



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

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

TEMA:

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA
BAROPODOMÉTRICO ELECTRONICO CON INTERFAZ GRÁFICA

AUTOR: Bryan Iván Terán Flores

DIRECTOR: Msc. Cosme Damián Mejía Echeverría

Ibarra-Ecuador

2019



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

BIBLIOTECA UNIVERSITARIA

AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN

A FAVOR DE LA UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

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

DATOS DE CONTACTO			
CÉDULA DE IDENTIDAD:	1003499785		
APELLIDOS Y NOMBRES:	Bryan Iván Terán Flores		
DIRECCIÓN:	Barrio "La Victoria" Ibarra		
EMAIL:	biteranf@utn.edu.ec		
TELÉFONO FIJO:	062-959336	TELÉFONO MÓVIL:	0990250281

DATOS DE LA OBRA	
TÍTULO:	DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA BAROPODOMÉTRICO ELECTRÓNICO CON INTERFAZ GRÁFICA
AUTOR:	Bryan Iván Terán Flores
FECHA:	16-05-2019
PROGRAMA:	PREGRADO
TITULO POR EL QUE OPTA:	Ingeniero en Mecatrónica
DIRECTOR:	Msc. Cosme Damián Mejía Echeverría

2. CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrollo sin violar derechos de autores 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 16 días del mes de mayo del 2019



Firma

Nombre: Bryan Iván Terán Flores

Cédula: 1003499785

DECLARACIÓN

Yo, **Bryan Iván Terán Flores**, declaro bajo juramento que el trabajo aquí escrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y, que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

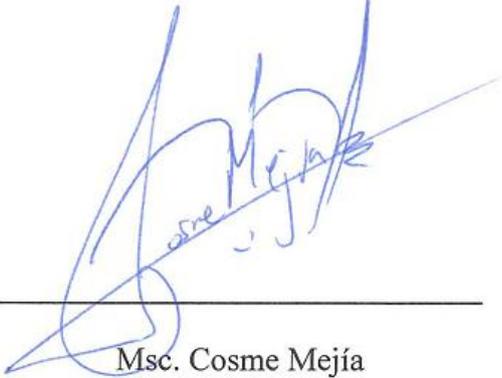


Nombre: Bryan Iván Terán Flores

Cédula: 1003499785

CERTIFICACIÓN

En calidad de tutor del presente Trabajo de Grado titulado: “DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN SISTEMA BAROPODOMÉTRICO ELECTRÓNICO CON INTERFAZ GRÁFICA”, certifico que fue desarrollado por el señor Terán Flores Bryan Iván, bajo mi supervisión.



Msc. Cosme Mejía

DIRECTOR DEL PROYECTO

AGRADECIMIENTO

Agradezco a mis padres María Flores e Iván Terán por darme la vida y ser un ejemplo y un modelo a seguir en mi formación como profesional y persona.

A mi esposa Anita Vallejos por brindarme todo su apoyo en este trayecto tan importante de mi vida y por su paciencia y constancia en los buenos y malos momentos y su perseverancia al no dejarme decaer.

A mi familia, mis tías y abuelita Ester Reyes, quienes siempre han estado presentes en todo momento de necesidad apoyándome incondicionalmente.

A mi tutor Msc.Cosme Mejía por darme su apoyo y confianza en la elaboración de este trabajo compartiendo sus conocimientos.

Bryan Terán.

DEDICATORIA

Dedico este trabajo y la obtención de mi título como Ingeniero Mecatrónico a mis padres por brindarme incondicionalmente su apoyo a lo largo de toda mi vida estudiantil y ahora profesional.

A mi esposa e hijo por ser mi fuente de inspiración y seguir adelante en los momentos más duros, por darme la fuerza y culminar una meta más en mi vida.

A mi familia que siempre ha estado pendiente de mí, especialmente a mi abuelita quien a su avanzada edad continúa apoyándome y ahora puedo darle la satisfacción de cumplir uno de sus sueños.

Bryan Terán.

RESUMEN

El presente documento consiste en el diseño y construcción de un sistema baropodométrico, mismo que se encuentra integrado con una interfaz gráfica para visualización y análisis. El desarrollo de este sistema tiene como fin, el realizar un análisis de las diferentes patologías que puede existir en el pie de una persona y a su vez contribuir como parte de un análisis de marcha de personas con discapacidad o sin ella.

Para el diseño del sistema baropodométrico se tomó en cuenta varias consideraciones como son: los puntos de mayor presión que ejerce una persona sobre la zona plantar, el peso promedio a nivel nacional de una persona, las tallas de calzado promedio más comunes.

Enfocándose en las mencionadas consideraciones, a través de una investigación se establece que sobre una plantilla de talla 40 se ubicarán 6 sensores Flexiforce modelos A301 y A502, debido a su espesor reducido y capacidad de soportar un peso aproximado de 72 kg. Mediante una tarjeta Arduino Mega2560 se realiza la programación de adquisición y envío de señales sobre la plataforma de la misma marca, dicha tarjeta fue seleccionada por su número de entradas analógicas disponible y facilidad para transmisión de datos vía Bluetooth.

La recepción de datos vía Bluetooth y el desarrollo de la interfaz gráfica fueron realizados mediante programación en el software LabVIEW.

La interfaz muestra al usuario cuales son los valores de peso ejercido sobre cada punto de presión y con una gráfica de intensidad como se desplazan estos a través del pie durante la marcha. Adicionalmente los valores tomados durante la medición son almacenados en una base de datos para revisiones posteriores de los mismos.

ABSTRACT

This document consists of the design and construction of a baropodometric system, which is integrated with a graphical interface for visualization and analysis. The purpose of this system is to analyze the different pathologies that may exist in a person's foot and, in turn, to contribute as part of a walking analysis of people with or without disabilities.

For the design of the baropodometric system, several considerations were taken, such as: the points of greatest pressure exerted by a person on the plantar area, the average national weight of a person, the most common average shoe sizes.

Focusing on the aforementioned considerations, through an investigation it is established that on a size 40 shoe insole, 6 Flexiforce sensors, models A301 and A502, will be located, due to their reduced thickness and capacity to support an approximate weight of 72 kg. By means of an Arduino Mega2560 card, the programming of acquisition and sending of signals on the platform of the same brand is carried out, said card was selected for its available number of analog inputs and ease for data transmission via Bluetooth.

The reception of data via Bluetooth and the development of the graphical interface were made through programming in LabVIEW software.

The interface shows to the user the weight values exerted on each pressure point and with a graph of intensity as they move through the foot during walking. Additionally, the values taken during the measurement are stored in a database for subsequent revisions of them.

INDICE DE CONTENIDO

INTRODUCCION	14
Descripción del problema	14
Objetivo General	15
Objetivos Específicos	15
Justificación	15
Alcance	16
Antecedentes	16
CAPITULO I	20
1. Fundamento Teórico	20
1.1. Estructura del pie	20
1.2. Distribución de fuerzas plantares	22
1.3. Baropodometría	23
1.4. Marcha humana	23
1.5. Datos estadísticos de peso y talla en la población ecuatoriana	24
1.6. Antropometría del pie	25
1.7. Sensores para medición de fuerzas	27
1.8. Acondicionamiento de señales analógicas	31
1.9. Hardware de adquisición de datos (DAQ)	33
1.10. Bluetooth	34
1.11. Software LabVIEW	36
CAPITULO II	38
2. Metodología	38
2.1. Diseño del sistema	38
2.2. Requerimientos del sistema a construirse	38
2.3. Diseño de la plantilla	38
2.4. Selección de sensores	39
2.4.1. Ubicación de los sensores en la plantilla	40
2.4.2. Sensores TEKSCAN Flexiforce	40
2.4.3. Conexión y cableado de sensores	42
2.5. Selección del Circuito Acondicionador	43
2.6. Adquisición y envío de señales	45
2.7. Programación en LabVIEW	48
2.8. Interfaz Gráfica	49

CAPITULO III	51
3. Resultados	51
3.1. Características del sistema	51
3.2. Pruebas de funcionamiento	52
CAPITULO IV	57
4. Conclusiones y Recomendaciones	57
4.1. Conclusiones	57
4.2. Recomendaciones	57
4.3. Bibliografía	58
4.4. Anexos	60
4.4.1. Anexo 1	60
4.4.2. Anexo 2	62
4.4.3. Anexo 3	64

INDICE DE FIGURAS

Figura 1: Podoscopio	17
Figura 2: Sistema FootScan	18
Figura 3: Podómetro MV7000.....	18
Figura 4: Sistema baropodométrico electrónico para niños	19
Figura 5: Mediciones tomadas mediante fotografía y el software BioGD	20
Figura 6: Estructura ósea del pie	21
Figura 7: Bóveda plantar	21
Figura 8: Distribución del peso corporal en la regiones funcionales del pie.....	22
Figura 9: Fases del ciclo de marcha.....	24
Figura 10: Medida longitudinal del pie en mujeres y hombres	26
Figura 11: Galga extensométrica metálica adhesiva	28
Figura 12: Sensor piezoresistivo Flexiforce	29
Figura 13: Dimensiones del sensor Flexiforce A301	30
Figura 14: Dimensiones del sensor FSR 402	31
Figura 15: Circuito Invertido con Amplificador Operacional (fuente dual).	32
Figura 16: Circuito No Invertido con Amplificador Operacional (una fuente).....	32
Figura 17: Circuito Divisor de Voltaje.....	33
Figura 18: Tarjeta electrónica Arduino Mega 2560.....	34
Figura 19: HC-05 FC-114	35
Figura 20: HC-06 FC-114	36
Figura 21: Ventana del Panel Frontal del software LabVIEW	37
Figura 22: Ubicación de sensores sobre la plantilla.....	40
Figura 23: Sensor Flexiforce A301	41
Figura 24: Sensor Flexiforce A502	41
Figura 25: Conexión de sensores con el cable FFC.	42
Figura 26: Gráfica de la función Voltaje-Peso del sensor A301.....	46
Figura 27: Gráfica de la función Voltaje-Peso del sensor A502.....	47
Figura 28: Bloque de recepción de señales.	48
Figura 29: Bloque de gráficas de intensidad.	49
Figura 30: Bloque de base de datos.	49
Figura 31: Interfaz Gráfica – Pantalla Principal.....	50
Figura 32: Interfaz Gráfica – Pantalla Secundaria.....	50
Figura 33: Plantillas de zapato donde se fijan los sensores.	51
Figura 34: Caja portadora de la tarjeta Arduino y el circuito de acondicionamiento.	52
Figura 35: Lecturas obtenidas con el individuo 1 en posición estática.....	53
Figura 36: Lecturas obtenidas con el individuo 2 en posición estática.....	54
Figura 37: Lecturas obtenidas con el individuo 3 en posición estática.....	55
Figura 38: Programación por bloques realizada en LabVIEW.....	63
Figura 39: Esquema eléctrico de los sensores en las plantillas.	64
Figura 40: Esquema eléctrico de la tarjeta Arduino y el divisor de voltaje.....	65
Figura 41: Diagrama PCB del circuito divisor de voltaje.	65

INDICE DE TABLAS

Tabla 1: Promedios de peso y talla en adolescentes (de 12 a 19 años) y adultos (>19 años) .	25
Tabla 2: Tabla de tallas para calzado.	27
Tabla 3: Tabla de características Arduino Mega 2560.....	34
Tabla 4. Comparación de los sensores disponibles en base a sus características.....	39
Tabla 5. Características típicas de rendimiento de los sensores Flexiforce	42
Tabla 6. Ventajas y desventajas de los tipos de circuito acondicionador.....	43
Tabla 7. Valores de voltaje obtenidos del sensor A301 según el peso aplicado.	45
Tabla 8. Valores de voltaje obtenidos del sensor A502 según el peso aplicado.	46
Tabla 9. Valores del peso teórico y el obtenido en los puntos de presión, individuo 1.	53
Tabla 10. Valores del peso teórico y el obtenido en los puntos de presión, individuo 2.	54
Tabla 11. Valores del peso teórico y el obtenido en los puntos de presión, individuo 3.	55

INTRODUCCION

Descripción del problema

La baropodometría aborda el estudio de las presiones generadas entre la planta del pie y el piso y el objeto de los estudios se ha diversificado, siendo tanto estático como dinámico. La podometría, es la técnica que tiene como objetivo medir las presiones que se aplican sobre la planta del pie o sobre una región específica de la misma, los podómetros tradicionales realizan análisis cualitativo, basándose en la experiencia y habilidades del médico que los usa, lo que genera errores en cualquiera de los procedimientos clínicos citados con anterioridad. [1].

Dentro de la Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas, en la carrera de Ingeniería Mecatrónica, se encuentran realizando investigaciones de Biotecnología y desarrollando varios modelos de prótesis de extremidades inferiores y superiores y como parte de éstas investigaciones se ve que existe la necesidad de adquirir los datos correspondientes a las presiones generadas en la planta del pie, mismas que intervienen en la cinemática y dinámica de las extremidades al realizar la marcha, dichos datos son utilizados para realizar un análisis de marcha de una persona y de las diferentes patologías en el pie.

