

**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS  
DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO  
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA  
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Desarrollo de un sistema de monitoreo continuo de las presiones verticales  
plantares durante la marcha humana

**Tesis que presenta**

Abril Karina Robles Sánchez

**para obtener el Grado de**

**Maestra en Ciencias**

**en la Especialidad de**

Ingeniería Eléctrica

**Directores de la Tesis:** Dr. Carlos Alvarado Serrano  
Dr. Pablo Rogelio Hernández Rodríguez

# *Dedicatoria*

*Para Abril del futuro.*

# ***Agradecimientos***

*A Dios, por forjar el camino en el que ahora me encuentro andando, por darme las herramientas necesarias para salir adelante.*

*A mis padres Carmen Sánchez y Raúl Robles por ser mi principio, por generar en mí el amor por el estudio y las ganas de ser una mejor persona cada día. Por apoyarme, aunque no siempre estén de acuerdo conmigo.*

*A mis hermanos Mary, Raúl y Rubén, por ser mi base de apoyo, porque a pesar de todo el bullying que nos aplicamos, siguen dándome su amor incondicional.*

*A mi segunda madre Socorro Aguayo por el ejemplo de mujer, por todo el apoyo y amor que nos brinda, por estar al pendiente de nuestro crecimiento.*

*A Daniel Hernández por todo el amor y paciencia, por estar al pendiente siempre y aportar sus conocimientos en el proyecto, por caminar a mi lado desde el inicio de este trayecto, por el trabajo en equipo, por coincidir.*

*Al Dr. Carlos Alvarado Serrano y al Dr. Pablo Rogelio Hernández, por su asesoría durante el desarrollo de este proyecto, por transmitir su experiencia y confianza.*

*Al Ing. Eladio Cardiel por el apoyo y asesoría que nos brinda durante el desarrollo de los proyectos.*

*Al Ing. David Anaya por la asistencia en el desarrollo de los experimentos, por siempre hacer un espacio en sus deberes para apoyarme.*

*A mis amigos Ivonne, Mague y Packo por estar siempre a mi lado a pesar de la distancia, por demostrarme el verdadero significado de amistad y siempre tener palabras de aliento en los malos momentos.*

*A Victor Contreras por ser mi guía y guardián en esta gran urbe, por contagiar esa felicidad que lo caracteriza y transmitir siempre su conocimiento e ingenio. A Jaime Lara por estar ahí siempre que lo necesito, por ser como un hermano para mí.*

*A Armando Contreras por los consejos, por apoyarme con los experimentos realizados, y por ser más que un roomie.*

*A todos mis compañeros de generación por ser parte de mi crecimiento profesional y personal, por el trabajo en equipo cuando las cosas se ponían pesadas.*

### **Agradecimientos Especiales**

*Al centro de Investigación y de Estudios Avanzados CINVESTAV-IPN y al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT) por todo el apoyo brindado durante el desarrollo de mi proyecto de tesis para la obtención del grado.*

## ***Resumen***

Las úlceras del pie son una de las complicaciones crónicas más frecuentes de la población diabética. Cuando el deterioro del miembro afectado es severo, la amputación es uno de los procedimientos que se realiza para evitar mayor complicación y daño a la extremidad afectada. Un porcentaje alto de estos casos se pueden prevenir, la clave para ello incluye un examen periódico del pie con el fin de identificar precozmente alteraciones en la zona plantar evitando mayores complicaciones.

Durante la marcha, el pie se especializa en absorber impactos producidos por la presión que ejerce el suelo sobre la zona plantar. La cuantificación de la distribución de las presiones plantares proporciona información de las estructuras, con lo que se pueden deducir anomalías y ser utilizada como una herramienta clínica y de investigación en el análisis de la marcha humana.

En este proyecto, se propone el desarrollo de un sistema de monitoreo continuo de las presiones verticales plantares durante la marcha. El sistema fue diseñado en base a una plantilla instrumentada con ocho sensores piezorresistivos distribuidos en las zonas con mayor presión plantar. Los datos son transmitidos mediante comunicación inalámbrica a una interfaz gráfica para su análisis y almacenamiento.

Se realizaron pruebas estáticas y dinámicas a tres sujetos con marcha normal. Con los resultados de la distribución de las presiones, se determinó el patrón de marcha de cada uno, así como los valores de presión en cada zona sensada.

El sistema portátil desarrollado es de bajo costo y de un tamaño, peso y consumo mínimos que registra de forma continua las presiones verticales plantares para la evaluación del patrón de la marcha, estas características facilitan que el sistema pueda ser aplicado en clínica (pacientes diabéticos, rehabilitación, etc.) y en medicina del deporte.

## *Abstract*

Foot ulcers are among the most frequent chronic complications of the diabetic population. When the deterioration of the affected limb is severe, amputation is one of the procedures that is performed to avoid complications and damage to the affected limb. However, a high percentage of these cases is possible to prevent, the key includes a periodic examination of the foot to early identify alterations in the plantar zone avoiding more complications.

During walking, the foot specializes in absorbing the impacts produced by the force exerted by the ground on the plantar area during contact. The quantification of the distribution of plantar pressures provides information on the structures, with which abnormalities can be deduced and used as a clinical and research tool in the gait analysis.

In this project, the development of a system of continuous monitoring of vertical plantar pressures during the gait is proposed. The system was designed based on an insole instrumented with eight piezoresistive sensors distributed in the areas with the highest plant pressure. The data is transmitted via wireless communication to a graphical interface for analysis and storage.

Static and dynamic tests were performed on three subjects with a normal gait. With the results of the distribution of the pressures, the walking pattern of each was determined, as well as the pressure values in each sensed zone.

The portable system developed is of low cost and of a minimum size, weight and power consumption that registers continuously vertical plantar pressures for the evaluation of the gait pattern, these characteristics facilitate that the system can be applied in the clinic (diabetic patients, rehabilitation, etc.) and in sports medicine.



# Contenido

Resumen .....	V
Abstract .....	VI
<b>Capítulo 1</b> .....	<b>1</b>
Introducción .....	1
1.1 Objetivo General.....	2
1.2 Objetivos Específicos .....	2
1.3 Estructura de la tesis .....	3
<b>Capítulo 2</b> .....	<b>4</b>
Antecedentes y estado del arte.....	4
2.1 Biomecánica .....	4
2.1.1 Anatomía del pie y tobillo.....	4
2.1.1.1 Tendones .....	6
2.1.1.2 Ligamentos.....	6
2.1.2 Planos del cuerpo humano .....	6
2.1.3 Cinética y Cinemática .....	7
2.1.4 Centro de gravedad .....	8
2.1.5 Momentos.....	9
2.1.6 Antropometría en biomecánica del movimiento.....	9
2. 2 Fuerzas de reacción de tierra .....	10
2.3 Análisis de la Marcha.....	11
2.3.1 Ciclo de la Marcha .....	13
2.4 Presiones Plantares.....	18
2.4.2 Distribución del apoyo durante el paso .....	20
2.5.1 Descomposición de los vectores de fuerza en los tres planos .....	22
2.6 Plataformas de Fuerza.....	24
2. 7 Diabetes .....	25
2.7.1 Mecánica del pie del diabético.....	26
2.8 Estado del Arte .....	27
<b>Capítulo 3</b> .....	<b>31</b>
Desarrollo .....	31
3.1 Selección del Sensor .....	32
3.2 Posicionamiento de los sensores.....	34
3.3 Construcción de la plantilla .....	34
3.4 Circuito de Acondicionamiento.....	35
3.4.1 Alimentación del sistema .....	36



3.4.2 Adquisición de datos .....	37
3.4.3 Digitalización y envío de datos .....	38
3.4.4 Gabinete.....	39
3.5 Pruebas de Caracterización.....	40
3.5.1 Amortiguamiento del material .....	42
3.5.2 Repetibilidad.....	43
3.5.3 Calibración .....	43
3.5.4 Resistencia de retroalimentación .....	47
3.6 Conversión Analógica-digital .....	47
3.6.1 Resolución.....	48
3.6.2 Cálculo de la resolución para el ADC .....	50
3.7 Interfaz Gráfica .....	51
3.8 Protocolo de Pruebas .....	54
3.8.1 Pruebas en posición estática .....	55
3.8.2 Pruebas dinámicas .....	56
<b>Capítulo 4</b> .....	<b>57</b>
Pruebas y Resultados.....	57
4.1 Pruebas de Caracterización.....	57
4.1.1 Resistencia de retroalimentación .....	57
4.1.2 Pruebas de amortiguamiento.....	58
4.1.3 Pruebas de repetibilidad .....	60
4.2 Pruebas de funcionamiento del prototipo.....	61
4.2.1 Pruebas estáticas .....	61
4.2.2 Pruebas dinámicas .....	63
4.3 Lista de Materiales y Costos .....	70
<b>Capítulo 5</b> .....	<b>72</b>
Conclusiones y Perspectivas .....	72
Referencias .....	74
Anexo 1 .....	78
Anexo 2 .....	79
Anexo 3 .....	80
Anexo 4 .....	81
Anexo 5 .....	84
Anexo 6 .....	85
Anexo 7 .....	86



## ***Índice de Figuras***

<b>Fig. 1.</b> Estructura ósea del pie [6]. .....	5
<b>Fig. 2.</b> Posición Anatómica, con los tres planos de referencia y las seis direcciones fundamentales [10]. .....	7
<b>Fig. 3.</b> Longitud y ubicación de los segmentos del cuerpo expresados como una fracción de la altura corporal H [12]. .....	10
<b>Fig. 4.</b> Fuerzas de reacción de tierra a las que el pie está expuesto durante el reposo (A) y la marcha (B) [14]. .....	11
<b>Fig. 5.</b> Divisiones del ciclo de la marcha [16]. .....	13
<b>Fig. 6.</b> Ciclo normal de la marcha, mostrando las fases y eventos de la marcha [17]....	14
<b>Fig. 7.</b> Paso vs Zancada. La longitud del paso es el intervalo entre el contacto inicial de cada pie. La longitud de zancada continúa hasta que haya un segundo contacto del mismo pie [16]. .....	15
<b>Fig. 8.</b> Secuencia de peso plantar en kPa [16]. .....	19
<b>Fig. 9.</b> Trayecto de la distribución del centro de presión durante la fase de apoyo [5]....	21
<b>Fig. 10.</b> Patrón de fuerzas de reacción de tierra en la planta del pie durante la marcha [19]. .....	21
<b>Fig. 11.</b> Descomposición de las fuerzas de contacto del pie con el suelo en compresión vertical (Z), deslizamiento lateral (X) y deslizamiento anteroposterior (Y) [5]. .....	22
<b>Fig. 12.</b> Cargas verticales [5]. .....	23
<b>Fig. 13.</b> Vector anteroposterior [5]. .....	23
<b>Fig. 14.</b> Vector lateral [5]. .....	24
<b>Fig. 15.</b> Plataforma de fuerza y fuerzas de registro. Fore/Aft: Fuerza horizontal anteroposterior y Med/Lat: fuerza horizontal mediolateral [16]. .....	24
<b>Fig. 16.</b> Hiperqueratosis. Engrosamiento de la capa externa de la piel que se presenta en los sitios de mayor presión [1]. .....	27
<b>Fig. 17.</b> Diagrama de bloques del sistema propuesto. .....	31
<b>Fig. 18.</b> FlexiForce® A201 [30]. .....	32
<b>Fig. 19.</b> Circuito de acondicionamiento típico para FlexiForce® [30]. .....	33
<b>Fig. 20.</b> Colocación de los sensores en zonas de mayor presión plantar [31-37]. .....	35
<b>Fig. 21.</b> Diagrama eléctrico del sistema. .....	36



<b>Fig. 22.</b> Diagrama eléctrico de indicador de bajo voltaje.....	37
<b>Fig. 23.</b> Diseño del gabinete en 3D.....	40
<b>Fig. 24.</b> Máquina Universal AG-1 Shimadzu – 100kN.....	41
<b>Fig. 25.</b> Colocación del sensor durante las pruebas de caracterización. ....	42
<b>Fig. 26.</b> Material utilizado durante la ejecución de pruebas. ....	42
<b>Fig. 27.</b> Relación entre fuerza vs. resistencia y fuerza vs. conductancia. ....	44
<b>Fig. 28.</b> Regresión Polinomial de los datos.....	46
<b>Fig. 29.</b> Onda senoidal con su versión digital utilizando un código de 3 bits [41].....	48
<b>Fig. 30.</b> Estructura general de un sistema que obtiene un código digital D a partir de un mesurando x [21].....	49
<b>Fig. 31.</b> Ventana de información del paciente. ....	52
<b>Fig. 32.</b> Ventana para el registro de datos. ....	52
<b>Fig. 33.</b> Ventana para el análisis de las curvas obtenidas. ....	53
<b>Fig. 34.</b> Ventana de representación gráfica de la distribución de presiones. ....	53
<b>Fig. 35.</b> Colocación de la plantilla dentro del zapato.....	54
<b>Fig. 36.</b> Posicionamiento del gabinete vista frontal, lateral y anterior. ....	55
<b>Fig. 37.</b> Ejecución de prueba dinámica. ....	56
<b>Fig. 38.</b> Gráfica de fuerza vs. resistencia resultante de las pruebas a cada uno de los sensores.....	57
<b>Fig. 39.</b> Gráfica de fuerza vs. conductancia en cada uno de los sensores. ....	58
<b>Fig. 40.</b> Pruebas de amortiguamiento. ....	59
<b>Fig. 41.</b> Comparación de los voltajes de salida en pruebas de repetibilidad.....	61
<b>Fig. 42.</b> Resultados de prueba estática del sujeto de prueba 1. ....	62
<b>Fig. 43.</b> Resultados de prueba estática del sujeto de prueba 2. ....	62
<b>Fig. 44.</b> Resultados de prueba estática del sujeto de prueba 3. ....	63
<b>Fig. 45.</b> Patrón de marcha del sujeto 1. El registro corresponde a 15 pasos por cada pie durante la prueba. ....	64
<b>Fig. 46.</b> Patrón de marcha del sujeto 2. El registro corresponde a 21 ciclos de marcha completos.....	64
<b>Fig. 47.</b> Patrón de marcha del sujeto 3. El registro corresponde a 22 ciclos de marcha completos.....	65
<b>Fig. 48.</b> Patrón de marcha resultante.....	66



**Fig. 49.** Diagrama de barras de los picos de presión registrados en el sujeto de prueba 1. Las zonas con mayor presión es la primera cabeza metatarsiana del pie derecho con 147.9 kPa, la zona media del talón izquierdo con 145 kPa y la zona externa del talón de los dos pies con 147 kPa y 154.1 kPa.....67

**Fig. 50.** Resultado gráfico del análisis dinámico del sujeto de prueba 1.....67

**Fig. 51.** Diagrama de barras de los picos de presión registrados en el sujeto de prueba 2. Las zonas con valores más altos de presión son el hallux del pie izquierdo con 130.6 kPa, la zona externa del antepié derecho con 122.7 kPa y la zona externa del talón con 124.8 kPa para el pie izquierdo y 111.7 kPa para el pie derecho.....68

**Fig. 52.** Resultado gráfico del análisis dinámico del sujeto de prueba 2.....69

**Fig. 53.** Diagrama de barras de los picos de presión registrados en el sujeto de prueba 2. Las zonas con valores más altos de presión son el hallux izquierdo con 138.2 kPa y el talón derecho con 158.8 kPa.....69

**Fig. 54.** Resultado gráfico del análisis dinámico del sujeto de prueba 3.....70



## ***Índice de Tablas***

<b>Tabla 1.</b> Fases de la Marcha Humana [5]. .....	16
<b>Tabla 2.</b> Desarrollo de tecnologías en el mundo. ....	28
<b>Tabla 3.</b> Características físicas del sensor piezorresistivo FlexiForce® Modelo Estándar A201 [30]. .....	33
<b>Tabla 4.</b> Comportamiento típico del sensor FlexiForce modelo estándar A201 [30]. ....	34
<b>Tabla 5.</b> Distribución de los sensores en la plantilla instrumentada. ....	35
<b>Tabla 6.</b> Calibración del Sensor FlexiForce®. ....	44
<b>Tabla 7.</b> Resultados de la regresión polinomial. ....	46
<b>Tabla 8.</b> Información general de los sujetos de prueba. ....	55
<b>Tabla 9.</b> Pruebas de amortiguamiento. ....	59
<b>Tabla 10.</b> Pruebas de repetibilidad. ....	60
<b>Tabla 11.</b> Información general del sujeto 1. ....	61
<b>Tabla 12.</b> Información general del sujeto 2. ....	62
<b>Tabla 13.</b> Información general del sujeto 3. ....	63
<b>Tabla 14.</b> Listado de componentes. ....	70
<b>Tabla 15.</b> Especificaciones técnicas del prototipo. ....	71



## Capítulo 1

### Introducción

---

---

La diabetes es una enfermedad epidémica mundial con más de 400 millones de personas diagnosticadas en la actualidad; se prevé que esta cifra aumente a 642 millones para el 2040 [1]. México ocupa el sexto lugar mundial en número de personas con diabetes. Según el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (*INEGI*), la diabetes representa la 2da. causa de mortalidad en México [2]. El sobrepeso y el consumo de alcohol y tabaco generalmente son factores importantes en la aparición de úlceras en el pie. Uno de estos daños es el denominado pie diabético, el cual es el resultado de una alteración anatómica o funcional en el pie de una persona con diabetes, asociada a una neuropatía diabética y a diversos grados de enfermedad vascular periférica.

Actualmente, existe información establecida sobre la correlación que hay entre la distribución dinámica de las presiones plantares y la función del pie durante la marcha humana, tanto en condiciones normales como patológicas. El monitoreo y evaluación de la distribución de estas presiones provee información relevante para evaluar trastornos de locomoción, definir el alcance y los riesgos asociados con desórdenes neurológicos, musculoesqueléticos y deformidades del pie. Asimismo, puede ser utilizada como una herramienta clínica y de investigación importante en el análisis de la ambulación [3].

Las extremidades inferiores son el instrumento de desplazamiento del ser humano. Durante la marcha, son las responsables de la absorción de las fuerzas que ejerce el suelo sobre la zona plantar. Estas fuerzas son llamadas fuerzas de reacción de tierra (*GRF, ground reaction forces*). La transmisión de estas fuerzas mecánicas juega un papel muy importante durante el desplazamiento del individuo, además, fuerzas como la fricción de la piel con el hueso, el zapato y el suelo, el impacto del talón al caminar o correr, la compresión de la cabeza de los metatarsianos y otras, potencian alteraciones anatómicas o funcionales en los pies. Debido a su gran vascularidad, su compleja estructura de nervios, glándulas de sudor y tejidos especializados, las extremidades inferiores son propensas a desarrollar traumatismos o ulceraciones [1].



Las infecciones y úlceras del pie en pacientes con diabetes son muy comunes. Son la principal causa de amputaciones no traumáticas de extremidades inferiores en México. El daño nervioso que ocasionan a menudo se produce sin dolor, y de esa manera, el problema comúnmente pasa desapercibido.

Ante la necesidad de plantear técnicas para analizar la distribución de presiones plantares, existen diferentes métodos, siendo el más conocido el uso de sistemas flexibles de registro de presión plantar. Este método ha permitido estudiar el pie para lograr su clasificación y determinar las modificaciones que en él se producen [4].

En este trabajo se presenta un dispositivo para la adquisición dinámica de la distribución de presiones plantares durante la marcha humana. El dispositivo consta de una plantilla flexible la cual contiene 8 sensores de presión situados en posiciones específicas, con el objetivo de generar información acerca de la distribución de carga sobre la planta del pie, además de un sistema de registro de dichas presiones para su posterior análisis.

### **1.1 Objetivo General**

Desarrollar un sistema de adquisición y monitoreo continuo de las presiones verticales actuantes en la planta del pie durante la marcha humana.

### **1.2 Objetivos Específicos**

- Seleccionar el tipo de sensor que cumpla con características convenientes para el diseño.
- Caracterización de sensores de fuerza.
- Diseñar una plantilla instrumentada con sensores distribuidos en regiones plantares con mayor presión durante la marcha.
- Acondicionamiento y digitalización de señales obtenidas.
- Adquisición continua de señales a través de una computadora mediante comunicación inalámbrica.
- Desarrollo de interfaz gráfica para visualización y almacenamiento de datos.
- Pruebas de validación mediante registros continuos de señales de fuerza durante la marcha.



### **1.3 Estructura de la tesis**

La tesis se divide en cinco capítulos, a continuación, se presenta una breve descripción de cada uno:

- Capítulo I: Contiene una descripción detallada del problema planteado y las propuestas sugeridas para su solución.
- Capítulo II: Se presenta información relevante para la introducción al trabajo de investigación. Se habla sobre la biomecánica del análisis de la marcha, las fuerzas que intervienen durante su ejecución, así como la forma en que estas afectan a las extremidades inferiores en personas diabéticas. También exhibe el estado del arte del desarrollo de sistemas de medición de presiones plantares, en este podemos encontrar algunos avances científicos y tecnológicos actuales.
- Capítulo III: Comprende el diagrama de bloques propuesto para el desarrollo del sistema, describe su diseño, el material, equipo y los procedimientos empleados en las pruebas de caracterización y medición.
- Capítulo IV: Se presentan los resultados obtenidos en cada uno de los experimentos realizados durante la investigación.
- Capítulo V: Se mencionan las conclusiones de la investigación, algunas aplicaciones e investigaciones futuras y las perspectivas del sistema.

En la parte de referencias, se exponen los trabajos analizados y la información consultada para la realización de este proyecto de investigación. Por último, en la parte de anexos, se enlistan los esquemas, gráficas y tablas que complementan el trabajo desarrollado, así como la carta de consentimiento informado.



## Capítulo 2

### Antecedentes y estado del arte

---

---

#### 2.1 Biomecánica

El estudio de la biomecánica de la marcha humana ha sido un importante tema de investigación debido a la extrema complejidad del proceso realizado por las extremidades durante el caminado.

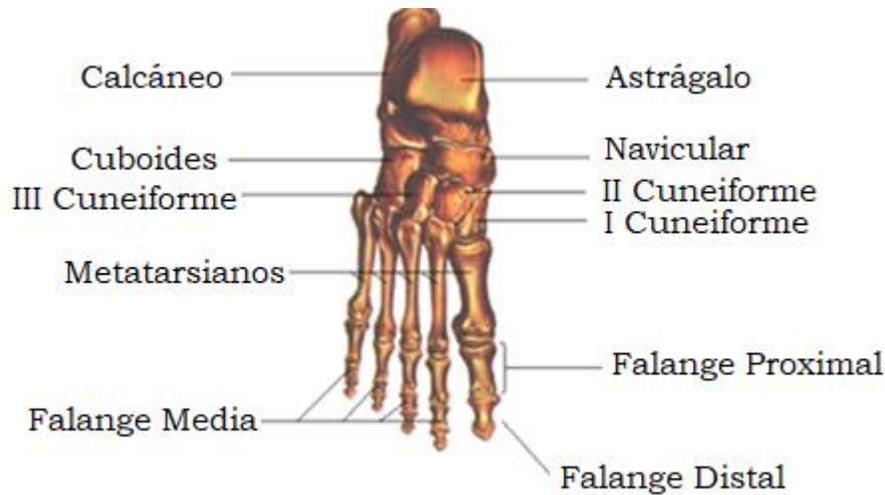
La marcha humana es una actividad que pone en curso multitud de automatismos que permiten la reproducción cíclica de la secuencia activa de los miembros inferiores, al tiempo que confiere la adaptabilidad necesaria a las variaciones del relieve, a los cambios de marcha o a las modificaciones de trayectoria. Todo este proceso es llevado a cabo por el cuerpo con la mayor economía energética posible a partir de parámetros específicos de la especie humana: componentes esqueléticas y acciones musculares [5].

El pie, es el eslabón más distal de la extremidad inferior que sirve para conectar al organismo con el medio que lo rodea, es la base de sustentación del aparato locomotor y tiene la capacidad, gracias a su peculiar biomecánica, de convertirse en una estructura rígida o flexible en función de las necesidades para las que es requerido y las características del terreno en que se mueve [6].

##### 2.1.1 Anatomía del pie y tobillo

Para poder comprender la biomecánica del pie es necesario conocer la anatomía básica del mismo. El pie es una de las estructuras óseas más complejas y está dividido en tres partes: el tarso (7 huesos), el metatarso (5 huesos) y las falanges (14 huesos).

El tarso está conformado por los huesos calcáneo, astrágalo, escafoides o navicular, cuboides y tres cuñas. En la figura 1 se observa la estructura ósea del pie.



**Fig. 1. Estructura ósea del pie [6].**

El tobillo es una articulación que juega un papel importante en la bipedestación y distribución del peso corporal; la alteración de su biomecánica causa dolor y predispone a lesiones recurrentes [7].

La articulación del tobillo está formada por cuatro huesos: tibia, peroné, astrágalo y calcáneo, agrupados para formar dos articulaciones, la tibioastragalina y la subastragalina, que permiten la dorsiflexión, flexión plantar, inversión y eversión del pie. La articulación tibioastragalina está compuesta por la tibia, peroné y el astrágalo, mientras que la articulación subastragalina está formada por la superficie inferior del astrágalo o la superficie superior del calcáneo, es una articulación que carece de gran movimiento pero que soporta la transmisión de fuerzas del peso corporal. Los huesos calcáneo o astrágalo están separados del escafoides, cuboides y las cuñas por otra articulación llamada mediotarsiana o de Chopart [8], estas dos articulaciones trabajan de forma conjunta [6].

Durante la marcha, en el momento de contacto del talón con el suelo, la tibia realiza un movimiento de rotación interna, el tobillo efectúa una flexión plantar y el retropié se coloca en valgo. En esta posición los ejes en el plano frontal de la articulación astragaloescafoidea y calcaneocuboidea se encuentran en posición paralela, lo que permite libertad de movimiento en su interior. Esta flexibilidad que adquiere el pie sirve para amortiguar el impacto del pie con el suelo y la adaptación al terreno. En el momento de iniciar el despegue la tibia realiza una rotación externa, y por acción del tríceps sural



y del tibial posterior el tobillo realiza una flexión plantar y el retropié se sitúa en varo. En esta posición los ejes de las articulaciones astragaloescafoidea y calcaneocuboidea se hacen divergentes y queda bloqueada la articulación mediotarsiana. En esta situación el pie adquiere rigidez que le permite soportar todo el peso del cuerpo sobre el antepié [8].

#### **2.1.1.1 Tendones**

La función primaria de los tendones es transmitir el movimiento de forma pasiva de un músculo en contracción a un hueso o fascia. Están compuestos de fibras de colágeno, elastina y reticulina que les confieren resistencia, elasticidad y volumen. Los tendones del tobillo son trece y todos, a excepción del tendón de Aquiles, tienen una dirección vertical a nivel del tercio distal de la pierna [7].

