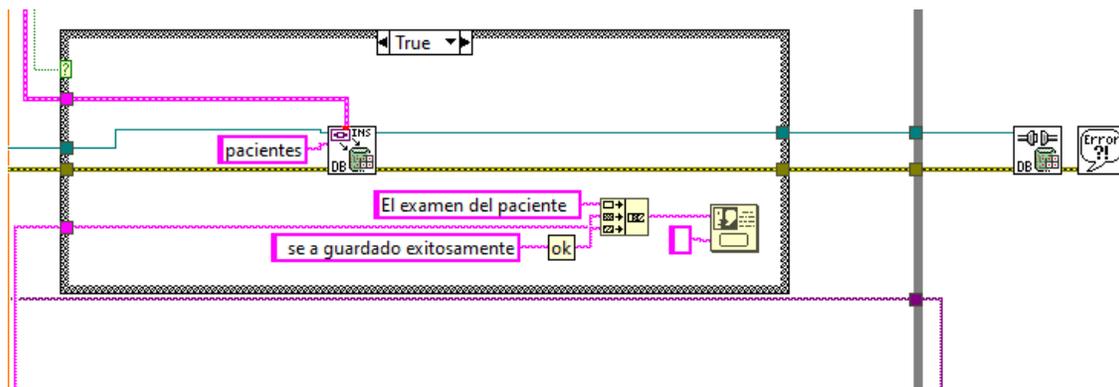


Figura 36. Gestor de almacenamiento de datos en Access.

2.3.1.3. CGP para la gestión de la base de datos e historial del paciente.

Para mostrar los datos del paciente con respecto al examen baropodométrico y las características de la persona que son: El peso, Estatura y Edad, se procede a diseñar el siguiente flujograma que muestra la figura 37.

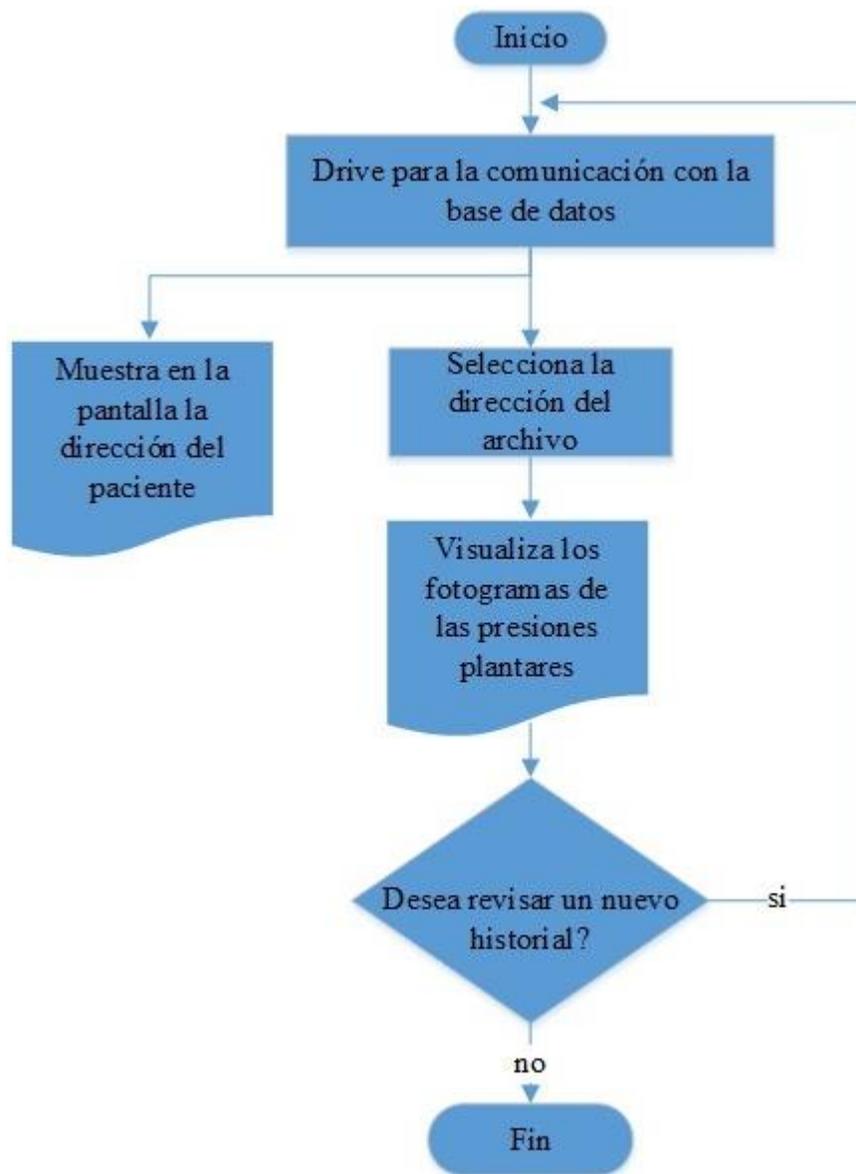


Figura 37. Flujograma del gestor de base de datos para el historial del paciente.

En primera instancia para poder ingresar a la base de datos se requiere ejecutar la dirección del archivo como se muestra en la figura 38. La dirección es un parámetro que actúa como llaves para acceder a Access.

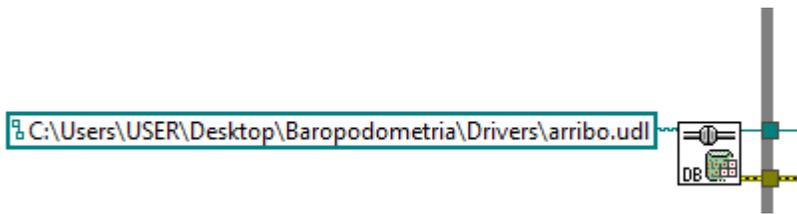


Figura 38. Dirección de drive de acceso a la bases de datos de Access.

Una vez gestionado a la base de datos es preciso seleccionar los datos que requieren mostrar, para ello en la figura 39 se muestra el procedimiento necesario, en las cuales se definen los tipos de datos a gestionar ya sea *String*, *chart* o *int*.

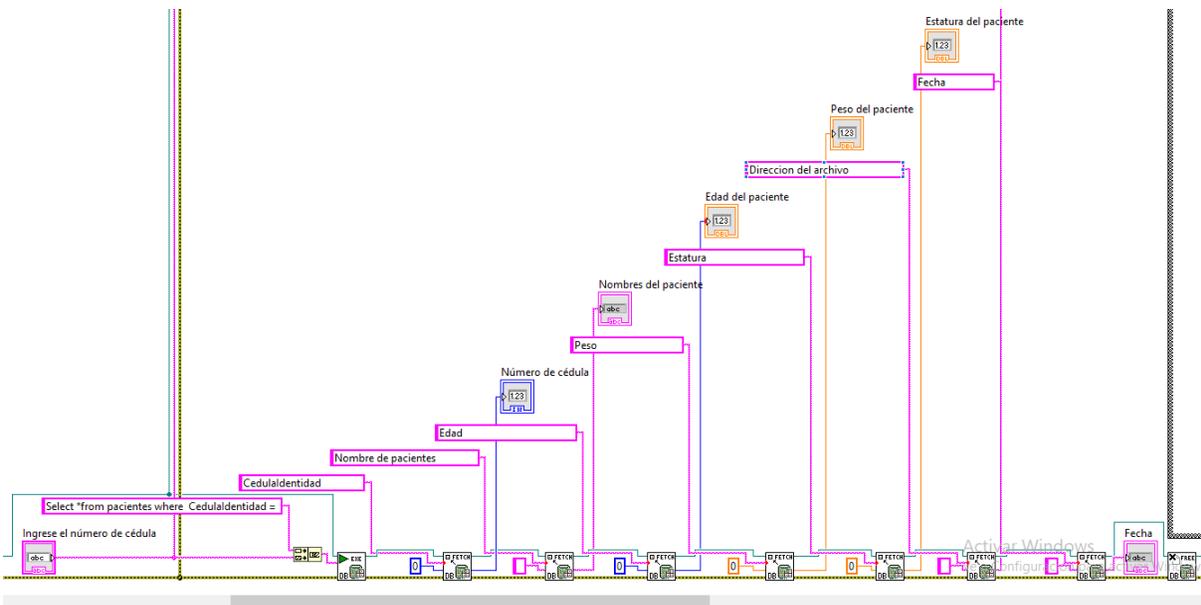


Figura 39. Selección de datos para la impresión en pantalla.

Posteriormente se procede a imprimir en pantalla todos los tipos de datos gestionados en una sola tabla, para ello continua el siguiente código gráfico mostrado en la figura 40.

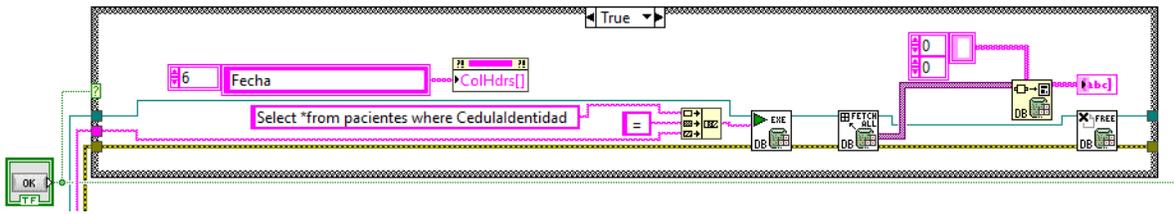


Figura 40. Creación de tabla de datos del paciente.