Con el fin de determinar cuáles son los puntos de mayor concentración de presión de la persona. Se realizará un sistema baropodométrico electrónico con interfaz gráfica, contribuyendo como parte fundamental para un posterior laboratorio de marcha dentro de la Universidad Técnica del Norte.

Objetivo General

Construir un sistema baropodométrico electrónico con interfaz gráfica, para obtener datos de presión que aporten al análisis de marcha y de patologías en el pie de una persona.

Objetivos Específicos

- Establecer los sensores que se utilizarán y su ubicación en la plantilla.
- Diseñar la plantilla sensorica que tomará los datos de presión.
- Construir el sistema baropodométrico electrónico con interfaz gráfica.
- Validar el funcionamiento del sistema

Justificación

En la actualidad, en nuestro país no existe un sistema baropodométrico que el individuo lo pueda usar mientras camina para hacer un análisis de su marcha. Es por esto que se ha visto la necesidad de diseñar y construir este sistema, y así, poder identificar con precisión cuales son los puntos de mayor presión en la zona plantar cuando el individuo se encuentra parado o en marcha.

El sistema dará un gran aporte tecnológico ya que dichas presiones serán usadas para realizar un análisis de las diferentes patologías que puede existir en el pie de una persona y a su vez contribuir como parte de un análisis de marcha de personas con discapacidad o sin ella.

Este trabajo será posteriormente el pilar fundamental de un laboratorio de marcha dentro de la Universidad Técnica del Norte, donde se evaluarían las personas con prótesis realizadas dentro de la misma.

Otro factor importante, es que en el Ecuador al igual que en otros países, al no disponer de este sistema, se realizan importaciones de sistemas podométricos cuyo valor es elevado, por lo que también se pretende reducir los costos de fabricación.

Alcance

El sistema que se desea realizar mostrará la gráfica de presiones de la zona plantar, resaltando las áreas donde se encuentren las presiones mayores y a su vez los valores correspondientes a las mismas.

Se construirá un modelo de plantilla para la toma de datos, al igual que se determinará el tipo de sensores, ambos de acuerdo al mayor porcentaje de talla y peso de la población ecuatoriana.

Además, el modelo será acoplable al pie de la persona de manera cómoda con el fin de que esto no interfiera en el individuo cuando se le realice el análisis de marcha.

El presente trabajo se concentrará en realizar el sistema baropodométrico electrónico y el diseño de la interfaz gráfica.

Antecedentes

Un podómetro es el encargado de medir las fuerzas que están reaccionando con el pie cuando este está en contacto con el suelo, con el fin de analizar las presiones a las que está sometido y como se distribuyen. [2]

Existen podómetros cualitativos, con los que se hacen mediciones de manera artesanal o mecánica, son los más comunes y económicos del mercado sin embargo los resultados que aportan no son precisos. [3]

Entre los podómetros cualitativos se encuentran: el podoscopio, impresión de tinta sobre papel, impresiones sobre yeso. Todos estos equipos nos entregan resultados visuales que deben ser medidos y analizados por un especialista y en los que puede haber variación de diagnóstico a diagnóstico y de especialista a especialista.



Figura 1: Podoscopio

Fuente: [4]

Desde 1990, en países desarrollados, hay fabricantes que producen sistemas baropodométricos electrónicos que dan soluciones efectivas en la adquisición de presiones plantares de manera estática o dinámica, haciendo uso de la tecnología y utilizando plantillas o plataformas. [5]

Los podómetros cuantitativos destacan sobre los cualitativos, ya que estos primeros aplican sistemas electrónicos y las diferentes tecnologías que usan, dan resultados que se pueden almacenar y pueden ser repetidos o mostrados en cualquier momento requerido.

En la actualidad, internacionalmente hay varias marcas de sistemas baropodométricos que se comercializan como son EMED, TEKSCAN, FootScan. Estos dispositivos hacen uso de alta tecnología por lo cual sus precios de venta son elevados y solamente se pueden adquirir bajo pedido.



Figura 2: Sistema FootScan

Fuente: [4]

Por estas razones en Sudamérica se siguen realizando investigaciones para crear nuevos sistemas baropodométricos electrónicos. En nuestro país, en el 2014 se realizaron investigaciones para la creación de prototipos y actualmente existe un sistema estático para el análisis de presiones plantares basado en procesamiento de imágenes llamado “Podómetro MV7000” y un sistema baropodométrico electrónico para identificar patologías en niños.



Figura 3: Podómetro MV7000

Fuente: [3]



Figura 4: Sistema baropodométrico electrónico para niños

Fuente: [2]

CAPITULO I

1. Fundamento Teórico

1.1. Estructura del pie

El pie es una estructura perfectamente diseñada con un complejo y elevado componente de fuerza, flexibilidad y movimiento coordinado. Transmite las tensiones por todo el cuerpo cuando se camina, corre y salta. El pie en su conjunto es la zona anatómica que más ha debido evolucionar para la adquisición de la locomoción bípeda humana. [6]

Su vascularización y su inervación le permiten un papel fisiológico importante, y su estructura osteomuscular posibilita su adaptación a cualquier situación de equilibrio, sea estática o dinámica. Este es un órgano funcional dinámico. [7]

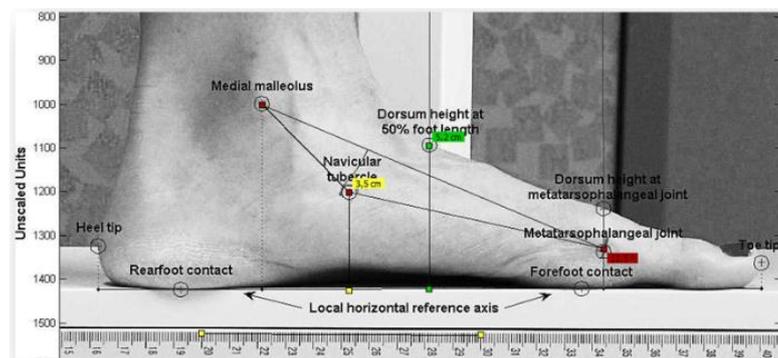


Figura 5: Mediciones tomadas mediante fotografía y el software BioGD

Fuente: [8]

Su estructura ósea está compuesta por 27 huesos formando 3 grupos que son: el tarso, el metatarso y las falanges.

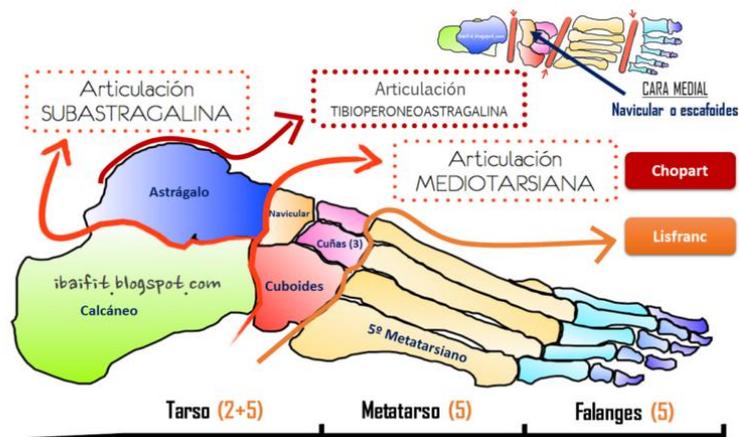


Figura 6: Estructura ósea del pie

Fuente: [8]

Existen tres puntos de apoyo de la carga corporal entre el tarso y el metatarso, estos puntos dan forma a la bóveda plantar, la cual está sostenida por: el arco interno (CA), el arco externo(BC), y el arco anterior (AB). [2]

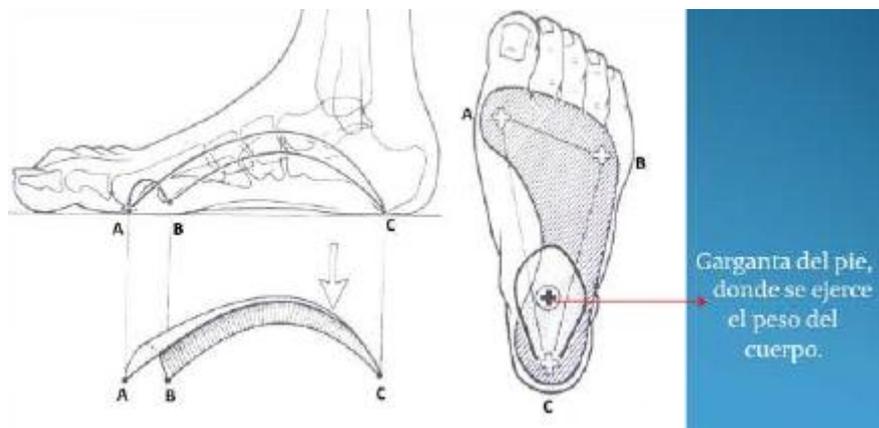


Figura 7: Bóveda plantar

Fuente: [9]

El peso corporal se ubica en el centro de la bóveda plantar y a partir de ese punto se reparte el peso a través de los arcos. La transferencia del peso se hace a través de los huesos que conforman los arcos. [10]

1.2. Distribución de fuerzas plantares

Cuando la persona se encuentra de pie en reposo, el peso del cuerpo es distribuido equitativamente a cada extremidad, teniendo así 50% en cada pie. Esta carga recae sobre el centro de la bóveda plantar donde se ubica el hueso astrágalo quien se encarga de distribuir la fuerza hacia los puntos de apoyo ubicados en el metatarso y talón a través de los arcos.

Analizando la biomecánica del pie estático para determinar cuál es la distribución del peso en los puntos de apoyo, existen varias teorías que la mayoría concluyen en que la presión soportada por el talón es mayor que la soportada por el resto del pie. En los dedos del pie el apoyo es muy débil aunque en el dedo gordo presentan valores mayores por lo que algunos autores mencionan que este dedo representa un gran punto de apoyo estático. [11]

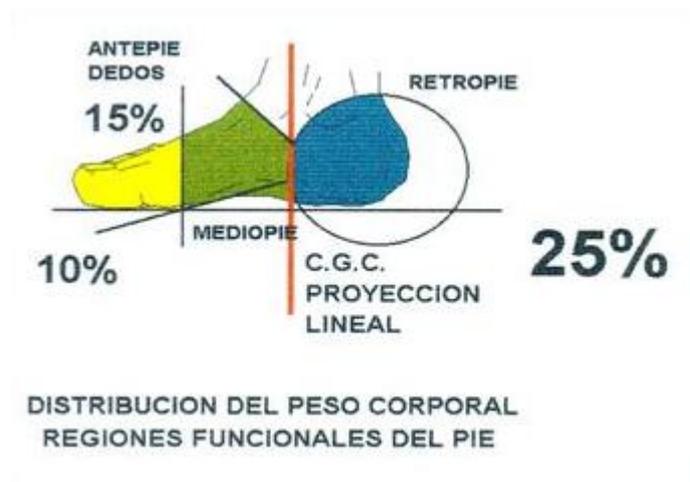


Figura 8: Distribución del peso corporal en la regiones funcionales del pie

Fuente: [12]

1.3. Baropodometría

La baropodometría es el registro y análisis de las presiones plantares con el objetivo de dar apoyo en aspectos anatómicos, biomecánicos y funcionales del pie. Por medio de este método se puede saber la morfología del pie y las afecciones que conllevan a una mala postura.

De acuerdo con expertos en medicina física y rehabilitación del instituto mexicano del seguro social (IMSS) poco más del 80 por ciento de la consulta en esta especialidad, se relaciona con defectos de postura. Defectos que derivan en complicaciones como hernias de disco, operaciones de columna cervical o lumbar y problemas de rodillas, ya que una mala pisada lleva a una descarga inadecuada de peso, lo que deriva en un desgaste de rodillas o caderas. [13]

Debido a que la mayoría de patologías relacionadas con la postura terminan en afecciones a la columna, es necesaria la información correspondiente para poder establecer estrategias en la prevención de patologías musculo-esqueléticas en las extremidades inferiores, tratamiento para enfermedades articulares degenerativas y una correcta orientación hacia el uso adecuado del calzado. [14]

1.4. Marcha humana

La marcha humana es una actividad de locomoción aprendida en la que una persona mueve sus extremidades inferiores alternadamente apoyándose bipodalmente o unipodalmente sobre el suelo continuamente.

“El ciclo de marcha normal inicia con el contacto del talón con la superficie del suelo y termina con el siguiente contacto del mismo talón” [15].

Durante un ciclo de marcha completo cada extremidad pasa por dos fases:

- Fase de apoyo: el pie se encuentra en contacto con el suelo, 60% del ciclo.
- Fase de oscilación: el pie se encuentra suspendido en el aire, 40% del ciclo.