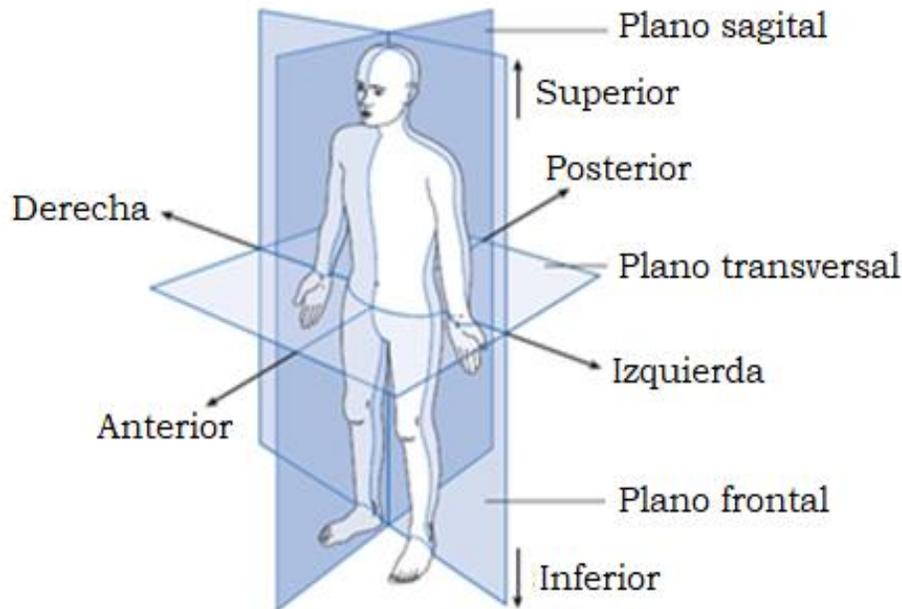
#### **2.1.1.2 Ligamentos**

Toda articulación requiere de ligaduras que mantienen juntos los huesos de la misma, estas ligaduras son llamadas ligamentos. Los movimientos realizados por las articulaciones son provocados por los músculos y controlados por los ligamentos [7].

### **2.1.2 Planos del cuerpo humano**

El análisis de la marcha se realiza en las tres dimensiones. Para comprender mejor cada una de estas dimensiones, los términos anatómicos se basan en la posición anatómica en la que una persona está de pie en posición vertical, con los pies juntos y los brazos a los lados del cuerpo con las palmas hacia adelante. La figura 2 muestra la posición anatómica y su relación con los tres planos.

El plano sagital es la vista lateral que permite la observación de la inclinación pélvica y la flexo-extensión de cadera, rodilla y tobillo. El plano frontal (también llamado coronal) es la vista anteroposterior donde se pueden observar la abducción y aducción de la cadera al igual que la oblicuidad pélvica. El plano transversal es la vista superior o inferior y muestra la posición rotacional de las extremidades [9].



**Fig. 2. Posición Anatómica, con los tres planos de referencia y las seis direcciones fundamentales [10].**

### **2.1.3 Cinética y Cinemática**

Al describir la marcha utilizamos los términos cinemática y cinética. La cinemática se ocupa de la descripción del movimiento sin atender a quien lo produce, contempla desplazamientos, velocidades, aceleraciones y ángulos articulares, los cuales pueden graficarse en función del tiempo. La cinética analiza las causas del movimiento tales como fuerzas de reacción con el suelo (GRF), fuerzas musculares y ligamentarias, momentos y potencias articulares [9].

La marcha supone una transformación y relación constante entre energía cinética y potencial, cuando una persona compensa una marcha normal, la transferencia de energía es menos eficiente y el costo energético es mayor. Existen tres mecanismos importantes para la conservación de la energía:

1. Minimizando la excursión del centro de gravedad
2. Controlando la cantidad de movimiento
3. Transferencia activa o pasiva de energía entre los segmentos del cuerpo



En posición bipodal el peso del cuerpo es transmitido por la pelvis al suelo a través de las extremidades inferiores. Cada pie soporta, por tanto, la mitad del peso del cuerpo. Al llegar al pie, el primer hueso que encuentran las fuerzas es el astrágalo, cuya principal misión cinética es distribuir las fuerzas hacia los diferentes puntos de apoyo. Cuando se analizan las fuerzas en el plano sagital se ha podido comprobar que el 60% de las fuerzas se dirigen al calcáneo, mientras que el otro 40% al antepié.

Analizando las fuerzas en el plano transversal se observa que, hacia atrás, el astrágalo transmite la mayor parte de la carga que llega al suelo a través de la tuberosidad del calcáneo. Hacia delante, una parte de la fuerza se transmite, a través de la cabeza del astrágalo, a las cuñas y a los tres primeros metatarsianos, es decir, al llamado pie dinámico. En el lado externo, las fuerzas llegan al suelo a través del calcáneo, cuboides y metatarsianos, es decir, pie estático. En el antepié, la carga se distribuye a través de todos los metatarsianos, con la particularidad de que el primero, anatómicamente el más dotado, absorbe como mínimo el doble de fuerza que los restantes y la transmite al suelo a través de los sesamoideos [6].

#### **2.1.4 Centro de gravedad**

Aunque la masa de cualquier cuerpo se distribuye a lo largo de cada parte de ella, con frecuencia es conveniente imaginar que toda la masa se concentra en un solo punto, que es llamado centro de masa, pero más generalmente centro de gravedad [10]. Los términos centro de masa y centro de gravedad se utilizan a menudo indistintamente. Sin embargo, el centro de gravedad se refiere al centro de masa en un solo eje definido por la dirección de la gravedad.

Por otro lado, para formas irregulares como lo es el cuerpo humano, es necesario determinar la ubicación del centro de gravedad mediante mediciones. Con frecuencia se afirma que está justo enfrente de la unión lumbosacra para una persona de pie en posición anatómica, pero cualquier movimiento moverá su posición [11].



### **2.1.5 Momentos**

Definimos momento como el resultado de una fuerza que actúa a distancia de un eje de referencia provocando rotación del cuerpo, ocasionalmente recibe el nombre de torque y está dado por la siguiente ecuación (1):

$$M = F \times D , \quad (1)$$

donde M es el momento de fuerza, F es la fuerza actuante y D la distancia [10].

En el cuerpo humano existen momentos internos activos y pasivos, los primeros son generados por contracción muscular (concéntrica, excéntrica o isométrica), mientras que los momentos internos pasivos son generados por la tensión en los tejidos blandos como los ligamentos y las fuerzas entre hueso y hueso. Es importante tener en cuenta que cuando un músculo se contrae concéntricamente, se genera energía, si un músculo se contrae excéntricamente absorbe energía, mientras que un músculo con contracción isométrica no presenta intercambio de energía [10].

Para que una persona pueda mantenerse de pie sin caerse, los momentos externos producidos por las fuerzas de reacción con el suelo deben ser contrarrestados por momentos internos producidos por los ligamentos de cadera, rodilla y por los músculos a nivel del tobillo.

### **2.1.6 Antropometría en biomecánica del movimiento**

La antropometría es la rama principal de la antropología que estudia las proporciones y medidas físicas del cuerpo humano, para determinar las diferencias en individuos y grupos. Una amplia variedad de estas medidas es necesaria para describir y diferenciar las características de raza, sexo, edad y tipo de cuerpo. El estudio de las dimensiones del cuerpo humano se realiza de dos maneras: con el cuerpo estático y con el cuerpo en movimiento.



La antropometría cumple una función importante en la biomecánica, donde se emplean datos estadísticos sobre la distribución de medidas corporales que aporten información sobre magnitudes como la masa, momentos de inercia, centros articulares de rotación, el origen y la inserción de los músculos, ángulos de tracción de los tendones, entre otros. Una dimensión corporal básica es la longitud de los segmentos de cada articulación. La figura 3 muestra las estimaciones de las longitudes y ubicaciones de centros articulares en relación con puntos de referencia [12].

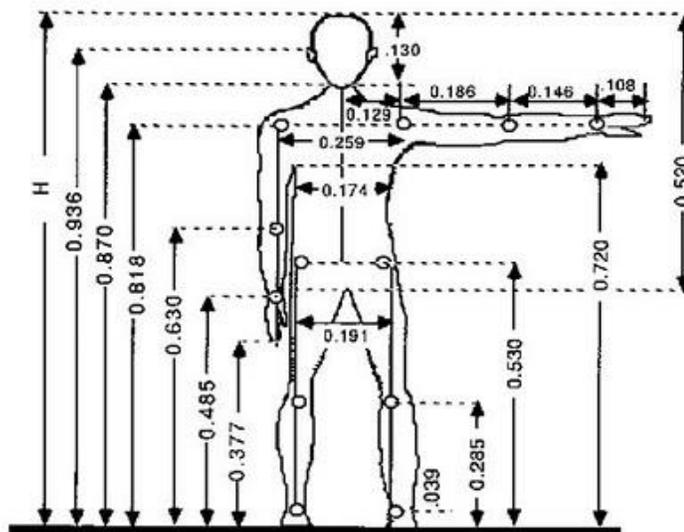


Fig. 3. Longitud y ubicación de los segmentos del cuerpo expresados como una fracción de la altura corporal H [12].

## 2. 2 Fuerzas de reacción de tierra

La fuerza de reacción de tierra es la fuerza ejercida por el suelo sobre un cuerpo en contacto con éste [13]. Por ejemplo, una persona que permanece inmóvil en el suelo ejerce una fuerza de contacto sobre él (igual al peso de la persona) y al mismo tiempo, una GRF igual y opuesta es ejercida por el suelo sobre la persona (figura 4A). Durante la marcha, la GRF que actúa en los pies no sólo se opone a la atracción de la gravedad en el centro de masa corporal, sino que también proporciona la progresión de la marcha (figura 4B). La magnitud y dirección de la fuerza será diferente de cuando el individuo se encuentra parado [14].



A partir de esta información, el estrés impuesto sobre las articulaciones y el control muscular pueden ser identificados. El estudio de las GRF proporciona información descriptible sobre la dirección, magnitud y punto de aplicación de la fuerza de impacto. Son utilizadas para evaluar la función de la marcha normal y patológica ya que proporcionan mediciones objetivas de los cambios en la carga bajo condiciones estáticas y dinámicas [15].

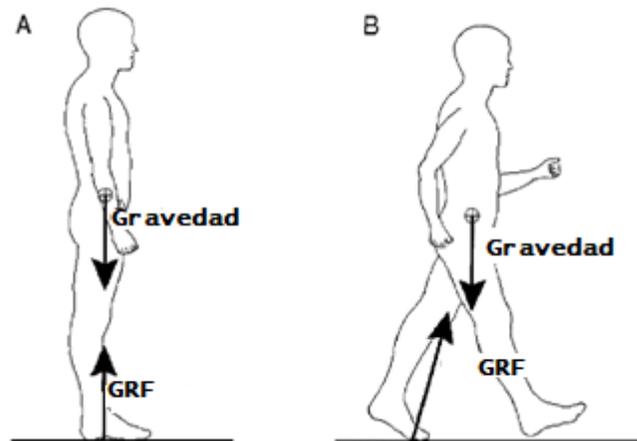


Fig. 4. Fuerzas de reacción de tierra a las que el pie está expuesto durante el reposo (A) y la marcha (B) [14].

### 2.3 Análisis de la Marcha

Todo movimiento voluntario, incluyendo el caminar, es el resultado de un proceso complicado que involucra al cerebro, la médula espinal, nervios periféricos, músculos, huesos y articulaciones.

Caminar es un mecanismo aprendido por el hombre desde una edad muy temprana, es el medio natural del cuerpo para moverse de un lugar a otro. Utiliza una secuencia repetitiva del movimiento de las extremidades y otras estructuras para mover el cuerpo, mientras mantiene simultáneamente la estabilidad de la postura.

Desde el punto de vista clínico la marcha normal presenta cinco características:

1. Estabilidad durante el apoyo
2. Paso libre del pie durante el balanceo



3. Preparación del pie para el contacto inicial
4. Longitud adecuada del paso
5. Conservación de la energía

En el niño la deambulación inicia con las rodillas relativamente rígidas y camina con una amplia base de sustentación. Gradualmente, la marcha evoluciona hacia el patrón adulto. A pesar de que todos aprendemos a caminar de forma natural, existe muy poca desviación en el patrón de marcha de una persona y otra, cualquier desviación en el patrón afectará al rendimiento causando un aumento de gasto de energía [9].

La marcha puede ser definida como el proceso de locomoción que implica el uso alternado de las dos piernas, para proporcionar tanto apoyo como propulsión. Debido a que cada secuencia implica una serie de interacciones entre las dos extremidades inferiores y la masa corporal total, la identificación de los numerosos acontecimientos que se producen hace necesario ver al ciclo de la marcha desde varios aspectos diferentes. Hay tres enfoques básicos:

- El sistema más simple subdivide el ciclo según las variaciones entre contacto recíproco del piso y los pies.
- Un segundo método utiliza las cualidades de tiempo y distancia de la zancada.
- El tercer enfoque identifica la importancia funcional de los eventos dentro del ciclo de la marcha y designa estos intervalos como las fases funcionales de la marcha [16].

La eficiencia en los esfuerzos que se presentan al caminar depende de la movilidad articular libre y la actividad muscular que es selectiva en tiempo e intensidad. La conservación de la energía es óptima en el patrón normal de acción de la extremidad, debido a las numerosas ventajas de caminar, el individuo se esfuerza por conservar esta capacidad incluso en presencia de un deterioro severo.

Como los diversos tipos de patologías alteran los patrones de movilidad y de efectividad muscular, es normal que éstos sean modificados cuando sea posible, ceden cuando



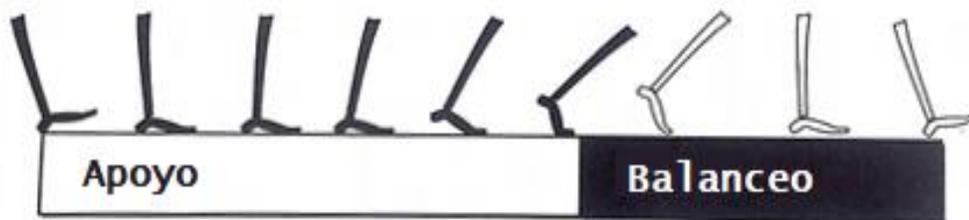
deben y se aplican reacciones compensatorias de los segmentos adyacentes. El patrón de marcha resultante es una mezcla de movimientos normales y anormales que difieren en importancia. Los costos de energía se incrementan y la versatilidad funcional se ve comprometida.

Al analizar la marcha patológica, la función normal de ésta es el modelo contra el cual se juzga la discapacidad. Las desviaciones del patrón normal definen el error funcional que necesita corrección [10].

### **2.3.1 Ciclo de la Marcha**

Al describir la marcha humana, convencionalmente nos referimos al ciclo de la marcha. Un ciclo de la marcha o zancada comienza cuando un pie hace contacto con el suelo y termina cuando el mismo pie toca el suelo de nuevo.

El ciclo de la marcha está dividido en dos fases principales: la fase de apoyo y la fase de balanceo; eventualmente se reconoce una tercera fase denominada de despegue. La fase de apoyo es el término utilizado para designar al periodo durante el cual el pie se encuentra en el suelo, mientras que la fase de balanceo se aplica al tiempo en el que el pie está en el aire para el adelanto de la extremidad [16]. La fase de apoyo normal comienza con el contacto inicial del talón y finaliza con el despegue de los pies, momento en el cual inicia la fase de balanceo. La fase de balanceo se define como el periodo transcurrido desde el despegue de los dedos hasta cuando el pie toca el suelo de nuevo (figura 5).



**Fig. 5. Divisiones del ciclo de la marcha [16].**



La fase de apoyo se subdivide en tres intervalos según la secuencia de contacto del suelo con los dos pies (ver figura 6). Tanto el inicio como el final de la fase de apoyo implican un periodo de doble contacto. En cada fase de doble apoyo, un pie está adelante, acabando de aterrizar en el suelo, y el otro se encuentra detrás, estando a punto de dejar el suelo. Mientras que en la porción media de la fase de apoyo el contacto con el suelo es de un solo pie.

Cada uno de estos eventos ocurre secuencialmente en porcentajes específicos del ciclo de la marcha. La distribución de tiempo normal de los periodos de contacto con el suelo es del 60% para la fase de apoyo y del 40% para la fase de balanceo. El tiempo para las fases de apoyo es de 10% para cada intervalo de doble apoyo y 40% para el apoyo de una sola extremidad. El apoyo de una sola extremidad es igual al balanceo (u oscilación) de la otra, ya que están ocurriendo al mismo tiempo. Sin embargo, la exacta duración de estos intervalos varía con la velocidad de marcha de cada persona [17].

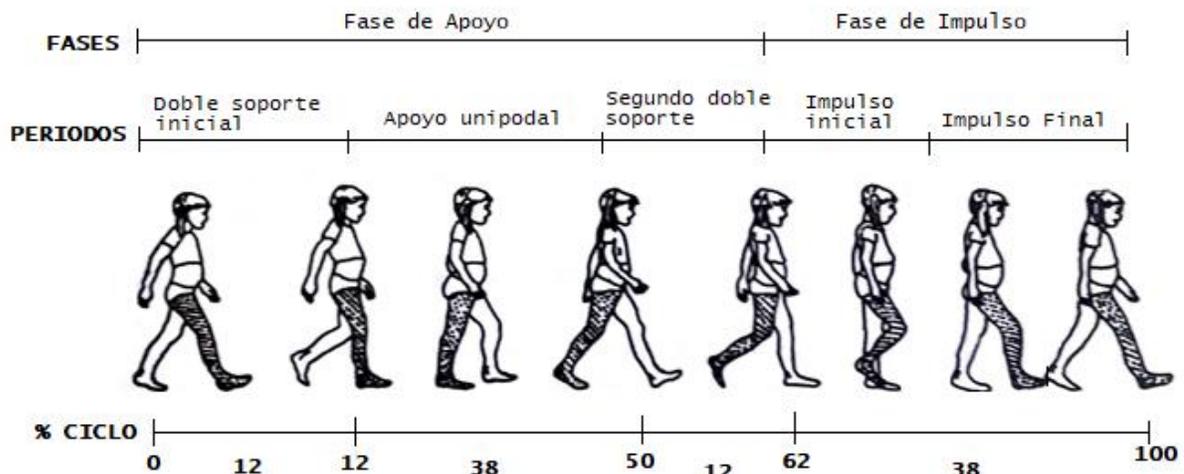


Fig. 6. Ciclo normal de la marcha, mostrando las fases y eventos de la marcha [17].

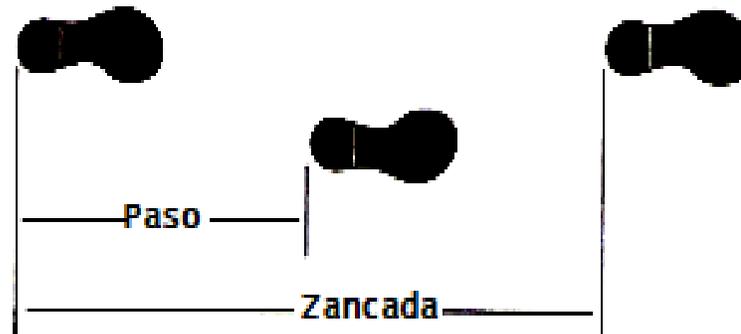
Una mayor descripción del ciclo de la marcha puede realizarse con medidas espaciotemporales como la velocidad de marcha, cadencia, longitud de paso y longitud de zancada. Estos términos son descritos a continuación:

- Longitud de paso: En la marcha normal corresponde a la distancia medida desde el contacto del talón del pie izquierdo hasta el contacto del talón del pie derecho.



- Zancada: Es el equivalente a un ciclo de la marcha, consiste en dos longitudes de paso (izquierdo y derecho), cada uno de los cuales es la distancia en la que un pie se mueve hacia delante del otro.
- Paso: Se refiere a la sincronización entre las dos extremidades. Hay dos pasos en cada zancada o ciclo de la marcha (ver figura 7).
- Longitud de zancada: Es la distancia cubierta durante un ciclo completo y representa la suma de las longitudes de los pasos derecho e izquierdo.
- Cadencia: Es el número de pasos dados en un periodo determinado, generalmente se mide en pasos por minuto.
- Velocidad de marcha: Se expresa como distancia por unidad de tiempo, comúnmente en centímetros por segundo o metros por minuto y es igual a la longitud de paso multiplicado por la cadencia [9].

Con el fin de proporcionar las funciones básicas necesarias para caminar, cada zancada implica una alineación siempre cambiante entre el cuerpo y el pie. Estas reacciones dan lugar a una serie de patrones de movimiento fundamentalmente realizados por la cadera, la rodilla y el tobillo.



**Fig. 7. Paso vs Zancada. La longitud del paso es el intervalo entre el contacto inicial de cada pie. La longitud de zancada continúa hasta que haya un segundo contacto del mismo pie [16].**

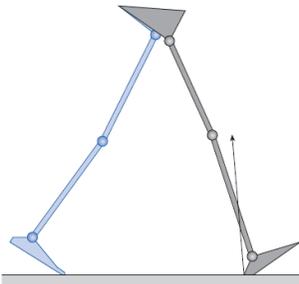
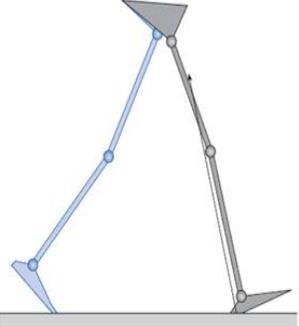
Cada una de las fases de la marcha tiene un objetivo funcional y un patrón crítico de movimiento selectivo sinérgico para lograr su objetivo. La combinación secuencial de las fases también permite al miembro realizar tres tareas básicas:



- **Aceptación del peso:** El desafío es la transferencia abrupta del peso corporal sobre una extremidad que acaba de terminar de moverse y tiene una alineación inestable.
- **Apoyo de un solo miembro:** Durante este intervalo, una extremidad tiene la responsabilidad de soportar el peso corporal total en los planos sagital y coronal, mientras que la progresión continúa.
- **Avance de la extremidad:** El miembro se balancea a través de tres posturas mientras se eleva, avanza y se prepara para el siguiente intervalo de apoyo.

En la tabla 1 se describen las 8 fases de la marcha, en donde se definen los músculos que intervienen, las fuerzas externas presentes y el porcentaje del ciclo al que corresponden.

**Tabla 1. Fases de la Marcha Humana [5].**

<b>Fase 1 – Contacto inicial</b>	<b>Esquema</b>
<p><u>Intervalo:</u> 0 – 2% del ciclo de la marcha. Incluye el momento cuando el pie toca el suelo.</p> <p><u>Fuerzas externas:</u> Anterior a la cadera y rodilla, posterior al tobillo.</p> <p><u>Activación Muscular:</u> Cadera: Abductores de cadera, M. glúteo medio. Rodilla: M. semitendinoso, M. Sartorio, M. recto interno. Tobillo: M. tibial anterior y extensores de los dedos.</p>	
<p><b>Fase 2 – Respuesta a la Carga</b></p> <p><u>Intervalo:</u> 0 – 10% del ciclo de la marcha. Comienza con el contacto inicial con el suelo y continúa hasta que el otro pie se eleva para el balanceo.</p> <p><u>Fuerzas Externas:</u> Anterior a la cadera, posterior a la rodilla y tobillo.</p> <p><u>Activación Muscular:</u> Abductores de cadera: M. glúteo medio y mayor. Rodilla: M. tensor de la fascia, M. abductor mayor, M. cuádriceps. Tobillo: M. tibial anterior y extensor de los dedos.</p>	



<p><b>Fase 3 – Apoyo Medio</b></p> <p><u>Intervalo:</u> 10 - 30% del ciclo de la marcha.</p> <p>Comienza cuando el otro pie se levanta y continúa hasta que el peso corporal está alineado sobre el antepié.</p> <p><u>Fuerzas Externas:</u> Anterior en la rodilla y tobillo, posterior en la cadera.</p> <p><u>Activación Muscular:</u> M. Gastrocnemio, M. Sóleo.</p>	
<p><b>Fase 4 – Apoyo Final</b></p> <p><u>Intervalo:</u> 30 – 50% del ciclo de la marcha.</p> <p>Comienza con la elevación del talón y continúa hasta que el otro pie toca el suelo. A lo largo de esta fase el peso corporal se mueve por delante del antepié.</p> <p><u>Fuerzas Externas:</u> Posterior a la cadera, anterior a la rodilla y el tobillo.</p> <p><u>Activación Muscular:</u> M. tríceps sural, M. tensor de la fascia lata, M. abductores de la cadera.</p>	
<p><b>Fase 5 – Pre- Balanceo</b></p> <p><u>Intervalo:</u> 50 – 60% del ciclo de la marcha.</p> <p>Comienza con el contacto inicial de la extremidad opuesta y termina con el despegue de la punta de los dedos.</p> <p><u>Fuerzas Externas:</u> Posterior a la cadera y rodilla, anterior al tobillo.</p> <p><u>Activación Muscular:</u> M. flexores de la cadera, M. flexores plantares, M. recto anterior, M. isquiotibiales.</p>	
<p><b>Fase 6 – Balanceo Inicial</b></p> <p><u>Intervalo:</u> 60 – 73% del ciclo de la marcha.</p> <p>Comienza con la elevación del pie y termina cuando el pie oscilante está opuesto al pie de apoyo.</p> <p><u>Fuerzas Externas:</u> Gravedad y momento o inercia.</p> <p><u>Activación Muscular:</u> M. psoas iliaco, M. tensor de la fascia lata, M. abductor medio, M. recto interno y M. recto anterior.</p>	

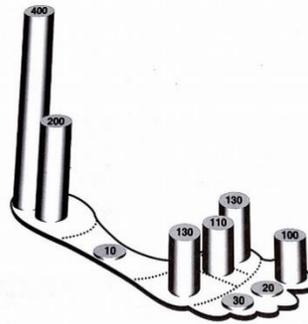


<p><b>Fase 7 – Balanceo Medio</b></p> <p><u>Intervalo:</u> 73 – 87% del ciclo de la marcha.</p> <p>Comienza cuando el miembro oscilante está opuesto al miembro de apoyo y finaliza cuando la extremidad oscilante está hacia adelante y la tibia es vertical.</p> <p><u>Fuerzas Externas:</u> Mayor generación de momento.</p> <p><u>Activación Muscular:</u> M. tibial anterior, M. flexores de los dedos.</p>	
<p><b>Fase 8 – Balanceo Final</b></p> <p><u>Intervalo:</u> 87 – 100% del ciclo de la marcha.</p> <p>Comienza con la tibia vertical y termina cuando el pie toca el suelo.</p> <p><u>Fuerzas Externas:</u> No hay.</p> <p><u>Activación Muscular:</u> M. isquiotibiales, M. abductor mayor, M. cuádriceps.</p>	

## 2.4 Presiones Plantares

Como el peso corporal cae sobre el pie de apoyo, la presión se aplica sobre la planta del pie. La magnitud de compresión es una relación entre la intensidad de la fuerza de carga y la zona del pie en contacto con el suelo. La presión del talón muestra dos patrones: La carga inicial que ocurre en un área lateral posterior, y el peso corporal que cae rápidamente. Esto se traduce a la mayor presión experimentada por el pie. La presión en la cabeza de los metatarsianos difiere entre cada uno de los huesos. En general, las presiones más altas se registran en virtud de la segunda y tercera cabezas de metatarsianos, con fuerzas iguales o ligeramente mayor una de la otra. La figura 8 muestra la secuencia de presión en la planta del pie desde el impacto inicial con el talón hasta el primer dedo.