Continuando con el código después de gestionar los datos se procede a hacer uso de uno de ellos que está en formato *LVM*, este archivo genera las imágenes almacenadas de la plantilla baropodométrica. (véase en la figura 41)

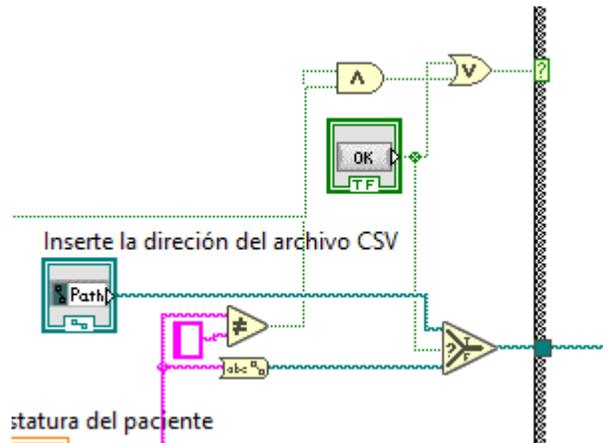


Figura 41. Dirección del archivo LVM

Finalmente, el archivo seleccionado vuelve hacer procesado en la misma matriz 37×75 para posteriormente graficarlas en *3D plot mesh*. Este bloque es el mismo que se usa para generar las gráficas de un nuevo examen baropodométrico como se mostró anteriormente. (véase en la figura 42)

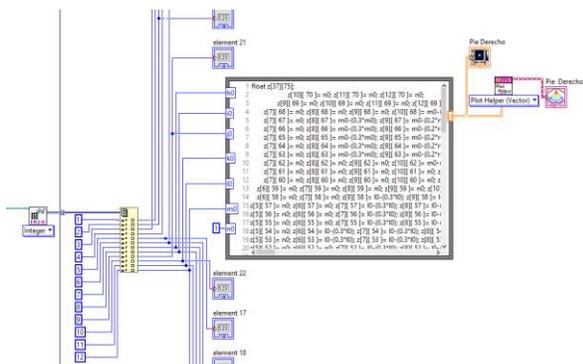


Fig. a

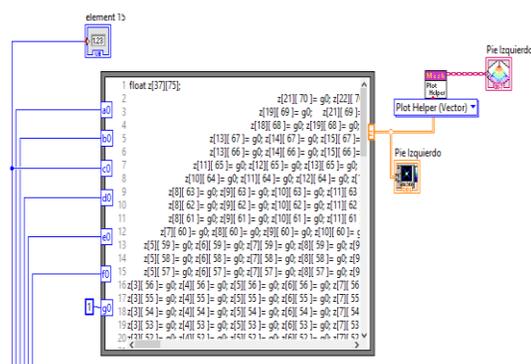


Fig. b

Figura 42. En las figuras a y b muestran los bloques matriciales de la conversión de datos digitales a pixeles.

2.3.2. Interfaz gráfica

La interfaz gráfica presenta textos de ayuda al acercarse el cursor a cualquiera de las opciones a ejecutar. Esto según la norma *ISO 9241* se implementó para que el usuario no presente desgaste visual y frustración al no comprender las funciones de cada componente. (véase en la figura 43)



Figura 43. Textos de ayuda para iconos y botones de la interfaz gráfica.

En primera instancia se presenta la pantalla principal que cuenta con dos opciones. Imágenes características de la acción a realizar y textos de ayuda que facilitan el manejo de la interfaz al usuario como se puede apreciar en la figura 44.



Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas

Ingeniería Mecatrónica

Interfaz de recolección de datos mediante bluetooth en la caminata

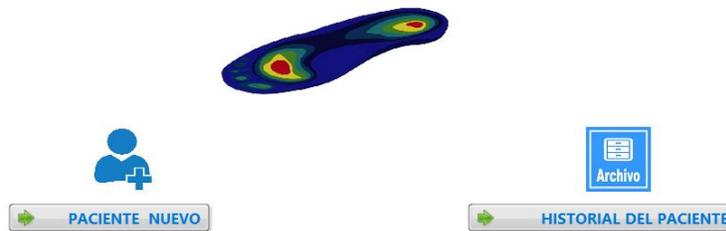


Figura 44. Pantalla principal de la interfaz gráfica.

La opción “paciente nuevo” contiene las opciones que se muestran en la figura 45. En esta ventana permite ingresar datos por teclado con respecto a la cédula, edad, estatura y peso elementos necesarios para el médico, adicionalmente permite observar las cargas ejercidas en la plantilla baropodométrica en una pantalla 3D y 2D, permitiendo este último ver el valor de la carga en un área determinada del pie. Al igual que la anterior pantalla también cuenta con textos de ayuda y colores significativos entre ellos prevalece el azul el cual es un color habilitante.

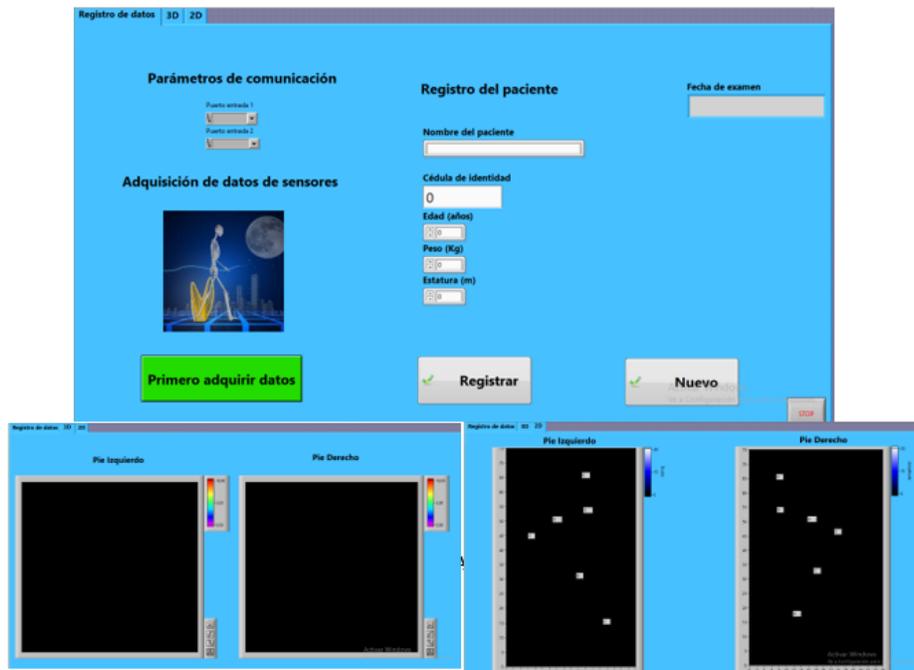


Figura 45. Ventanas de la interfaz para el registro y exámenes baropodométricos de nuevos pacientes.

Finalmente tenemos las ventanas para la gestión del historial y la grabación del examen baropodométrico. Esta tiene un color amarillo típico de las carpetas de almacenamiento, por lo que se decide colocar el mismo tono en todas las ventanas. Además, cuentan con una tabla de tatos del paciente. Por último, se dispuso la opción de ingresar datos por teclado para el número de cédula, esto es indispensable para acceder a la información de un determinado paciente en Access. (véase en la figura 46).

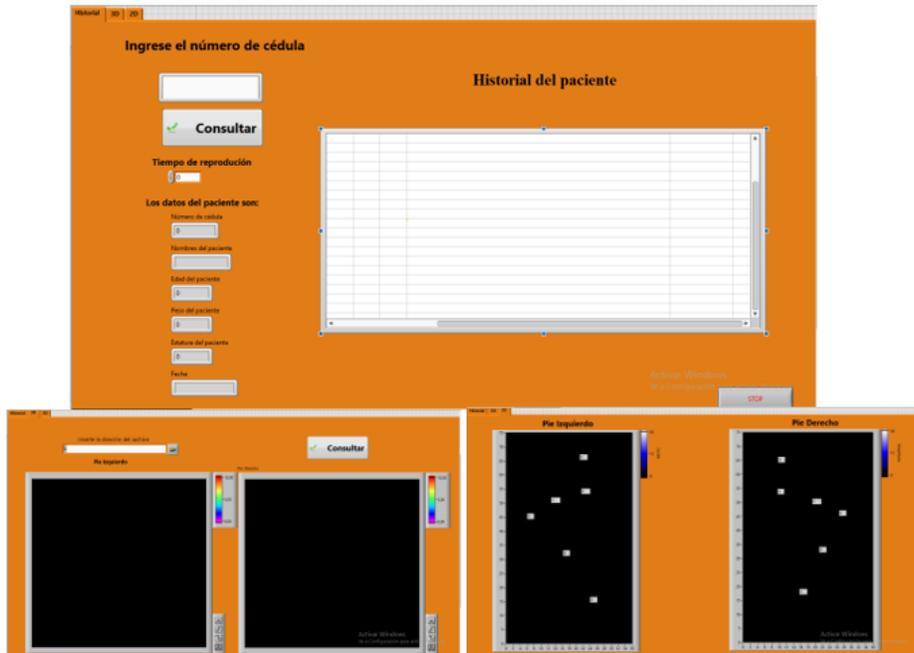


Figura 46. Ventanas para la gestión de datos del paciente.

CAPITULO III

3. Resultados

En este capítulo se expone los resultados obtenidos en las pruebas de funcionamiento, las cuales se realizaron mediante la integración del hardware y software con señales analógicas de entradas de potenciómetros, así como también haciendo uso del sensor de fuerza FSR 402.

3.1. Características de la plataforma.

La plataforma baropodométrica está constituida en dos partes, la primera se basa en el hardware el cual es un dispositivo para la comunicación entre los sensores y la plataforma (*diagrama de conexión en el anexo 3*), y la segunda es el software que no es sino, la interfaz gráfica que representa las cargas en un diseño del pie almacenando un historial de datos.

El dispositivo consta de una caja de plástico adaptable al zapato (Véase en el anexo 12) (6), un socalo de entrada con doce pines (dos para cada sensor) (5), un espacio para cambiar las resistencias del acondicionar (esto se lo realiza manualmente) (9), cuatro entradas para la implementación de nuevos códigos (fórmulas para la conversión de voltaje a peso), batería recargable de litio de 3.7 voltios a 300 miliamperios hora (2), un elevador de voltaje MT3608(3), un puerto de carga V8 (7), un suich de encendido y apagado para la optimización de la batería (10), 2 módulo bluetooth HC-05 uno interno (8) y otro externo (1) para la comunicación inalámbrica y un soporte textil con agujetas para colocar en el calzado. Véase en la figura 47



Figura 47. Dispositivo electrónico para la adquisición de datos de sensores de fuerza FSR.