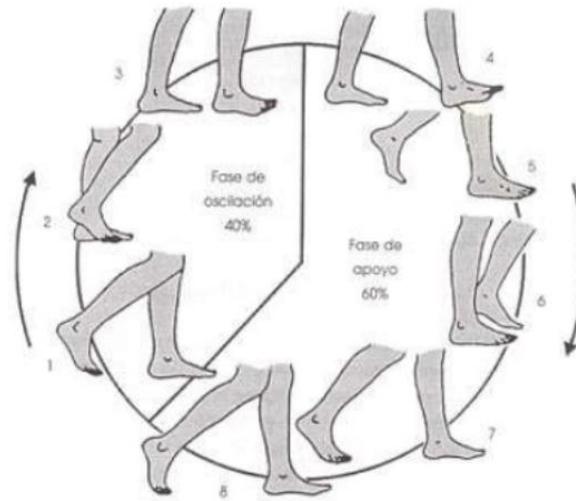


Figura 9: Fases del ciclo de marcha

Fuente: [16]

Es de gran importancia para esta investigación tomar en cuenta los porcentajes de apoyo del cuerpo durante el ciclo de marcha ya que el sistema baropodométrico planteado no es estático.

1.5. Datos estadísticos de peso y talla en la población ecuatoriana

El Ministerio de Salud del Ecuador (MSP) y el Instituto Nacional de Estadística y Censos (INEC), realizaron una encuesta nacional desde el 2011 hasta el 2013 para recolectar evidencia científica actualizada sobre la situación de salud de los ecuatorianos. La encuesta denominada “Encuesta de Salud y Nutrición ENSANUT-ECU”, ofrece medidas antropométricas por edad, sexo y estado fisiológico de cierto número de habitantes de la población ecuatoriana, datos que son de vital importancia para el diseño del sistema baropodométrico a realizarse.

Tabla 1: Promedios de peso y talla en adolescentes (de 12 a 19 años) y adultos (>19 años)

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

Fuente: [17]

De la *tabla 1* tenemos que el peso promedio de mayor valor es de 71,9 kg, este valor será un requisito mínimo para la carga que deben soportar los sensores con el fin de garantizar la lectura de cargas inferiores a esta, abarcando así una mayor población.

1.6. Antropometría del pie

La antropometría es el estudio cuantitativo de las características físicas del hombre. Para cada población existen diferentes medidas antropométricas, lo que conlleva a que sea indispensable tener estas medidas para la población que será objeto de estudio. [18]

En nuestro país, se han realizado varios estudios de las medidas antropométricas dirigidas a varios tipos de persona, ya sea por región, edad o profesión. Sin embargo,

las evaluaciones de las medidas antropométricas del pie a toda la población en general son escasas por lo que se ha seleccionado la información más relevante para la investigación.

Una investigación fue realizada por expertos de Brasil con la colaboración de la cámara de calzado de Tungurahua, el Ministerio Coordinado de la Producción, el Instituto Valenciano de calzado y la empresa privada PLASTICAUCHO con el fin de crear el perfil antropométrico del pie ecuatoriano. Esta investigación fue realizada desde el 2011 hasta el 2013 en 10 ciudades del Ecuador, con un total de 741 personas, entre hombres y mujeres de 18 a 59 años obteniendo como resultado que la media de la medida de la mujer es 36 y del hombre es 40. [19]



Figura 10: Medida longitudinal del pie en mujeres y hombres

Fuente: [19]

Otra investigación relevante fue realizada en la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, con la cual obtuvieron el perfil antropométrico en 153 aspirantes de la escuela de formación de soldados del ejército, cuyas edades se encuentran entre los 19 y los 24 años. Dentro de las mediciones recolectadas se encuentra la longitud del pie la cual tiene una medida media de 25,4 cm. [20]

Realizando la conversión de esta medida al estándar europeo utilizando la tabla de conversión proporcionada por la marca internacional de venta de calzado Reebok, en su página web, obtenemos que equivale a una talla 40, véase la *tabla 2*.

Tabla 2: Tabla de tallas para calzado.

EUR	CM	UK	USA Hombre
34	22.5 cm	2.5	3.5
34.5	23 cm	3	4
35	23.3 cm	3.5	4.5
36	23.5 cm	4	5
36.5	23.6 cm	4.5	5.5
37.5	24 cm	5	6
38.5	24.5 cm	5.5	6.5
39	25 cm	6	7
40	25.5 cm	6.5	7.5
40.5	26 cm	7	8
41	26.5 cm	7.5	8.5
42	27 cm	8	9
42.5	27.5 cm	8.5	9.5
43	28 cm	9	10
44	28.5 cm	9.5	10.5
44.5	29 cm	10	11
45	29.5 cm	10.5	11.5
45.5	30 cm	11	12
46	30.5 cm	11.5	12.5
47	31 cm	12	13
48	31.5 cm	12.5	13.5
48.5	32 cm	13	14
49	32.5 cm	13.5	14.5
50	33 cm	14	15

Fuente: [21]

1.7. Sensores para medición de fuerzas

Para la medición de las presiones que ocurren en el pie, por acción del peso corporal, es necesario la instalación de sensores que midan esta carga o fuerza antes mencionada.

Sensor piezoeléctrico

Los sensores piezoeléctricos consisten medir la aplicación de una fuerza por medio de dos discos de cristal con un electrodo ubicado entre ellos. Al aplicarse la fuerza, se envía una carga eléctrica que se mide con un amplificador de carga. La fuerza ejercida será igual a la carga eléctrica.

Estos sensores tienen una aproximación estimada de 1 N/min., debido a esto se debe tener en cuenta cuando la medición entra en funcionamiento.

“Lo que los hace especialmente desfavorables en aplicaciones de medición de fuerzas pequeñas durante largos periodos de tiempo” [22].

Celda de carga

Una celda de carga está compuesta por una matriz de galgas extensiométricas con las que entregan señales eléctricas según la deformación de su componente elástico.

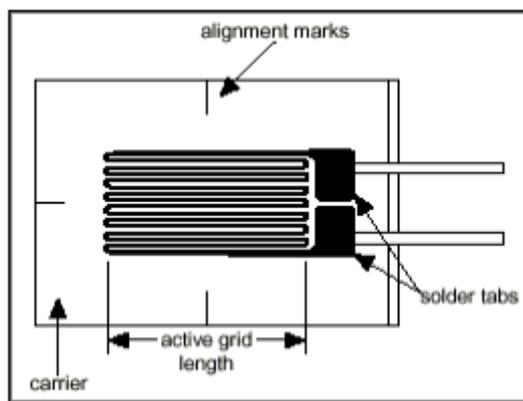


Figura 11: Galga extensométrica metálica adhesiva

Fuente: [23]

Son apropiadas para trabajos en los que requiera monitorización a largo plazo y fuerzas de mayor intensidad, además existen modelos en los que el error de lectura es despreciable.

Sensor piezoresistivo

Un sensor piezoresistivo es un dispositivo que consiste en disminuir su resistencia de acuerdo a como sea flexionado por efecto de una fuerza o acción mecánica. Su variación es en términos de conductancia vs. fuerza bajo una carga

aplicada. Si no existe carga alguna la resistencia aumenta hasta Megaohms, en teoría un circuito abierto. [24]

La aplicación de estos sensores es bastante amplia cuando se trata de medición de tensión mecánica. Comúnmente están fabricados con un material de circuito flexible haciendo que estos sean delgados, ligeros y flexibles.



Figura 12: Sensor piezoresistivo Flexiforce

Fuente: [24]

Los sensores disponibles en el mercado que van de acuerdo a la investigación son los que se presenta a continuación.

Sensores TEKSCAN

Los modelos Flexiforce de la marca TEKSCAN tienen las siguientes características:

- Pueden soportar una carga estándar de 445N (0 - 100lb), se puede aumentar la lectura máxima hasta 1000lb modificando el circuito acondicionador.
- Bajo consumo de corriente
- Espesor de 0,203 mm
- Histéresis de 4,5%
- Tiempo de respuesta inferior a 5 μ s

- Precio por unidad: \$25 más costo de envío

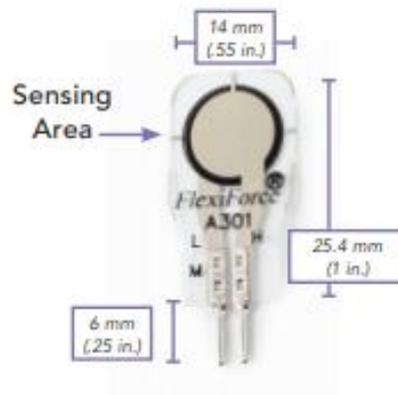


Figura 13: Dimensiones del sensor Flexiforce A301

Fuente: [25]

Sensores InterLink

Los modelos FSR de la marca InterLink tienen las siguientes características:

- Pueden soportar cargas desde 0 a 100 N (0 – 20lb)
- Consumo de corriente aproximado de 1mA dependiendo de las resistencias del circuito acondicionador
- Espesor de 0,46 mm
- Histéresis de 10%
- Tiempo de respuesta inferior a 3 μ s
- Precio por unidad: \$10 más costo de envío

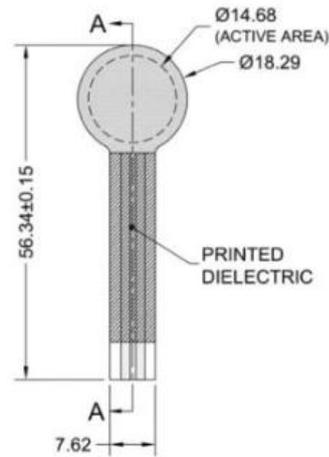


Figura 14: Dimensiones del sensor FSR 402

Fuente: [26]

1.8. Acondicionamiento de señales analógicas

Un acondicionador de señales es un equipo que convierte una señal de difícil lectura, mediante un circuito electrónico convencional, en una señal que se puede leer más fácilmente.

Existen varios métodos que pueden emplearse para ajustar la sensibilidad, para aumentar o disminuir la fuerza máxima que se puede medir en el rango dinámico de escala completa y mejorar la relación señal-ruido.

A continuación, se presentan tres circuitos recomendados por la marca TEKSCAN para operar con sensores piezoresistivos.

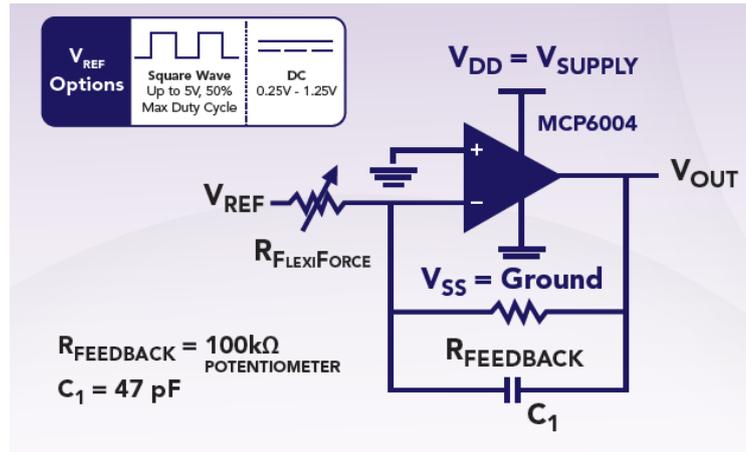


Figura 15: Circuito Invertido con Amplificador Operacional (fuente dual).

Fuente: [27]

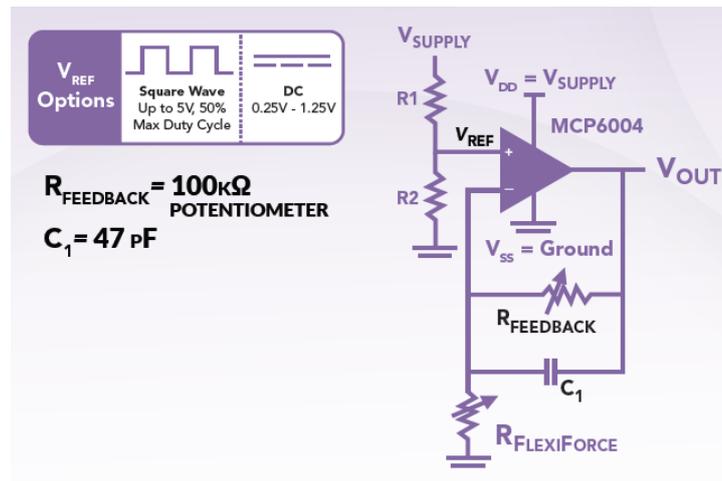


Figura 16: Circuito No Invertido con Amplificador Operacional (una fuente).