En comparación con el valor en el talón, las presiones en las cabezas de los metatarsianos varían entre 60% y 100%. Las presiones en los dedos del pie difieren notablemente. El dedo gordo tiene la mayor presión, varía entre 30% y 55% de la del talón [16].



**Fig. 8. Secuencia de peso plantar en kPa [16].**

### **2.4.1 Carga mecánica del pie**

Durante actividades tan cotidianas como pararse y caminar, la superficie plantar está expuesta a las GRF, tales fuerzas conducen a la deformación del tejido. La presión es una relación entre una fuerza aplicada sobre un área a la que se aplica dicha fuerza. Una presión perpendicular a la superficie del tejido conducirá a una deformación compresiva, mientras que una presión paralela a la superficie conducirá a una deformación por cizallamiento, dependiendo de la presencia de fricción.

Cuando una persona está de pie, la magnitud de la GRF es igual al peso corporal. Cada pie experimenta ~50% del peso corporal distribuido sobre toda la superficie plantar. Predomina una fuerza vertical, con fuerzas que podrían decirse insignificantes en las otras direcciones. Como resultado, se produce un moderado pico de presiones plantares, con más presión en el talón que en el antepié. Aunque moderadas, estas presiones son suficientes para ocluir el flujo sanguíneo capilar [9].

Como se menciona en [18] el estar de pie, implica una cierta cantidad de balanceo corporal, por lo que hay variaciones en la cantidad de presión que cada parte del pie experimentará, sin embargo, este efecto puede no ser beneficioso para el flujo sanguíneo capilar. Cuando una persona está caminando, las presiones aplicadas a los pies son más altas que cuando se está de pie, por una serie de razones:

- En primer lugar, el peso es soportado por un solo pie durante una cantidad sustancial de tiempo, ya que ambos pies están en contacto con el suelo solo el 22% del ciclo de la marcha.



- En segundo lugar, diferentes partes del pie hacen contacto con el suelo. Como resultado, la superficie de soporte plantar cambia de tamaño y ubicación, mientras que las GRF avanzan anteriormente desde el talón hasta el hallux.
- En tercer lugar, las GRF varían en magnitud. La componente vertical de fuerza se caracteriza por una curva doble. Estos picos tienen una magnitud de aproximadamente 1.2 veces las producidas por el peso corporal, sin embargo, esto puede aumentar hasta 1.5 veces si aumenta la velocidad de la marcha.

Comúnmente, las presiones más altas ocurren sobre la región de los metatarsos y el primer dedo del pie. Además de las fuerzas verticales, también hay fuerzas horizontales (de cizallamiento) durante la marcha. La magnitud de esta fuerza dirigida hacia delante o hacia atrás, puede ser de cerca del 25% del peso corporal. Estos esfuerzos de cizallamiento también se distribuyen de forma desigual sobre la superficie de apoyo [14].

#### **2.4.2 Distribución del apoyo durante el paso**

Ha sido posible determinar experimentalmente en sujetos de tipo medio una velocidad confortable en el ciclo de la marcha de aproximadamente 71 – 82 m/min (~4- 5 km/h). Como se mencionó anteriormente, el centro de presión del pie empieza por el talón, después, el peso se traslada sobre el borde externo del pie; al atravesar la hilera de las cabezas metatarsianas, la velocidad del desplazamiento del centro de presión disminuye, lo que permite registrar una presión máxima en el centro del antepié; los últimos contactos se hacen, por orden, con la articulación del primer metatarsiano y con el pulpejo del hallux (figura 9).

El contacto con el suelo tiene lugar con el talón que avanza más con el borde externo que con el interno. El antepié baja muy rápidamente, de manera que el sujeto se apoya sobre la parte posterior del pie y el borde externo. El peso total del cuerpo es transferido al pie (único) en contacto con el suelo; pasando por el borde externo, el peso del sujeto se adelanta para cargar sobre toda la superficie del antepié de todos los dedos, sólo el *hallux* es solicitado energéticamente [5].

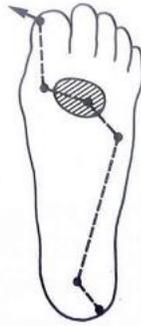


Fig. 9. Trayecto de la distribución del centro de presión durante la fase de apoyo [5].

## 2.5 Patrón de la fase de apoyo

El desarrollo de sistemas para el análisis de la marcha nos ha proporcionado valiosa información acerca del contacto pie-suelo. A una velocidad confortable, se presenta el patrón de la figura 10, con tres fuerzas verticales designadas como F1, F2 y F3 [19].

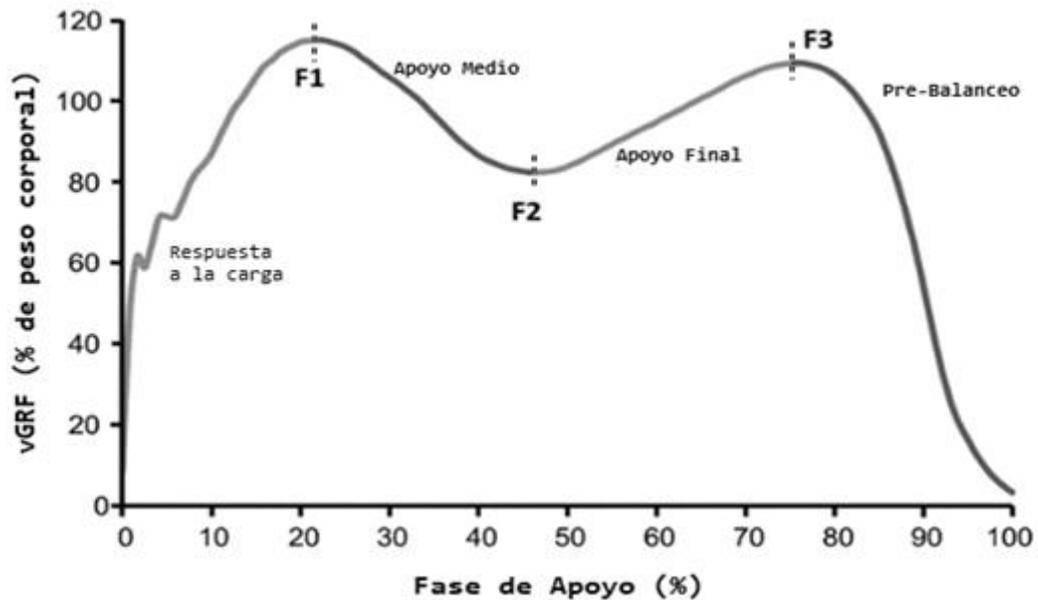


Fig. 10. Patrón de fuerzas de reacción de tierra en la planta del pie durante la marcha [19].

El primer pico F1 se produce en el apoyo medio en respuesta a los eventos de aceptación del peso durante la respuesta de carga. En este momento, el centro de gravedad del cuerpo va disminuyendo rápidamente. Al final del apoyo medio, el valle F2 es creado por el ascenso del centro de gravedad del cuerpo sobre el pie de apoyo. Este valle se ve acentuado por el impulso de la oscilación de la extremidad contralateral que tiende a



descargarse. El segundo pico F3, se produce en el apoyo final, indica de nuevo una aceleración y descenso del centro de gravedad cuando el peso corporal cae hacia adelante sobre el antepié balanceado. Por lo tanto, la fuerza vertical por encima de la línea de peso representa la aceleración que cae sobre el miembro inicial y luego cae sobre el antepié al terminar [16].

### 2.5.1 Descomposición de los vectores de fuerza en los tres planos

El patrón mostrado en la figura anterior (Fig. 10) es el más conocido y estudiado en el análisis de la marcha, sin embargo, dicho trazado solo corresponde a las cargas verticales aplicadas. Con el uso constante de las plataformas de fuerza se ha podido obtener tres trazados que corresponden a los tres planos del espacio (figura 11).

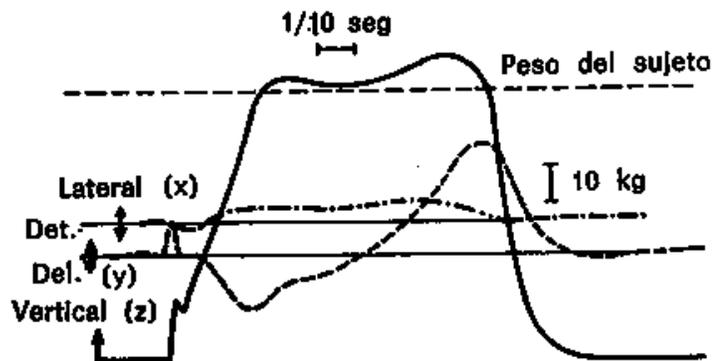


Fig. 11. Descomposición de las fuerzas de contacto del pie con el suelo en compresión vertical (Z), deslizamiento lateral (X) y deslizamiento anteroposterior (Y) [5].

El trazado “Z” de la figura 12 corresponde a la carga vertical. Una deflexión inmediatamente después de la toma de contacto del talón corresponde al amortiguamiento en las partes blandas del talón. Con el contacto del talón y la carga de todo el peso del cuerpo sobre un solo pie, se registra habitualmente entre un 110% y 120% del peso del sujeto (a una velocidad confortable). El miembro inferior contralateral, lanzado hacia arriba en una breve aceleración, permite una ligera “levitación” del sujeto, entre 10% y 40% del peso del cuerpo aproximadamente. Una última sobrecarga corresponde al momento de la propulsión con el antepié: es bastante discreta y no corresponde verdaderamente a un impulso.

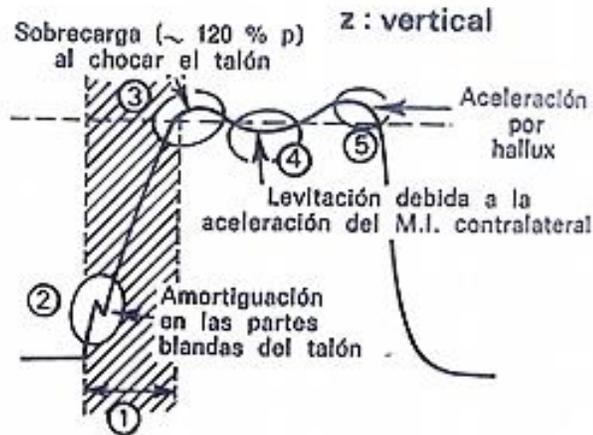


Fig. 12. Cargas verticales [5].

El trazado “Y” corresponde a los vectores de fuerza anteroposterior del pie. En la figura 13 el pie resbala hacia atrás en el momento del contacto talón-suelo. Inmediatamente después, el talón resbala hacia delante; hay inversión de tensiones más deslizamiento posterior cuando el pie intenta propulsar al caminante.

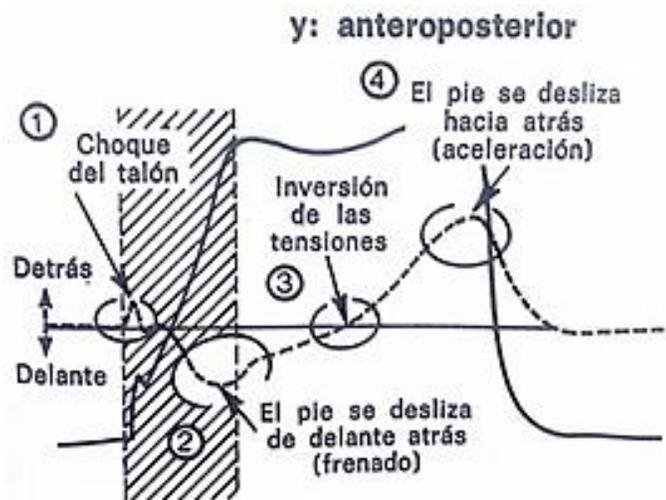


Fig. 13. Vector anteroposterior [5].

El trazado “X” corresponde a los desplazamientos laterales del pie (figura 14). Se presenta desplazamiento medial (hacia el centro de cuerpo) en el momento del contacto talón-suelo, como si el sujeto quisiera lanzarse lateralmente; luego una tensión lateral durante casi toda la duración del apoyo [5].

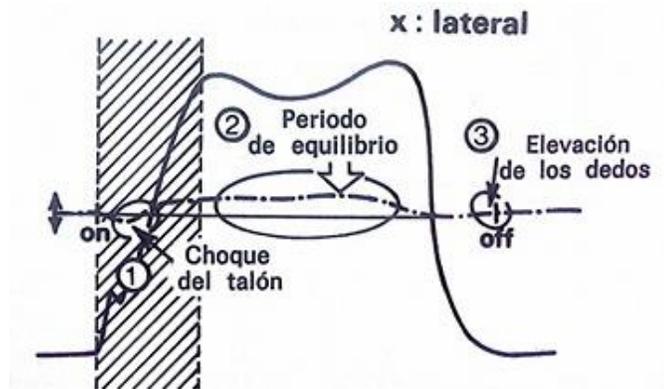


Fig. 14. Vector lateral [5].

## 2.6 Plataformas de Fuerza

Este instrumento ha contribuido en gran medida al estudio científico de la marcha y ahora es un equipo estándar en los laboratorios de análisis de la marcha. Mide la dirección y magnitud de las fuerzas de reacción debajo de los pies. Un diseño inicial fue descrito por Amar en 1924 y una mejora fue realizada por Elftman en 1938. Ambos aparatos eran puramente mecánicos, la fuerza aplicada a la plataforma causaba el movimiento de un puntero. En el diseño de Elftman los punteros fueron fotografiados por una cámara de cine de alta velocidad.

Consiste en una plataforma rígida suspendida en transductores piezoeléctricos o galgas extensiométricas (*strain gauges*). Por cada esquina de soporte tiene tres sensores fijados en ángulos rectos (ortogonales) a los otros, miden la carga vertical y las fuerzas cortantes horizontales. En la figura 15 se pueden observar un esquema de una plataforma de fuerza y la dirección de las fuerzas de registro.

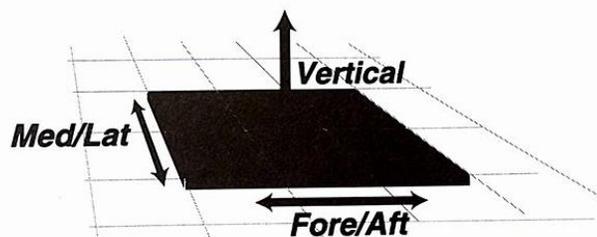


Fig 15. Plataforma de fuerza y fuerzas de registro. Fore/Aft: Fuerza horizontal anteroposterior y Med/Lat: fuerza horizontal mediolateral [16].



## **2. 7 Diabetes**

La diabetes es un grupo de enfermedades caracterizadas por un alto nivel de glucosa en la sangre, resultado de defectos en la capacidad del cuerpo para producir o usar insulina [20]. Una de las principales patologías asociadas es el pie diabético, este es un estado patológico susceptible de conducir a la descompensación tisular en el pie y la pierna que desembocará en morbilidad, infección y posible amputación.

Podemos definir tres factores principales implicados en la aparición de lesiones a nivel de los pies en los pacientes diabéticos, estando interrelacionados entre ellos: isquemia, neuropatía e infección.

-Isquemia: Es la detención o disminución de la circulación de sangre a través de las arterias de una zona determinada, que comporta un estado de sufrimiento celular por falta de oxígeno y materias nutritivas en la zona afectada. La isquemia es consecuencia de una macroangiopatía de vasos de mediano y gran calibre [21]. Se produce lesión endotelial con posterior esclerosis, que lleva a un capilar limitado, con pérdida en la capacidad de la función autorregulatoria. La migración de leucocitos y la difusión de oxígeno se deterioran. El aumento de la derivación arterio-venosa asociado con la neuropatía, lleva a hiperemia e inflamación, aumento de la permeabilidad capilar y formación de edema, disminuyendo la capacidad de respuesta a una lesión. Además, algunas arterias de diabéticos con frecuencia contienen exceso de calcio (esclerosis de Monckeberg), haciéndolas rígidas y no compresibles [1].

- Neuropatía: Está presente en alrededor del 80% de los pacientes diabéticos con lesiones en pies [21]. Es un conjunto de trastornos nerviosos causados por la diabetes. Puede manifestarse con atrofia muscular y debilidad, que puede llevar a alteración en la estabilidad de la marcha. Producirá traumatismo interno responsable de la hipertensión plantar que se manifiesta por la hiperqueratosis (callos). Implica la pérdida de la función de las glándulas sudoríparas, lo que lleva a piel seca, predisponiendo al agrietamiento de la piel e infecciones. También puede manifestar con un pie falsamente caliente por la pérdida de tono vascular simpático periférico, que aumenta el flujo arterial y puede conducir a edema, osteopenia y en un grado mayor a neuroartropatía de Charcot. Los



pacientes llegan a ser incapaces de detectar un traumatismo en el pie y, por lo tanto, no hay respuesta al dolor. Esto hace que incluso una pequeña ampolla puede progresar a úlcera crónica y amputación en corto tiempo si no es detectado oportunamente [1].

### **2.7.1 Mecánica del pie del diabético**

Debido a la función que tienen, los pies presentan una piel gruesa, almohadillada y rígida. La distribución del peso en el pie y la función del primer dedo durante el impulso son los principales factores en el desarrollo de úlceras en la región plantar. El peso es transmitido a la cara medial del pie, sometiendo al primer dedo a una gran presión en el momento del impulso. Se ha visto que en los diabéticos existe proporcionalmente menos fuerza transmitida a los dedos. En general, existe una importante variación en el patrón de distribución de fuerzas verticales en la superficie plantar de diabéticos.

La debilidad de los músculos flexores largos y cortos, así como de los intrínsecos, parece ser la causa de esta variación. El resultado es un aumento de la carga sobre la región de los metatarsianos, especialmente en la cabeza del primero. La ulceración suele ocurrir en el sitio que soporta la máxima fuerza vertical y de máxima formación de callo, generalmente en la cabeza de los metatarsianos (figura 16).

Podemos clasificar las fuerzas mecánicas en cuatro grupos:

1. La fricción de la piel y el suelo, que producirá una ampolla.
2. El impacto del talón, que soporta el peso del cuerpo, provoca un daño tisular repetitivo.
3. La compresión al caminar o correr causa presiones localizadas intermitentes, especialmente en la cabeza de los metatarsianos.
4. El cizallamiento, por último, puede romper tejido previamente dañado por la falta de elasticidad.

Los pies de los diabéticos van a desarrollar una serie de deformidades, que contribuirán a su ulceración. La alteración del balance entre músculos flexores y extensores trae como resultado la aparición de dedos en garra o en martillo. Además, se produce una



prominencia en la cabeza de los metatarsianos, principalmente en el primero y el quinto. También aumenta la frecuencia de fracturas [1].



**Fig. 16. Hiperqueratosis. Engrosamiento de la capa externa de la piel que se presenta en los sitios de mayor presión [1].**

## **2.8 Estado del Arte**

El análisis de la marcha ha demostrado una progresión constante. A través de los años se han desarrollado métodos sofisticados de medición, análisis y modelado matemático de las fuerzas que actúan sobre un cuerpo como resultado de la interacción de éste con una superficie de apoyo [16]. Las GRF tienen un significado clínico y reflejan la fuerza dinámica que se produce en la marcha entre el pie y la superficie de apoyo [15].

Los instrumentos más convencionales de registro de GRF son las plataformas de fuerzas que son montadas sobre el suelo, o bien, son fijados en los pies del sujeto. Un diseño inicial de este instrumento fue descrito por Amar en 1924, donde la fuerza aplicada a la plataforma causaba el movimiento de un puntero [10].

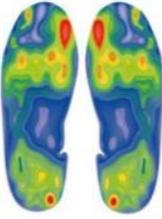
En 1992 Alvarado [17] desarrolló un sistema de monitoreo cuya función era la de adquirir, mostrar y medir la componente vertical de las GRF producidas durante la marcha. El prototipo consistió en una sandalia transductora tipo capacitiva, con la finalidad de ayudar al experto a localizar posibles anomalías en la marcha del individuo.

Con el paso de los años, se fueron perfeccionando técnicas de monitoreo y análisis de las presiones plantares, sustituyendo los sistemas fijos. Davis et al. en 1998 [22]



diseñaron un dispositivo para medir simultáneamente la presión vertical y el esfuerzo cortante (fuerzas anteroposterior y mediolateral) distribuidos bajo la superficie del pie. El sistema utilizaba galgas extensiométricas y consistía en 16 transductores individuales dispuestos en una matriz de 4 por 4. Esto sugiere que el esfuerzo cortante y la presión deben considerarse en conjunto, ya que puede ser que ciertas combinaciones de tensiones verticales y de esfuerzo resulten escenarios de carga que son más perjudiciales que otros [23]. A continuación, se presenta la tabla 2 que describe algunas de las tecnologías desarrolladas recientemente en el mundo.

**Tabla 2. Desarrollo de tecnologías en el mundo.**

Nombre	Tipo de sensor	Características	Procedencia	Imagen
	> 48 sensores de presión	Rango de presión de 30-1200 kPa, contiene acelerómetro, giroscopio y un compás.	China	
	Hasta 64 puntos de medida	Rango de medida de 0 – 1200 kPa y una resolución de 0.1 kPa. Comunicación mediante tecnología Wifi.	España	
	13 sensores capacitivos	Cuenta con un acelerómetro, comunicación bluetooth	Alemania	
<b>F-Scan System</b> 	960 sensores resistivos	Rango de presión de 345-862 kPa, extremadamente delgado 0.15 mm	EE. UU	

Chen y Bates en el 2000, comparan la plantilla F-Scan de Tekscan Inc. con los datos obtenidos de una plataforma de fuerza que también se encuentra ya en el mercado (AMTI



*forceplate*), midieron la componente vertical de las GRF en la fase de apoyo durante la marcha. En su trabajo, hablan también de la importancia del avance de la tecnología para el desarrollo de nuevos dispositivos que proporcionen información más detallada [15].

En el 2007, Martínez y otros [24] realizan un estudio de comparación de las presiones soportadas por el antepié en un grupo de pies normales y un grupo de pies con *hallux valgus*. Para el desarrollo de pruebas utilizaron las plantillas instrumentadas Biofoot/IBV, obteniendo valores de presiones significativas en la primera cabeza metatarsal y el *hallux*.

Un estudio de comparación entre las variables de presión y de cizallamiento plantar en grupos de diabéticos y sujetos control, es una alternativa para determinar los parámetros específicos en cada uno de los grupos. Yavuz et al. en el 2008 [25] desarrollaron un sistema personalizado que consta de 80 transductores dispuestos en una matriz de 8 por 10, cada uno con un área superficial de 1.27 cm por 1.27 cm. El dispositivo se colocó sobre el suelo para crear una plataforma. Aunque el tamaño total del dispositivo no era lo suficientemente grande como para permitir mediciones de fuerza bajo toda la superficie plantar, era suficientemente grande para examinar la zona del antepié. Esta región es de interés primario ya que las úlceras diabéticas ocurren principalmente en el área del antepié.

Las revisiones anteriores describen la tecnología, pero no la relación entre las características del sensor y los datos asociados. Urry [26], en su informe revisa las características de algunos sensores registrados en la literatura. También muestra cómo el diseño del sensor influye en los datos y explica por qué una apreciación realista de los hallazgos clínicos requiere una comprensión preliminar del sensor elegido.

En el 2010 Morris y colaboradores desarrollan un sistema de retroalimentación de extremidad inferior (LEAFS, por sus siglas en inglés) que es un dispositivo de inserción con sensores de fuerza, evaluaron asimetrías en la marcha en individuos con amputaciones de miembros inferiores a nivel transtibial [27].



Los sensores de fuerza resistivos (FSR, *force sensing resistors*) son un tipo de resistencia variable que disminuye cuando una fuerza es aplicada. Este tipo de dispositivos han sido recientemente adoptados para el análisis de las presiones plantares. En el 2012, Yuan et al. [28] describen el desarrollo de un sistema de exploración de presiones plantares mediante el uso de sensores de fuerza resistivos colocados en una bota ortopédica, la cual permitía enviar los datos obtenidos mediante una red inalámbrica a un computador.

Más recientemente, en el 2014 Hedge y Sazonov [29] desarrollan el SmartStep que es un sistema “*wearable*”, basado en una plantilla genérica la cual comprende un acelerómetro 3D, un giroscopio y sensores resistivos. El SmartStep está conectado de forma inalámbrica a una aplicación de Android con capacidad de visualización y registro de datos



## Capítulo 3

### Desarrollo

En esta sección se describe el procedimiento que se llevó a cabo para el desarrollo del sistema de monitoreo de las presiones verticales plantares, particularmente en los puntos críticos de apoyo durante la marcha humana. Asimismo, se presentan los componentes y materiales utilizados, se analizan cada una de sus etapas para cumplir los siguientes objetivos:

- Obtención de los valores de presión mediante sensores de tipo piezorresistivo colocados en puntos específicos del pie.
- Envío de los resultados obtenidos a un computador por medio de una red inalámbrica a una interfaz gráfica para su análisis y almacenamiento.
- Análisis de la distribución del peso en la región plantar y las variaciones en los patrones de distribución.

El esquema del sistema propuesto se muestra en el diagrama de bloques de la figura 17, el cual consta de cuatro partes principales: la plantilla con los sensores (adquisición de datos), la digitalización por medio de un convertidor análogo- digital (ADC), el envío de los datos y la interfaz gráfica.