La interfaz gráfica está desarrollada en LabVIEW, cuenta con colores gráficos que invitan al cansancio, textos de ayuda basados en la norma ISO 9241, almacena datos de sensores y digitados por el usuario, cuenta con una base de datos en Microsoft Access y genera dos archivos, uno en formato LVM para la reproducción de fotogramas baropodométricos y otro en Microsoft Excel para posteriores estudios del comportamiento de la marcha.

3.2. Pruebas de funcionamiento.

Las pruebas de funcionamiento se centran en la facilidad para adquirir datos, mostrarlos en la plataforma y que posteriormente sean almacenados en una base de datos.

Como ya se demostró en el epígrafe 2.3.5. con respecto a los sensores FSR se puede concluir que el principio básico de estos elementos para poder mostrar las cargas es en base a la variación de su resistencia, es por ello por lo que se procede a demostrar la comunicación y funcionalidad de la plataforma haciendo uso de potenciómetros.

Los potenciómetros permiten variar su resistencia y con ella convertirla a valores de peso, con esto se puede intercambiar las resistencias del acondicionador para probar el funcionamiento otros posibles sensores, cabe recalcar que los sensores de fuerza FSR y Tekscan tienen una resistencia que varían según la carga aplicada y están en un rango de 100 a 10M y de 100 a 1M ohms respectivamente, con esto se define que se puede graficar sin ningún inconveniente en la plataforma.

3.2.1. Prueba de funcionamiento con el potenciómetro 1KΩ.

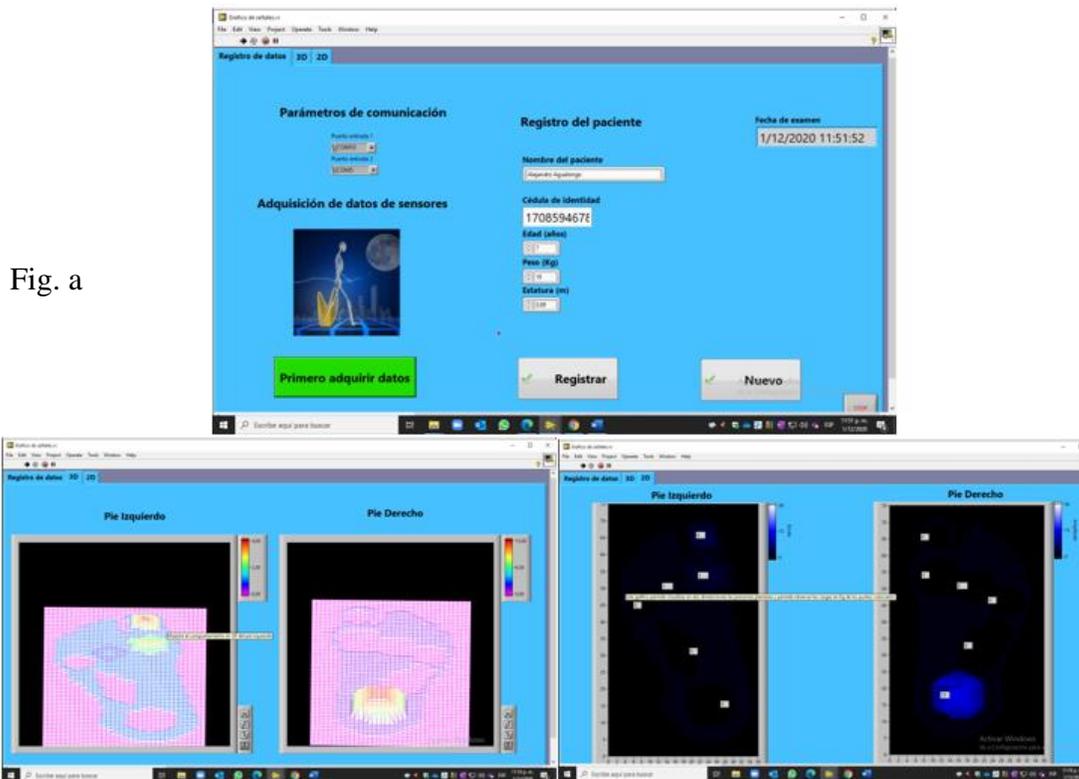


Fig. a

Fig. b

Fig. c

Figura 48. Ventana para el ingreso de datos (a), impresión en pantalla de cargas en la superficie plantar en 3D (b) y 2D (c), para nuevos exámenes baropodométricos.

Tabla 11.

Datos obtenidos de los puertos analógicos de entrada con un potenciómetro de 1KΩ, tiempo de muestreo de 10 segundos, numero de muestras 27.

Puntos de presión	Valores teóricos de presiones plantares en sensores					Valores reales de presiones plantares en sensores					Error
	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	
PrD:	1,956	3,912	5,868	7,824	9,78	1,962	3,912	5,85	7,848	9,8	0,225
C1M:	1,956	3,912	5,868	7,824	9,78	1,96	3,92	5,88	7,912	9,84	0,248
MM:	1,956	3,912	5,868	7,824	9,78	1,95	3,913	5,844	7,904	9,75	0,278

C5M:	1,956	3,912	5,868	7,824	9,78	1,964	3,9	5,874	7,904	9,79	0,285
MPE:	1,956	3,912	5,868	7,824	9,78	1,95	3,904	5,886	7,824	9,81	0,319
TALÓN	1,956	3,912	5,868	7,824	9,78	1,962	3,924	5,868	7,848	9,78	0,291

3.2.2. Prueba de funcionamiento con el potenciómetro 100k

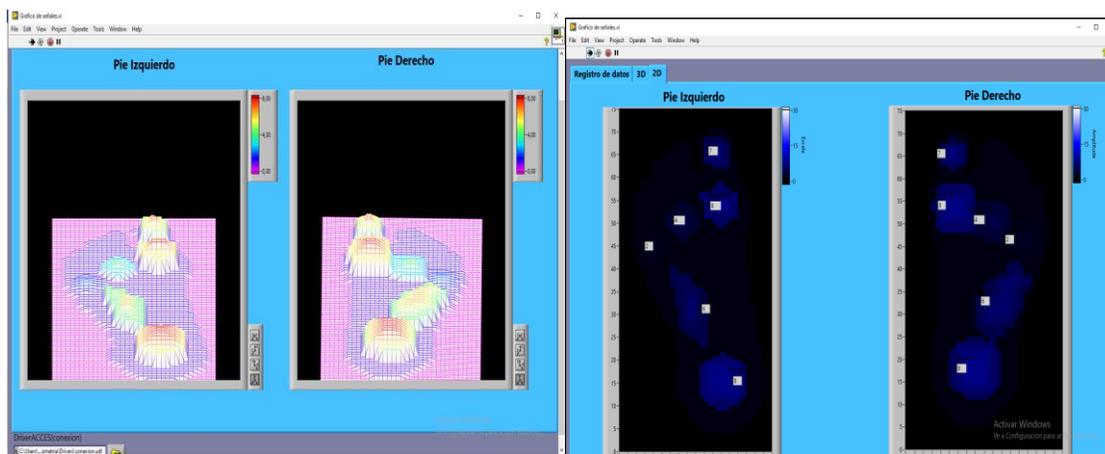


Fig. a

Fig. b

Figura 49. Interpretación grafica en 3D (a) y en 2D (b) datos en la superficie plantar con potenciómetros de 100k.

Tabla 12.

Datos obtenidos de los puertos analógicos de entrada con un potenciómetro de 100K Ω , un tiempo de 13 segundos y 32 muestras.

Puntos de presión	Valores teóricos de presiones plantares en sensores					Valores reales de presiones plantares en sensores					Error
	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	
PrD:	1,956	3,912	5,868	7,824	9,78	1,94	3,952	5,874	7,76	9,87	0,043
C1M:	1,956	3,912	5,868	7,824	9,78	1,96	3,876	5,886	7,848	9,75	0,022
MM:	1,956	3,912	5,868	7,824	9,78	1,952	3,928	5,862	7,832	9,79	0,009
C5M:	1,956	3,912	5,868	7,824	9,78	1,978	3,94	5,91	7,824	9,81	0,024
MPE:	1,956	3,912	5,868	7,824	9,78	1,97	3,924	5,874	7,736	9,93	0,054
TALÓN	1,956	3,912	5,868	7,824	9,78	1,958	3,9	5,904	7,808	9,784	0,014

3.2.3. Pruebas de funcionamiento sensor FSR 402.

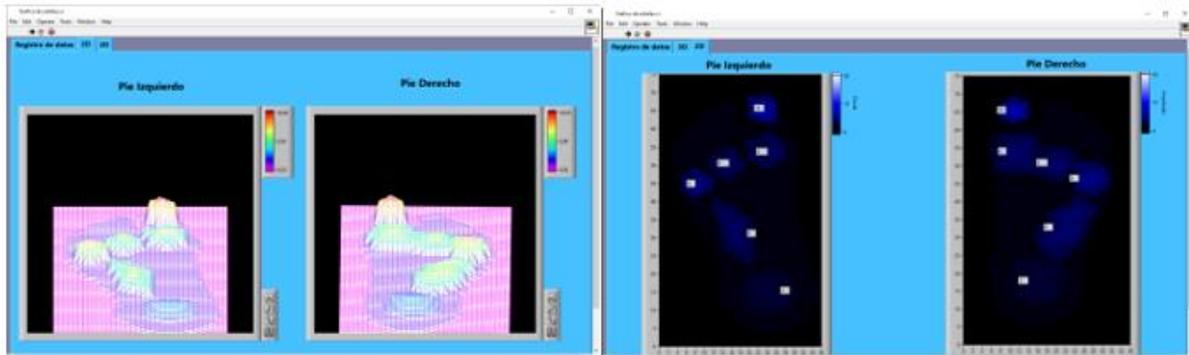


Figura 50. Interpretación gráfica de sensores FSR 402 en el diseño de superficie plantar.

Tabla 13.

Datos obtenidos de los puertos analógicos de entrada con el sensor FSR 402.