Fuente: [27]

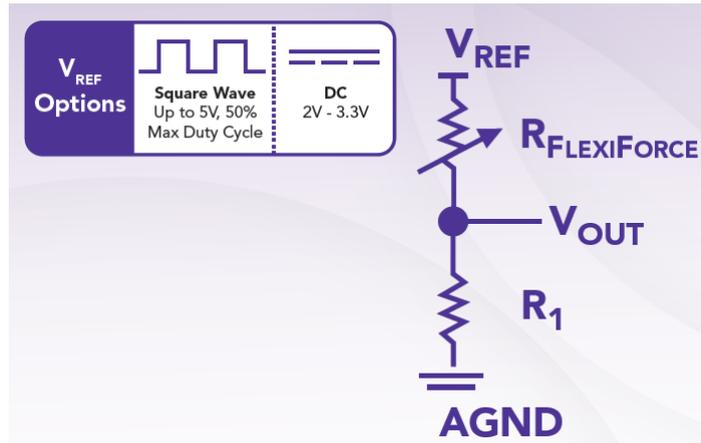


Figura 17: Circuito Divisor de Voltaje.

Fuente: [27]

1.9. Hardware de adquisición de datos (DAQ)

La adquisición de datos consiste en la obtención de variables físicas como corriente, voltaje, temperatura, etc. El hardware de adquisición de datos tiene la función de digitalizar las señales analógicas receptadas de los sensores para ser usadas como variables dentro del software integrado en la PC [23].

El hardware DAQ debe cumplir con ciertos factores para el diseño del prototipo como son: un número de entradas analógicas superior a 8 para una mejor resolución del área de sensado, comunicación serial, compatibilidad con el software LabVIEW.

La marca disponible en el mercado que cumple con las características requeridas y a un bajo costo, es Arduino. Esta marca cuenta con varios modelos de tarjetas DAQ de las cuales solamente el modelo Mega 2560 cumple con el número requerido de entradas analógicas.



Figura 18. Tarjeta electrónica Arduino Mega 2560

Fuente: [28]

Tabla 3: Tabla de características Arduino Mega 2560

Microcontrolador	ATmega2560
Voltaje de operación	5V
Entrada de voltaje (recomendada)	7-12V
Entrada de voltaje (límite)	6-20V
Pines Digitales I/O	54
Pines de Entradas Analógicas	16
Corriente DC por pin I/O	20mA
Corriente DC por pin 3,3V	50mA

Fuente: [28]

1.10. Bluetooth

“Existen varios tipos de sistemas de transmisión inalámbrica de datos que permiten que las señales de datos sean enviadas y recibidas por otras unidades rápidamente” [29].

[30] menciona que “Bluetooth es una especificación industrial para Redes Inalámbricas de Área Personal (WPAN) 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”.

Arduino posee varios módulos de conexión inalámbrica, específicamente para esta investigación los módulos Bluetooth descritos a continuación.

Módulo HC-05 FC-114

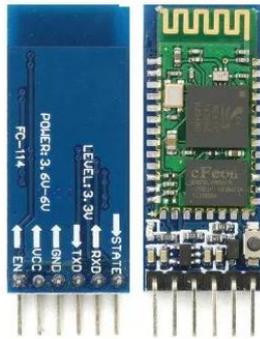


Figura 19. HC-05 FC-114

Fuente: [30]

Características:

- Voltaje de alimentación: 3.6 V a 6 V
- Dimensiones totales: 1.7 cm x 4 cm aprox.
- Consumo de corriente: 50 mA
- Alcance 5 m a 10 m
- Especificación bluetooth v2.0 + EDR (Enhanced Data Rate)
- Puede configurarse como maestro o esclavo
- Módulo montado en tarjeta con regulador de voltaje y 6 pines suministrando acceso a VCC, GND, TXD, RXD, KEY y status LED (STATE)

Módulo HC-06 FC-114

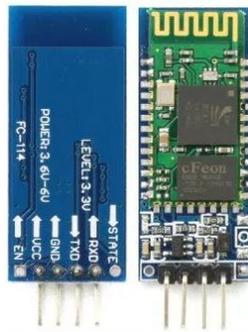


Figura 20. HC-06 FC-114

Fuente: [30]

Características:

- Voltaje de alimentación: 3.6 V a 6 V
- Dimensiones totales: 1.7 cm x 4 cm aprox.
- Consumo de corriente: 30 a 40 mA
- Alcance 5 m a 10 m
- Especificación bluetooth v2.0 + EDR (Enhanced Data Rate)
- Puede configurarse solo como esclavo
- Módulo montado en tarjeta con regulador de voltaje y 4 pines suministrando acceso a VCC, GND, TXD, y RXD

1.11. Software LabVIEW

LabVIEW es un software de ingeniería que ofrece un enfoque de programación gráfica y 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. [23]

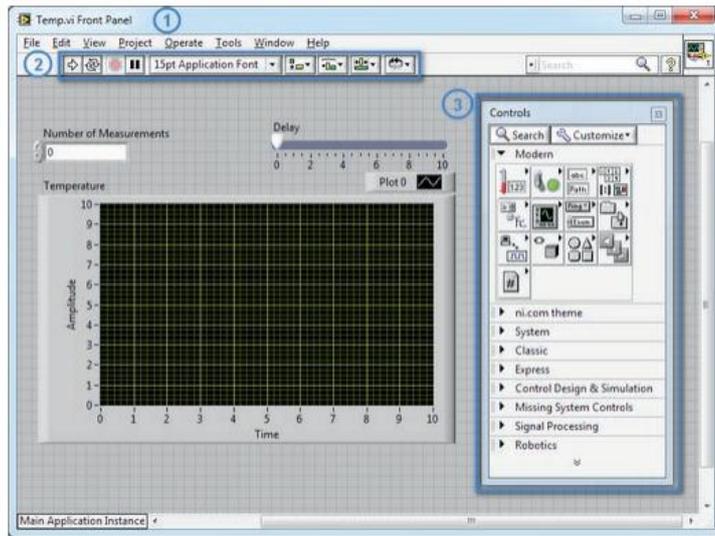


Figura 21. Ventana del Panel Frontal del software LabVIEW

Fuente: [31]

CAPITULO II

2. Metodología

2.1. Diseño del sistema

El sistema que se va a construir estará compuesto por una plantilla donde por medio de sensores se medirá las fuerzas a las que está sometido el pie durante la marcha, dichos sensores estarán ubicados en la plantilla de acuerdo a los puntos de presión principales. Con el uso de un software de ingeniería se visualizará los valores de fuerza que se producen y una gráfica de intensidad de la zona plantar.

2.2. Requerimientos del sistema a construirse

- Dos plantillas flexibles de talla 40.
- 12 sensores (6 por plantilla) flexibles de dimensiones reducidas que soporten una carga de 72 kg.
- Acondicionamiento de sensores para mayor rango de lectura.
- Un hardware de adquisición de datos DAQ, que admita 12 entradas analógicas y comunicación serial para envío de datos.
- Software para el diseño de una interfaz gráfica que será mostrada en una PC.

2.3. Diseño de la plantilla

De acuerdo al estudio realizado en la sección **1.6. Antropometría**, se obtiene que, en una muestra de 741 personas a nivel nacional, entre hombres y mujeres de 18 a 59 años la media de la medida de la mujer es 36 y del hombre es 40. Adicional a esto, dentro del perfil antropométrico de 153 aspirantes de la escuela de formación de soldados del ejército, cuyas edades se encuentran entre los 19 y los 24 años, se determina que la longitud del pie tiene una medida media de 25,4 cm equivalente a una talla 40 en el sistema de medida europeo como se muestra en la *tabla 2*.

2.4. Selección de sensores

Dentro de la encuesta denominada “Encuesta de Salud y Nutrición ENSANUT-ECU”, que se encuentra en la sección **1.5. Datos estadísticos de peso y talla en la población ecuatoriana**, se puede observar que el peso promedio, en edades de 19 a 59 años, es de 63,9 kg correspondiente al de la mujer y 71,9 kg al de un hombre. Este último peso se toma como parámetro para la selección del sensor que se va a implementar.

Se realiza una comparación de los sensores disponibles en base a sus características que están detalladas en la sección **1.7. Sensores para la medición de fuerzas**.

Tabla 4. Comparación de los sensores disponibles en base a sus características

Requerimientos	Sensores Flexiforce	Sensores FSR
Alta flexibilidad	Si cumple	Si cumple
Peso soportado de 72kg	Si cumple	No cumple
Espesor reducido	Si cumple	Si cumple
Consumo bajo de corriente	Si cumple	Si cumple
Histéresis < 5%	Si cumple	No cumple
Tiempo de respuesta inferior a 5 μ s	Si cumple	Si cumple
Bajo costo	No cumple	Si cumple

Los sensores seleccionados son los Flexiforce de la marca TEKSCAN ya que cumplen con todos los requerimientos a excepción del precio.

2.4.1. Ubicación de los sensores en la plantilla

Con la información recopilada en las secciones 1.1. y 1.2. se identifican los puntos de mayor presión en la zona plantar. Uno de los puntos se ubica en los talones, donde recae el 50% del peso corporal; el otro 50% del peso es distribuido por los arcos hacia tres puntos principales ubicados en el metatarso. Dado que varios autores concuerdan con que el dedo gordo también representa un gran apoyo estático, otro punto se ubicará también en este. Por último, el mediopié, a pesar de que no haya mayor transferencia de fuerzas por esta zona puede llegar a representar el 10% de carga máxima del talón, por lo que aquí se ubicará otro punto; quedando la distribución de sensores como se muestra en la *figura 22*.

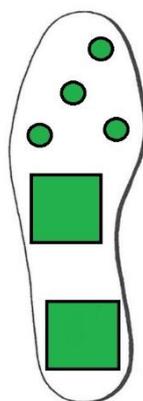


Figura 22. Ubicación de sensores sobre la plantilla

2.4.2. Sensores TEKSCAN Flexiforce

Dado la ubicación final de los principales puntos de apoyo, se seleccionan 2 tipos de sensores Flexiforce de la marca TEKSCAN para obtener una mayor área de sentido. A continuación se presentan los modelos.

Flexiforce modelo estándar A301

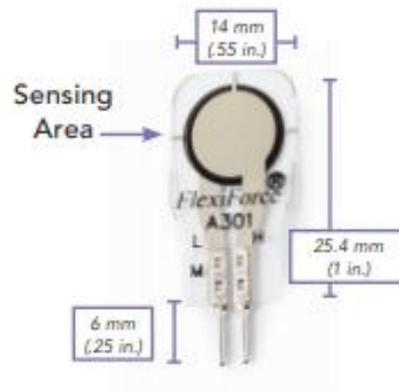


Figura 23: Sensor Flexiforce A301

Fuente: [25]

Flexiforce modelo estándar A502

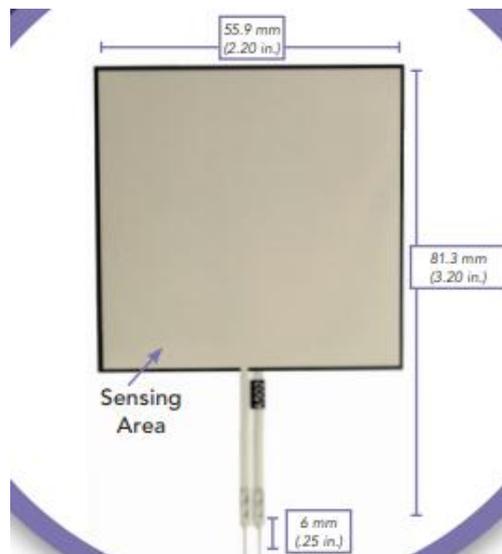


Figura 24: Sensor Flexiforce A502

Fuente: [32]

Los dos modelos presentan las siguientes características de rendimiento típico:

Tabla 5. Características típicas de rendimiento de los sensores Flexiforce

	Typical Performance	Evaluation Conditions
Linearity (Error)	< $\pm 3\%$ of full scale	Line drawn from 0 to 50% load
Repeatability	< $\pm 2.5\%$	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Hysteresis	< 4.5% of full scale	Conditioned sensor, 80% of full force applied
Drift	< 5% per logarithmic time scale	Constant load of 111 N (25 lb)
Response Time	< 5 μ sec	Impact load, output recorded on oscilloscope
Operating Temperature	-40°C - 60°C (-40°F - 140°F)	Convection and conduction heat sources
Acceptance Criteria	$\pm 40\%$ sensor-to-sensor variation	

Fuente: [25]

2.4.3. Conexión y cableado de sensores

Una vez ubicados los sensores en la plantilla, es necesario que su conexión hacia el circuito acondicionador sea flexible debido a los movimientos que realizará la persona de estudio. Para ello se utiliza un cable plano flexible FFC soldado a los pines de los sensores y en su otro extremo conectado a un cable UTP que va al circuito de acondicionamiento.



Figura 25: Conexión de sensores con el cable FFC.

2.5. Selección del Circuito Acondicionador

El acondicionamiento de los sensores piezoresistivos es de gran importancia ya que nos permite alcanzar el peso máximo deseado.

En la tabla 6, se realiza una comparación de ventajas y desventajas de los circuitos de acondicionamiento mencionados en la sección 1.8. en base a la información proporcionada por el fabricante TEKSCAN.

Tabla 6. Ventajas y desventajas de los tipos de circuito acondicionador.