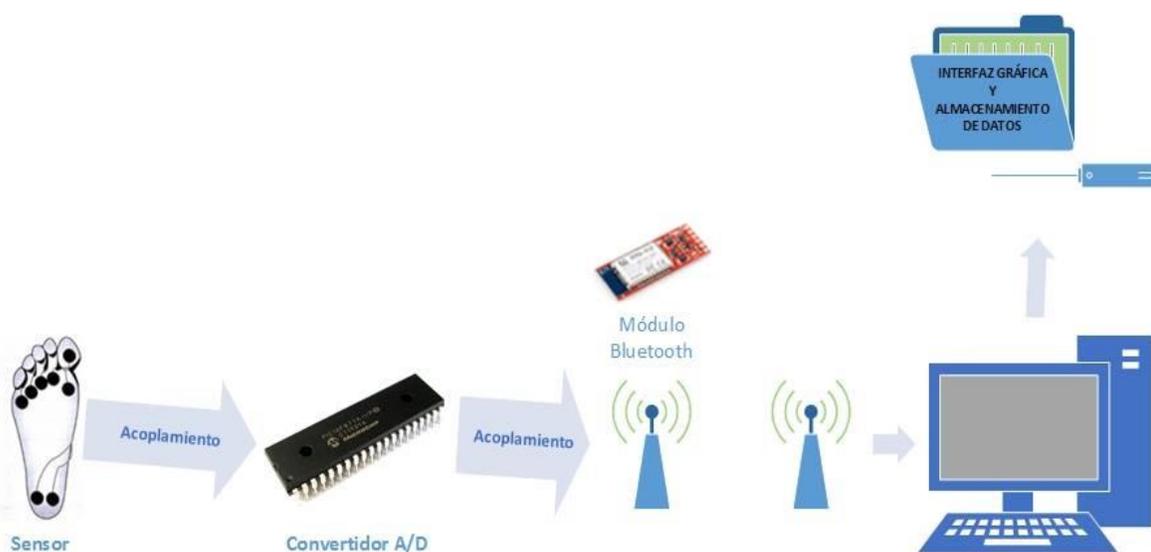


Fig. 17. Diagrama de bloques del sistema propuesto.



### 3.1 Selección del Sensor

Los factores que se deben tomar en cuenta para la medición de las presiones plantares incluyen un rango de salida adecuado, precisión en las medidas, precio accesible y facilidad de integración del sensor.

La piezorresistividad es la propiedad de algunos materiales conductores, cuya resistencia eléctrica cambia cuando se somete a un esfuerzo o estrés mecánico. La resistencia depende de la cantidad de fuerza aplicada al material. Sin la aplicación de fuerza, el material piezorresistivo ofrece una resistencia eléctrica de varios mega-ohms ( $M\Omega$ ) y cuando se aplica fuerza, su resistencia disminuye al rango de kilo-ohms ( $k\Omega$ ).

Consisten generalmente en polímeros conductores, la película de sensado contiene partículas eléctricamente no conductoras y conductoras suspendidas en una matriz. Cuando se aplica una fuerza, el contacto entre las partículas aumenta y como resultado, la resistencia de la película disminuye. En este tipo de sensores la caída de resistencia es inversamente proporcional a la fuerza aplicada. El efecto de resistencia inversa significa que la conductancia del sensor es directamente proporcional a la fuerza.

Los sensores FlexiForce® son un tipo de sensor de fuerza compuesto de un material piezorresistivo, intercalado entre dos piezas de poliéster flexible con conductores de plata impresa en cada mitad interior. El sensor resultante que se presenta en la figura 18 es muy delgado, con solo 8 mils de grosor.



**Fig. 18. FlexiForce® A201 [30].**

Los sensores estándar se ofrecen en el rango de fuerza de 0 a 1 lb, 0 a 25 lb y 0 a 100 lb. Según el fabricante, las sobrecargas de hasta  $10,000 \text{ lb/in}^2$  o  $703.06 \text{ kg/cm}^2$  (límite del plástico) pueden ser soportadas en algunas versiones del sensor. Para medir fuerzas



dentro o fuera de estos rangos, se recomienda el uso del siguiente circuito (figura 19) [30].

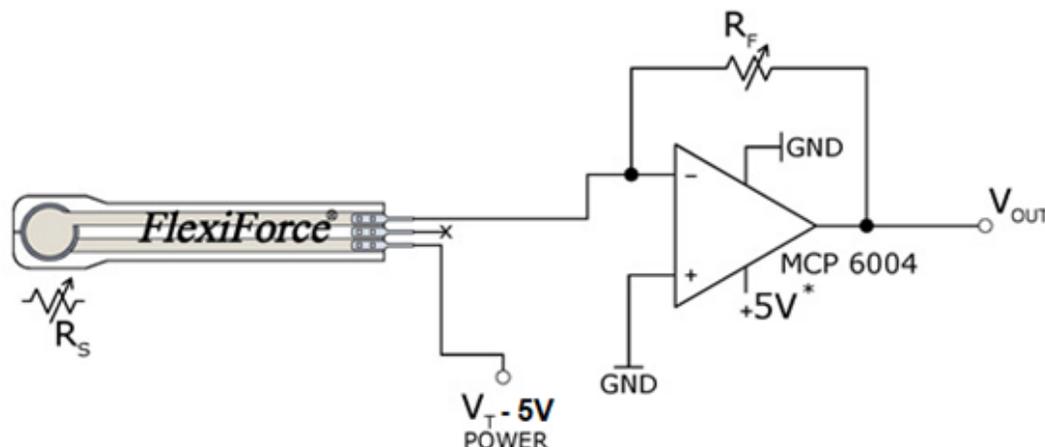


Fig. 19. Circuito de acondicionamiento típico para FlexiForce® [30].

Las características físicas del sensor FlexiForce® modelo A201 se muestran en la siguiente tabla:

Tabla 3. Características físicas del sensor piezorresistivo FlexiForce® Modelo Estándar A201 [30].

<b>Espesor</b>	0.203 mm (0.008 in.)
<b>Longitud</b>	191 mm (7.5 in.)
<b>Ancho</b>	14 mm (0.55 in)
<b>Área de sensado</b>	9.53 mm (0.375 in.) diámetro
<b>Conectores</b>	3 pines macho (el pin central es inactivo)
<b>Sustrato</b>	Poliéster (ej: Mylar)
<b>Espacio entre pin</b>	2.54 mm (0.1 in.)

Este tipo de sensores cuenta con una muy amplia variedad de aplicaciones debido a sus características tanto físicas como funcionales; la tabla 4 muestra sus características eléctricas típicas. El diseño proporciona un amplio rango de resistencia, alta linealidad, baja deriva y bajo consumo de energía. Asimismo, el cambio en la lectura de fuerza por grado de temperatura es de 0.36% / °C ( $\pm 0.2\%$  / °F).



**Tabla 4. Comportamiento típico del sensor FlexiForce modelo estándar A201 [30].**

	<b>Comportamiento típico</b>	<b>Condiciones de evaluación</b>
<b>Linealidad (error)</b>	< $\pm 3\%$	Línea de 0 a 50% de carga
<b>Repetibilidad</b>	< $\pm 2.5\%$ de escala completa	Sensor acondicionado, 80% de la fuerza aplicada.
<b>Histéresis</b>	< 4.5% de escala completa	Sensor acondicionado, 80% de la fuerza aplicada.
<b>Deriva</b>	< 5% por escala de tiempo logarítmica	Carga constante de 111 N (25 lb).
<b>Tiempo de respuesta</b>	< 5 $\mu$ s	Carga de impacto, salida registrada en el osciloscopio.
<b>Temperatura de operación</b>	-40°C – 60°C (-40°F – 140°F)	Tiempo necesario para que el sensor responda a una fuerza de entrada.

Además, los FlexiForce® pueden conectarse a sustratos más rígidos, como plástico duro o metal, si el ambiente de la aplicación lo exige. Por lo tanto, su funcionamiento de baja potencia hace de ellos un candidato ideal para sistemas de medición de fuerza portátiles y de bajo costo.

### 3.2 Posicionamiento de los sensores

Después de realizar algunas investigaciones en el estado del arte [31-37], se determinaron las regiones de la planta del pie con mayores presiones durante la marcha normal. Se encontró que la distribución de las cargas generalmente se registra en el talón, seguido de las cabezas de los metatarsianos, para terminar con el primer dedo del pie (véase figura 9 del capítulo 2). Por tal motivo, se determinó la colocación de 8 sensores distribuidos en cada plantilla como se muestra en la figura 20 y en la tabla 5.

### 3.3 Construcción de la plantilla

El diseño propuesto para el desarrollo de la plantilla utiliza como componente principal el neopreno, el cual es un caucho sintético flexible, que no se distorsiona con la flexión y resistente a temperaturas muy altas. Estas características hacen del neopreno un material con múltiples aplicaciones, entre ellas, la fabricación de plantillas.



Los sensores FlexiForce® se adhirieron sobre una base de neopreno de 1.6 mm de grosor. Sobre los sensores se colocó otra capa de neopreno del mismo grosor para protegerlos de la fricción con la planta del pie. El diseño final de la plantilla consta de dos partes, la parte del talón que contiene 3 sensores y la parte del antepié con los 5 sensores restantes. La plantilla fue dividida en dos con el propósito de que sea adaptable a cada persona y al tamaño de su pie, además, la plantilla proporciona un diseño durable que permite modificaciones fáciles.

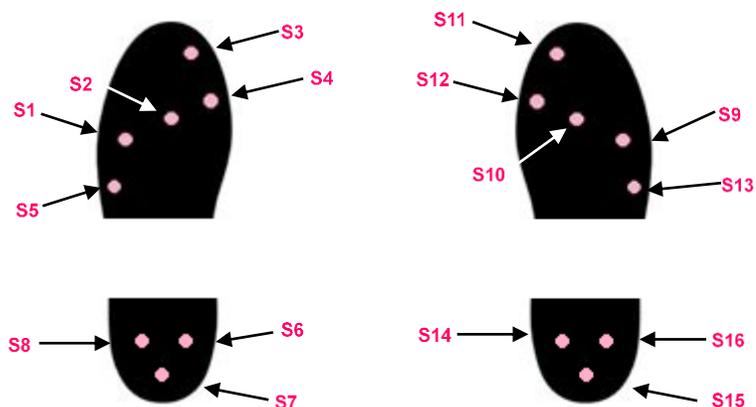


Fig. 20. Colocación de los sensores en zonas de mayor presión plantar [31-37].

Tabla 5. Distribución de los sensores en la plantilla instrumentada.

# de Sensor	Posición – Pie izquierdo	# de Sensor	Posición – Pie derecho
S1	5° cabeza metatarsiana, M5	S9	5° cabeza metatarsiana, M5
S2	3° cabeza metatarsiana, M3	S10	3° cabeza metatarsiana, M3
S3	1er dedo, H	S11	1er dedo, H
S4	1° cabeza metatarsiana, M1	S12	1° cabeza metatarsiana, M1
S5	Zona externa del antepié, AE	S13	Zona externa del antepié, AE
S6	Zona interna del talón, TI	S14	Zona interna del talón, TI
S7	Zona media del talón, TM	S15	Zona media del talón, TM
S8	Zona externa del talón, TE	S16	Zona externa del talón, TE

### 3.4 Circuito de Acondicionamiento

En este proyecto es esencial construir un circuito eléctrico para detectar la salida de los sensores piezorresistivos. En la hoja de datos del FlexiForce® A201 se propone un circuito de acondicionamiento recomendado por el fabricante (vea figura 19). El circuito de acondicionamiento es un circuito amplificador inversor con el sensor piezorresistivo conectado a la entrada negativa.



Para el diseño del circuito impreso se empleó el software *Altium Designer® Summer 09*, donde fue trazado su esquemático y enrutado tomando en cuenta cada una de las entradas analógicas de sensado (8 sensores por cada pie).

El objetivo del circuito es obtener un voltaje de salida analógico proporcional a la fuerza aplicada en el área activa del sensor. La versión final del circuito consta de 3 etapas; la primera etapa es la fuente de alimentación que provee el voltaje necesario para el funcionamiento de cada uno de los componentes del sistema, además, contiene un indicador de bajo voltaje. La segunda etapa es la adquisición y amplificación de la señal y la tercera etapa incluye la digitalización por medio de un microcontrolador seguido de un módulo bluetooth para el envío de datos. El sistema completo se presenta en el anexo 1, el cual fue impreso en una placa de cobre con fibra de vidrio como soporte. Un diagrama simplificado se muestra en la figura 21.

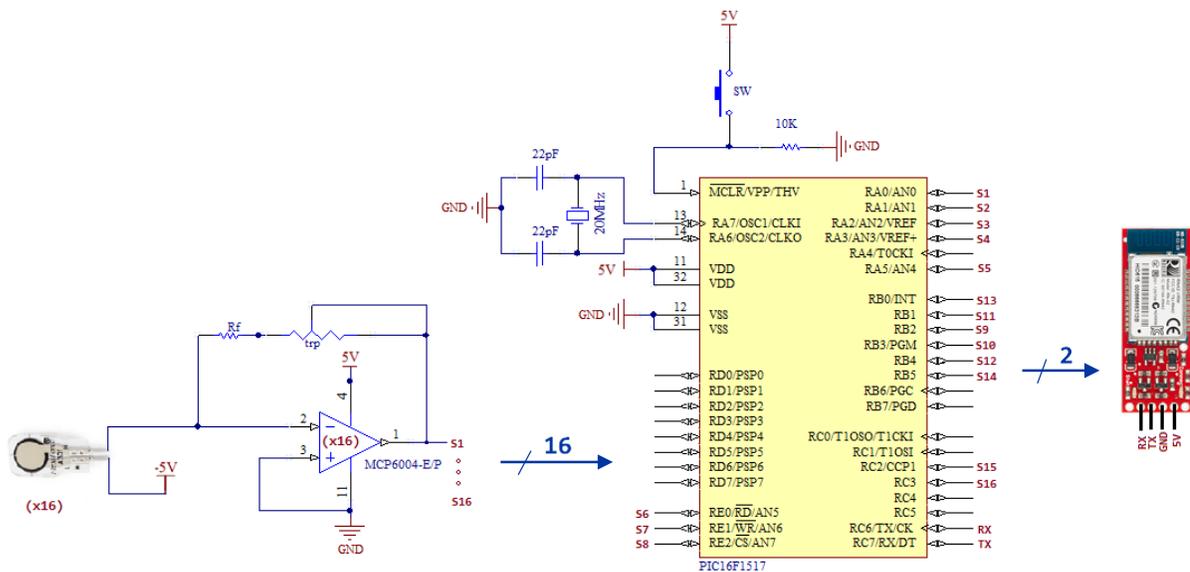


Fig. 21. Diagrama eléctrico del sistema.

### 3.4.1 Alimentación del sistema

Para la alimentación del circuito de acondicionamiento se empleó una batería de LiPo (abreviatura de Litio y Polímero) que da una salida de voltaje de 3.7 V y 750 mA. Este voltaje es regulado a 5 V por medio de un módulo DC- DC XI6009 *step up*. Como el voltaje de referencia de los sensores es de -5 V se utilizó el convertidor DC-DC AM2D-



0505D-NZ de la compañía *Aimtec* que entrega una salida bipolar ( $\pm 5$  V) con una corriente máxima de 200 mA.

El indicador de bajo voltaje de la batería se realizó con base en un amplificador operacional OPA241 configurado como comparador de voltaje. El voltaje de referencia es de 3.3 V y está dado por un diodo Zener. El voltaje a comparar es el entregado por la batería de LiPo, de tal manera que cuando éste disminuye hasta un valor menor a 3.3 V la saturación positiva en la salida del comparador enciende un LED (diodo emisor de luz) de aviso. La figura 22 muestra el diagrama eléctrico del sistema descrito.

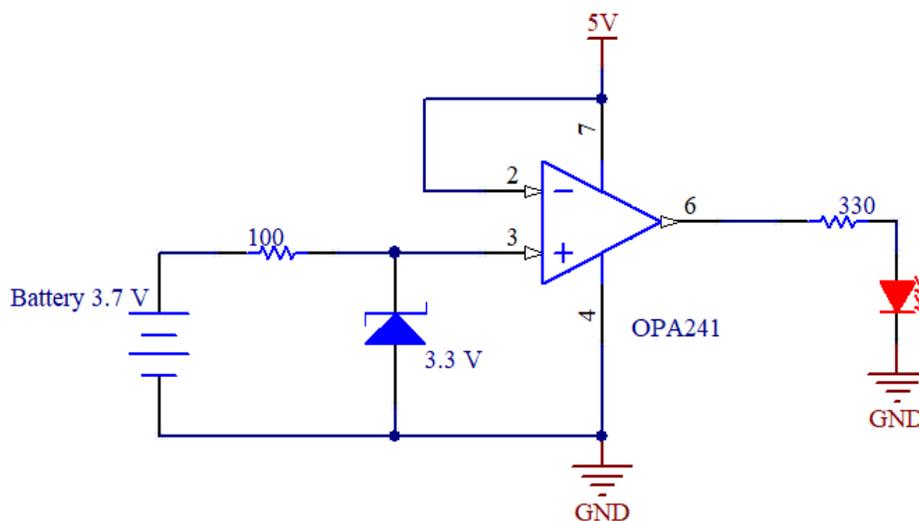


Fig. 22. Diagrama eléctrico de indicador de bajo voltaje.

También se agregó un módulo cargador de baterías de Litio, el cual permite realizar la carga proporcionando un voltaje de entrada de 5 V y una corriente máxima de 1 A. El dispositivo incluye entrada micro USB para su fácil empleo.

### 3.4.2 Adquisición de datos

Para el diseño del circuito de adquisición de datos se utilizó el op-amp MCP 6004 de *Microchip Technology Inc.* que es un amplificador operacional de tecnología CMOS (*Complementary metal-oxide-semiconductor*), de bajo consumo y con un ancho de banda de 1 MHz. Su voltaje de alimentación es de +5 V y GND, esto permite que la salida de



voltaje varíe de 0 a 5 V, y evita niveles de voltaje negativos durante la digitalización de la señal.

Dado que se trata de una configuración inversora con una resistencia de retroalimentación  $R_F$ , la ganancia del amplificador se determina por la relación entre la resistencia de entrada (dada por el sensor) y la de retroalimentación. Por lo tanto, la ganancia cambia dependiendo del valor de la resistencia en el bucle de retroalimentación negativa. Cuando se aplica una carga, la resistencia del sensor disminuye exponencialmente y el circuito de acondicionamiento detectará este cambio de resistencia y lo convertirá en un cambio lineal de voltaje. Entonces, el valor de  $R_F$  debe ser elegido para permitir grandes cargas, pero aun así ser lo suficientemente sensible como para ser capaz de medir los cambios menores de fuerza.

El MCP6004 es un amplificador operacional cuádruple, por lo que se utilizaron dos por cada pie, la resistencia de retroalimentación está dada por una resistencia en serie con un *trimpot*, para mayor precisión de su valor. Las entradas de los sensores van a dos conectores XG4C hembras, uno para cada pie.

En la parte del diseño es importante tomar en cuenta una de las sugerencias del fabricante, en la que menciona que si se requiere medir fuerzas arriba de 100 lb (~45.35 kg) es necesario variar el voltaje de alimentación del sensor y la resistencia de retroalimentación, por tal motivo, se realizaron pruebas para determinar los valores requeridos en este proyecto, los experimentos son detallados en la sección 3.5.

### 3.4.3 Digitalización y envío de datos

Finalmente, los datos obtenidos son transmitidos de forma inalámbrica a un receptor remoto (computadora) por medio de una antena bluetooth utilizando el protocolo de comunicación UART.

El módulo BlueSMiRF de *SparkFun Electronics* contiene un transceptor bluetooth, capaz de enviar y recibir datos. Este dispositivo tiene un alcance de transmisión de 10 m y es de bajo consumo.



El módulo cuenta con las siguientes características para la comunicación inalámbrica:

- Frecuencia: 2.4 GHz ~ 2.524 GHz
- Voltaje de funcionamiento: 3.3 V - 6 V
- Comunicaciones de serie: 2400 bps -115200 bps
- Temperatura de funcionamiento: -40°C ~ +70°C
- Antena incorporada
- Dimensiones: 45 mm x 16.6 mm x 3.9 mm
- Configurable por USART
- Recibe Comandos AT
- Con modo de bajo consumo

Los parámetros de transmisión serial son de 9600 baudios, 8 bits, sin paridad, transmisión asíncrona. En el anexo 2 se presenta un diagrama de flujo de la programación desarrollada en el microcontrolador para la adquisición de las señales analógicas y la transmisión de datos.

Los datos son enviados por los pines Rx/Tx del módulo hacia el puerto serial de la computadora (puerto COM). El puerto serial es una interfaz de comunicaciones de datos digitales, donde la información es transmitida bit a bit enviando un solo bit a la vez. Por medio del software Matlab® se leen e interpretan los datos, para luego ser graficados mediante una interfaz gráfica. En el anexo 3 se muestra un diagrama de flujo general de la programación desarrollada para la lectura de los datos en Matlab®.

#### **3.4.4 Gabinete**

Las tablillas del circuito de acondicionamiento, y sus demás componentes, se instalaron dentro de un gabinete de PLA (ácido poli-láctico), el cual es un filamento para impresoras 3D. Fue diseñado con el software SolidWorks® 2014 y cuenta con medidas de 125 mm x 101 mm x 65 mm (Ver Anexo 5). Su colocación será en la cintura del paciente, por lo que se agregó un cinturón ajustable y dos sujetadores para los cables. La figura 23 muestra el dibujo digital del gabinete.

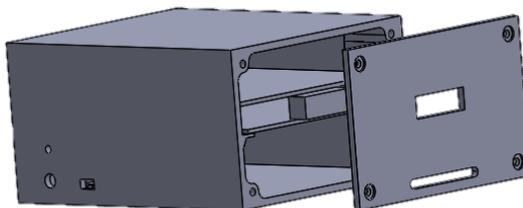


Fig. 23. Diseño del gabinete en 3D.

### 3.5 Pruebas de Caracterización

En los experimentos de caracterización de los sensores FlexiForce® se aplicaron una serie de fuerzas conocidas sobre el área de sensado. Se registró el valor de resistencia correspondiente a la salida del sensor. Dichos registros se efectuaron utilizando un multímetro digital portátil de marca FLUKE modelo 177, que cuenta con una precisión de  $\pm (0.09\% + 2)$  y una resolución de 0.1 mV y 0.1  $\Omega$ .

El área de sensado es de 71.33 mm<sup>2</sup>, si la huella de la carga aplicada es mayor que el área de sensado, en el manual del fabricante [38] se recomienda utilizar un “*puck*” o disco. Un *puck* es una pieza de material rígido (un poco más pequeño que el área de sensado) que se coloca sobre éste para asegurar que toda la trayectoria de carga se aplique a esa área. En este proyecto, los discos fueron fabricados de aluminio con 9.50 mm de diámetro y 0.95 mm de espesor.

Posteriormente, se realizaron ensayos de compresión utilizando una prensa servo mecánica AG-1 Shimadzu (Japón) con capacidad de hasta 100 kN (figura 24) proporcionada por el laboratorio de Ensaye de materiales de la Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica del Instituto Politécnico Nacional (ESIME- IPN). La máquina cuenta con una lista de unidades que pueden ser seleccionadas según el ensayo requerido; en este caso, se eligieron los kilogramos fuerza (kgf). Para las mediciones se tomó como modelo estándar una persona con un peso de 100 kg.



En el momento de apoyo de la marcha humana el talón soporta todo el peso del cuerpo, además estudios muestran que, durante la marcha, a velocidad normal (~4–5 km/h), el pie soporta hasta 1.2 veces el peso corporal [17]. Por tal motivo, se eligió como peso máximo 110 kg, suponiendo que todo el peso es aplicado sobre el área de sensado.



**Fig. 24. Máquina Universal AG-1 Shimadzu – 100kN.**

Entonces, el intervalo de fuerzas aplicadas para la validación va de 0 hasta 110 kgf con pasos de 10 kgf.

**Procedimiento:**

A continuación, se describe el método empleado para obtener las curvas de desempeño en cada uno de los experimentos realizados:

- Se fijó el sensor sobre una base metálica, adhiriendo con cinta para evitar su deslizamiento sobre la superficie.



- Se colocó la base metálica sobre las placas de sujeción de la prensa servo mecánica (figura 25).



Fig. 25. Colocación del sensor durante las pruebas de caracterización.

- Con ayuda del dial localizado en la derecha inferior de la pantalla, se fija la fuerza que se desea aplicar.
- 10 segundos después de aplicar la carga, se registra el valor de salida.
- Después de registrar el valor de resistencia, se descarga la máquina (vuelve a 0 kgf) para aplicar un nuevo valor de carga.

Con el fin de obtener una resistencia de retroalimentación idónea para cada sensor, se ejecutó el mismo ensayo a cada uno de éstos. Además, fue necesario demostrar la repetibilidad en las mediciones y el amortiguamiento que ejerce el neopreno en cada medida.

### 3.5.1 Amortiguamiento del material

Para comprobar si existen cambios en la salida causados por el amortiguamiento del neopreno como soporte de los sensores, fueron efectuadas dos pruebas: la

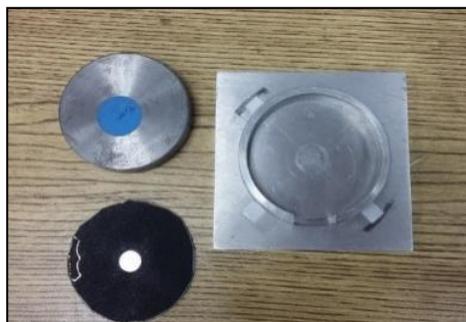


Fig. 26. Material utilizado durante la ejecución de pruebas.



primera, insertando el *puck* en un trozo de neopreno, en la segunda prueba, el *puck* fue colocado directamente sobre el sensor, sin algún material interpuesto entre el sensor y el disco. En los dos casos, sobre el sensor se colocó una estructura metálica, que tiene como función ayudar a que la carga se aplique directamente sobre el área de sensado (ver figura 26).

El peso total de la base metálica y el trozo de neopreno fue de 184.27 g que deberá ser considerado en los resultados. Los resultados obtenidos se observan en la sección 4.1.2.

### **3.5.2 Repetibilidad**

Tomando en cuenta todo lo anterior, se dispuso a realizar las pruebas de repetibilidad del sistema en las que se establecieron las siguientes medidas:

- Las pruebas se realizaron sin el material de amortiguamiento entre el sensor y la fuerza aplicada.
- El sistema tiene una resistencia de referencia de 5 k $\Omega$ .

Se realizaron tres experimentos con las mismas condiciones y los resultados obtenidos se muestran en la sección 4.1.3.

### **3.5.3 Calibración**

La calibración es el método por el cual la salida eléctrica del sensor está relacionada con los correspondientes valores de fuerza. Para calibrar el sistema desarrollado, se aplicó una fuerza conocida al sensor y se midió el cambio de resistencia en el sensor (siguiendo el procedimiento descrito en la sección 4.5).