Puntos de presión	Valores teóricos de presiones plantares en sensores					Valores reales de presiones plantares en sensores					Error
	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	Nw	
PrD:	10	20	30	40	50	9,78	19,8	29	40	50	0,028
C1M:	10	20	30	40	50	9,81	20,1	29,5	41	51	0,056
MM:	10	20	30	40	50	9,91	20,1	29,8	39	49,8	0,032
C5M:	10	20	30	40	50	9,98	19,9	31	40	51,2	0,046
MPE:	10	20	30	40	50	9,95	19,8	30	41	50,5	0,035
TALÓN	10	20	30	40	50	9,94	19,9	31	39	49,5	0,053

Como se puede observar en las figuras 48, 49 y 50, muestra la correcta interpretación de cargas en los puntos de presión, es decir, existe una comunicación del dispositivo hacia la interfaz relativamente estable.

En las tablas 11, 12 y 13 Muestra el error de lecturas en la cual existe un promedio de 0.274, 0.029, 0.042 respectivamente. Con esto se puede determinar que las señales son leídas por los puertos analógicos, sin mayor interferencia alguna. Las apreciaciones de los datos tomados se pueden apreciar en el anexo 4, 5 y 6.

Finalmente se demuestra el almacenamiento en la base de datos, con solo ingresar el número de cedula del paciente en la opción “*Ingrese el número de cedula*”, se puede acceder a su historial, donde detalla datos como, edad, peso, estatura, documento para la reproducción del fotograma y la fecha en la que se realizó el examen como se muestra en la figura 50. En el lado izquierdo de la imagen se muestra la información del último examen realizado.

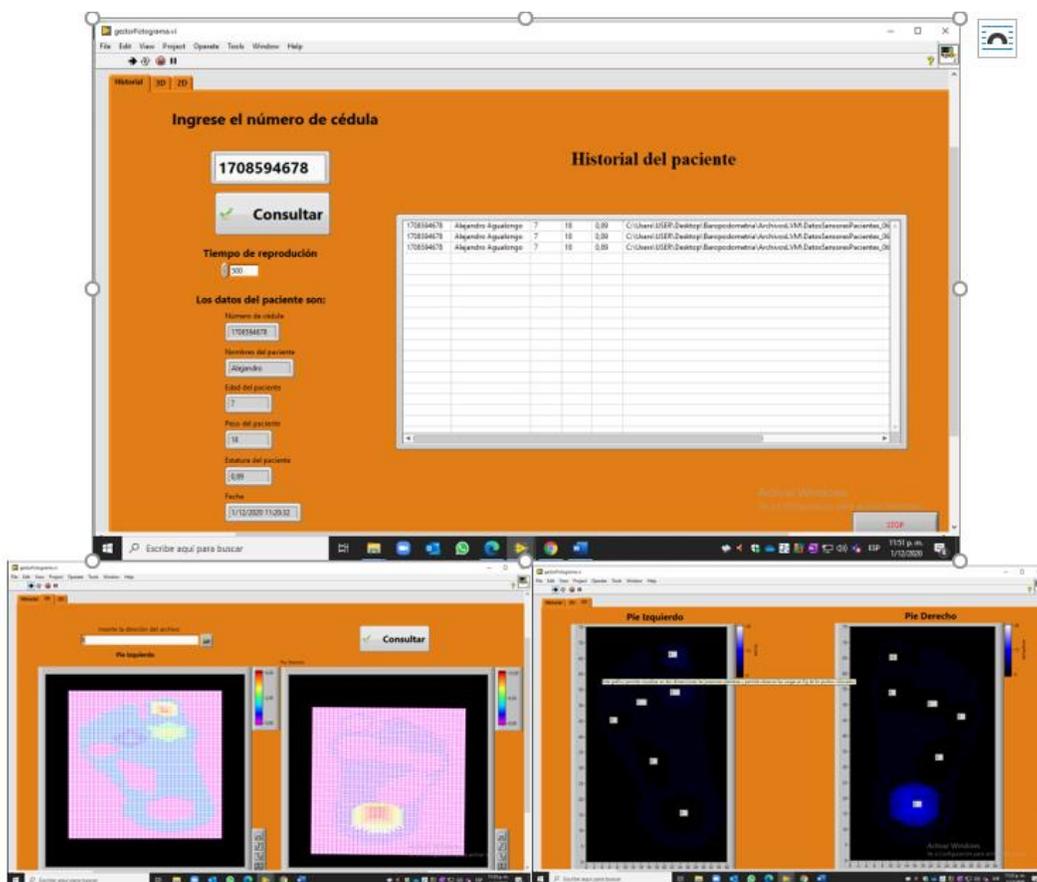


Figura 51. Gestión de la base de datos.

Estos datos ingresados son almacenados en la base de datos de Access ya que esta es exclusivamente para el almacenamiento del registro del paciente y la dirección del archivo LVM con la cual reproduce los fotogramas como se muestra en la figura 51.

CedulaIdent	Nombre de	Edad	Peso	Estatura	Dirección del archivo	Fecha
1785264973	Esaul Agualong	15	54	1,5	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivoExcel\DatosSensoresPacientes_1.xlsx	
2147483647	Esaul Agualong	28	58	1,89	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_003.lvm	
1726520928	Esaul Alejand	10	30	1,52	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_005.lvm	
1716520921	xxxxxxxxxxxx	20	30	1,2	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_012.lvm	
1234567891	lili	12	34	5,6	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_026.lvm	
1726520921	Eduardo matas	20	30	10	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_037.lvm	24/10/2020 8:21:20 p. m.
1726520921	Eduardo matas	20	30	10	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_037.lvm	24/10/2020 8:21:33 p. m.
1726520921	Eduardo matas	20	30	10	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_041.lvm	24/10/2020 8:38:00 p. m.
1726520921	Eduardo matas	20	30	10	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_044.lvm	24/10/2020 8:46:12 p. m.
1726520921	Eduardo matas	20	30	10	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_045.lvm	24/10/2020 8:48:51 p. m.
1726520921	Eduardo matas	20	30	10	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_045.lvm	24/10/2020 8:49:12 p. m.
1726520921	Eduardo matas	20	30	10	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_048.lvm	24/10/2020 9:07:46 p. m.
1726520921	Eduardo matas	20	30	10	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_048.lvm	24/10/2020 9:08:14 p. m.
1726520921	Eduardo matas	20	30	0	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_049.lvm	24/10/2020 9:19:49 p. m.
1726520921	Eduardo matas	20	30	30	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_052.lvm	24/10/2020 9:47:25 p. m.
1708594678	Alejandro Agu	7	18	0,89	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_064.lvm	1/12/2020 11:20:32 p. m.
1708594678	Alejandro Agu	7	18	0,89	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_064.lvm	1/12/2020 11:20:59 p. m.
1708594678	Alejandro Agu	7	18	0,89	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_064.lvm	1/12/2020 11:21:16 p. m.
2147483647	uyigikg	6545	5645	5456	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_075.lvm	8/12/2020 11:19:00 p. m.
1789562358	jhgvykhfvjkw	548	424	54	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_076.lvm	8/12/2020 11:45:34 p. m.
2147483647	Adres Perez	54	45	45	C:\Users\USER\Desktop\Baropodometria\ArchivosLVM\DatosSensoresPacientes_078.lvm	9/12/2020 12:00:28 a. m.
*	0	0	0	0		

Figura 52. base de datos de Access.

En Access no se puede modificar sus valores o información del paciente por teclado por lo que se da la certeza de su almacenamiento. Finalmente podemos apreciar que las pruebas realizadas en la base de datos se guardan exitosamente.

CAPITULO IV

4. Conclusiones y recomendaciones

4.1. Conclusiones

- La interfaz gráfica para la adquisición de datos de las presiones plantares en la caminata, mediante bluetooth, muestra datos confiables que facilitan al médico podólogo a brindar un soporte más íntegro al emitir diagnósticos.
- Se determinó que la mejor forma para diseñar un dispositivo de adquisición de señales es haciendo uso de placas integradas con todos los elementos electrónicos para la lectura, procesamiento y envío de datos, como lo es Arduino pro mini de 5v, ya que esto permite acelerar el proceso de investigación ahorrando tiempo y dinero.
- Se establece que el mejor módulo bluetooth para este proyecto es el HC-05, ya que, esta permite su configuración de maestro o esclavo, su tamaño es relativamente pequeño y se puede variar los baudios para la transmisión de datos.
- La interfaz gráfica diseñada bajo las recomendaciones de la norma ISO 9241 cuenta con colores e iconos representativos que busca ayudar al usuario para que este no presente cansancio o estrés visual. El color azul establece un campo para habilitar una determinada acción, en este caso sirve para realizar el examen baropodométrico y el amarillo es utilizado comúnmente en iconos de carpeta, por lo cual se usa para acceder a la base de datos e indagar el historial del paciente.
- Finalmente se establece que existe una comunicación relativamente estable con errores no superiores a 0.2, esto según las pruebas realizadas con las resistencias variables y el sensor FSR 402, sin embargo, la existencia de diferentes frecuencias en el ambiente producidas por los aparatos eléctricos no permite una comunicación al 100%, en este caso llega a un aproximado del 75% a 80% aproximadamente según el ambiente en que esté.

4.2. Recomendaciones

- Por la Gran cantidad de sensores FSR y sus variante precisiones de lectura según el peso de las personas, se recomienda desarrollara un sistema automático para la calibración de estos elementos, en la cual debería mantener la opción de intercambiar las resistencias de la tarjeta de acondicionamiento o hacer uso de potenciómetros y contar con un apartado para ingresar ecuaciones de calibración.
- La información baropodometrica puede facilitar la emisión de ortesis plantares por lo que se recomienda automatizar la emisión plantillas ortopédicas para bajar los costos de consulta médica al paciente de bajo recursos.
- Se recomienda diseñar una carcasa más resistente que bien podrá ser en aluminio, para evitar daños producidos por los golpes debido al golpeteo que puede tener en las marchas rápidas.
- Se recomiendo hacer el estudio de los ángulos de la superficie plantar en la marcha con respecto a los sensores ya que estas pueden perder información al no tener contacto perpendicular con la superficie plantar.
- Para aprovechar el uso de datos baropodométricos, se recomienda incursionar con este proyecto a la industria 4.0 facilitando la creación de una APP para extender la funcionalidad a más personas, con esto permite que el roll académico se más integrador impulsando al noble oficio de la biomecatrónica.