Circuito Acondicionador	Ventajas	Desventajas
Circuito Invertido con Amplificador Operacional (fuente dual).	<ul style="list-style-type: none"> - Excelente linealidad en la salida de tensión con respecto a la fuerza aplicada en todo el rango dinámico del circuito. - Rango Dinámico ($\sim 0 - V_{supply}$) 	<ul style="list-style-type: none"> - Circuito ligeramente más complejo y costoso que el divisor de voltaje. - Requiere doble fuente de alimentación.
Circuito No Invertido con Amplificador Operacional (una fuente).	<ul style="list-style-type: none"> - Excelente linealidad en la salida de tensión con respecto a la fuerza aplicada en todo el rango dinámico del circuito. - Puede ser energizado con solo una fuente de alimentación. 	<ul style="list-style-type: none"> - Circuito ligeramente más complejo y costoso que el divisor de voltaje. - Rango Dinámico ($V_{ref} - V_{supply}$)

Circuito Divisor de Voltaje.	<ul style="list-style-type: none"> - Bajo costo y simple. - Una fuente de alimentación. 	<ul style="list-style-type: none"> - Salida menos lineal comparada con el circuito Invertido y No invertido. - Sin aislamiento al resto del circuito.
------------------------------	---	---

De acuerdo a la comparación realizada se opta por el circuito divisor de voltaje debido a su simplicidad y poco espacio ocupado para el acondicionamiento de cada sensor, la facilidad de obtención de sus componentes y su única fuente de alimentación requerida, que en este caso se utilizará la que suministra la tarjeta Arduino de 3,3V.

Para seleccionar la resistencia R1 del circuito, se sigue el procedimiento de ajuste y calibración descrito por el fabricante en el documento “Best Practices in Electrical Integration of the FlexiForce™ Sensor”.

Se coloca un potenciómetro de 1 MΩ en el lugar de la resistencia a calcular y se aplica un peso equivalente a la carga máxima sobre el sensor, en este caso 72 kg. Se regula el potenciómetro hasta conseguir una lectura de voltaje equivalente al 90% de la alimentación total, como el voltaje suministrado es 3,3V el 90% será 2,97 V. Con esto se asegura que la lectura no se sature con cargas alrededor de la carga máxima.

Las resistencias obtenidas son: 795 kΩ para los sensores A301 y 83 kΩ para los sensores A502. Las resistencias aproximadas disponibles en el mercado son: 820 kΩ y 82 kΩ respectivamente.

2.6. Adquisición y envío de señales

La tarjeta Arduino Mega 2560 es la encargada de recibir las señales de voltaje provenientes de los sensores piezoresistivos del paciente y enviar dichas señales a la PC.

En el programa de Arduino, Anexo 1, se configura la lectura de las 12 entradas analógicas para un voltaje de referencia de 3,3V y se hace una conversión de esta lectura a su valor equivalente en peso.

La conversión de las lecturas se realiza utilizando las funciones obtenidas de las figuras 26 y 27 correspondientes a los sensores A301 y A502 respectivamente, calculadas mediante Microsoft Excel con las tablas 7 y 8. Las funciones obtenidas son lo mayormente aproximadas a las líneas de tendencia como se puede observar en las gráficas con un valor de R^2 cercano al valor de 1.

Tabla 7. Valores de voltaje obtenidos del sensor A301 según el peso aplicado.

Sensor Flexiforce A301	
Voltaje (V)	Peso (kg)
0,16	0
0,3	1
0,53	3,5
0,9	5
1,6	10
2,3	15
2,6	20
2,81	30

2,91	40
3,01	50
3,1	60
3,2	70

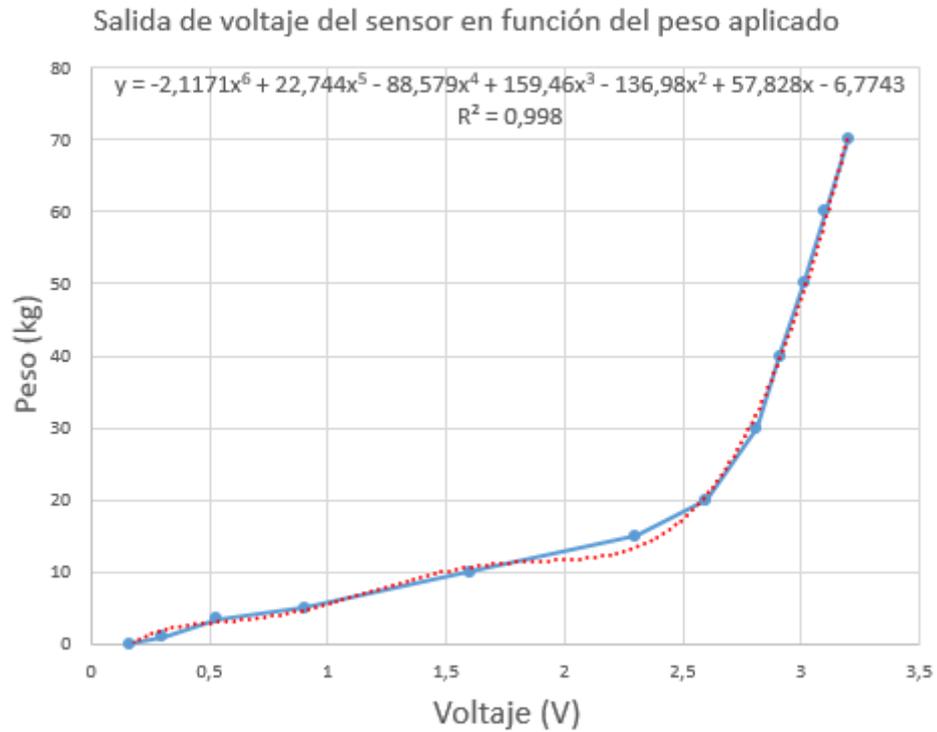


Figura 26: Gráfica de la función Voltaje-Peso del sensor A301.

Tabla 8. Valores de voltaje obtenidos del sensor A502 según el peso aplicado.

Sensor Flexiforce A502	
Voltaje (V)	Peso (kg)
0,195	0
0,28	1
0,8	3,5

0,95	5
1,6	10
2,05	15
2,37	20
2,6	30
2,8	40
2,9	50
3	60
3,1	70

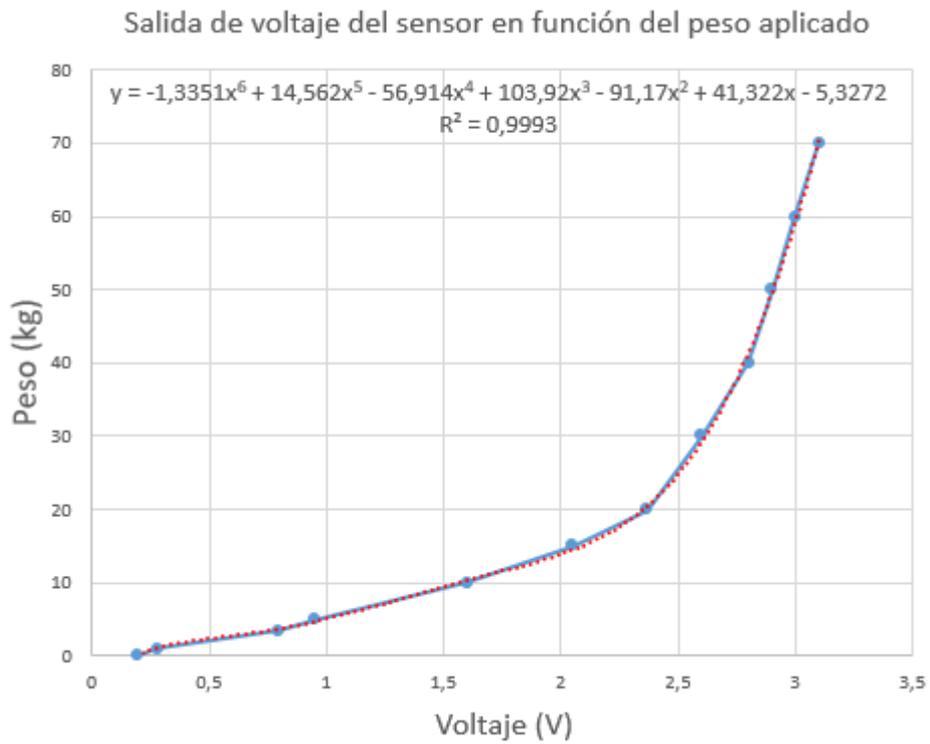


Figura 27: Gráfica de la función Voltaje-Peso del sensor A502.

El valor de peso calculado y almacenado en cada variable es enviado por el puerto serial del Arduino, donde se encuentra conectado el módulo Bluetooth HC-05 FC-114, hacia el Bluetooth de la PC.

2.7. Programación en LabVIEW

Dentro del programa realizado en LabVIEW, las variables enviadas por la tarjeta Arduino son receptadas en el puerto COM correspondiente al Bluetooth de la PC y distribuidas hacia los bloques de la gráfica de intensidad y de base de datos, como se ve en la figura 27.

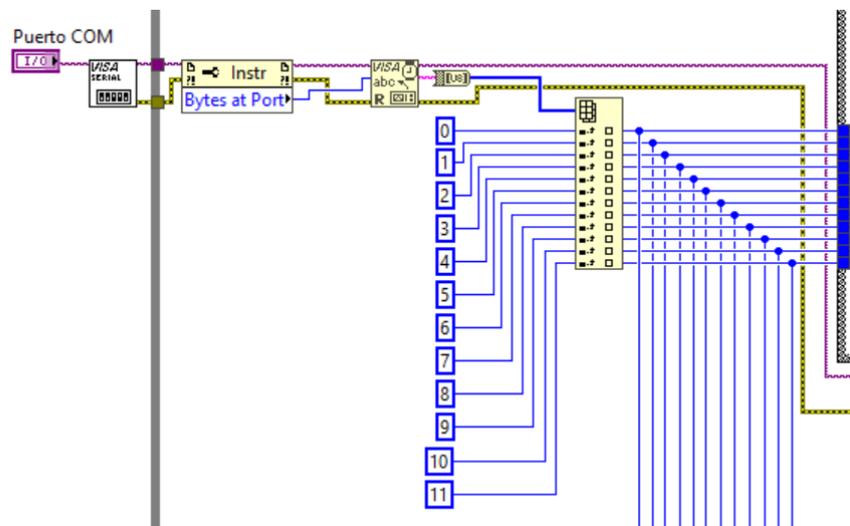


Figura 28: Bloque de recepción de señales.

En el bloque de gráficas de intensidad, figura 28, se posicionan las señales de cada sensor en una matriz donde se hace una interpolación de los datos y posteriormente ser mostrados en la gráfica.

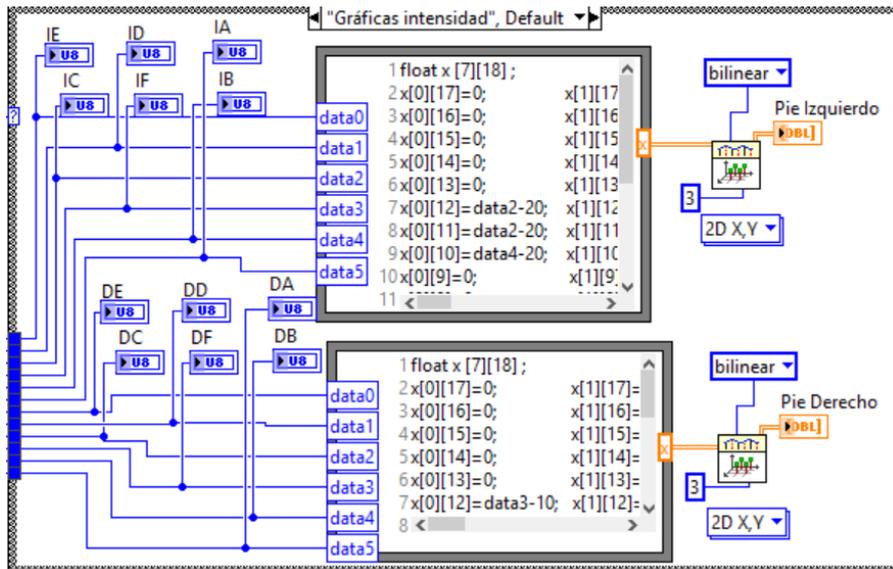


Figura 29: Bloque de gráficas de intensidad.

En el bloque de base de datos, figura 29, mientras el programa este ejecutándose se almacenan las 12 variables recibidas por el puerto COM en un archivo de Microsoft Access con la hora y fecha en que se realizó la lectura.