Posteriormente, se promediaron los valores de resistencia para cada valor de fuerza aplicada a los sensores. Con los resultados se realizó el cálculo de la conductancia ( $1/R$ ), los datos obtenidos se presentan en la tabla 6.



Tabla 6. Calibración del Sensor FlexiForce®.

Fuerza(kgf)	Resistencia, $R_s(k\Omega)$	Conductancia, $1/R_s(\mu S)$
0	--	0
10	122.72	8.14
20	69.76	14.33
30	51	19.6
40	41.37	24.17
50	35.37	28.27
60	31.2	32.04
70	27.8	35.96
80	25.18	39.7
90	23.07	43.32
100	21.4	46.71
110	20.02	49.94

También se trazaron gráficas de fuerza vs. resistencia y fuerza vs. conductancia, para observar su línea de tendencia, ambos gráficos se muestran a continuación en la figura 27.

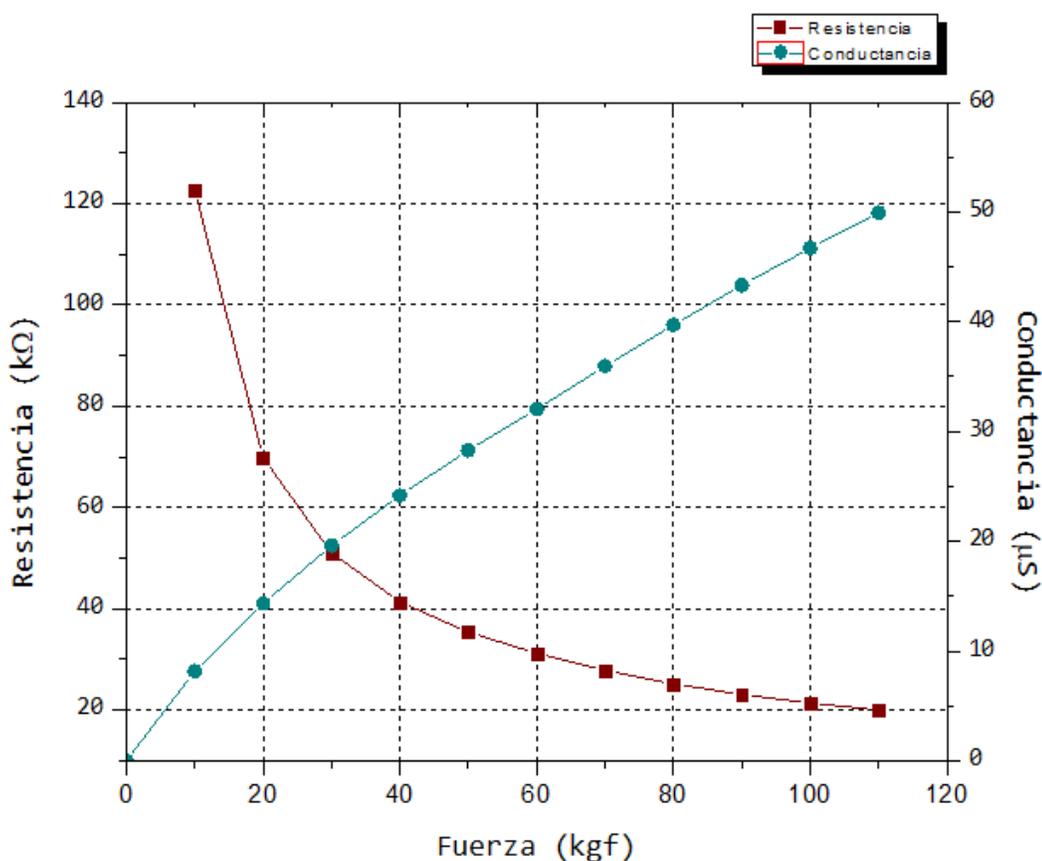


Fig. 27. Relación entre fuerza vs. resistencia y fuerza vs. conductancia.



Como la configuración del op-amp es la de un amplificador inversor (ver figura 19 de la sección 3.1), su comportamiento está descrito por

$$V_{out} = -V_T * \left( \frac{R_F}{R_s} \right), \quad (2)$$

donde  $V_T$  es el voltaje de entrada al sensor,  $R_F$  la resistencia de retroalimentación y  $R_s$  la resistencia del sensor.

Para obtener el valor de resistencia del sensor cuando se aplica una carga, despejamos  $R_s$  de la ecuación (2), teniendo que

$$R_s = -V_T * \left( \frac{R_F}{V_{out}} \right) \quad (3)$$

Como los cambios resistivos provocados por las fuerzas aplicadas no tienen un cambio lineal, se realiza la conversión a conductancia como se apreció en la figura 27.

Tomando en cuenta los valores de la tabla 6, se empleó la técnica de regresión polinomial para obtener una ecuación de la curva, esto con el fin de hacer estimaciones del valor que asumirá la variable dependiente (fuerza aplicada) según el valor que tome la variable independiente (conductancia del sensor).

De lo anterior se obtiene una ecuación con un coeficiente  $R^2$  de 0.99997 que es una medida de la relación lineal entre las dos variables. La ecuación resultante es un polinomio de grado 6 de la forma:

$$y = ax^6 + bx^5 + cx^4 + dx^3 + ex^2 + fx + g, \quad (4)$$

donde  $y$  es la fuerza aplicada y  $x$  el valor de conductancia del sensor. Entonces, a partir de la ecuación (4), es posible calcular la fuerza aplicada a cada sensor en particular conociendo la salida de voltaje del circuito de acondicionamiento. La tabla 7 presenta los resultados obtenidos de la regresión y la figura 28 revela la gráfica correspondiente.



Tabla 7. Resultados de la regresión polinomial.

Modelo	Polinomial		
R^2	0.99997		
		Valor	Error Estándar
-- Intercept		-0.00624	0.18188
-- B1		1061.81419	187.58724
-- B2		20938.64856	38492.67886
-- B3		-197887.04624	2.95912E6
-- B4		3.73148E7	1.06076E8
-- B5		-1.19767E9	1.7928E9
-- B6		1.09192E10	1.15409E10

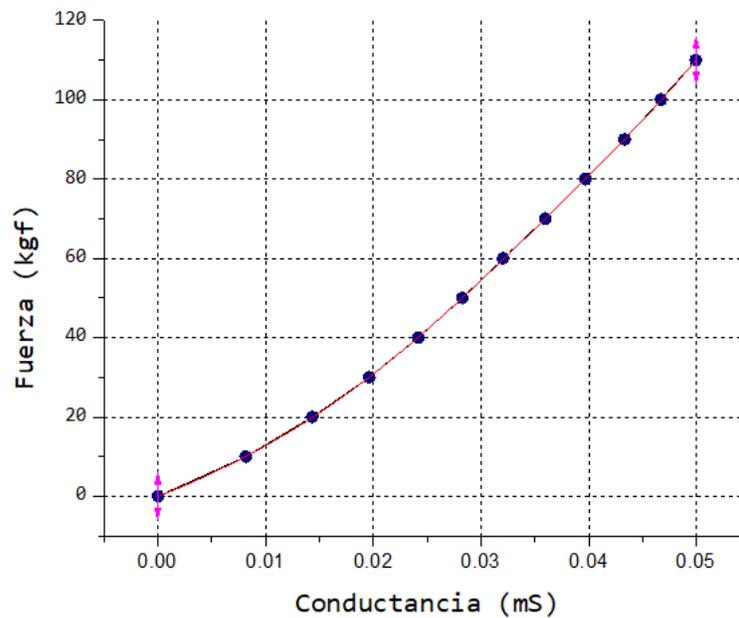


Fig. 28. Regresión Polinomial de los datos.

Por lo tanto, la fuerza total ejercida por cada uno de los pies puede obtenerse con la sumatoria de cada una de las fuerzas de los sensores, obteniendo la siguiente ecuación (5):

$$F_{Total} = y_1 + y_2 + y_3 + y_4 + y_5 + y_6 + y_7 + y_8 \tag{5}$$



### **3.5.4 Resistencia de retroalimentación**

El desempeño de cada sensor es distinto, por lo tanto, es necesario determinar una resistencia de retroalimentación específica para cada uno. La  $R_F$  y  $R_S$  son la clave en la amplificación del voltaje, en conjunto determinan el valor de ganancia del sistema y definen una salida lineal de voltaje. La combinación de estas resistencias debe ser capaz de permitir cargas de hasta 110 kgf y ser lo suficientemente sensible como para medir cambios menores de fuerza.

A partir del valor de resistencia  $R_S$  correspondiente a cada valor de fuerza aplicada, se determinó la resistencia de retroalimentación necesaria para obtener un intervalo de voltajes que vaya desde 0 para la mínima fuerza aplicada y  $\sim 5$  V cuando es ejercida una fuerza máxima de 110 kg. En la sección 4.1.1 se presentan las tablas y gráficas resultantes.

### **3.6 Conversión Analógica-digital**

Un ADC es un dispositivo que ofrece una salida digital a partir de una señal analógica de entrada. Dicha señal digital es una palabra en código binario. La longitud de esta palabra determina la resolución del convertidor, en otras palabras, es el mínimo cambio en la señal que produce el cambio de un bit en la salida digital. Realiza, pues, las funciones de cuantificación y codificación [40]. La cuantificación aproxima las muestras reales a un número fijo de niveles de cuantización. La codificación asociada a cada nivel de cuantización es un entero que se traduce a un determinado código binario, de modo que las etapas posteriores al convertidor puedan leer estos datos adecuadamente. La figura 29 muestra una forma de onda analógica y su versión digital utilizando una palabra de 3 bits.



En este caso, las señales cuantificadas toman uno de los ocho valores posibles, y luego se asigna un código específico a cada valor. Cada código representa un intervalo de amplitud (o cuantificación) [41].

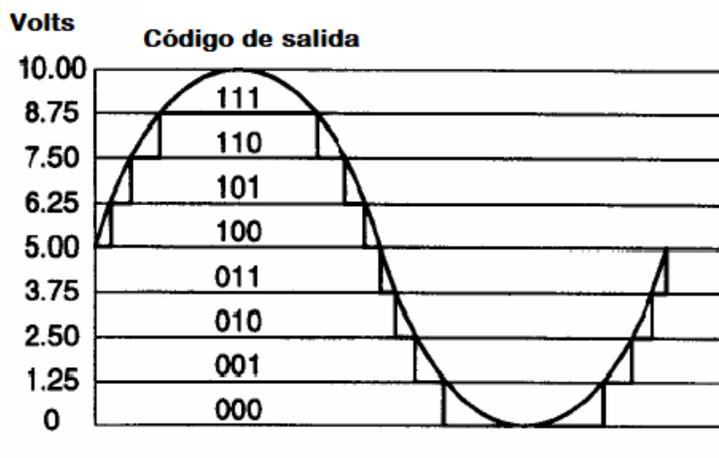


Fig. 29. Onda senoidal con su versión digital utilizando un código de 3 bits [41].

### 3.6.1 Resolución

La resolución del ADC se refiere al número de niveles binarios con los que el dispositivo representa una señal y se relaciona con la mínima variación que se puede obtener de la señal. Entre más bits se tenga en un ADC mejor se representa la señal analógica [41]. Para determinar esta mínima variación detectable se utiliza la siguiente ecuación (6).

$$\text{resolución} = \frac{V_{in}}{2^n - 1} \quad (6)$$

La resolución de un ADC generalmente es expresada como el número de bits en su código de salida digital.

El intervalo de cuantificación está dado por:

$$q = \frac{V_{ir}}{2^n}, \quad (7)$$

donde:  $V_{ir}$  = margen de voltaje de entrada del ADC.

$n$  = número de bits de las palabras binarias de salida del ADC.

$2^n$  = número de códigos de salida.



$q$  = resolución analógica del ADC (1 LSB).

El objetivo de cualquier sistema electrónico de medición es obtener una señal de salida correspondiente a una cantidad de entrada. La diferencia entre las amplitudes máximas y mínimas de esa cantidad es el rango de medida. La variación mínima que deseamos detectar es la resolución de medición deseada. El cociente entre el rango de medida y la resolución es el rango dinámico.

$$\text{Rango dinámico (DR)} = \frac{\text{Rango de medida}}{\text{Resolución}} \quad (8)$$

La figura 30 describe la estructura general de un sistema capaz de obtener una salida digital de un mesurando  $x$ .

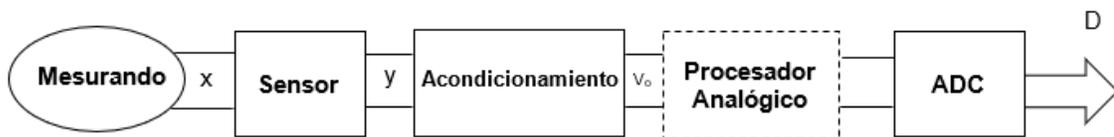


Fig. 30. Estructura general de un sistema que obtiene un código digital  $D$  a partir de un mesurando  $x$  [21].

El sensor produce una señal de salida “ $y$ ”, y tiene una sensibilidad  $S$  dada por:

$$S = \frac{y_{\max} - y_{\min}}{x_{\max} - x_{\min}} \quad (9)$$

Y una resolución  $\Delta y$ , limitado por su diseño mecánico, ruido eléctrico y otros factores.

El ADC tiene un margen de voltaje de entrada  $V_{ir}$  limitado y no detecta incrementos de voltaje más pequeños que su intervalo de cuantificación  $q$ , por lo tanto:

$$DR = \frac{V_{ir}}{q} \quad (10)$$

como  $V_{ir} = (2^n - 1) * q \approx 2^n q$ , por lo tanto:

$$DR = 2^n \quad (11)$$



El rango dinámico se expresa normalmente en decibelios, que para una tensión o corriente es:

$$DR = 20 \log \left( \frac{\text{amplitud máxima} - \text{amplitud mínima}}{\text{Resolución}} \right), \quad (12)$$

donde log es logaritmo base 10. Para un ADC:

$$DR = 20 \log \frac{V_{ir}}{q} = 20 \log 2^n \approx 6n \text{ dB} \quad (13)$$

Todo circuito que procesa una señal debe tener un rango dinámico igual o mayor que el requerido para la aplicación. De lo contrario, la señal se distorsiona y la información se pierde. La adaptación de amplitudes y niveles de señal es una de las funciones más importantes en el procesamiento de señales analógicas.

Tomando en cuenta lo mencionado anteriormente, para poder obtener el número de bits requerido para el convertidor analógico-digital, se utiliza la ecuación (13), despejando el valor de  $n$ , se tiene que:

$$n = \frac{DR}{6} = \frac{40.67 \text{ dB}}{6} = 6.77 \text{ bits} \quad (14)$$

Por lo tanto, se optó por un ADC de 8 bits para tener mayor resolución y evitar perder información importante de la señal.

### 3.6.2 Cálculo de la resolución para el ADC

Para calcular la resolución del convertidor analógico- digital se utiliza la ecuación (6), en donde  $V_{ir}$  es el voltaje de entrada del ADC y  $n$  es el número de bits. Anteriormente se realizó el cálculo y se determinó utilizar 8 bits del ADC, por lo tanto, se obtiene:

$$\text{resolución} = \frac{5V}{2^8 - 1} = 19.60 \text{ mV} \quad (15)$$



Entonces, se puede observar que la señal más pequeña que puede ser detectada por el convertidor analógico-digital es de 19.60 mV.

El proceso de digitalización de la señal es realizado por el microcontrolador PIC16F1517 de Microchip®. Es un microcontrolador de alto rendimiento y bajo consumo que cuenta con un oscilador interno de 16 MHz, memoria Flash con capacidad de lectura y escritura, 28 canales ADC de 10 bits con referencia de voltaje y módulo EUSART para comunicación serial.

Los canales de ADC del PIC están conectados a las salidas de voltaje de cada amplificador. El ADC convierte una entrada analógica a un valor digital de 8 bits, donde el mínimo valor es 0 V y el máximo valor es configurado al voltaje de alimentación (5 V). Los parámetros de configuración del ADC son el voltaje de referencia igual a  $V_{cc}$ , un reloj de 20 MHz y 8 bits de resolución.

La duración del apoyo en el suelo durante la marcha normal tiene una media de 1.25 s, por lo tanto, tendrá una frecuencia de  $\sim 0.8$  Hz. Por el teorema de Nyquist se sabe que, para poder replicar una señal, es necesario que la frecuencia de muestreo sea superior al doble del ancho de banda de la señal de interés [37]. Por lo tanto, la frecuencia de muestreo de los sensores (por cada canal) se estableció de 100 Hz, de forma tal que el sistema es capaz de capturar todos los componentes de la marcha normal.

### **3.7 Interfaz Gráfica**

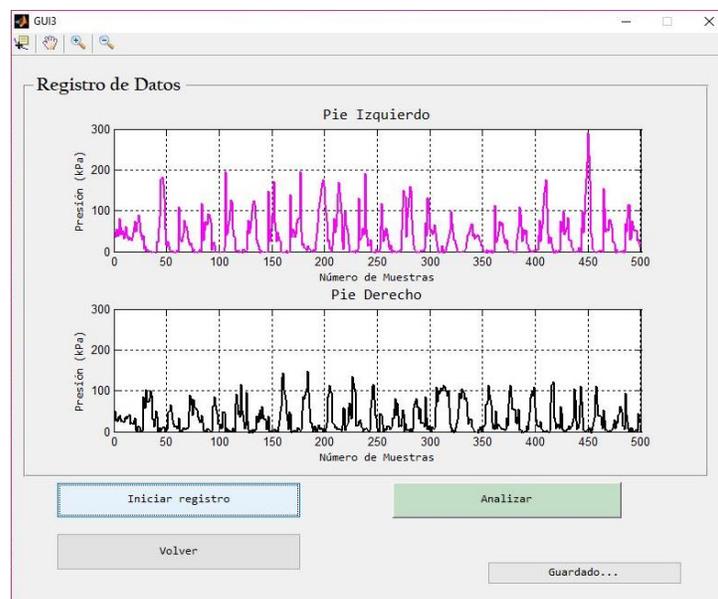
Por último, se desarrolló una interfaz gráfica que permite al usuario, entre otras, almacenar y visualizar los datos medidos. Por medio de un GUI (*Graphical User Interface*) en Matlab® el usuario interactúa con las gráficas correspondientes a cada uno de los sensores. El operador dispone de varias ventanas que le permiten seleccionar entre los distintos sensores y los estudios guardados en la base de datos, así como visualizar las presiones máximas. Además, los datos obtenidos se guardan en una tabla de Excel para un análisis posterior.



El GUI presenta 3 ventanas, la primera solicita la información del paciente, donde los datos requeridos son el nombre, edad, sexo, peso, estatura y fecha del registro (figura 31).

**Fig. 31. Ventana de información del paciente.**

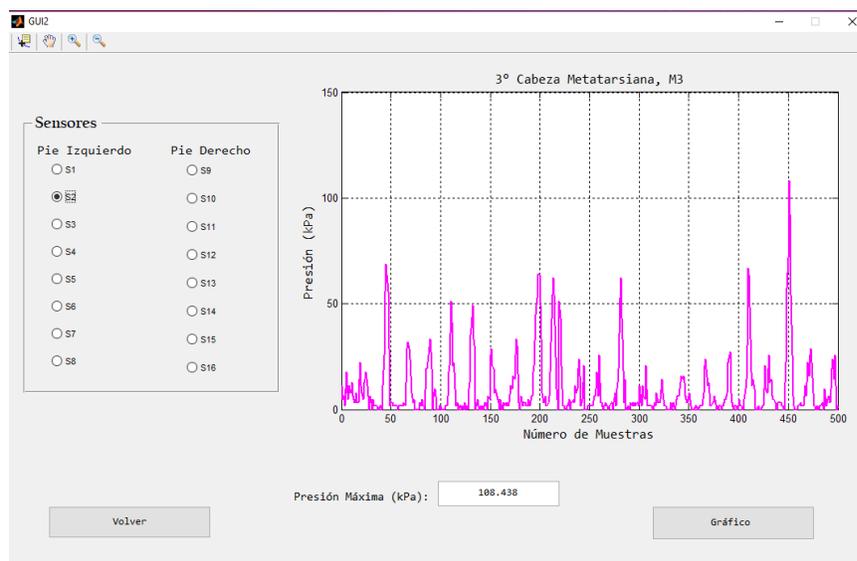
Una vez ingresada la información del sujeto, procede el registro de los datos. En la segunda ventana (figura 32), al presionar el botón de “Iniciar registro”, comienza la prueba, al finalizar, el botón de “Analizar” cambia a verde y se presentan las curvas correspondientes a la sumatoria de las fuerzas aplicadas en los dos pies. Con ayuda de la herramienta “Data cursor” el usuario puede ir observando los valores de los picos de presión resultantes, así como realizar *zoom* en áreas específicas.



**Fig. 32. Ventana para el registro de datos.**

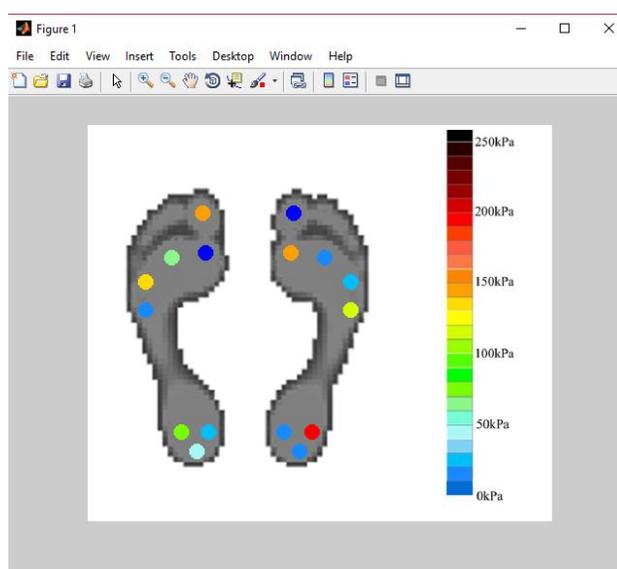


La información es almacenada en una tabla de Excel (ver Anexo 6) con los datos del sujeto. Después de almacenar los datos, en la tercera ventana (figura 33) el usuario puede hacer un análisis individual y más detallado de las curvas. Dicha ventana cuenta con un selector donde se elige el sensor a analizar. En esta ventana se pueden observar los picos de presión y en la parte inferior arroja el valor de presión máxima.



**Fig. 33. Ventana para el análisis de las curvas obtenidas.**

Por último, se presenta una gráfica de la distribución de presión en las zonas del pie con una imagen en la que se muestra una escala de colores donde cada color corresponde a un valor de presión en kPa (figura 34).



**Fig. 34. Ventana de representación gráfica de la distribución de presiones.**



### 3.8 Protocolo de Pruebas

Para evaluar el funcionamiento del prototipo fue necesario realizar pruebas de registro de las presiones plantares. Se realizaron pruebas estáticas y dinámicas.

El registro fue ejecutado siguiendo el protocolo descrito a continuación:

- Con ayuda de una báscula se registra el peso del sujeto de prueba.
- Las plantillas son colocadas dentro del zapato del paciente (como se muestra en la figura 35), asegurando que las dos partes de ésta se encuentren sujetas a las zonas del antepié y retropié, respectivamente.



**Fig. 35. Colocación de la plantilla dentro del zapato.**

- Se coloca en la cintura del sujeto el gabinete ajustando el cinturón.
- Se conectan los cables planos a sus respectivas entradas.
- Con ayuda de las correas se sujeta el cable para evitar su movimiento (figura 36).
- Se acciona el interruptor para encender el sistema.
- Luego de encender el prototipo, se abre la interfaz de usuario y se registran los datos del sujeto de prueba (Nombre, edad, sexo, estatura, no. de calzado y fecha del registro) y presiona “Guardar”
- En la ventana de Registro de Datos se presiona el botón de “Iniciar Registro” para comenzar la prueba.
- Al finalizar el registro, aparecerá la gráfica de la sumatoria de presiones de los 8 sensores ubicados en cada pie.



- Cuando el botón de “Analizar” cambia a color verde, el usuario podrá accionarlo para analizar cada uno de los sensores por separado obteniendo las gráficas de presión y su respectiva imagen con la distribución de colores en las zonas plantares.
- Asimismo, los resultados se guardan en una hoja de cálculo de Excel® a la que el usuario tiene fácil acceso.



Fig. 36. Posicionamiento del gabinete vista frontal, lateral y anterior.

### 3.8.1 Pruebas en posición estática

Para realizar la experimentación se evaluaron 3 sujetos de prueba. Previo al comienzo de las pruebas a cada persona se le informó la mecánica de éstas y se firmó un consentimiento (Anexo 7). La información general de los sujetos de prueba se muestra en la tabla 8.

Tabla 8. Información general de los sujetos de prueba.

Sujeto de Prueba	Género	Edad	Peso (kg)	Número de Calzado (cm)
1	M	26	70	26
2	F	26	60	23
3	M	27	98	29

La prueba estática consiste en registrar las presiones plantares cuando el sujeto se encuentra de pie ejerciendo todo su peso corporal sobre la planta del pie. El registro de los datos se llevó a cabo siguiendo el protocolo descrito anteriormente en la sección 3.8.



Se obtuvieron magnitudes de presión en cada uno de los sensores, los resultados de las pruebas estáticas pueden observarse en la sección 4.2.1.

### **3.8.2 Pruebas dinámicas**

Las pruebas dinámicas consistieron en registrar presiones durante la marcha normal. Se pidió al sujeto caminar una trayectoria recta de 8.40 m, sin variaciones de superficie y a una velocidad de marcha normal, como se muestra en la figura 37. El número de muestras registradas es de 500 para cada uno de los sensores, las suficientes para obtener al menos 15 pasos. Los datos fueron almacenados en la base de datos para posteriormente ser procesados. Los resultados de las pruebas dinámicas se muestran en la sección 4.2.2.



**Fig. 37. Ejecución de prueba dinámica.**



## Capítulo 4

### Pruebas y Resultados

En el presente capítulo se exponen los resultados obtenidos en cada una de las pruebas realizadas tanto al circuito de acondicionamiento, como al diseño completo de la plantilla instrumentada. Asimismo, se realiza una interpretación de las gráficas con los valores adquiridos.

#### 4.1 Pruebas de Caracterización

##### 4.1.1 Resistencia de retroalimentación

Cada sensor tiene diferente desempeño, por ello se analizó el comportamiento de cada uno por separado. Llevando a cabo el procedimiento mencionado en la sección 3.5 se obtuvo la resistencia del sensor durante cada fuerza ejercida (de 10 kgf a 110 kgf). En la figura 38 se observan los resultados obtenidos en cada uno de los sensores, también se calculó el valor en conductancia (figura 39) para analizar la linealidad y su desviación con respecto al promedio. Las curvas de desempeño de cada uno de los sensores se muestran en el Anexo 4.