Bibliografía

- [1] A. J. L. S. M. L. Z. S. E. J. M.-L. Silvia Lara Diéguez, Análisis de los diferentes métodos de evaluación de la huella plantar, Universidad de Jaén, 2011, Universidad de Jaén, 2011.
- [2] F. Noya., «Fundación Argentina de nanotecnología.,» Ebers: Plantillas inteligentes con nanotecnología., [En línea]. Available: <https://www.fan.org.ar>.
- [3] M. Rueda Sánchez, PODOLOGÍA, Los desequilibrios del pie, Paidotribo, 18 julio 2011.
- [4] A. G. E. M. D. S. B. F. Pineda-López, F. Pineda-López, A. Guerra, EUn sistema baropodométrico de bajo costo para niños análisis postural y de marcha, Universidad de las Fuerzas Armadas, Universidad San Francisco de Quito.
- [5] B. I. T. Flores, Diseño y construcción de un sistema baropodométrico electrónico con interfaz grafica., Universidad Técnica del Norte., 2019.
- [6] E. A. R. P. Jonattan Steve Pico Tibasosa, Jonattan Steve Pico Tibasosa, Diseño e implementación de una plataforma baropodométrica para medición de puntos de presión plantar en bipedestación con visualización en ordenador a partir de un sistema de adquisición, Universidad Distrital Francisco José de Caldas, 2016.
- [7] G. F. T. G. D. C. P. R. A. B. I. D. F. D. B. C. L. a. V. B. Ilaria Bortone, Supervised Approach to Classify the Status of Bone Mineral Density in Post-Menopausal Women through Static and Dynamic Baropodometry, Pisa - Italia: Institute of Clinical Physiology (YFC), Nacional Research Council (CNR).

- [8] D. O. G. R. C. C. E. V. C. Leopoldo F. Yabar E., Estudio para el diseño de un Sistema Baropodométrico Electrónico,, Universidad Tecnológica del Perú, 2019.
- [9] M. e. C. M. P. C. A. E. G. C. D. P. P. Á. M. en T. C. Sonia Leticia Valencia Ortiz, «Universidad Politécnica de Cuautitlan Izcalli,» Noviembre 2019. [En línea]. Available: <http://www.boletin.upiita.ipn.mx/index.php/ciencia/845-cyt-numero-75/1765-sistema-baropodometrico-de-bajo-costos-via-labview-android>.
- [10] F. V.-G. M. M. y. J. G. J. Elvira, Análisis biomecánico del apoyo plantar en la marcha atlética. Relación entre la huella plantar, ángulos de la articulación subastragalina y presiones plantares, Universidad Miguel Hernández de Elche, 2008.
- [11] «. d. A. Blazeovich, Biomecánica deportiva, manual para la mejora del rendimiento humano, Paidotribo, 2007.
- [12] I. T. -.. G. y. J. A. Carrillo, Introduccion al analisis de la marcha, Universidad del Rosario, 2013.
- [13] P. P. Soriano y S. L. Belloch, Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte, Paidotribo , 2015.
- [14] L. M. T. S. G. A. V. D. A. D. O. I. C. y. D. L. I. Iglesias, «Control of an Ankle Joint with Classic Techniques in simulation Software,» *IEEE*.
- [15] H. B. y. C. J. I. Herbaux, Podología Geriátrica, Paidotribo, 2007.

- [16] M. K. V. V, Posturología Clínica Equilibrio corporal y salud, Universidad de las Américas, 2011.
- [17] J. L. P. Rosário, A review of the utilization of baropodometry in postural assessment, Elsevier, 2013.
- [18] J. Viadé, Pie Diabético: Guía práctica para la prevención, evolución y tratamiento, Panamericana, 2006.
- [19] n. E. d. Censos, Encuesta Nacional de Salud y Nutricion - Tomo I, Quito: MSP/INEC, 2012.
- [20] D. P. Pinheiro, «MD.Saude,» MD.Saude, [En línea]. Available: www.mdsaude.com. [Último acceso: 25 Octubre 2020].
- [21] Arduino, «Arduino.cc, store,» arduino, 2021. [En línea]. Available: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-pro-mini>.
- [22] jecrespom, Aprendiendo Arduino, 2016.
- [23] IEEE, «IEEE Standard for Information technology – Telecommunications and information exchange between systems – Local and metropolitan area networks – Specific requirements Part 15.1,» IEEE Standard for Information technology, 2005. [En línea]. Available: ieeexplore.ieee.org. doi:10.1109/IEEETD.2005.96290. [Último acceso: 4 SEPTIEMBRE 2010].

- [24] M. S. M. P. Chaly²⁹, «TODOPICT», 17 Octubre 2016. [En línea]. Available: <https://www.todopic.com.ar/foros/index.php?topic=46899.0>.
- [25] A. U. S. O. J. A. Fernandes Ruiz, «Interfaz de usuario: diseño de la visualización de la información como medio para mejorar la gestión del conocimiento y los resultados obtenido por el usuario,» de *V Congreso ISKO*, 2016..
- [26] X. Ye, «ELECTRÓNICA DE XIAO,» 1 junio 2018. [En línea]. Available: <https://xiaoelectronica.wordpress.com/2018/06/01/labview/>.
- [27] J. L. D. B. y. D. Fernández, Estándares para el diseño de interfaz, , Universidad de Zaragoza, 2016.
- [28] N. Instrument, «<https://www.ni.com/esr/shop/labview.html>,» 2020. . [En línea]. [Último acceso: 2020].
- [29] I. Electronics, «Interlik Electronics,» FSR 402 Data Sheet, 26 Octubre 2010. [En línea]. Available: <https://www.trossenrobotics.com/productdocs/2010-10-26-DataSheet-FSR402-Layout2.pdf>. [Último acceso: 2020].
- [30] Latam, «Latam,» 2020. [En línea]. Available: [https://www.latam.com/vamos/es_un/articulos/lista-latam/mitos-verdades-linea-ecuador-quito/#:~:text=La%20gravedad%20es%20menor%20en,%2C78%20m%2Fs%C2%B2\)..](https://www.latam.com/vamos/es_un/articulos/lista-latam/mitos-verdades-linea-ecuador-quito/#:~:text=La%20gravedad%20es%20menor%20en,%2C78%20m%2Fs%C2%B2)..)
- [31] G. Á. R. R. P. G. Armando Satiel Chipule Pérez, DISEÑO DE UN FILTRO DIGITAL PASA BAJAS DE PRIMER Y SEGUNDO ORDEN A PARTIR DE CIRCUITO RC, Tecnológico Nacional de Mexico, 2016.

Anexos.

Anexo 1. Código Arduino para la comunicación inalámbrica

```
//Variables para almacenar datos analógicos
```

```
float S=0;
```

```
float S1=0;
```

```
float S2=0;
```

```
float S3=0;
```

```
float S4=0;
```

```
float S5=0;
```

```
//Variables para el filtro pasabajo.
```

```
float alpha=0.5; //ganancia
```

```
float a=S;
```

```
float b=S1;
```

```
float c=S2;
```

```
float d=S3;
```

```
float e=S4;
```

```
float f=S5;
```

```
//Variables para el almacenamiento de conversión a peso (Kg)
```

```
int Pesoa;
```

```
int Pesob;
```

```
int Pesoc;
```

```
int Pesod;
```

```
int Pesoe;
```

```
int Pesof;
```

```
//Variable para enviar por bluetooth
```

```
char x0;
```

```

char x1;
char x2;
char x3;
char x4;
char x5;
char x6; //modelo del pie.

void setup()
{
  Serial.begin (9600);
}

void loop() {
  //Conversion de lecturas en rangos de voltaje
  S = (float)analogRead(A0)*5/1023;
  S1 = (float)analogRead(A1)*5/1023;
  S2 = (float)analogRead(A2)*5/1023;
  S3 = (float)analogRead(A3)*5/1023;
  S4 = (float)analogRead(A4)*5/1023;
  S5 = (float)analogRead(A5)*5/1023;

  //Ecuacion del filtrado pasaBajo
  a = (alpha*S)+((1-alpha)*a);
  b = (alpha*S1)+((1-alpha)*b);
  c = (alpha*S2)+((1-alpha)*c);
  d = (alpha*S3)+((1-alpha)*d);
  e = (alpha*S4)+((1-alpha)*e);
  f = (alpha*S5)+((1-alpha)*f);

  //Conversión de lecturas a valores de presión. Ecuación obtenida por la linealidad y
  Pesoa = (0.8004*pow(a, 2)-1.2834*a+0.5358)*9.78/1;
  Pesob = 0.8004*pow(b, 2)-1.2834*b+0.5358*9.78/1;

```

```
Pesoc = 0.8004*pow(c, 2)-1.2834*c+0.5358*9.78/1;  
Pesod = 0.8004*pow(d, 2)-1.2834*d+0.5358*9.78/1;  
Pesoe = 0.8004*pow(e, 2)-1.2834*e+0.5358*9.78/1;  
Pesof = 0.8004*pow(f, 2)-1.2834*f+0.5358*9.78/1;
```

```
//Evaluación de datos a valores positivos.
```

```
if ( Pesoa < 1 )Pesoa=0;  
if ( Pesob < 1 )Pesob=0;  
if ( Pesoc < 1 )Pesoc=0;  
if ( Pesod < 1 )Pesod=0;  
if ( Pesoe < 1 )Pesoe=0;  
if ( Pesof < 1 )Pesof=0;
```

```
//conversión de int a CHAR
```