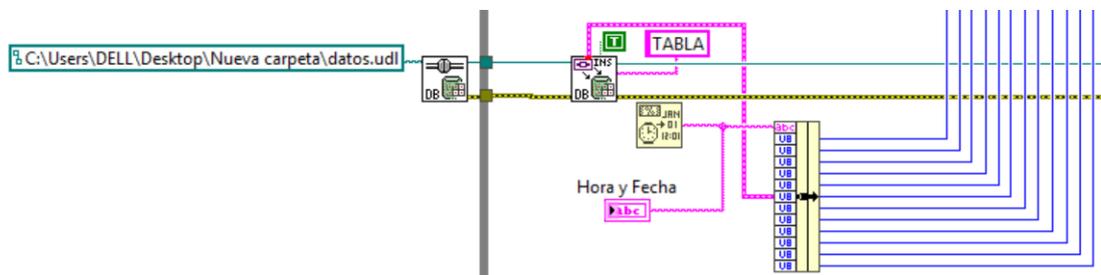


Figura 30: Bloque de base de datos.

2.8. Interfaz Gráfica

La interfaz gráfica, que se muestra en la figura 30, está diseñada para visualizar de manera fácil y dinámica el comportamiento de las fuerzas aplicadas sobre pie, esto a través de graficas de intensidad de 0 a 80 kg. También se muestra los valores correspondientes al peso que esta soportando cada sensor en un indicador para cada uno y la hora y fecha cuando se inicia el programa.

Como botones se encuentran: un selector del puerto COM correspondiente al Bluetooth de la PC y botón de STOP para finalizar el programa.



Figura 31: Interfaz Gráfica – Pantalla Principal.

Adicionalmente en una pantalla alterna se pueden visualizar las gráficas de cada pie con las lecturas de cada sensor en el tiempo transcurrido, como se muestra en la figura 31.

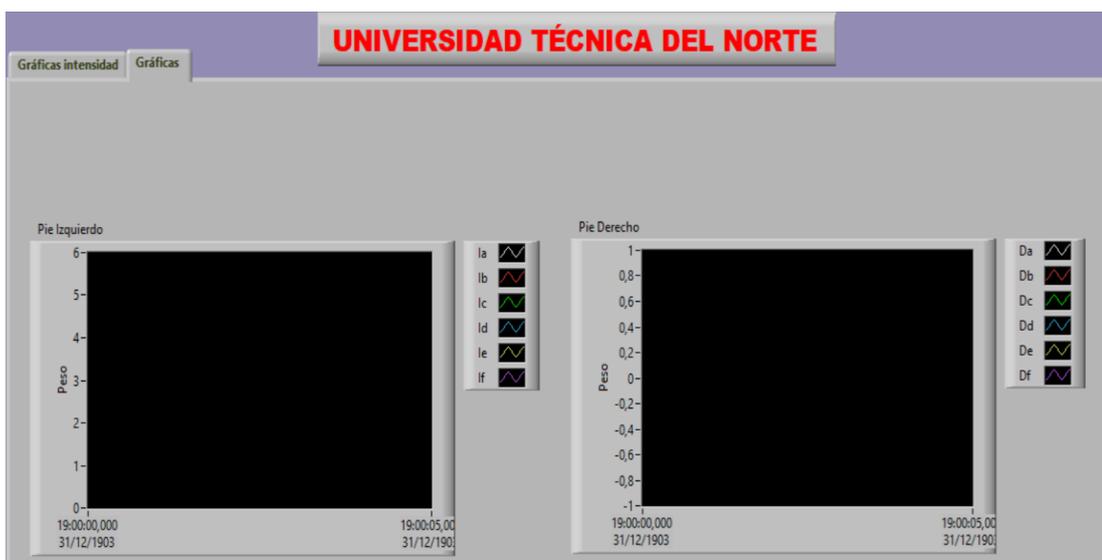


Figura 32: Interfaz Gráfica – Pantalla Secundaria.

CAPITULO III

3. Resultados

3.1. Características del sistema

El sistema baropodométrico electrónico está constituido por dos plantillas comunes de zapato talla 40, en las cuales están ubicados 6 sensores Flexiforce en cada una como se muestra en la figura 33.



Figura 33. Plantillas de zapato donde se fijan los sensores.

Para la lectura y envío de señales se usa la tarjeta Arduino Mega 2560 la cual se ubica dentro de una caja de protección fija a la correa del pantalón del paciente, se incluye en la caja una batería de 9V como fuente de alimentación de la tarjeta, figura 34.



Figura 34. Caja portadora de la tarjeta Arduino y el circuito de acondicionamiento.

El diseño de la interfaz gráfica fue realizado en el software de Ingeniería LabVIEW con el fin de visualizar de manera fácil los cambios de la fuerza en el pie durante el ciclo de marcha. Los datos obtenidos de durante las pruebas son almacenados en un archivo de Microsoft Access para una revisión más detallada.

3.2. Pruebas de funcionamiento

Se realiza pruebas de funcionamiento a 3 individuos de diferente peso y talla para analizar cuáles son las respuestas entregadas por el sistema mientras se encuentra colocada la plantilla dentro del zapato. Posteriormente se compara las lecturas con los valores obtenidos en teoría de acuerdo a la sección 2.4.1.

Individuo 1

Peso: 67,22 kg

Estatura: 1,74 m

Talla de calzado: 41

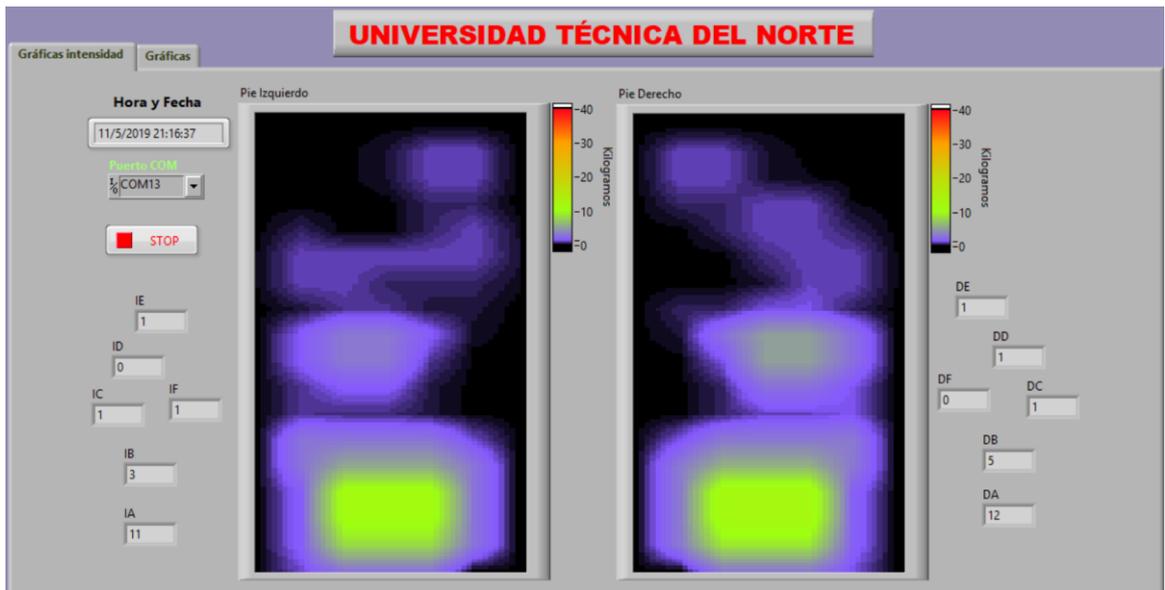


Figura 35. Lecturas obtenidas con el individuo 1 en posición estática.

Tabla 9. Valores del peso teórico y el obtenido en los puntos de presión, individuo 1.

Puntos de presión	Valor Teórico (kg)	Lectura Pie Izq. (kg)	Lectura Pie Der. (kg)
Talón (25%)	16,81	11,00	12,00
Metatarso (20%)	13,44	2,00	2,00
Mediopié (2,5%)	1,68	3,00	5,00
Dedo gordo (2,5%)	1,68	1,00	1,00
Peso total	33,61	17,00	20,00

Individuo 2

Peso: 80,09 kg

Estatura: 1,69 m

Talla de calzado: 39

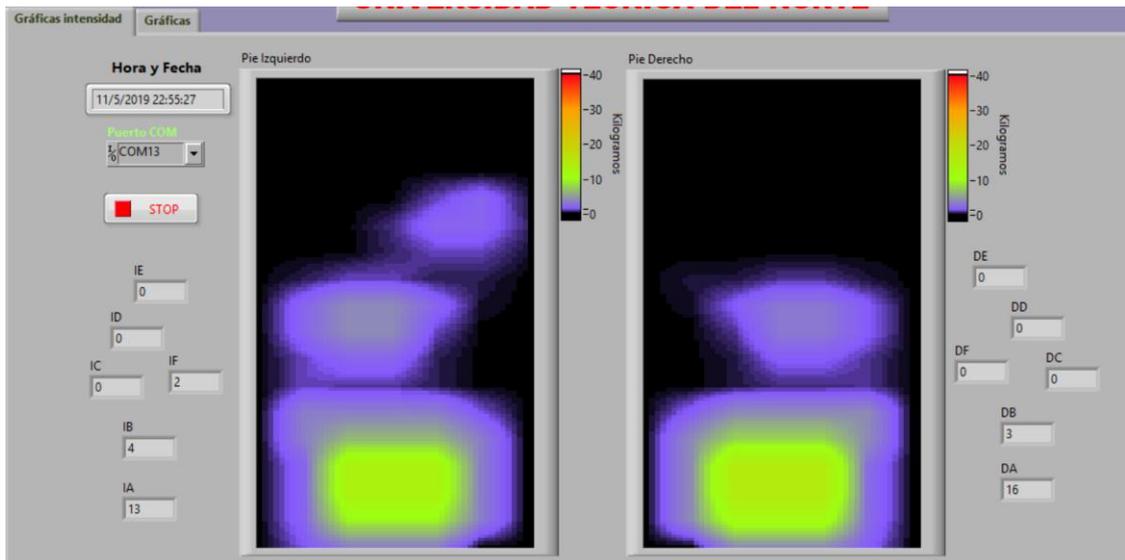


Figura 36. Lecturas obtenidas con el individuo 2 en posición estática.

Tabla 10. Valores del peso teórico y el obtenido en los puntos de presión, individuo 2.

Puntos de presión	Valor Teórico (kg)	Lectura Pie Izq. (kg)	Lectura Pie Der. (kg)
Talón (25%)	20,02	13,00	16,00
Metatarso (20%)	16,02	2,00	0,00
Mediopié (2,5%)	2,00	4,00	3,00
Dedo gordo (2,5%)	2,00	0,00	0,00
Peso total	40,04	19,00	19,00

Individuo 3

Peso: 71,18

Estatura: 1,72 m

Talla de calzado: 40

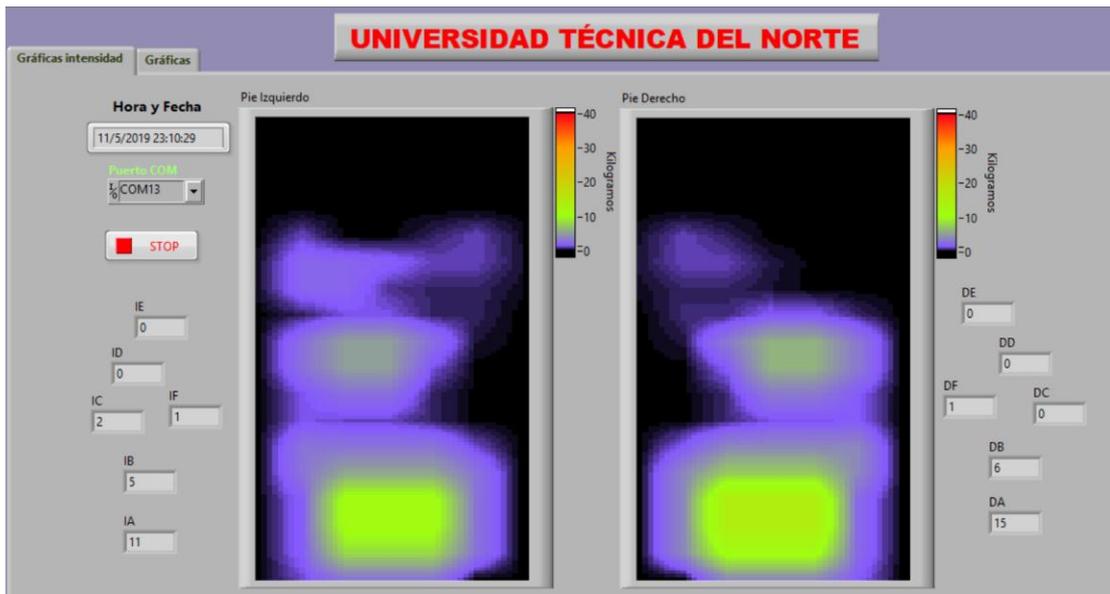


Figura 37. Lecturas obtenidas con el individuo 3 en posición estática.

Tabla 11. Valores del peso teórico y el obtenido en los puntos de presión, individuo 3.

