

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA

Facultad de Ingeniería



Diseño y fabricación de sistema de medición de fuerzas en la  
planta de pie para monitoreo de rehabilitación post-traumática  
de tobillo

Trabajo de graduación presentado por María Alejandra Samayoa  
González para optar al grado académico de Licenciada en Ingeniería  
Mecatrónica

Guatemala

2013





Diseño y fabricación de sistema de medición de fuerzas en la planta de pie para monitoreo de rehabilitación post-traumática de tobillo

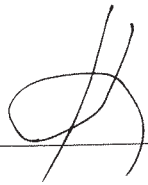
UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
FACULTAD DE INGENIERÍA

Diseño y fabricación de sistema de medición de fuerzas en la  
planta de pie para monitoreo de rehabilitación post-traumática  
de tobillo

Trabajo de graduación presentado por María Alejandra Samayoa  
González para optar al grado académico de Licenciada en Ingeniería  
Mecatrónica

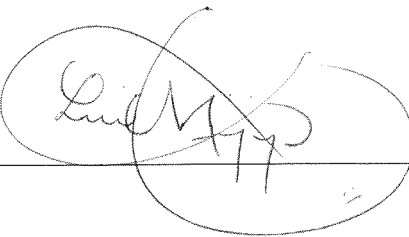
Guatemala  
2013

Vo. Bo. :

(f) \_\_\_\_\_  


(Dr. Héctor Nuila)

Tribunal Examinador:

(f) \_\_\_\_\_  


(Ing. Luis Mijangos)

(f) \_\_\_\_\_  


Ing. Roberto Delgado

(f) \_\_\_\_\_  


Ing. Carlos Esquit

Fecha de aprobación: Guatemala 06 diciembre 2013

# ÍNDICE

	Página
Lista de cuadros .....	vi
Lista de figuras .....	vii
Resumen .....	x
I. Introducción .....	1
II. Objetivos .....	3
III. Justificación .....	4
IV. Marco teórico .....	5
A. Pie y tobillo .....	5
B. La marcha humana .....	10
C. Incidencia de lesiones de tobillo .....	13
D. Medición de fuerzas plantares y soporte de peso .....	13
V. Metodología .....	18
A. Definición de especificaciones .....	18
B. Selección de sensores .....	19
C. Ubicación de sensores .....	19
D. Diseño general de prototipo .....	20
E. Diseño de programa .....	23
F. Diseño y fabricación de circuito .....	24
G. Caracterización de sensores .....	25
H. Procedimiento de pruebas de evaluación de prototipo .....	29
I. Filtrado de ruido de instrumento .....	30
VI. Resultados .....	31
A. Circuitos .....	31
B. Evaluación de modelado de sensor .....	32
C. Costo .....	32
D. Gráficos con programa .....	33
E. Pruebas piloto .....	36
VII. Análisis de resultados .....	41
A. Circuito electrónico e integración de programa .....	41

B.	Pruebas piloto .....	43
VIII.	Conclusiones .....	47
IX.	Recomendaciones .....	48
X.	Bibliografía .....	49
XI.	Anexos .....	51
XII.	Glosario.....	54

## LISTA DE CUADROS

	Página
1. Comparación de sensores de fuerza con base en la hoja de datos de los fabricantes. ....	19
2. Promedio de calibración de sensores FlexiForce 100lb .....	25
3. Cálculo de porcentaje de error para el sistema en la salida del sensor A utilizando un peso conocido.....	27
4. Cálculo de porcentaje de error para el sistema en la salida del sensor B utilizando un peso conocido.....	28
5. Cálculo de porcentaje de error para el sistema en la salida del sensor C utilizando un peso conocido.....	28
6. Evaluación de la función (1) utilizando una masa conocida y cálculo de porcentaje de error de medición general de instrumento.....	32
7. Cuantificación de costo de material .....	32
8. Comparativo de magnitudes de impulso entre la marcha de control y la marcha con limitaciones en flexoextensión. Magnitudes de impulso en unidades lb·s.....	40
9. Comparativo de magnitudes de impulso entre la marcha de control y la marcha con sobrecarga en la extremidad debido a limitaciones de flexoextensión en la extremidad contraria. Magnitudes de impulso en unidades lb·s.....	40

## LISTA DE FIGURAS

	Página
1. Huesos en la articulación de tobillo .....	5
2. Flexoextensión del tobillo. (A) Neutro (B) Dorsiflexión (C) Plantarflexión .....	6
3. Relación de ángulos en flexoextensión de tobillo .....	6
4. Huesos del pie vista de planta .....	7
5. Movimientos del pie con respecto al eje vertical (A) Aducción (B) Abducción.....	8
6. Movimientos de supinación (A) y pronación (B).....	9
7. Bóveda plantar con sus 3 arcos .....	9
8. Vista en planta de bóveda plantar .....	10
9. Macha humana en dos fases. ....	12
10. Deformaciones en la bóveda plantar durante la marcha.....	12
11. Línea de presión durante el progreso de la marcha en etapa de apoyo.....	13
12. Gráfico de reacción de fuerza durante la marcha de un paso con un sistema de medición estacionario .....	15
13. Construcción básica de un sensor de fuerza por Interlink Electronics .....	16
14. Curva de resistencia y conductancia vs fuerza para el FlexiForce de 1000 lb por .....	17
15. Circuito eléctrico de conversión de fuerza a voltaje para sensor de fuerza.....	21
16. Curva de fuerza vs resistencia del sensor FlexiForce 100lb con una regresión de potencia para obtener la fuerza en función de una resistencia de entrada. ....	26
17. Curva de conductancia vs. fuerza del sensor FlexiForce 100lb con regresión lineal .....	26
18. Circuito general implementado en modalidad de módulo de expansión.....	31