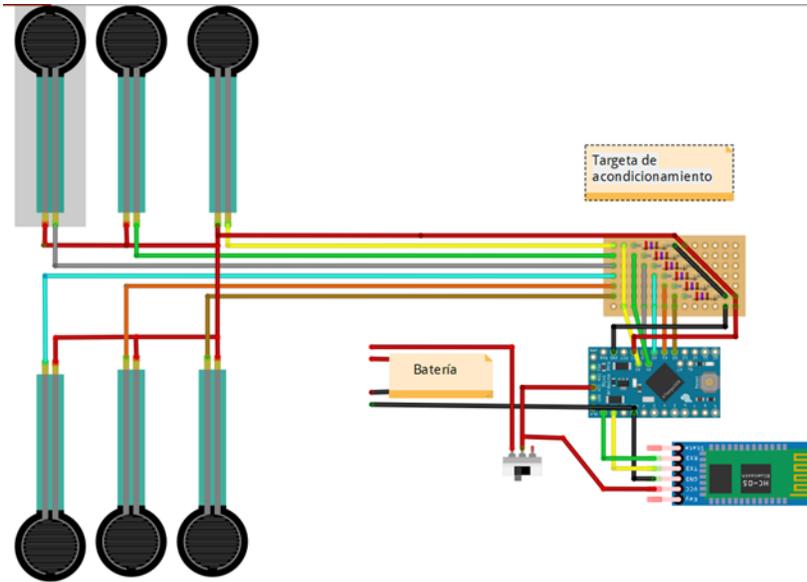
```
x0 = char(Pesoa);  
x1 = char(Pesob);  
x2 = char(Pesoc);  
x3 = char(Pesod);  
x4 = char(Pesoe);  
x5 = char(Pesof);
```

```
//Envio de datos por puerto Serial2
```

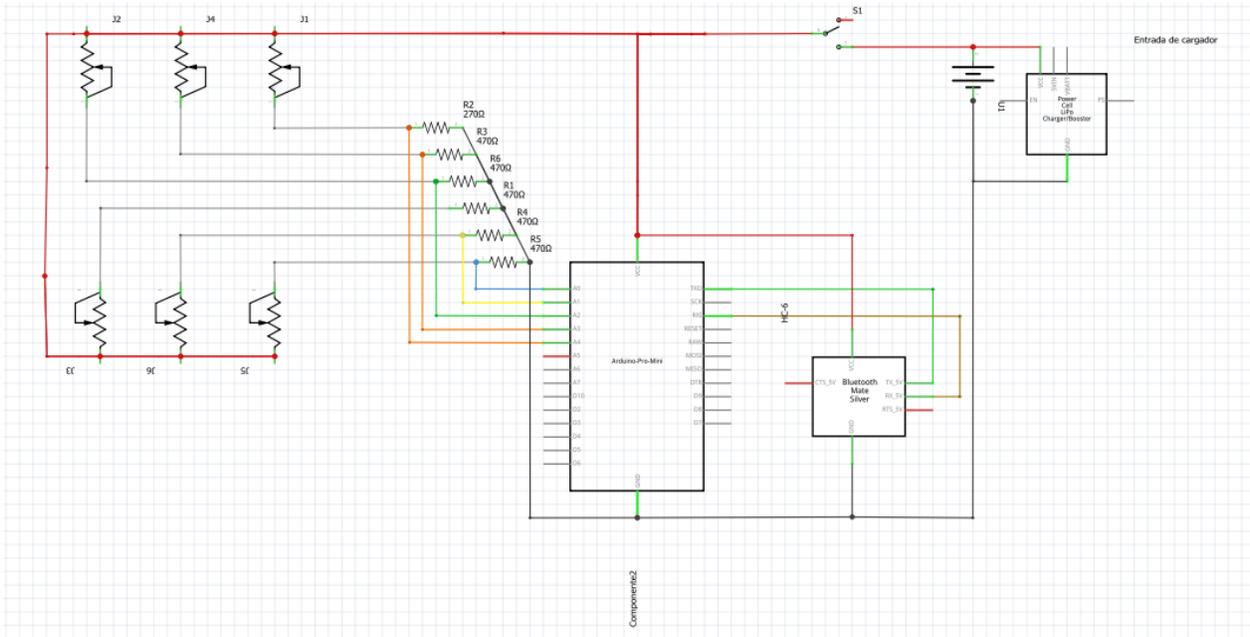
```
Serial.print(x0);  
Serial.print(x1);  
Serial.print(x2);  
Serial.print(x3);  
Serial.print(x4);  
Serial.print(x5);  
delay(400);
```

```
}
```

Anexo 2. Esquema electrónico del dispositivo de comunicación.



Anexo 3. Esquema de conexión



Anexo 5. Tabla datos de presiones en Pascales de la prueba de funcionamiento con potenciómetros de 1K Ω .

PrD:	C1M:	MM:	C5M:	MPE:	TALÓN	PrD:	C1M:	MM:	C5M:	MPE:	TALÓN
0	0	0	0	0	0	108	98	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	98	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	88	78	68	78	78	68
0	0	0	0	0	0	98	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	98	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	108	108	108	117	117	117
0	0	0	0	0	0	88	78	78	78	68	68
0	0	0	0	0	0	98	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	98	0	0	0	0	0
29	39	49	59	68	68	108	108	108	108	117	117
68	78	88	98	0	0	88	98	0	0	0	0
98	0	0	0	0	0	88	88	68	68	59	68
98	0	0	0	0	0	98	0	0	0	0	0
98	0	0	0	0	0	108	108	108	108	117	117
108	108	108	117	117	117	98	0	0	0	0	0
98	0	0	0	0	0	98	0	0	0	0	0
88	78	68	68	59	49	88	88	68	68	59	59
0	0	0	0	0	0	98	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	98	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	108	108	108	117	117	117
0	10	10	20	20	29	88	88	68	68	59	59
78	88	88	98	0	0	98	0	0	0	0	0
98	0	0	0	0	0	98	0	0	0	0	0
98	0	0	0	0	0	108	108	108	117	117	117
108	108	108	117	117	117	0	0	0	0	0	0
98	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
88	78	78	68	59	59	0	0	0	0	0	0

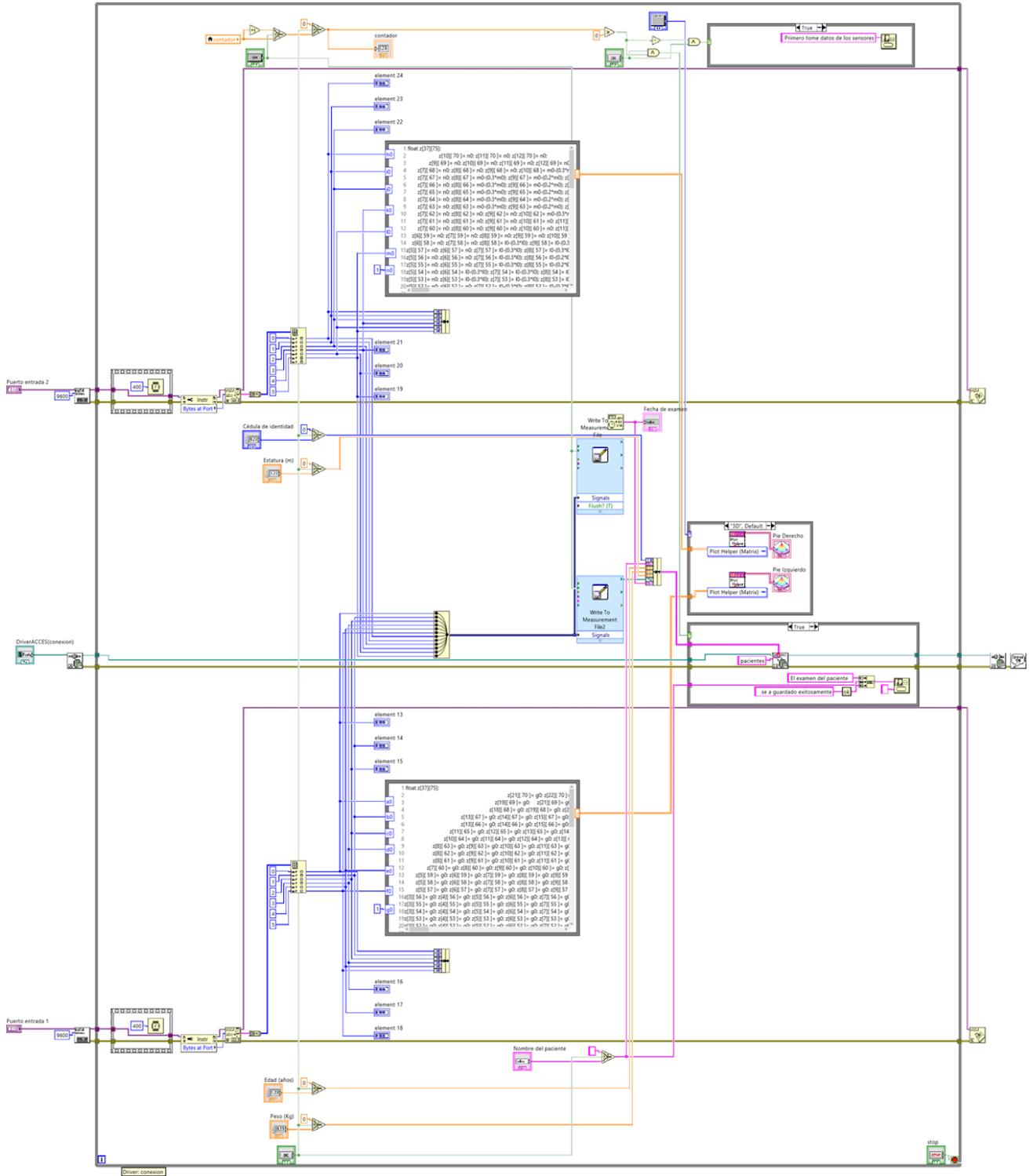
Anexo 6. Tabla datos en Pascales de la prueba de funcionamiento con potenciómetros de 100 KΩ.