Puntos de presión	Valor Teórico (kg)	Lectura Pie Izq. (kg)	Lectura del Pie Der. (kg)
Talón (25%)	17,80	11,00	15,00
Metatarso (20%)	14,24	3,00	1,00
Mediopié (2,5%)	1,78	5,00	6,00
Dedo gordo (2,5%)	1,78	0,00	0,00
Peso total	35,59	19,00	22,00

Se puede observar que las lecturas más aproximadas al valor teórico son las del talón, con un error entre el 15 y 30 %, esto debido a que el punto de presión recae directamente sobre el sensor como una carga puntual, mientras en los otros puntos se tiene que el área del sensor al ser más pequeña no hace una lectura de toda la carga distribuida aplicada sobre los puntos de presión.

Otro factor importante es la ubicación de los sensores, ya que se observa que con el individuo de talla 41 de calzado, el error de lectura del peso total es menor debido a que en su pie los puntos de presión del metatarso y dedo gordo se ubican de mejor manera a diferencia de los demás individuos en los que casi no se tiene lectura en estos puntos de presión.

CAPITULO IV

4. Conclusiones y Recomendaciones

4.1. Conclusiones

- Se estableció que los sensores más adecuados son los Flexiforce A301 y A502 de la marca TEKSCAN, debido a que cumplen con todas las características requeridas por el sistema.
- La ubicación de los sensores fue establecida de acuerdo a puntos de mayor presión en la planta del pie, dados por los arcos que forman la bóveda plantar.
- Se realizó un diseño de plantilla basandose estadísticamente para talla de calzado número 40 y de material común para ser insertada en el calzado del paciente de forma natural.
- Se construyó el sistema baropodométrico con una interfaz gráfica que permite observar las presiones ejercidas en cada uno de los puntos de apoyo.
- Mediante pruebas de funcionamiento realizadas a 3 individuos de diferentes características corporales, se determinó con respecto a la bibliografía, que los errores de lectura dados por el sistema son del 40% al 50% del peso total comprendido en cada pie.

4.2. Recomendaciones

- Al momento de realizar un trabajo referente a datos antropométricos de una población tomar en cuenta que la información disponible sea actual y lo más específica posible.
- Incrementar el número de sensores ayudará a obtener una mejor resolución de lectura del peso distribuido, disminuyendo el porcentaje de error.
- Se recomienda hacer un filtrado de las señales de lectura previo a la tarjeta de adquisición para disminuir el ruido generado y el error que pueda acumularse.

- Realizar los muestreos por periodos cortos de tiempo ya que la deformación de los sensores puede provocar saturación en la lectura.
- Se recomienda utilizar en las plantillas placas de circuito impreso flexible de alta calidad que puedan soportar el peso y deformación simultáneamente.

4.3. Bibliografía

- [1] L. F. Yabar, D. O. García, C. Condor C y E. Villavicencio C, «Estudio para el diseño de un Sistema Baropodométrico Electrónico,» Lima, 2001.
- [2] E. M. F. P. D. B. A. Guerra, Diseño e implementación de un sistema de baropodometría electrónica para niños, Sangolqui: Maskay, 2015.
- [3] P. T. C. Juan C. Carreño, Diseño e implementación de un sistema de análisis de las presiones plantares en estática basado en procesamiento de imágenes, Cuenca: Universidad Politécnica Salesiana, 2014.
- [4] O. Salud, «www.ortopediasalud.cl,» 2015. [En línea]. Available: <https://ortopediasalud.cl/podoscopio/>.
- [5] S. López y G. d. Bioingeniería, Método electrónico para la obtención de presiones plantares de utilidad en el estudio biomecánico del pie, Zaragoza : Universidad de Zaragoza, 1995.
- [6] A. Isidro, «Biomecánica,» 1991. [En línea]. [Último acceso: 22 Agosto 2018].
- [7] F. Zurita M y D. Cabello M, «Influencia del pie en la estática, marcha y otras habilidades,» Agosto 2002. [En línea]. Available: <http://www.efdeportes.com/efd51/pie.htm>.
- [8] P. J. A. Campillos, «Instituto Internacional de Ciencias del Ejercicio Físico y Salud,» 21 Abril 2015. [En línea]. Available: <https://g-se.com/huella-plantar-biomecanica-del-pie-y-del-tobillo-propuesta-de-valoracion-bp-b57cfb26db4ec3>.
- [9] B. Bisbal y M. Gerez, «Pie, tobillo y bóveda plantar,» [En línea]. Available: <http://www.authorstream.com/Presentation/analisis-1957219-biomecanica-tobillo-pie-boveda-plantar/>.
- [10] M. Echeverría, «El tobillo,» 2 Junio 2013. [En línea]. Available: <https://www.slideshare.net/mariajorosellechevarria/tobillo>.
- [11] C. Diaz, A. Torres, J. Ramirez, L. García y N. Alvarez, «DESCRIPCIÓN DE UN SISTEMA PARA LA MEDICIÓN DE LAS PRESIONES PLANTARES POR MEDIO DEL PROCESAMIENTO DE IMÁGENES: FASE I,» Junio 2007. [En línea]. Available: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1794-12372006000200005.
- [12] L. L. Cabrera, «Modificaciones adaptativas en el sistema locomotor,» Mayo 2013. [En línea]. Available: <https://www.efdeportes.com/efd180/modificaciones-adaptativas-en-el-sistema-locomotor.htm>.
- [13] M. Monroy Villamares, 11 Abril 2013. [En línea]. Available: <http://www.vocero.com.mx/un-estudio-oportuno-puede-evitar-operaciones-de-columna/>. [Último acceso: 22 Agosto 2018].
- [14] D. A. C. Amaral, «ACTIV-Centro de rehabilitación y acondicionamiento físico,» 2010. [En línea]. Available:

http://www.activararaquara.com.br/news/49001/baropodometria_metodo_essencial_para_o_diagnostico_de_disfuncoes_nos_pes.

- [15] C. Radcliffe, «The Biomechanics of Below-Knee Protheses in Norma Level, Bipedal Walking,» *Journal of Artificial Limbs*, vol. 6, n° 2, pp. 16-19, 1962.
- [16] M. Ramos, «Marcha humana,» 25 Mayo 2016. [En línea]. Available: <https://es.slideshare.net/MaycoRamos/marcha-humana-62368814>.
- [17] ENSANUT-ECU, «Encuesta Nacional de Salud y Nutrición-Tomo I,» MSP/INEC, Quito , 2012.
- [18] E. V. Cabello, «Centro Nacional de Nuevas Tecnologías,» [En línea]. Available: <http://www.insht.es/Ergonomia2/Contenidos/Promocionales/Diseno%20del%20puesto/DTE AntropometriaDP.pdf>.
- [19] E. A. Arroyo, «Estudian el pie ecuatoriano,» *Diario Metro Ecuador*, p. 3, 2 Agosto 2013.
- [20] F. M. Vaca y I. & C. Morales, «Perfil antropométrico y composición corporal en aspirantes de la escuela de formación de soldados del ejército/ Anthropometric profile and body composition in applicants of Training School Army Soldiers,» 2017. [En línea]. Available: https://www.researchgate.net/publication/321481250_Perfil_antropometrico_y_composicion_corporal_en_aspirantes_de_la_escuela_de_formacion_de_soldados_del_ejercito_Anthropometric_profile_and_body_composition_in_applicants_of_Training_School_Army_Soldier.
- [21] 2018 adidas International Trading B.V., «www.reebok.es,» 2018. [En línea]. Available: https://www.reebok.es/help-section-size_charts.html.
- [22] HBM, «www.hbm.com,» [En línea]. Available: <https://www.hbm.com/es/3719/sensores-piezoelectricos-o-transductores-de-fuerza-con-galgas-extensometricas/>.
- [23] Nationals Instruments, «www.ni.com,» 19 Agosto 2013. [En línea]. Available: <http://www.ni.com/tutorial/7138/es/>.
- [24] TEKSCAN, *Force Sensors for Design*, designmachine.com.
- [25] FlexiForce™, «FlexiForce™ Standard Model A301,» [En línea].
- [26] INTERLINK ELECTRONICS, «www.interlinkelectronics.com,» [En línea]. Available: <https://www.electronicaembajadores.com/datos/pdf1/ss/ssfr/fsrguide.pdf>.
- [27] TEKSCAN, «Best Practices in Electrical integration of the flexiforce™ sensor,» [En línea].
- [28] ARDUINO, «ARDUINO MEGA 2560 REV3,» [En línea]. Available: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-mega-2560-rev3>.
- [29] B. Heuberger, «Tipos de transmision inalámbrica de datos,» [En línea]. Available: https://techlandia.com/tipos-transmision-inalambrica-datos-lista_106940/.
- [30] E. Crespo, «Bluetooth en Arduino,» 13 Noviembre 2016. [En línea]. Available: <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/2016/11/13/bluetooth-en-arduino/>.
- [31] National Instruments, «NI LabVIEW Environment: Detailed Explanation,» [En línea]. Available: http://www.ni.com/pdf/labview101/us/environment_explanation.pdf.
- [32] FlexiForce™, «FlexiForce™ Standard Model A502,» [En línea].
- [33] L. Carrión, D. Ochoa y J. A. Valverde, «ANALISIS DEL FUNCIONAMIENTO DEL SENSOR DE FUERZA RESISTIVO (FSR) CON LabVIEW,» 2009. [En línea]. Available: http://www.datalights.com.ec/site2/images/stories/robotica/nap/nap_fsr.pdf.
- [34] ARDUINO, «ARDUINO UNO REV3,» [En línea]. Available: <https://store.arduino.cc/usa/arduino-uno-rev3>.

4.4. Anexos

4.4.1. Anexo 1

Programa realizado en la plataforma Arduino.

```
//variables para almacenar las lecturas de los sensores
float a0, a1, a2, a3, a4, a5, a6, a7, a8, a9, a10, a11;
//variables para almacenar los datos de peso
int Ia, Ib, Ic, Id, Ie, If, Da, Db, Dc, Dd, De, Df;
//variables para ser enviadas a traves del Bluetooth
char x0, x1, x2, x3, x4, x5, x6, x7, x8, x9, x10, x11;

void setup() {
  Serial3.begin(9600);    //Inicio del puerto serial 3 para envío de datos a 9600
                          //baudios
  analogReference(EXTERNAL); //Referencia de voltaje externa 3.3 V
}

void loop() {
  //Conversión de lecturas analógicas para un rango de 0 a 3.3V
  //Sensores del lado izquierdo
  a0 = (float)analogRead(A0) * 3.3 / 1023; //F
  a1 = (float)analogRead(A1) * 3.3 / 1023; //E
  a2 = (float)analogRead(A2) * 3.3 / 1023; //D
  a3 = (float)analogRead(A3) * 3.3 / 1023; //C
  a4 = (float)analogRead(A4) * 3.3 / 1023; //A
  a5 = (float)analogRead(A5) * 3.3 / 1023; //B
  //Sensores del lado derecho
  a6 = (float)analogRead(A6) * 3.3 / 1023; //C
  a7 = (float)analogRead(A7) * 3.3 / 1023; //A
  a8 = (float)analogRead(A8) * 3.3 / 1023; //B
  a9 = (float)analogRead(A9) * 3.3 / 1023; //F
  a10 = (float)analogRead(A10) * 3.3 / 1023; //E
  a11 = (float)analogRead(A11) * 3.3 / 1023; //D

  //Conversión de lecturas a valores de peso
  Ia = -1.3351 * pow(a4, 6) + 14.562 * pow(a4, 5) - 56.914 * pow(a4, 4) + 103.92 *
  pow(a4, 3) - 91.17 * pow(a4, 2) + 41.322 * a4 - 5.3272;
  Ib = -1.3351 * pow(a5, 6) + 14.562 * pow(a5, 5) - 56.914 * pow(a5, 4) + 103.92 *
  pow(a5, 3) - 91.17 * pow(a5, 2) + 41.322 * a5 - 5.3272;
  Ic = -2.1171 * pow(a3, 6) + 22.744 * pow(a3, 5) - 88.579 * pow(a3, 4) + 159.46 *
  pow(a3, 3) - 136.98 * pow(a3, 2) + 57.828 * a3 - 6.7743;
```

```

Id = -2.1171 * pow(a2, 6) + 22.744 * pow(a2, 5) - 88.579 * pow(a2, 4) + 159.46 *
pow(a2, 3) - 136.98 * pow(a2, 2) + 57.828 * a2 - 6.7743;
Ie = -2.1171 * pow(a1, 6) + 22.744 * pow(a1, 5) - 88.579 * pow(a1, 4) + 159.46 *
pow(a1, 3) - 136.98 * pow(a1, 2) + 57.828 * a1 - 6.7743;
If = -2.1171 * pow(a0, 6) + 22.744 * pow(a0, 5) - 88.579 * pow(a0, 4) + 159.46 *
pow(a0, 3) - 136.98 * pow(a0, 2) + 57.828 * a0 - 6.7743;
Da = -1.3351 * pow(a7, 6) + 14.562 * pow(a7, 5) - 56.914 * pow(a7, 4) + 103.92 *
pow(a7, 3) - 91.17 * pow(a7, 2) + 41.322 * a7 - 5.3272;
Db = -1.3351 * pow(a8, 6) + 14.562 * pow(a8, 5) - 56.914 * pow(a8, 4) + 103.92 *
pow(a8, 3) - 91.17 * pow(a8, 2) + 41.322 * a8 - 5.3272;
Dc = -2.1171 * pow(a6, 6) + 22.744 * pow(a6, 5) - 88.579 * pow(a6, 4) + 159.46 *
pow(a6, 3) - 136.98 * pow(a6, 2) + 57.828 * a6 - 6.7743;
Dd = -2.1171 * pow(a11, 6) + 22.744 * pow(a11, 5) - 88.579 * pow(a11, 4) + 159.46
* pow(a11, 3) - 136.98 * pow(a11, 2) + 57.828 * a11 - 6.7743;
De = -2.1171 * pow(a10, 6) + 22.744 * pow(a10, 5) - 88.579 * pow(a10, 4) + 159.46
* pow(a10, 3) - 136.98 * pow(a10, 2) + 57.828 * a10 - 6.7743;
Df = -2.1171 * pow(a9, 6) + 22.744 * pow(a9, 5) - 88.579 * pow(a9, 4) + 159.46 *
pow(a9, 3) - 136.98 * pow(a9, 2) + 57.828 * a9 - 6.7743;