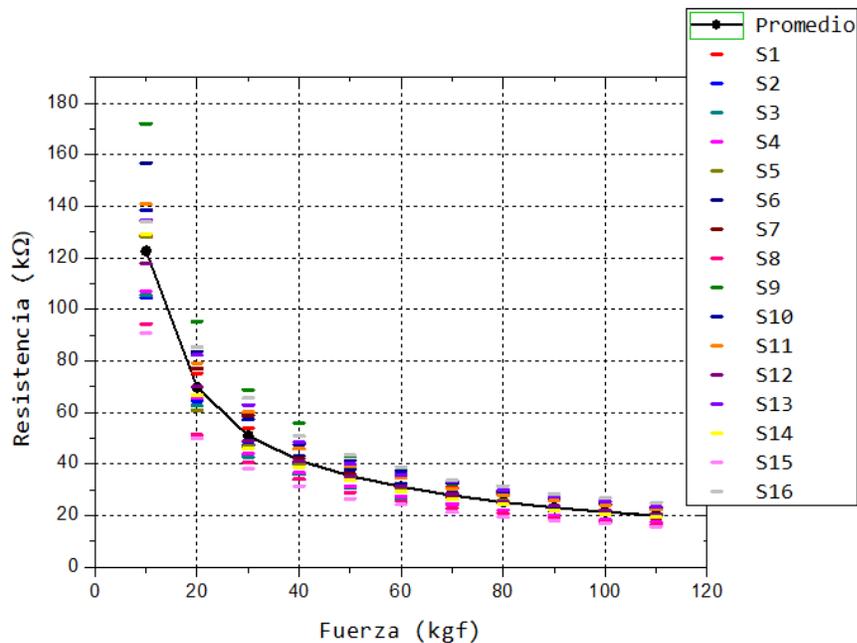


Fig. 38. Gráfica de fuerza vs. resistencia resultante de las pruebas a cada uno de los sensores.



En las figuras 38 y 39 puede observarse que las gráficas siguen el patrón y comportamiento teniendo una buena linealidad para el caso de la conductancia. Con esta linealidad podemos entonces conocer el valor de presión ejercida en cada uno de los sensores.

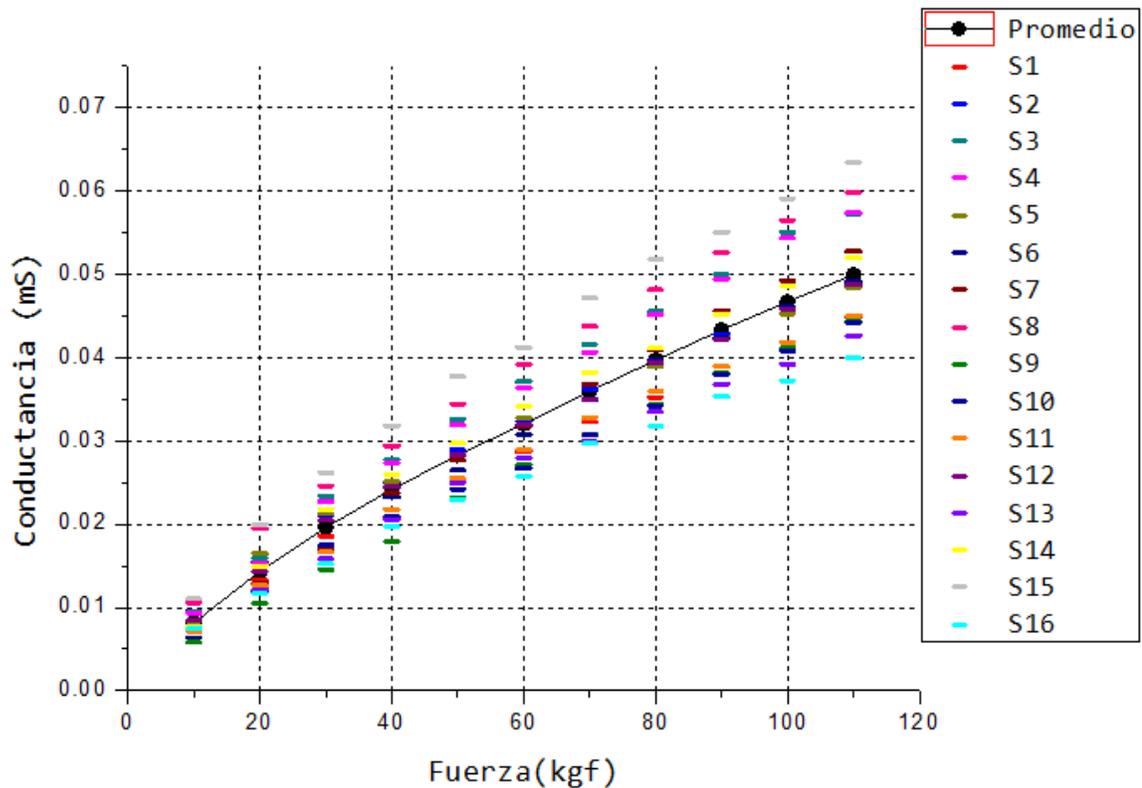


Fig. 39. Gráfica de fuerza vs. conductancia en cada uno de los sensores.

Una vez obtenida la resistencia equivalente a cada valor de fuerza, se calculó la resistencia de retroalimentación adecuada para obtener ~ 5 V cuando se ejerza la máxima fuerza.

#### 4.1.2 Pruebas de amortiguamiento

En las pruebas de amortiguamiento se pretende conocer las variaciones en los voltajes de salida atribuidos por el material interpuesto entre el sensor y la presión aplicada. En los resultados arrojados por los experimentos (tabla 9), podemos observar que, de alguna forma, el material de amortiguamiento agrega una curvatura al trayecto, afectando la linealidad de ésta.



Tabla 9. Pruebas de amortiguamiento.

Sin amortiguamiento		Con amortiguamiento	
Fuerza (kgf)	Vout (V)	Fuerza (kgf)	Vout (V)
0	0.006	0	0.006
10	0.406	10	0.512
20	0.831	20	0.904
30	1.201	30	1.226
40	1.476	40	1.503
50	1.73	50	1.761
60	1.98	60	1.9979
70	2.249	70	2.205
80	2.527	80	2.4
90	2.767	90	2.597
100	2.992	100	2.746
110	3.19	110	2.954

En la figura 40 se muestra gráficamente la comparación entre los voltajes obtenidos con material de amortiguamiento y sin material de amortiguamiento.

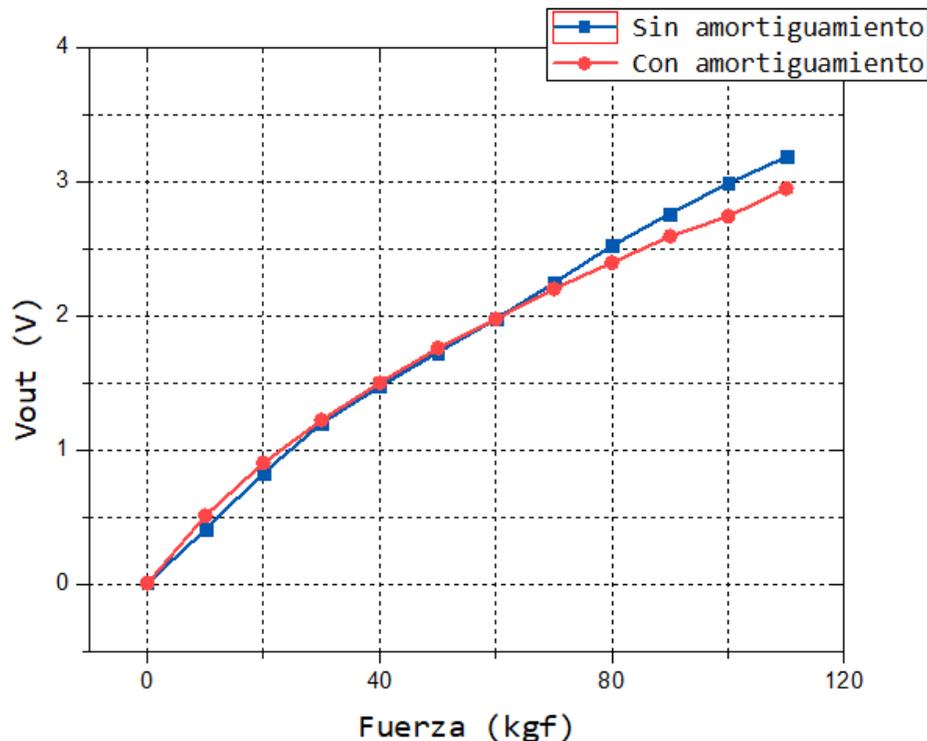


Fig. 40. Pruebas de amortiguamiento.

Por lo tanto, se determinó el empleo de un material que tenga características rígidas y flexibles para evitar la atenuación en la salida de voltajes.



### 4.1.3 Pruebas de repetibilidad

La repetibilidad es la capacidad de reproducir una lectura con una precisión dada. Durante las pruebas de repetibilidad se pretende que, durante las mismas condiciones, el valor de salida sea semejante o aproximado al aplicar la misma entrada. En la tabla 10 se exponen los voltajes de salida obtenidos en cada una de las mediciones.

**Tabla 10. Pruebas de repetibilidad.**

	1er Prueba	2da Prueba	3era Prueba
Peso(kgf)	Vout(V)	Vout(V)	Vout(V)
0	0.006	0.006	0.006
10	0.406	0.503	0.450
20	0.831	0.874	0.877
30	1.201	1.149	1.150
40	1.476	1.441	1.479
50	1.730	1.765	1.784
60	1.980	2.026	2.005
70	2.249	2.283	2.237
80	2.527	2.511	2.489
90	2.767	2.736	2.710
100	2.992	2.967	2.920
110	3.190	3.196	3.134

De igual forma, se muestra el gráfico comparativo para su mejor análisis (figura 41). Se puede demostrar entonces, que los valores de salida en cada una de las pruebas mantienen una precisión aceptable, además se mantiene la linealidad del circuito en el intervalo de fuerzas aplicadas sobre el sensor.

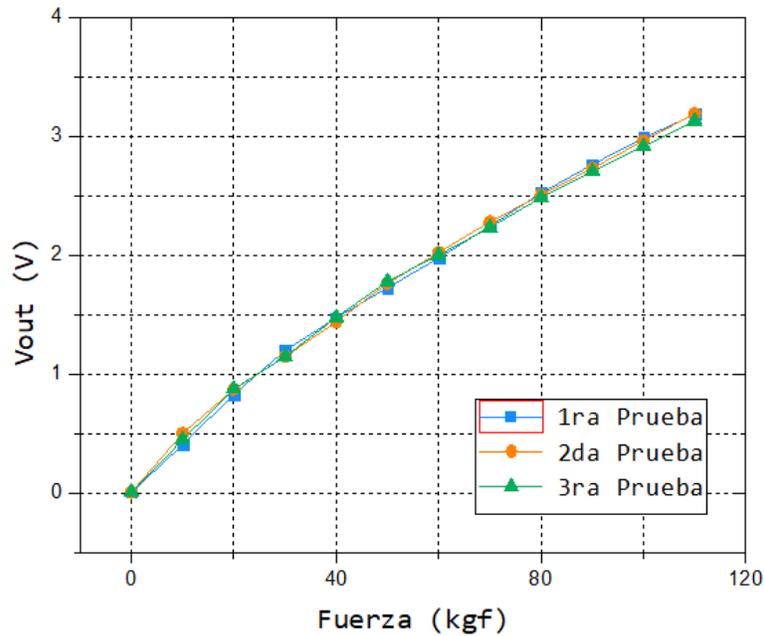


Fig. 41. Comparación de los voltajes de salida en pruebas de repetibilidad.

## 4.2 Pruebas de funcionamiento del prototipo

### 4.2.1 Pruebas estáticas

A continuación, se muestran los resultados de las pruebas en posición estática realizadas a los 3 sujetos de prueba.

Tabla 11. Información general del sujeto 1.

Sujeto de Prueba	Género	Edad	Peso (kg)	Número de Calzado (cm)
1	M	26	70	26

Se obtuvieron picos de presión máxima en la zona del 5to. metatarsiano del pie izquierdo (S1) con 38.10 kPa, mientras que en el pie derecho las presiones máximas se registraron en la zona externa del antepié (S13) y del talón (S16), con valores de presión de 50.52 kPa y 64.62 kPa, respectivamente. Los valores de presiones obtenidos se observan gráficamente en la figura 42. Puede observarse también que, en las demás zonas, la



distribución de presión se mantiene más uniforme con presiones de ~20 kPa.

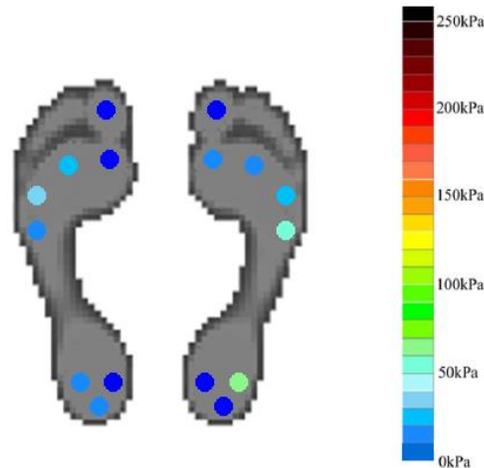


Fig. 42. Resultados de prueba estática del sujeto de prueba 1.

Tabla 12. Información general del sujeto 2.

Sujeto de Prueba	Género	Edad	Peso (kg)	Número de Calzado (cm)
2	F	26	60	23

Los registros en el sujeto de prueba 2 presentan en la figura 43 valores de presión de 35.80 kPa para la zona del 5to. metatarsiano (S1) y 31.33 kPa en la zona externa del talón en el pie izquierdo (S8), mientras que en el pie derecho el registro indicó que las zonas con mayor presión son el 5to. metatarsiano (S9) con 26.42 kPa y la zona externa del antepié (S13) con 27.38 kPa.

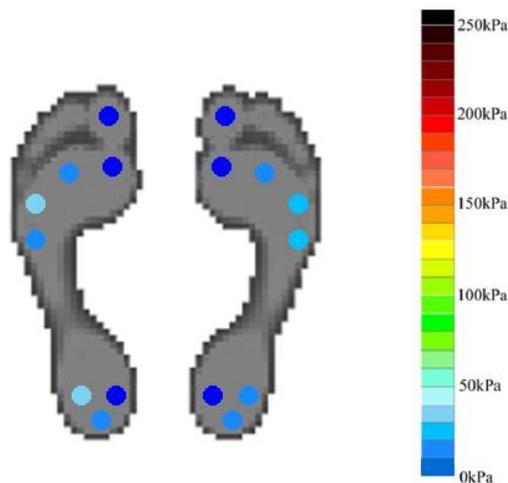


Fig. 43. Resultados de prueba estática del sujeto de prueba 2.



Tabla 13. Información general del sujeto 3.

Sujeto de Prueba	Género	Edad	Peso (kg)	Número de Calzado (cm)
3	M	27	98	29

En el sujeto de prueba 3 los metatarsianos 3ro. (S2) y 5to. (S1) del pie izquierdo mostraron presiones de 25.51 kPa y 42.71 kPa, respectivamente. Y en el pie derecho, la zona externa del antepié (S13) y el 5to. metatarsiano (S9) tuvieron presiones de 33.15 kPa y 29.31 kPa. Como se puede observar en la figura 44, se registraron presiones bajas en las demás zonas de los pies. El primer dedo (S3 y S11) no presenta valores de presión, debido a que ésta se encuentra distribuida en las demás zonas.

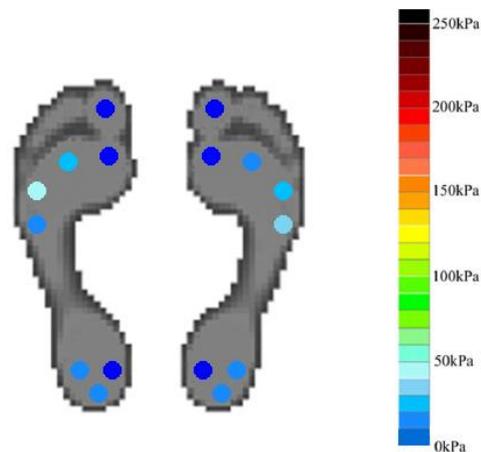


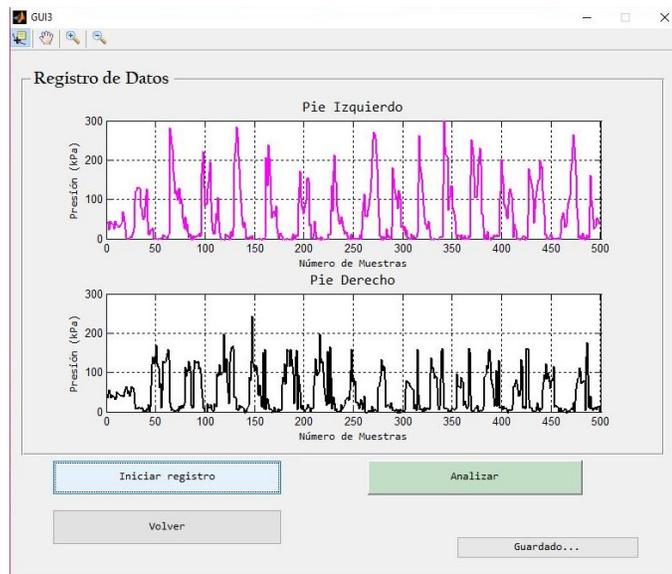
Fig. 44. Resultados de prueba estática del sujeto de prueba 3.

#### 4.2.2 Pruebas dinámicas

Para el procesamiento de las pruebas dinámicas, la interfaz muestra los patrones de marcha del sujeto de prueba obtenidos con la sumatoria de las presiones registradas por los 8 sensores colocados en cada pie. Además, se promediaron los picos de presión del número de pasos que dio cada sujeto durante la prueba y se obtuvo el valor máximo de presión en cada sensor.

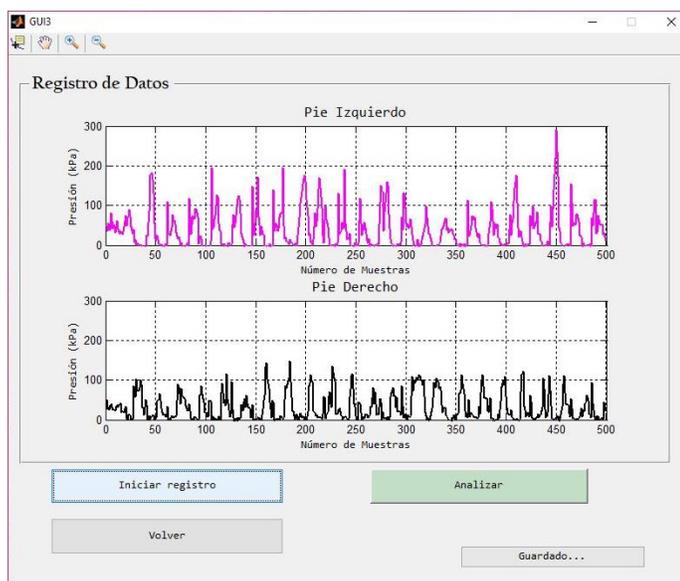


A continuación, se presentan las gráficas obtenidas de los experimentos realizados a los sujetos de prueba. En la figura 45 se observan los patrones de marcha del sujeto de prueba 1, divididos en pie izquierdo y pie derecho.



**Fig. 45. Patrón de marcha del sujeto 1. El registro corresponde a 15 pasos por cada pie durante la prueba.**

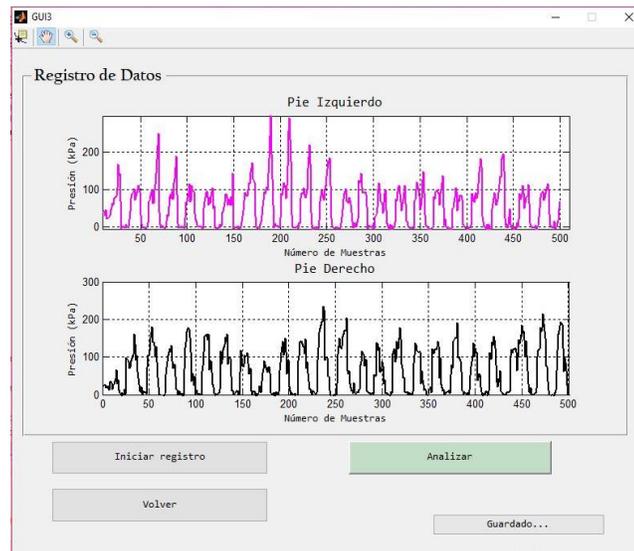
En las gráficas puede notarse que la fase de apoyo de una de las extremidades corresponde a la fase de balanceo de la otra. En la figura 46 se presenta el patrón resultante de la prueba dinámica realizada al sujeto 2. En este caso el individuo dio 21 pasos durante toda la prueba.



**Fig. 46. Patrón de marcha del sujeto 2. El registro corresponde a 21 ciclos de marcha completos.**



La longitud de paso para cada individuo es diferente, por lo que la cantidad de patrones varía en cada uno, sin embargo, la distancia recorrida y cantidad de muestras es la misma. Puede notarse también que los valores de presión entre cada individuo varían en medida. En el caso del sujeto de prueba 3 (figura 47), realizó 22 ciclos de marcha completos.



**Fig. 47. Patrón de marcha del sujeto 3. El registro corresponde a 22 ciclos de marcha completos**

Realizando un acercamiento se puede apreciar con mayor detalle el patrón característico de la marcha humana. La figura 48 muestra el patrón de marcha obtenido con el sistema, donde se pueden apreciar los picos producidos por las fases de la marcha.

El pico marcado con la letra A) corresponde a la fase de respuesta a la carga que es producido por el contacto del talón con el suelo y continúa hasta que el pie contrario se eleva. El pico marcado con B) se genera durante el apoyo medio cuando el pie opuesto se eleva y el peso corporal está sobre el talón. El descenso que genera el valle marcado con C) es producido por la fase de apoyo medio en el que todo el peso se distribuye sobre la planta del pie. Y finaliza con un incremento en el pico D) producido por el apoyo final cuando el peso corporal cae sobre el antepié.



La curva mantiene la forma del patrón de marcha habitual, sin embargo, su apariencia puede verse alterada debido a que, aunque los sensores se encuentran colocados en las zonas con mayor presión, la presión es distribuida sobre toda la zona plantar actuante y no sólo sobre las zonas registradas.

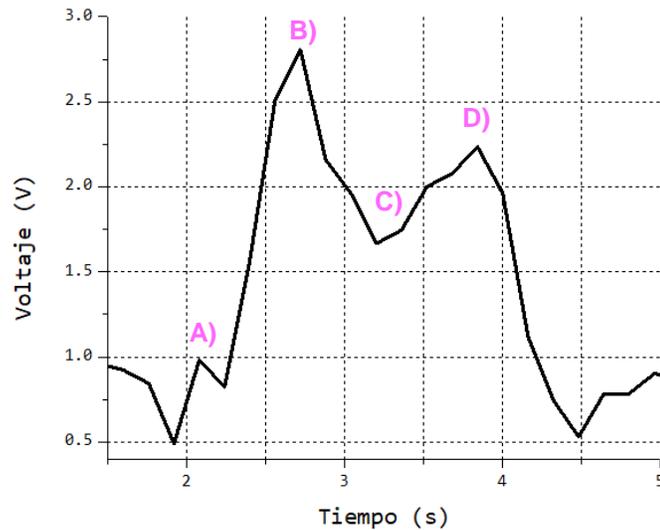
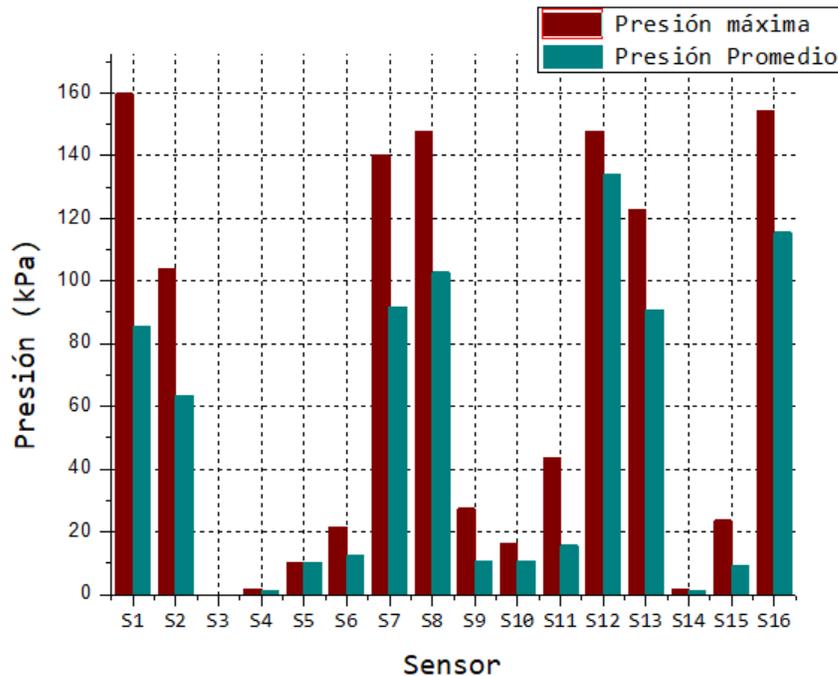


Fig. 48. Patrón de marcha resultante.

Después, se obtuvo un diagrama de barras de las presiones registradas en cada uno de los sujetos analizados. Se promediaron los picos de presión adquiridos durante toda la prueba y se generó un diagrama comparativo de la presión máxima y la presión promedio en cada uno de los sensores. La información proporcionada por esta gráfica expone cómo es la distribución de presión en la planta del pie durante la marcha.

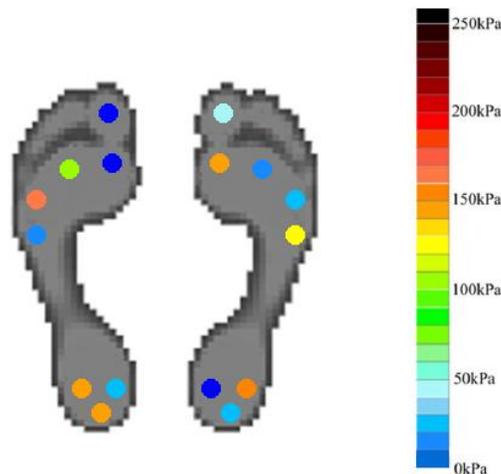


Para el caso del sujeto 1 se muestran picos de presión máxima en la 1ra cabeza metatarsiana del pie derecho (S12), la zona media del talón izquierdo (S7) y la zona externa del talón de las dos extremidades (S8 y S16). Como puede notarse en la figura 49, el sensor 3 no registró valores de presión, esto pudo deberse a que su posicionamiento no corresponde a la zona de presión del primer dedo.