PrD:	C1M:	MM:	C5M:	MPE:	TALÓN	PrD:	C1M:	MM:	C5M:	MPE:	TALÓN
29	39	0	10	49	10	29	49	0	10	49	20
29	68	0	10	49	29	29	78	0	10	49	39
29	78	0	10	49	39	29	78	0	10	59	59
29	78	0	10	78	59	29	88	0	10	88	68
29	88	0	10	98	0	68	29	88	0	10	108
68	29	88	0	10	108	29	88	0	10	117	68
88	0	10	127	68	29	29	88	0	10	127	68
68	29	88	20	10	127	29	108	29	10	127	68
117	29	10	127	68	29	49	127	39	10	127	68
68	98	0	0	0	0	127	39	20	127	68	108
39	29	127	68	117	127	117	127	39	59	127	68
127	68	117	127	68	98	127	68	117	127	88	108
117	127	108	117	127	68	117	127	117	117	127	68
117	127	127	127	127	68	117	127	127	127	127	78
117	127	127	127	127	98	117	127	127	127	127	117
117	127	127	127	127	127	117	127	127	127	127	127
117	127	127	127	127	127	117	127	127	127	127	127
117	127	127	127	127	127	117	127	127	127	127	127
117	127	127	127	127	127	117	127	127	127	127	127
108	127	127	127	127	127	108	127	127	127	127	127
108	127	127	127	127	127	108	117	117	127	127	127
108	108	98	0	0	0	127	127	127	108	98	0
78	127	127	127	108	78	108	68	49	127	127	127
127	127	108	59	29	127	108	49	20	127	127	127
20	127	127	127	108	49	108	39	10	127	127	127
108	39	10	88	127	88	127	117	108	39	10	108
10	78	127	78	108	39	108	39	10	59	127	59
127	49	108	39	10	49	117	39	10	39	127	39
127	39	117	39	0	10	117	39	0	0	127	39

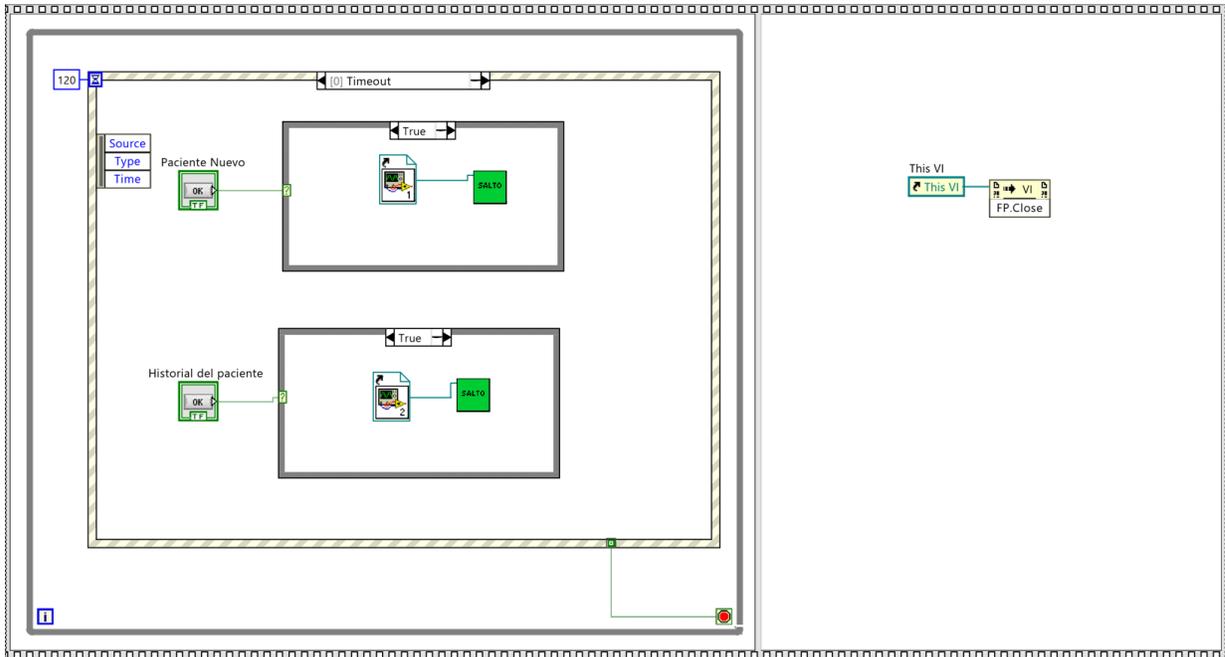
Anexo 7. Tabla de datos en Pascales de la prueba de funcionamiento el sensor de fuerza FSR 402.

PrD:	C1M:	MM:	C5M:	MPE:	TALÓN	PrD:	C1M:	MM:	C5M:	MPE:	TALÓN
20	0	0	0	10	29	10	20	0	29	0	10
39	0	29	0	29	0	29	39	49	49	0	29
49	29	0	0	49	0	49	39	59	59	29	49
49	39	59	0	49	0	49	39	59	59	39	49
49	39	0	0	49	0	49	39	59	59	39	49
0	39	68	0	0	0	0	49	59	59	39	49
0	49	0	0	0	0	0	49	59	59	49	59
20	49	20	0	10	0	10	59	59	59	49	59
20	59	29	0	29	0	29	68	0	0	59	59
0	59	0	0	0	0	0	68	68	68	59	59
29	68	59	0	10	0	10	78	78	78	68	59
20	68	0	20	29	0	29	78	78	78	68	59
0	78	68	0	10	0	10	68	68	68	78	39
10	78	0	49	0	0	0	59	59	59	78	29
20	68	20	0	20	0	20	29	29	29	68	20
10	59	0	59	10	0	10	20	0	0	59	10
20	49	29	0	20	0	20	39	0	0	49	20
10	20	0	59	10	0	10	39	0	39	20	10
29	10	59	0	20	0	20	39	0	0	10	20
39	20	0	39	39	0	39	39	0	0	20	39
59	0	68	0	49	0	49	49	0	0	0	49
68	10	0	20	68	0	68	49	0	0	0	0
68	0	20	0	78	0	78	59	0	0	0	0
0	0	0	49	20	0	20	68	0	0	0	0
0	0	0	0	0	0	0	68	0	0	0	0
0	0	0	59	0	0	0	78	0	0	0	0
0	20	29	0	0	0	0	78	0	0	0	49
0	0	0	59	0	0	0	68	0	0	0	59
0	59	0	0	0	0	0	59	0	0	0	59

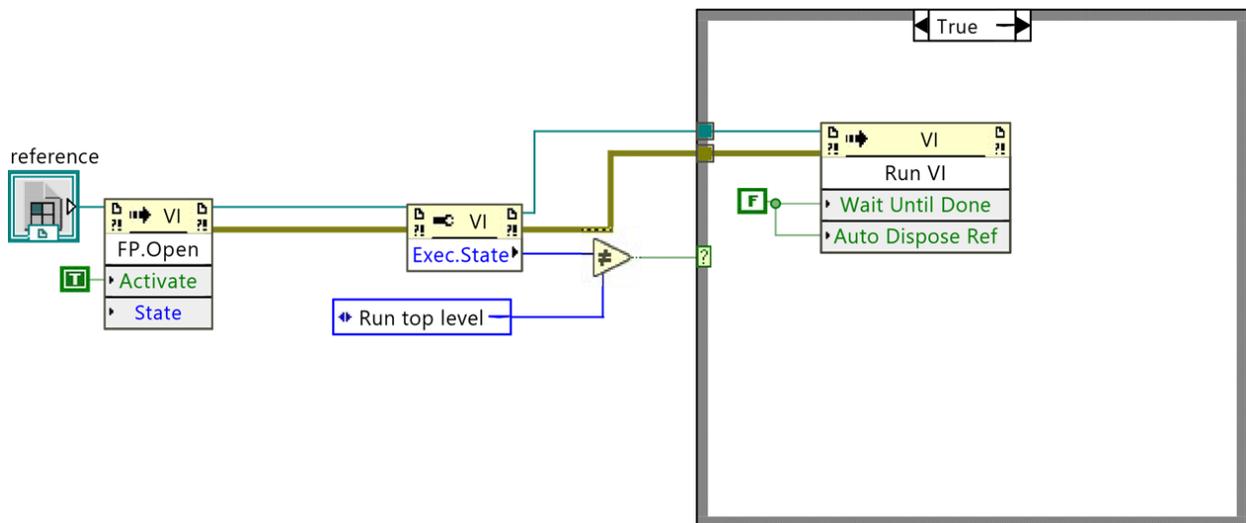
Anexo 8. Código gráfico de programación para el registro y examen baropodométrico.



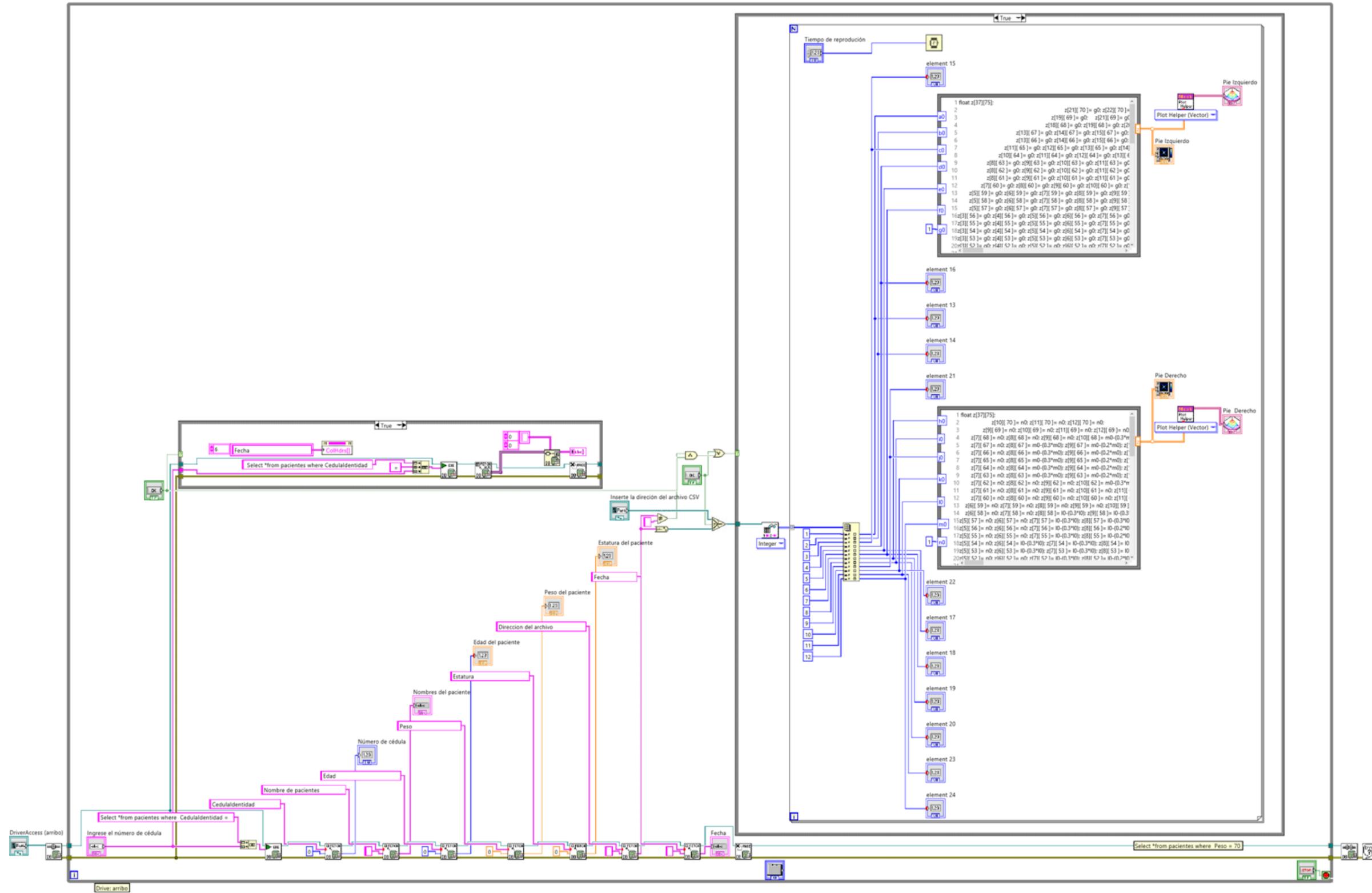
Anexo 9. Código gráfico de programación del menú de la pantalla principal.