```

```
//Discretización de valores
```

```
if ( Ia < 0 ) Ia=0;
```

```
if ( Ib < 0 ) Ib=0;
```

```
if ( Ic < 0 ) Ic=0;
```

```
if ( Id < 0 ) Id=0;
```

```
if ( Ie < 0 ) Ie=0;
```

```
if ( If < 0 ) If=0;
```

```
if ( Da < 0 ) Da=0;
```

```
if ( Db < 0 ) Db=0;
```

```
if ( Dc < 0 ) Dc=0;
```

```
if ( Dd < 0 ) Dd=0;
```

```
if ( De < 0 ) De=0;
```

```
if ( Df < 0 ) Df=0;
```

```
//Envío de datos por el puerto serial 3
```

```
x0 = char(Ia);
```

```
x1 = char(Ib);
```

```
x2 = char(Ic);
```

```
x3 = char(Id);
```

```
x4 = char(Ie);
```

```
x5 = char(If);
```

```
x6 = char(Da);
```

```
x7 = char(Db);
```

```
x8 = char(Dc);
```

```
x9 = char(Dd);
```

```
x10 = char(De);
```

```
x11 = char(Df);

Serial3.print(x4);
Serial3.print(x3);
Serial3.print(x2);
Serial3.print(x5);
Serial3.print(x1);
Serial3.print(x0);
Serial3.print(x10);
Serial3.print(x9);
Serial3.print(x8);
Serial3.print(x11);
Serial3.print(x7);
Serial3.println(x6);

delay(200);
}
```

4.4.2. Anexo 2

Programa realizado en el software de Ingeniería LabVIEW.

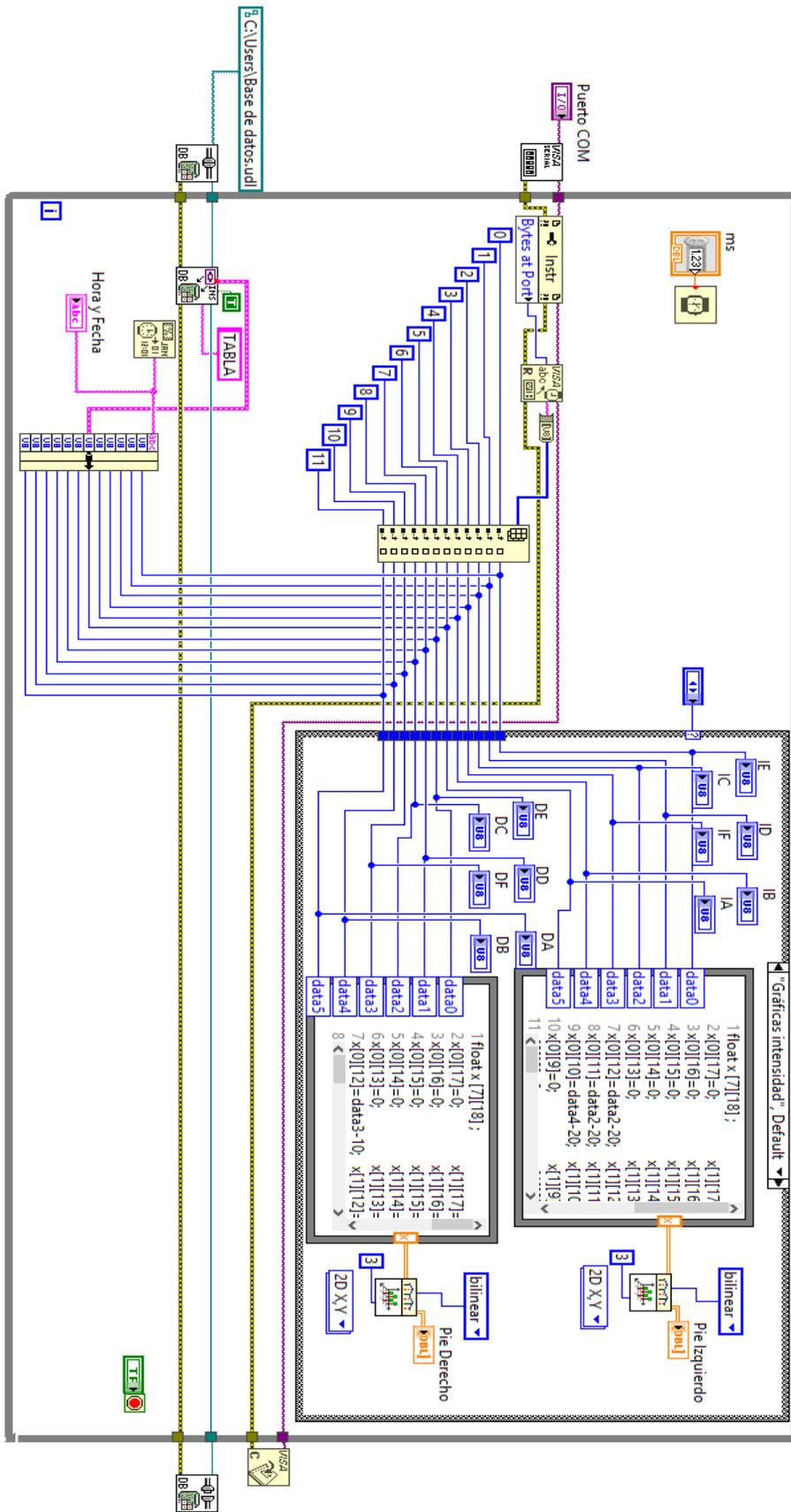


Figura 38: Programación por bloques realizada en LabVIEW.

4.4.3. Anexo 3

Diagramas de conexión.

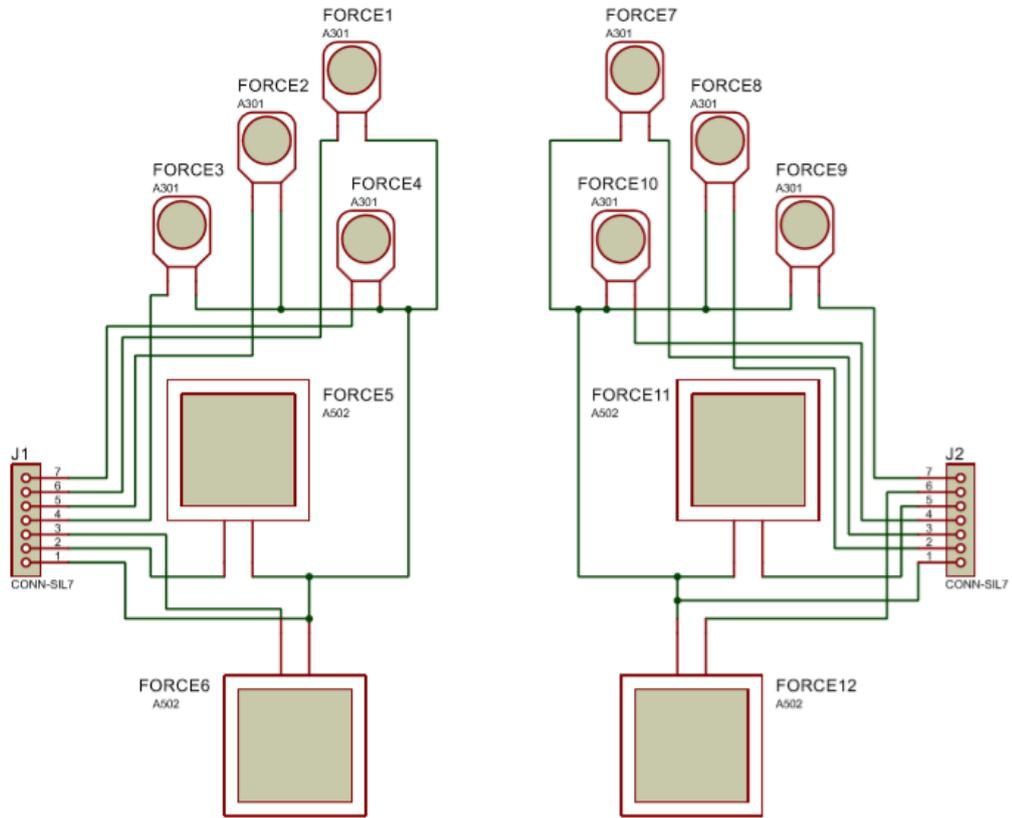


Figura 39: Esquema eléctrico de los sensores en las plantillas.

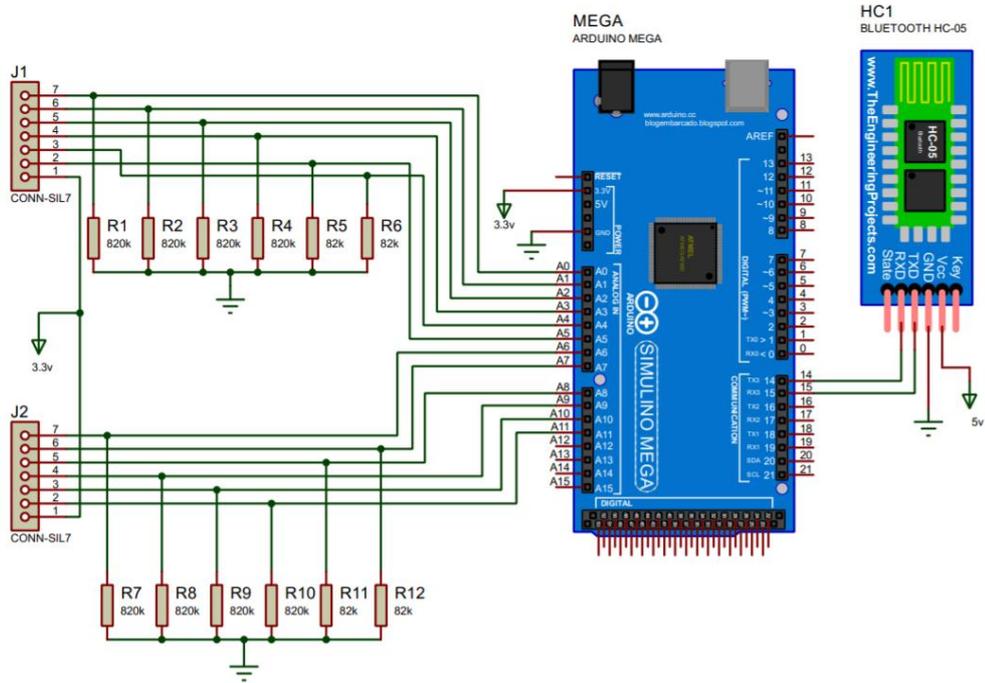


Figura 40: Esquema eléctrico de la tarjeta Arduino y el divisor de voltaje.

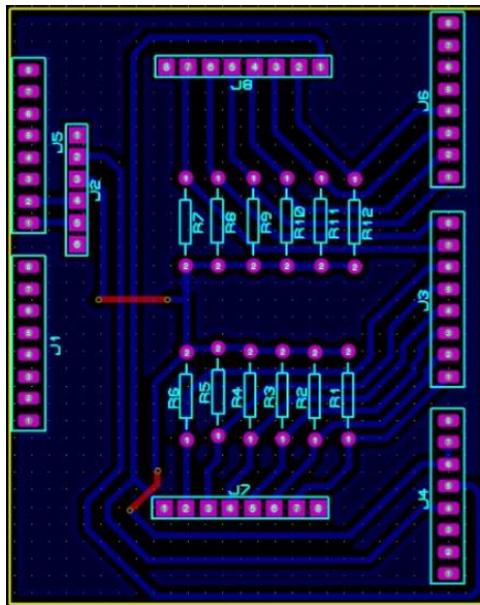


Figura 41: Diagrama PCB del circuito divisor de voltaje.