**Fig. 49.** Diagrama de barras de los picos de presión registrados en el sujeto de prueba 1. Las zonas con mayor presión es la primera cabeza metatarsiana del pie derecho con 147.9 kPa, la zona media del talón izquierdo con 145 kPa y la zona externa del talón de los dos pies con 147 kPa y 154.1 kPa

Aunado a esto, en la figura 50 se presenta la escala de colores resultante en la que se puede observar gráficamente los picos máximos de presión durante la prueba realizada.

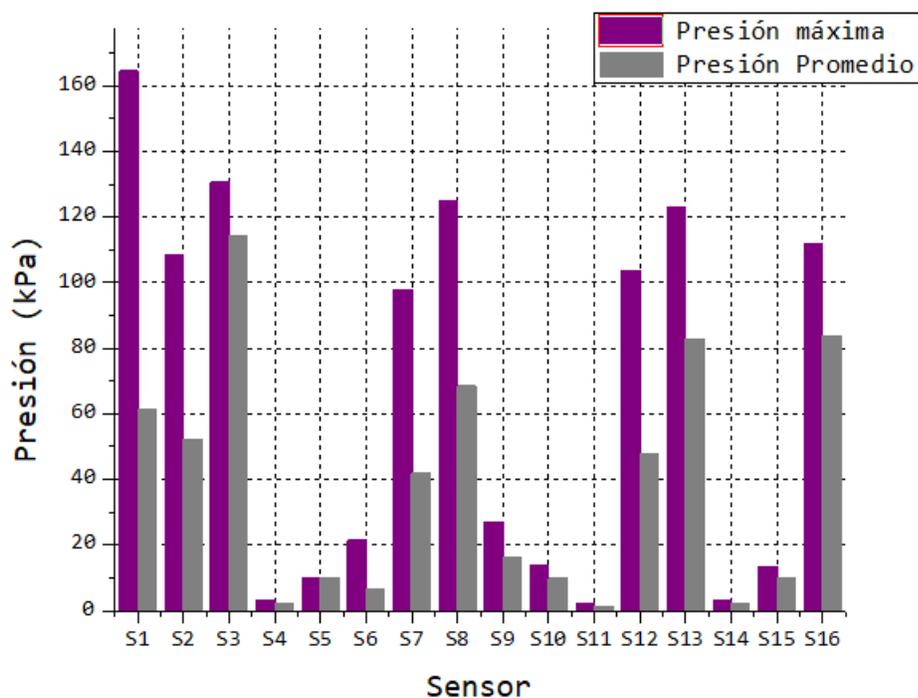


**Fig. 50.** Resultado gráfico del análisis dinámico del sujeto de prueba 1.



Aquí es importante observar cómo es el comportamiento de la distribución de presión del pie derecho en la zona externa del talón y el primer metatarsiano, donde se registraron valores de presión similares. Esto podría deberse a que el individuo efectuaba una ligera supinación apoyando la mayor parte del peso sobre la región externa del pie durante el caminado.

Para el caso del sujeto de prueba 2 la distribución de las presiones máximas fue en el primer dedo (S3) y la zona externa del talón del pie izquierdo (S8), así como en la zona externa del antepié (S13) y del talón derecho (S16). La figura 51 muestra esta distribución, puede notarse que el 5to metatarsiano del pie izquierdo tiene un pico de presión muy alto a comparación del valor promedio de presión, esto puede deberse a un choque rápido durante la prueba, y no precisamente a que esta zona es la que mantiene valores más altos de presión.



**Fig. 51.** Diagrama de barras de los picos de presión registrados en el sujeto de prueba 2. Las zonas con valores más altos de presión son el hallux del pie izquierdo con 130.6 kPa, la zona externa del antepié derecho con 122.7 kPa y la zona externa del talón con 124.8 kPa para el pie izquierdo y 111.7 kPa para el pie derecho.

De la misma forma, la figura 52 presenta los picos máximos con su respectiva escala de colores.

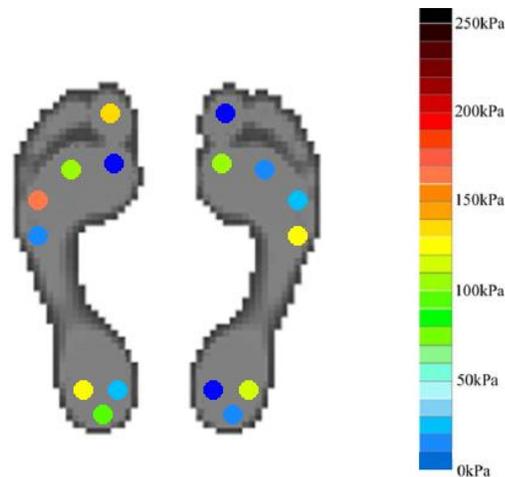


Fig. 52. Resultado gráfico del análisis dinámico del sujeto de prueba 2.

Por último, el análisis dinámico del sujeto de prueba 3 originó el diagrama de barras de la figura 53 en el que se observa que el *hallux* del pie izquierdo (S3) y la zona externa del talón derecho (S16) son las regiones que soportan mayores presiones durante la marcha. El resultado gráfico se presenta en la figura 54.

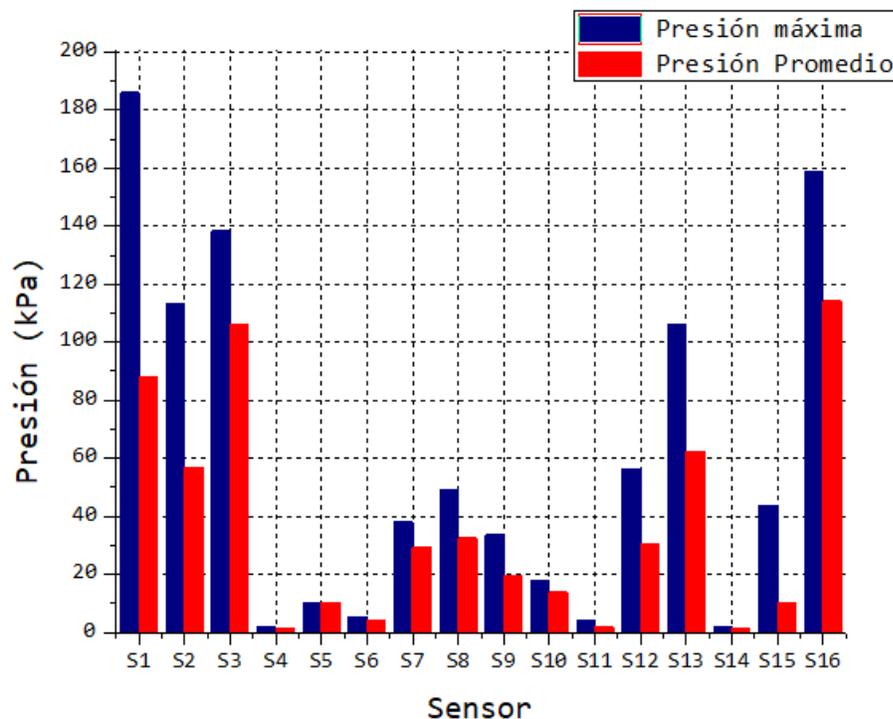


Fig. 53. Diagrama de barras de los picos de presión registrados en el sujeto de prueba 2. Las zonas con valores más altos de presión son el *hallux* izquierdo con 138.2 kPa y el talón derecho con 158.8 kPa.



A partir de las pruebas de funcionamiento del sistema se obtuvieron curvas que describen la distribución de presiones en cada individuo. Un mayor análisis de estos datos puede servir como factor fundamental para identificar anomalías durante la marcha humana.

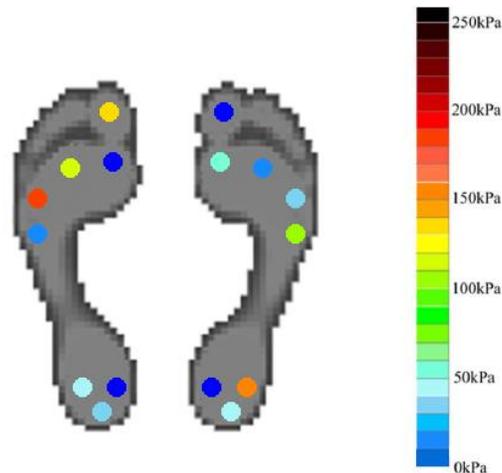


Fig. 54. Resultado gráfico del análisis dinámico del sujeto de prueba 3.

### 4.3 Lista de Materiales y Costos

En la tabla 14 se muestra un listado de los componentes utilizados para el diseño del prototipo y el costo total del sistema.

Tabla 14. Listado de componentes.

Descripción	Cantidad	Precio por unidad (USD)	Precio total (USD)
FlexiForce	16	15.06	241
MCP6004	4	0.72	2.89
Trimpot	16	0.35	5.63
Resistencias	19	0.04	1.12
AM2D-0505D-NZ	1	5.73	5.73
PIC16F1517	1	2.66	2.66
OPA241	1	2.16	2.16
Se Módulo Step up 5V	1	6.80	6.80
Diodo Zener	1	0.31	0.31
Capacitor	2	0.09	0.18
Cristal	1	0.22	0.22
Conectores XG4C	4	1.06	4.24
Neopreno	-	4.81	4.81
Cargador de batería	1	1.30	1.30
batería	1	8.37	8.37
Módulo bluetooth	1	7.84	7.84
otros	-	-	26.16
		<b>Total</b>	<b>321.42</b>



El costo de los sistemas que ya se encuentran en el mercado varían generalmente entre \$2000 y \$3000 USD. En consecuencia, el sistema desarrollado tiene un costo inferior casi 10 veces menos, por lo que es una buena opción de bajo costo para ser utilizado como sistema de monitoreo de las presiones verticales plantares.

Por último, en la tabla 15 se presentan las especificaciones técnicas finales del sistema.

**Tabla 15. Especificaciones técnicas del prototipo.**

<b>Alimentación</b>	3.3 V
<b>Consumo de Corriente</b>	230 mA
<b>Factor de Linealidad</b>	0.99997
<b>Frecuencia de Muestreo</b>	100 Hz
<b>Rango de medida</b>	0 - 110 kgf
<b>Peso</b>	319.9 g
<b>Dimensiones</b>	125 mm x 101 mm x 65 mm



## Capítulo 5

### Conclusiones y Perspectivas

---

---

En este proyecto se diseñó un sistema de monitoreo de las presiones verticales plantares durante la marcha humana. El prototipo está basado en ocho sensores piezorresistivos distribuidos en una plantilla instrumentada para cada pie, además de una interfaz de usuario para su fácil manejo. Tiene un bajo costo significativamente menor que los sistemas comercialmente disponibles, debido a que sus componentes son fáciles de adquirir en el mercado, además, es reproducible.

El sistema es portátil y tiene una configuración inalámbrica y un software de procesamiento que facilitan su aplicación en laboratorios de investigación clínica. Además, se pueden realizar pruebas estáticas y dinámicas sin la necesidad de restringir la marcha normal del sujeto de prueba.

La interfaz de usuario permite observar el patrón de marcha del sujeto de prueba, así como los picos de presión máxima en cada una de las zonas sensadas, incluyendo la interacción entre el zapato y el pie del individuo. Toda la información registrada puede ser almacenada en una base de datos para su posterior análisis. Debido a su diseño adaptable es posible que este sistema sea utilizado por usuarios con distintas tallas de calzado.

En el análisis de resultados se obtuvieron valores de presión plantar de tres sujetos de prueba. El monitoreo de la distribución plantar durante la marcha sirve como un método para conocer el comportamiento del pie en pacientes con diabetes, en la medicina deportiva y de rehabilitación, prevención de deformidades, diseño de plantillas de descarga u ortesis, evaluación de tratamientos quirúrgicos, entre otros. Esto abre una amplia gama de aplicaciones para el prototipo, ya sea el caso de análisis, diagnóstico o tratamiento de patologías de la marcha.

De acuerdo a los resultados de las pruebas realizadas podemos concluir que el peso del individuo es un factor que influye en el comportamiento de la distribución plantar, sin embargo, la diferencia entre registros puede deberse a características anatómicas y/o fisiológicas, así como otros factores, tales como, el comportamiento del centro de



gravedad, rangos de movilidad de las articulaciones, posición, posturas de los segmentos corporales, entre otros.

Debido a que los resultados obtenidos no fueron comparados con los de un sistema comercial, se recomienda realizar un estudio más profundo para establecer los patrones de distribución de presión plantar durante la marcha. Sin embargo, puede ser utilizado para obtener mediciones de primer frente durante una revisión rutinaria.

En referencia al montaje del sistema, el gabinete mantiene un diseño ergonómico para el usuario, debido a que es pequeño y ligero por lo que su colocación en el usuario no altera el patrón de marcha normal.

Aunque los resultados obtenidos con el sistema son alentadores, es necesario seguir trabajando con el fin de mejorar algunas de sus secciones que a continuación se describen.

En etapas futuras del proyecto se recomienda aumentar el número de sensores con el fin de medir presiones en un mayor porcentaje de la superficie plantar, considerando el trayecto de distribución del centro de presión en la fase de apoyo, tal y como se muestra en la figura 9.

Podrían hacerse modificaciones de diseño al circuito de acondicionamiento disminuyendo sus dimensiones utilizando circuitos integrados de superficie. Además, podrían agregarse otros sistemas complementarios como un acelerómetro y/o un giroscopio para un análisis más completo, agregando al sistema otras variables relacionadas con la marcha como el tiempo de apoyo, velocidad de desplazamiento o la posición del pie durante el despegue.

Como parte complementaria de la interfaz se podría desarrollar una aplicación Android con capacidad de visualización y registro de datos para un monitoreo en tiempo real y/o a distancia.

También se sugiere la validación del sistema con la implementación de un protocolo establecido. Así como un análisis más amplio de distintas patologías para la elaboración de una base de datos que ayude al experto a identificar patologías o algunas deformidades de una forma más eficiente.



## Referencias

- [1] O. Paiva, N. Rojas, “Pie Diabético: ¿Podemos Prevenirlo?”, *Revista Médica Clínica Las Condes*, vol. 27, no. 2, pp. 227–234, 2016.
- [2] Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) [online] Defunciones generales totales por principales causas de mortalidad 2014, en: Estadística, Población, Hogares y Vivienda, Mortalidad, Causas de defunción. Disponible en: <http://www3.inegi.org.mx/sistemas/sisept/Default.aspx?t=mdemo107&s=est&c=23587>.
- [3] C. Lescano et al., “Desarrollo de un sistema de registro dinámico de presiones plantares”, *Revista Iberoamericana de Ingeniería Mecánica* vol. 19, no. 1, pp. 49-58, 2015.
- [4] C. Díaz et al., “Descripción de un sistema para la medición de las presiones plantares por medio del procesamiento de imágenes”, *Revista EIA ISSN 1794 – 1237* no. 6, pp. 43-55, Dic. 2006.
- [5] F. Plas et al., “*La marcha humana. Cinesiología dinámica, biomecánica y patomecánica*”, Editorial Masson, 1984.
- [6] A. Viladot, “Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie”, *Rev Esp Reumatol*, vol. 30, no. 3, pp. 469-477, 2003.
- [7] K. Zaragoza, S. Fernández, “Ligamentos y tendones del tobillo: anatomía y afecciones más frecuentes analizadas mediante resonancia magnética”, *Anales de Radiología México*, vol. 2, pp. 81-94, 2013.
- [8] A. Viladot, “Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor”. Barcelona: Springer-Verlag Ibérica, 2001.
- [9] J. Gage, (1993). *Análisis de la Marcha Humana* [Archivo de video]. Recuperado desde: [https://www.youtube.com/watch?v=Y6qtcX\\_Atvc](https://www.youtube.com/watch?v=Y6qtcX_Atvc)
- [10] M. Whittle, “*Gait Analysis, an introduction*”, 4th Edition, Elsevier, 2007.
- [11] R. Miralles, I. Rull, “*Biomecánica clínica de las patologías del aparato locomotor*”, Editorial Masson, 2007.
- [12] D. Winter, “*Biomechanics and motor control of human movement*”, 2<sup>nd</sup> Edition, Wiley & sons Inc., 1990.



- [13] "ground reaction force". *Oxford Dictionary of Sports Science & Medicine*, by Answers.com. Retrieved 2011-02-26.
- [14] R. Van Deursen, "Mechanical Loading and Off-Loading of the Plantar Surface of the Diabetic Foot," pp. 87–91, 2004.
- [15] B. Chen, T. Bates, "Comparison of F-Scan in-sole and AMTI forceplate system in measuring vertical ground reaction force during gait" *Theory and Practice*, vol. 3985, pp. 43–53, Jun 2000.
- [16] J. Perry, "*Gait Analysis, Normal and Pathological Function*", California: Slack Inc., 1992.
- [17] C. Alvarado, "Desarrollo y Construcción de un Sistema de Monitoreo de las Fuerzas Verticales de Reacción de Tierra Producidas Durante la Marcha", Tesis Maestría, Dep. Ingeniería Eléctrica, Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del I.P.N, México D.F, 1992.
- [18] J. Smith, "The act standing", *Acta Orthop Scand* vol. 23 no. 159, 1953.
- [19] L. Bizovska, et al, "Variability of spatial temporal gait parameters and center of pressure displacements during gait in elderly fallers and ... and center of pressure displacements during gait in elderly fallers and nonfallers : A 6- month prospective study," no. February, pp. 0–11, 2017.
- [20] American Diabetes Association [online]. USA, 2016, Disponible en: <http://www.diabetes.org/>
- [21] C. Taboada, et al. "El pie Diabético", *Medicina Cutánea Ibero-Latinoamericana*, vol. 31, no. 4, pp. 221–232, 2003.
- [22] Davis, et al, "A device for simultaneous measurement of pressure and shear force distribution on the plantar surface of the foot". *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 14, no. 1, pp. 93–104, 1998.
- [23] Davis B.L. "Foot ulceration: hypotheses concerning shear and vertical forces acting on adjacent regions of skin". *Medical Hypotheses*, vol. 40 pp. 44–7, 1993.
- [24] A. Martínez-nova, et al, "Estudio del patrón de presiones plantares en pies con hallux valgus mediante un sistema de plantillas instrumentadas," *Rev. esp. Cir. ortop. Traumatol.* pp. 94–98, 2008.
- [25] Yavuz, et al, "Temporal characteristics of plantar shear distribution: Relevance to diabetic patients". *Journal of Biomechanics*, vol. 41, no. 3, pp. 556–559, 2008.



- [26] S. Urry, "Plantar pressure-measurement sensors". *Measurement Science and Technology*, vol. 10, pp. 16–32.
- [27] S. Morris, et al., "The Lower Extremity Ambulation Feedback System for Analysis of Gait Asymmetries: Preliminary Design and Validation Results", *American Academy of Orthotists and Prosthetists*, vol. 22, n. 1 pp. 31–36, 2010.
- [28] L. Yuan, et al, "Designing of Foot Imbalance Scanning System," vol. 41, no. Iris, pp. 15–21, 2012.
- [29] N. Hegde and E. Sazonov, "SmartStep: A Fully Integrated, Low-Power Insole Monitor," pp. 381–397, 2014.
- [30] *FlexiForce® Standard Model A201 DataSheet*, Tekscan Inc., South Boston, MA, 2010.
- [31] L. Yang, et al, "Gait & Posture Utilization of a lower extremity ambulatory feedback system to reduce gait asymmetry in transtibial amputation gait," *Gait Posture*, vol. 36, no. 3, pp. 631–634, 2012.
- [32] N. Cucho, A. Alarcón, "Diseño e implementación de una plantilla para la medición de presión plantar para la prevención de ulceraciones en la patología de pie diabético", Tesis, Pontificia Universidad Católica del Perú, 2012.
- [33] J. Torres, et al., "Desarrollo de un sistema electrónico para medir ambulatoriamente presiones en la planta del pie insensible", Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Universidad de los Andes.
- [34] L. García, et al., "Sistema de Plantillas Instrumentadas 'PIEZOMED' destinadas a la valoración del Calzado", IFMBE Proceedings, pp. 797–800, 2007.
- [35] S. Blanco, et al., "*Sistema telemétrico para el monitoreo de la presión plantar*", IFMBE Proceedings, pp. 686–689, 2007.
- [36] L. Shu, et al., "In-Shoe Plantar Pressure Measurement and Analysis System Based on Fabric Pressure Sensing Array", *IEEE*, vol. 14, no. 3, pp. 767–775, 2010.
- [37] L. Habana et al., "Estudio preliminar de la distribución de la presión plantar en pacientes normales y diabéticos tipo I y II en Santa Fe de Bogotá Colombia", Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, memorias II, vol. 5, no. c, 2001.
- [38] FlexiForce® Sensors user's manual, Rev 1, Tekscan Inc., South Boston, Ma, 2010.

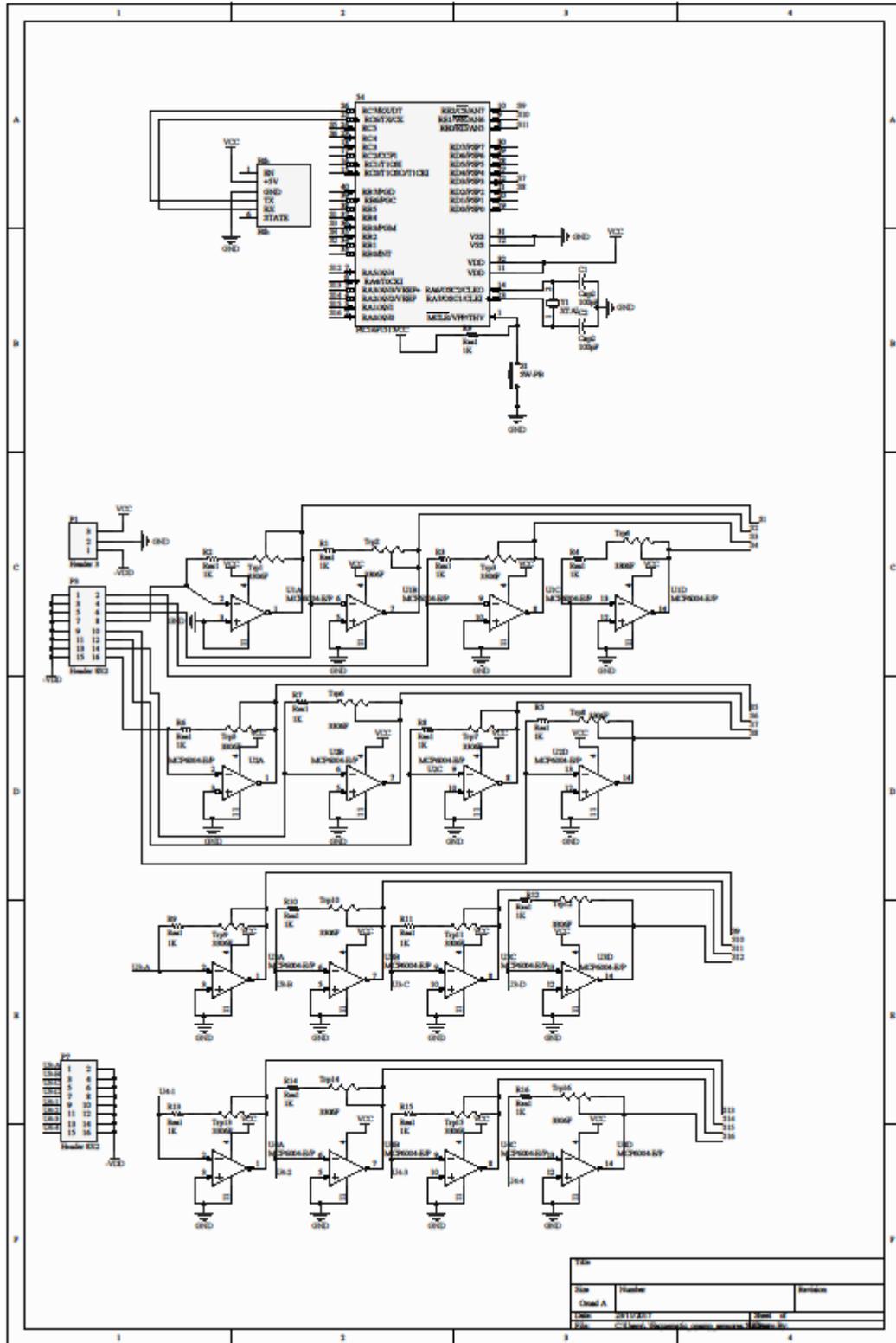


- [39] E. Soria, M. Martínez, J. Francés, G. Campos, “*Tratamiento digital de señales*”, Ed. Pearson, España, 2003, pp. 4 -10.
- [40] R. Pallás. “Conversión analógica/digital y digital/analógica”, in *Adquisición y distribución de señales*, Marcombo, Barcelona, 1993, pp. 255- 260.
- [41] R. Pallás, J. Webster, “Signals and Signal Processing”. in *Analog Signal Processing*, Wiley – Interscience, 1999, pp. 1 - 41.