Anexo 10. Código gráfico de programación para el enlace del menú con las ventanas de registro e historial del paciente.

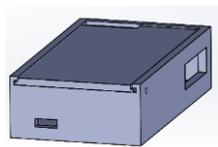


Anexo 11. código grafico de programación del gestor de base de datos para el historial de paciente.



Manual de usuario

Podotech



El presente manual detalla el procedimiento para el uso y funcionamiento del sistema baropodometrico para la lectura de las presiones plantares en la caminata, mediante el uso del bluetooth.

El procedimiento busca facilitar la manipulación correcta del dispositivo y optimizar su funcionamiento.

1. Vista general del dispositivo

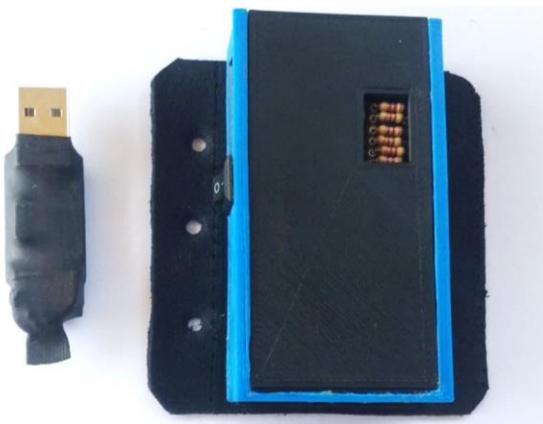


Imagen 1. Dispositivo para la adquisición y envío de datos de presiones plantares

2. Montaje y comunicación del sistema baropodométrico.

Primero es necesario colocar el dispositivo en el calzado haciendo uso de las agujetas como se muestra en la imagen 2.



Imagen 2 Montaje del dispositivo

Segundo, colocar el módulo bluetooth en el ordenador como se muestra en la imagen 3.



Imagen 3 Modulo Bluetooth conectado al ordenador

Tercero Ejecutar el programa MEC y abrir el programa el cual nos muestra la pantalla principal como se muestra en la imagen 4.



Imagen 4. Ventana principal

Cuarto, establecer la comunicación entre los módulos bluetooth activando los puertos de entrada en la parte de comunicación como se muestra en la imagen 5.

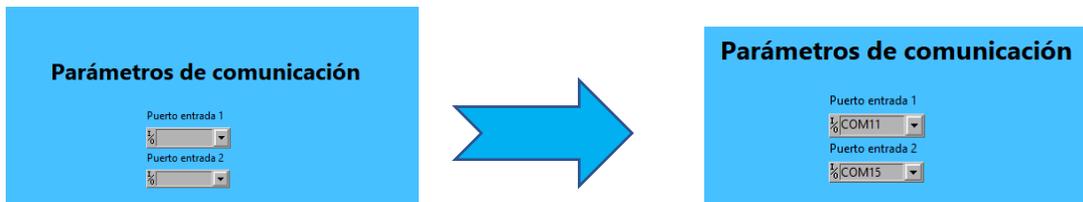


Imagen 5. activación de puertos de entrada para los módulos bluetooth

Quinto, encender el dispositivo de comunicación, accionar el suich de encendido, como se muestra en la imagen 6.

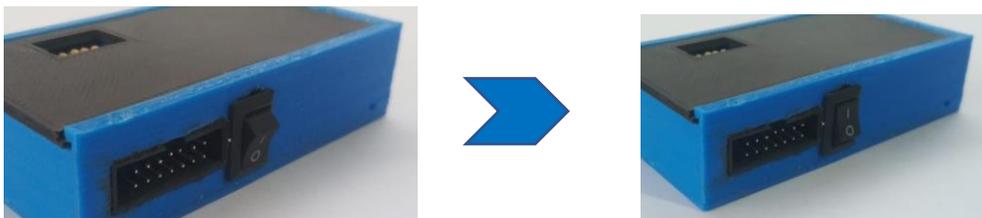


Imagen 6. Encendido del dispositivo

3. Manejo del software

Este software es amigable con el usuario tanto en colores como en funciones.

3.1. Para realizar un examen nuevo

Ya teniendo el dispositivo montado y la comunicación establecida procedemos en la pantalla principal a seleccionar la opción de “nuevo paciente”.

Posteriormente se llena los campos de; Nombres y apellidos, número de cédula, peso, estatura y edad, los cuales se muestran en la imagen 7. Después se debe seleccionar la opción lectura de presiones plantares y dirigirse a las pantallas de representación gráfica en 2D y 3D de las presiones plantares. Una vez ya culminada la lectura el operador debe seleccionar la opción de parar y automáticamente se genera el archivo en fotogramas.



Imagen 7. Opción para un nuevo examen.

3.2. Para revisar el historial del paciente

Para revisar el historial del paciente es necesario ir a la pantalla principal y seleccionar la opción “historial del paciente” Se abrirá una nueva ventana en el cual hay una opción de colocar el numero de cedula del paciente y se desplegará una tabla con todos los exámenes realizados a dicha persona. Posteriormente se selecciona y se copia la direccion del archivo del paciente y de pega y ejecuta en la opción archivo, como se muestra en la imagen 8. Posteriormente los fotogramas se mostrarán en las ventanas 2D y 3D.



Imagen 8. Opción para revisar el historial de pacientes

También hay una opción para aumentar o bajar la velocidad de reproducción de fotogramas como se muestra en la imagen 10.



Imagen 9. Regulación de la velocidad de los fotogramas

4. Carga

Como todo dispositivo tiene un tiempo de funcionamiento por la carga, e cual es de aproximadamente 2 horas continuas, posteriormente es recomendable recargar mediante un cable tipo C a USB como se muestra en la imagen 11.



Imagen 10. Carga del dispositivo

5. Entradas para sensores resistivos

Este dispositivo cuenta con 7 pares de pines, 6 para sensores resistivos y uno extra para alimentación, este sócalo trabaja con un bus de datos para facilitar la conexión con la plantilla baropodometrica. Véase en la imagen 12.

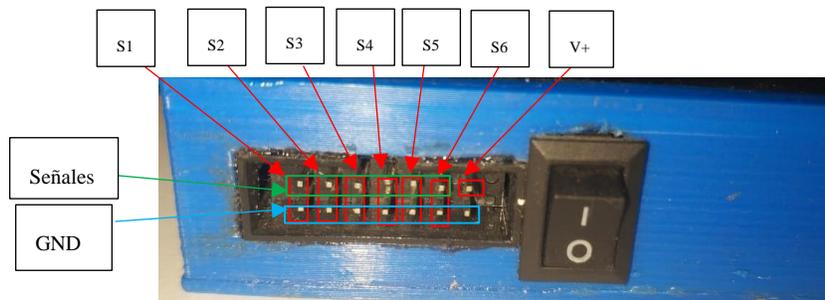


Imagen 11. Puertos de entrada para sensores piezoresistivos

6. Resistencias acondicionadoras para sensores piezoresistivos.

También cuenta con una tarjeta acondicionadora con resistencias que se pueden variar según la necesidad del operario. Se las puede remover con unas pinzas e incluso con la mano, esta se ubica en el área que señala la imagen 13.



Imagen 12. Resistencia del acondicionador

7. Para editar códigos.

Para la edición de códigos se debe conectar los cables en las áreas señaladas en la imagen 14, como es un “*Arduino mini*” esta necesita primero conectar al dispositivo al ordenador y luego ejecutar el programa de Arduino.

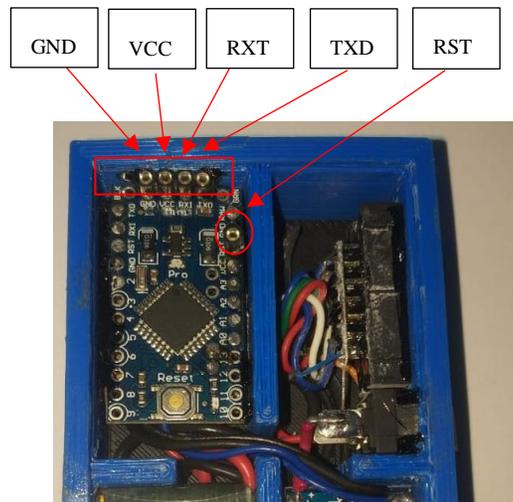


Imagen 13. Puertos de conexión para cargar nuevos programas

Anexo 13. Planos De la Carcasa