# Anexo 1

## Diagrama del Circuito Electrónico

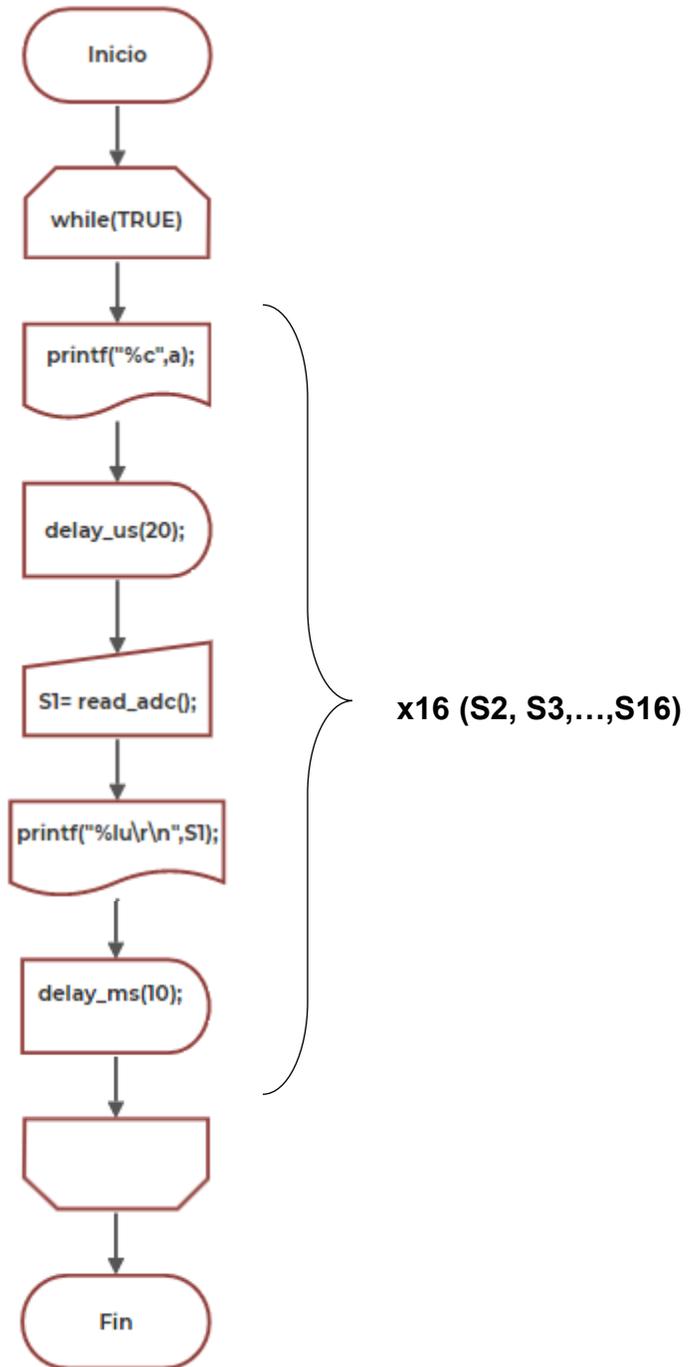




## Anexo 2

### Diagrama de Flujo para la adquisición de las señales analógicas y el envío de datos.

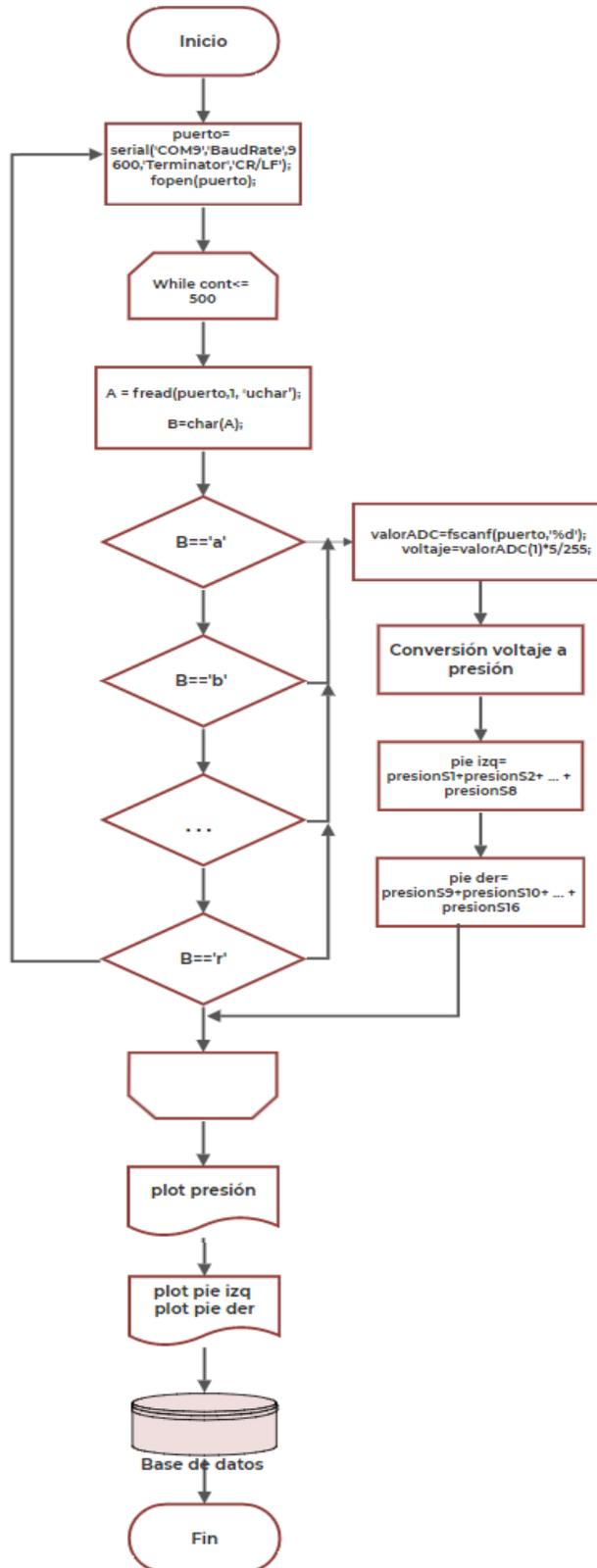
```
#include <16F1517.h>
#device adc=8
#use rs232(baud=9600, parity=N,xmit=PIN_C6,rcv=PIN_C7,bits=8,stream=puerto)
#use delay(clock=20000000)
#FUSES NOWDT
#FUSES NOBROWNOUT
#FUSES NOLVP
#FUSES HS
#FUSES PUT
```





Anexo 3

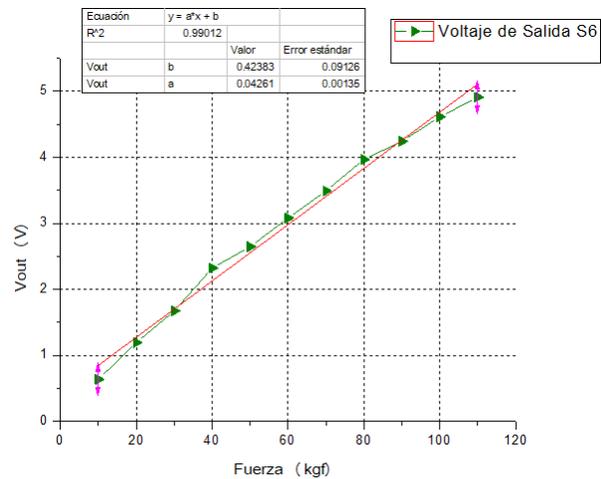
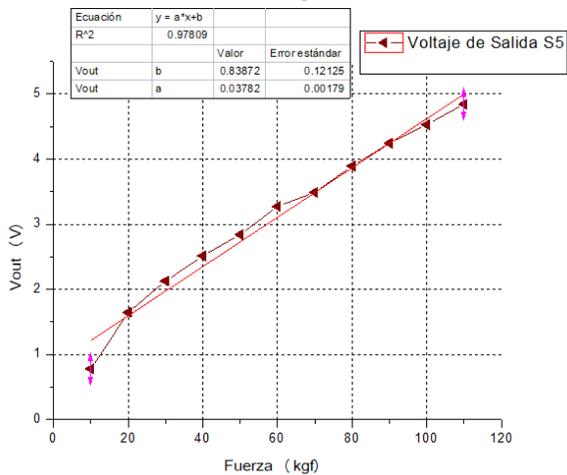
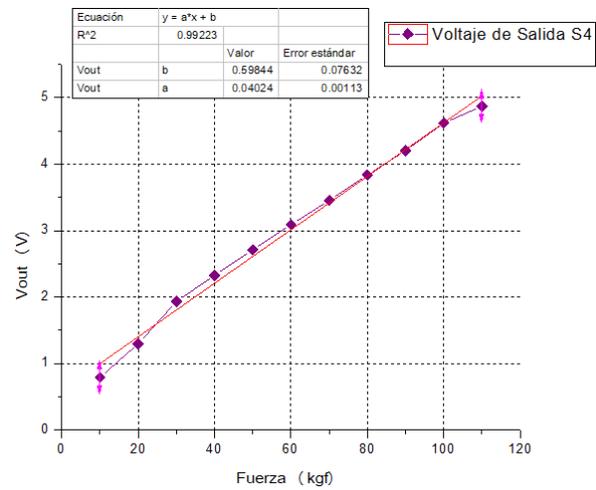
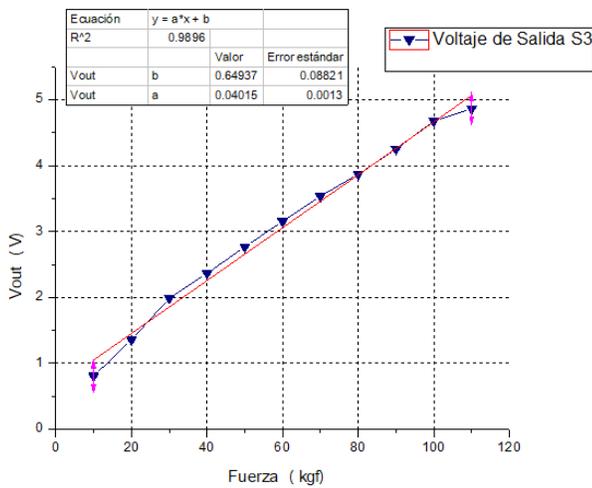
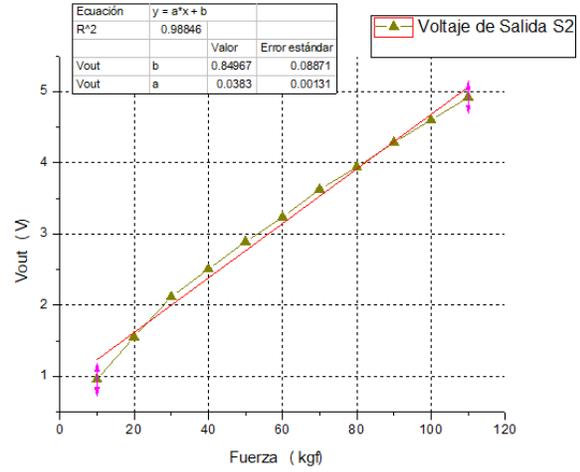
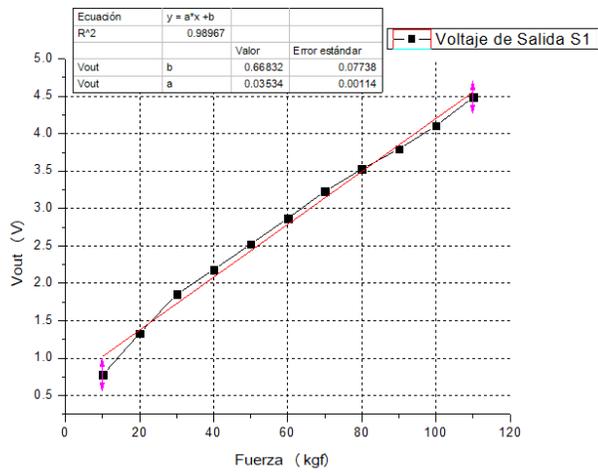
Diagrama de Flujo del registro de datos en Matlab.

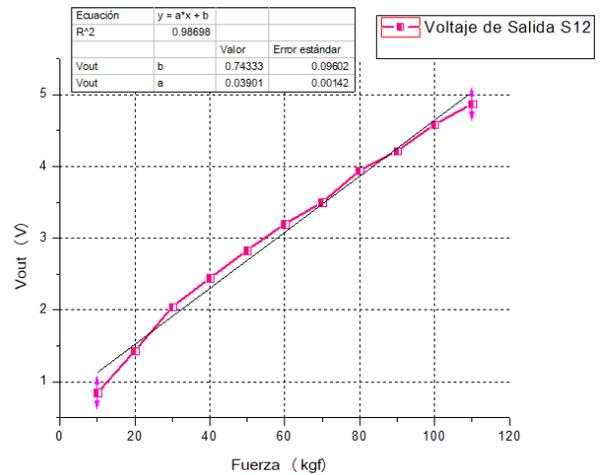
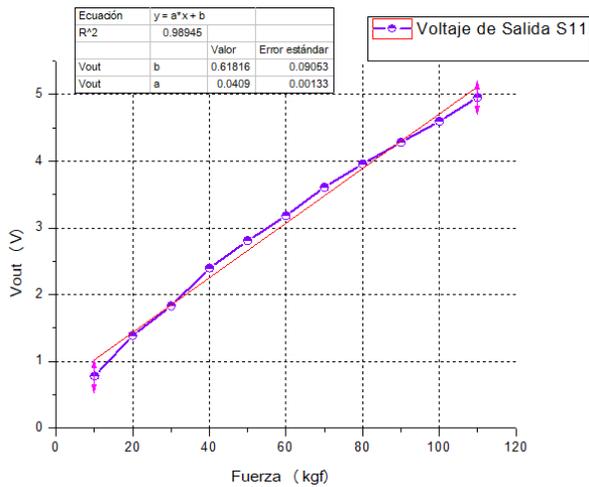
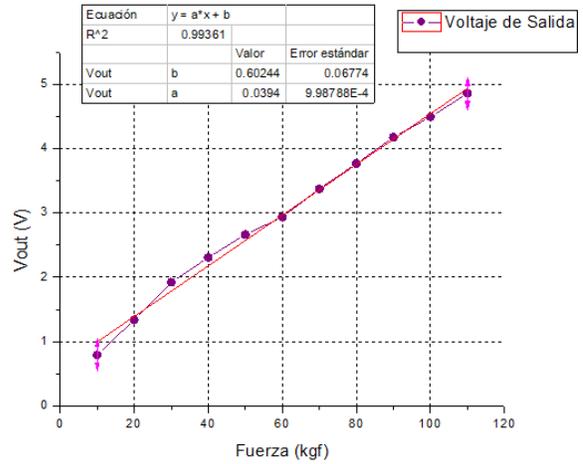
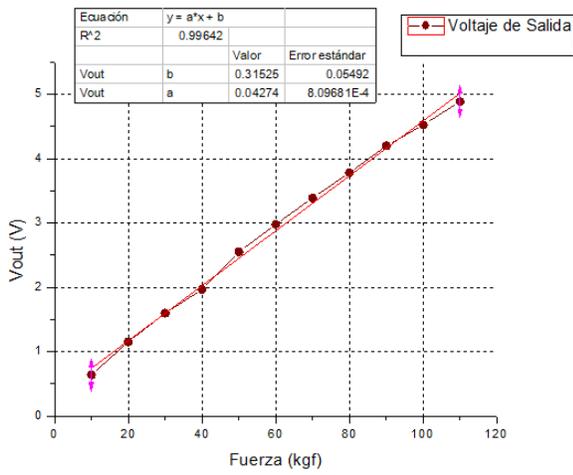
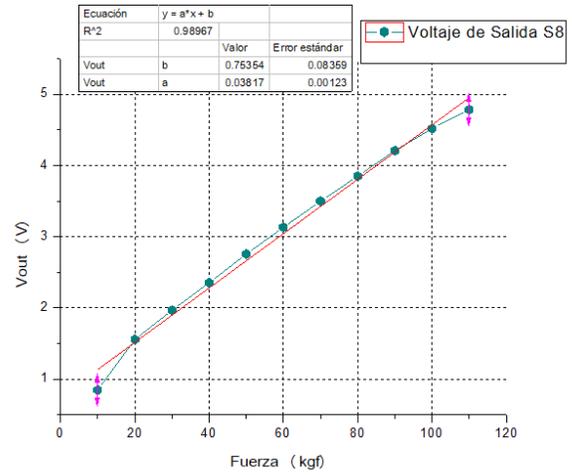
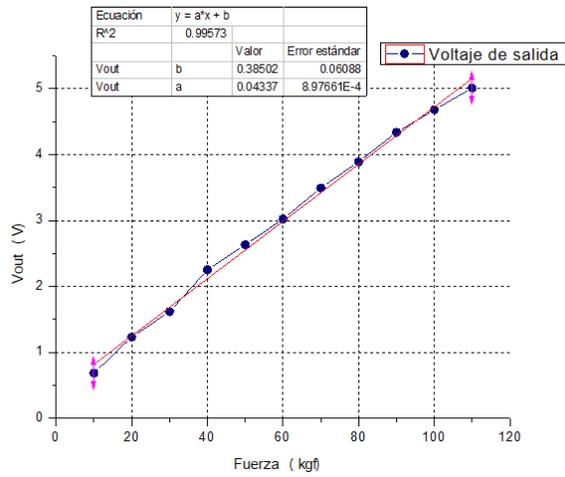


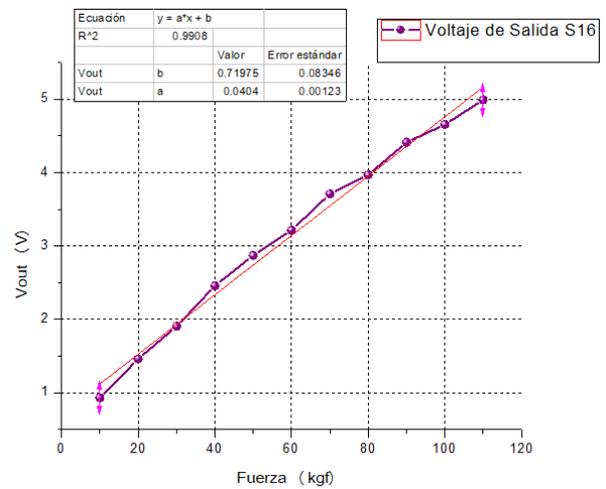
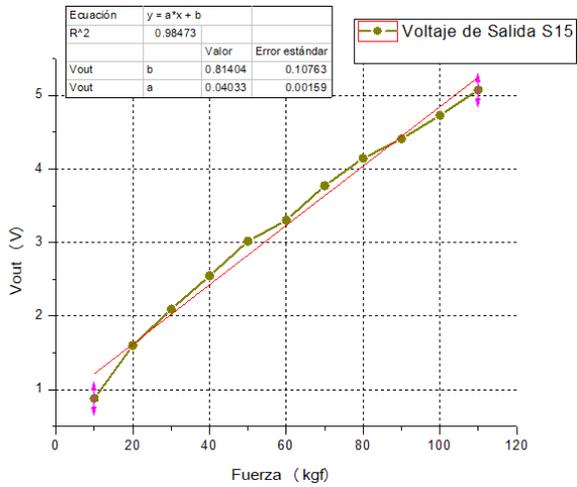
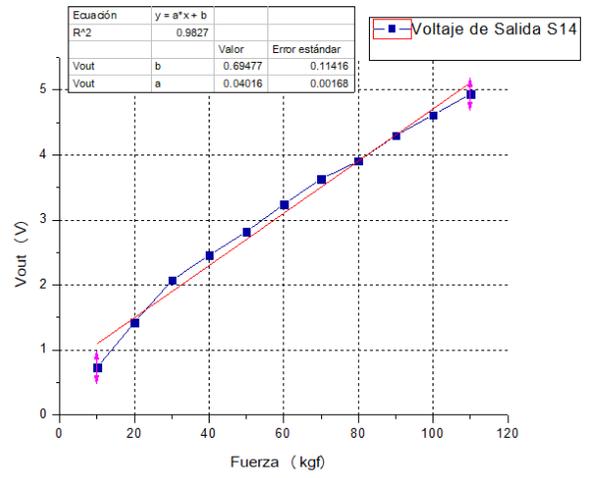
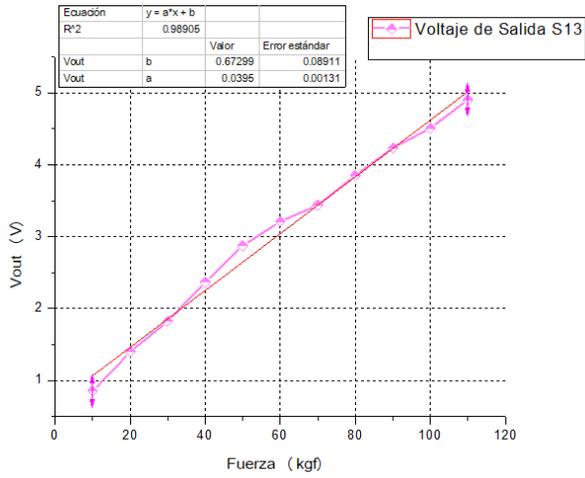


## Anexo 4

### Gráficas de Calibración de los 16 sensores



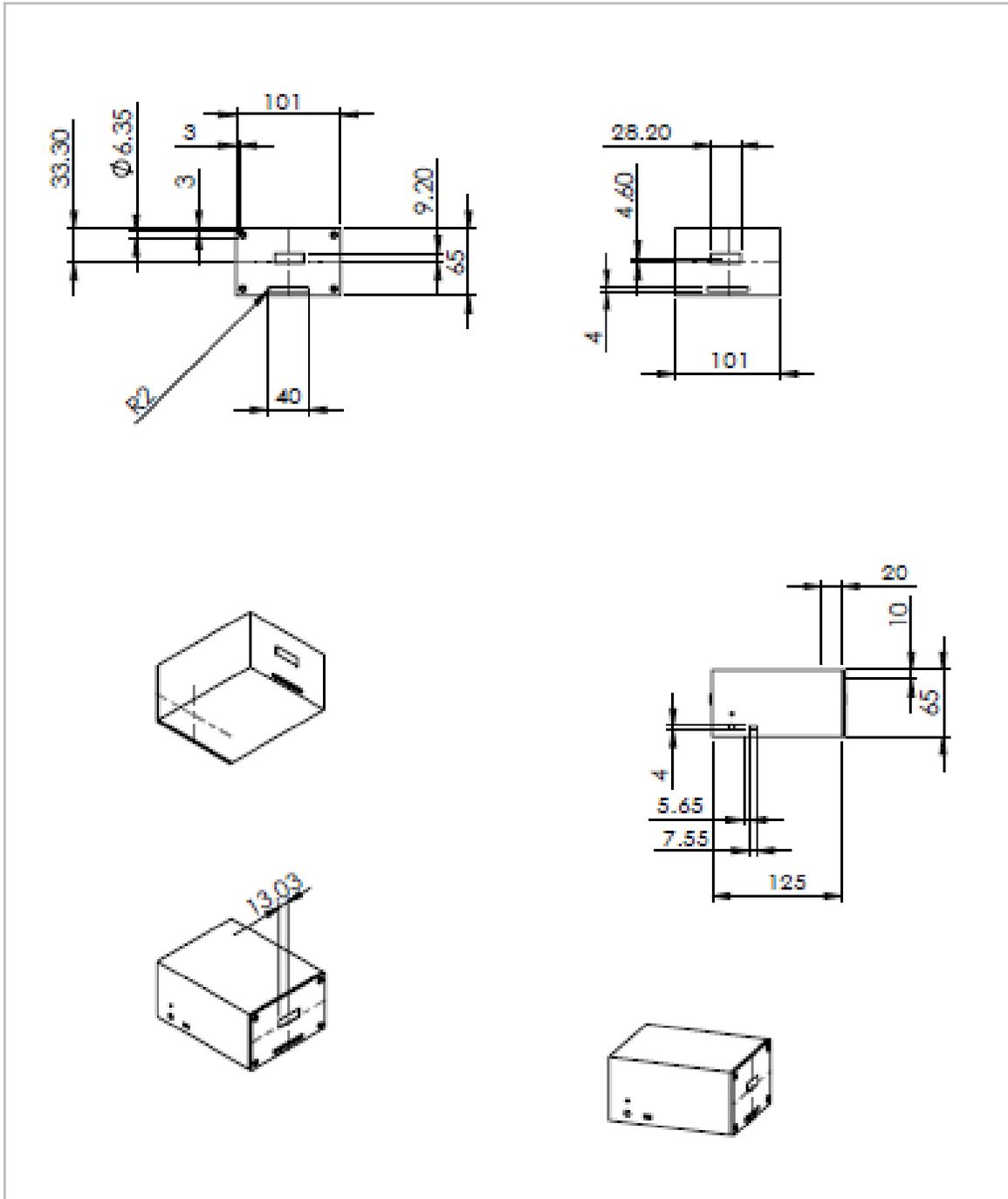






Anexo 5

Diseño 3D del Gabinete



SI NO SE INDICA LO CONTRARIO: LAS COTAS SE EXPRESAN EN MM ACABADO SUPERFICIAL: TOLERANCIAS: LINEAL: ANGULAR:				ACABADO:	REBARBAR Y ROMPER ARISTAS: VIXAS	NO CAMBIA LA ESCALA	REVISIÓN
						Abril Robles - CINVESTAV	
NO. DE DISEÑO	NO. DE REVISIÓN	FECHA	PROYECTANTE	REVISOR	APROBADO	<h1>Gabinete</h1> <h2>No. 1</h2>	
ORIGEN							
VERSIÓN							
APROBADO							
MATERIA							
CALIDAD						Nº DE DISEÑO	A4
						RECALCULA	FOLIO 1 DE 1



**Anexo 6**

**Tabla de almacenamiento de información del paciente**

Datos del Paciente	
Nombre	
Apellido	
Edad	
Sexo (M/F)	
Peso(kg)	
Estatura (m)	
No. De Calzado	

Datos Obtenidos							
Pie Derecho							
S9	S10	S11	S12	S13	S14	S15	S16

Datos Obtenidos							
Pie Izquierdo							
S1	S2	S3	S4	S5	S6	S7	S8

Pie izquierdo	Pie derecho
Sumatoria	Sumatoria



## Anexo 7

### Carta de Consentimiento informado

#### Carta de consentimiento informado

El propósito de esta ficha de consentimiento es proporcionar a los participantes en esta investigación una clara explicación de la naturaleza de la misma, así como de su rol en ella como participante.

La presente investigación tiene como título **“Desarrollo de un sistema de monitoreo de las presiones verticales plantares durante la marcha humana”**, conducida por Abril Karina Robles Sánchez, de la sección de Bioelectrónica del Centro de Investigación y de estudios avanzados del Instituto Politécnico Nacional.

La participación en este estudio consiste en el uso de dos plantillas que serán colocadas dentro del zapato del sujeto de prueba, además de un cinturón con un gabinete en la parte posterior. El registro consiste en dos pruebas: una estática y otra dinámica. Y el objetivo de la participación es proporcionar al investigador valores de presiones plantares durante la marcha normal del sujeto de prueba.

Yo \_\_\_\_\_, de \_\_\_\_\_ años de edad, acepto de manera voluntaria que se me incluya como sujeto de estudio en el proyecto de investigación, luego de haber conocido y comprendido en su totalidad la información sobre dicho proyecto, riesgos si los hubiera y beneficios directos e indirectos de mi participación en el estudio.

Ciudad de México, a \_\_\_\_\_ del mes de \_\_\_\_\_ del 2017.

\_\_\_\_\_  
Firma del participante

\_\_\_\_\_  
Investigador Responsable