19. Esquema de circuito impreso. A la derecha corresponde a la capa inferior. Izquierda corresponde a capa superior. Contorno de la pieza coincide con la forma de tarjeta de desarrollo arduino. ....	31
20. Primera lectura de marcha y despliegue de información en programa con Sujeto A en modalidad de control. Escala tiempo vs magnitud relativa correspondiente al voltaje de entrada en el circuito. Sin conversión a unidad de fuerza. ....	33
21. Muestra A en modalidad de control. Sin conversión a unidades de fuerza .....	34
22. Señal de un paso proveniente del calcáneo para implementar una reducción de ruido digital utilizando análisis de Fourier. Frecuencia de corte a 32Hz. ....	34
23. Curva de reacción de fuerza del suelo en un paso con superposición de señales de sensor. Filtro aplicado a una frecuencia de corte de 30Hz. ....	34
24. Muestra programa con marcha de sujeto A. Un paso con y sin filtro. Frecuencia de corte a 25Hz. Fecha y hora de registro seleccionado. ....	35
25. Comparación de marcha de sujeto B (pie derecho). Izquierda corresponde a marcha de control y derecha corresponde a marcha con limitaciones en flexoextensión. Curva morada indica la fuerza de reacción en sensor ubicado debajo del calcáneo; azul en el primer metatarsiano; verde en el quinto metatarsiano. Filtro digital a 30Hz. ....	36
26. Comparación de marcha de sujeto B (pie derecho). Izquierda corresponde a marcha de control y derecha corresponde a marcha con sobrecarga debido a limitaciones en flexoextensión en la extremidad contraria. Curva morada indica la fuerza de reacción en sensor ubicado debajo del calcáneo; azul en el primer metatarsiano; verde en el quinto metatarsiano. Filtro digital a 30Hz. .	36
27. Comparación de marcha de sujeto C (pie izquierdo). Izquierda corresponde a marcha de control y derecha corresponde a marcha con limitaciones en flexoextensión. Curva morada indica la fuerza de reacción en sensor ubicado debajo del calcáneo; azul en el primer metatarsiano; verde en el quinto metatarsiano. Filtro digital a 30Hz. ....	37
28. Comparación de marcha de sujeto C (pie izquierdo). Izquierda corresponde a marcha de control y derecha corresponde a marcha con sobrecarga debido a limitaciones en flexoextensión en la extremidad contraria. Curva morada indica la fuerza de reacción en sensor ubicado debajo del calcáneo; azul en el primer metatarsiano; verde en el quinto metatarsiano. Filtro digital a 30Hz. ....	37

29. Comparación de marcha de sujeto E. Izquierda corresponde a marcha de control y derecha corresponde a marcha con limitaciones en flexoextensión. Curva morada indica la fuerza de reacción en sensor ubicado debajo del calcáneo; azul en el primer metatarsiano; verde en el quinto metatarsiano. Filtro digital a 30Hz.....	38
30. Comparación de marcha de sujeto E. <i>Izquierda</i> : marcha de control. <i>Derecha</i> : marcha con sobrecarga por limitaciones de flexoextensión en la extremidad contraria. Curva morada indica la fuerza de reacción en sensor ubicado debajo del calcáneo; azul en el primer metatarsiano; verde en el quinto metatarsiano. Filtro digital a 30Hz. ....	38
31. Perfil general del sujeto F. Izquierda corresponde a marcha de control; en medio, marcha con limitaciones de flexoextensión; derecha, marcha con sobrecarga debido a limitaciones en flexoextensión en la extremidad contraria. Curva morada indica la fuerza de reacción en sensor ubicado debajo del calcáneo; azul en el primer metatarsiano; verde en el quinto metatarsiano. Filtro digital a 30Hz. ....	39
32. Perfil general del sujeto G. a) control; b) prueba de limitaciones de flexoextensión; c) sobrecarga: limitaciones de flexoextensión en la extremidad contraria. Curva morada indica la fuerza de reacción en sensor ubicado debajo del calcáneo; azul en el primer metatarsiano; verde en el quinto metatarsiano. Filtro digital a 30Hz. ....	39
33. Módulo de reloj de tiempo real (RTC) utilizado. Incluye DS1307 y memoria EEPROM ATMEL 24C32. ....	51
34. Módulo de expansión para Arduino UNO R3 con capacidad de conexión de memoria SD, integración de sensores y módulo RTC. Diseño con Eagle 6.0 y construcción con LPKF ProtoMat®. ....	51
35. Cuadro de inicio de programa. ....	52
36. Modalidad de análisis rápido del programa. Filtro FFT activado a una frecuencia de corte definida por el usuario. Selección de fecha y hora de muestra.....	52
37. Dispositivo instalado en ámbito de pruebas. ....	53

## RESUMEN

Este trabajo de graduación busca diseñar y construir un sistema portátil de medición de la fuerza de reacción en puntos discretos de la planta del pie. Este sistema debe brindar una fuente de comparación objetiva del progreso de rehabilitación de tobillo del paciente en función de su marcha a un bajo costo con exactitud. El sistema se diseñó utilizando un microcontrolador, un reloj de tiempo real, una memoria flash portátil y tres sensores de fuerza. Además, se realizó un programa de computadora que realiza un filtrado de datos con FFT, genera gráficos de fuerza en función del tiempo y realiza un cálculo de impulso. Se utilizó siete sujetos de prueba realizando una evaluación de control y dos experimentos en modalidad de limitación y sobrecarga de la articulación. Los resultados mostraron que el sistema fue capaz de detectar dos patrones: la magnitud de la distribución de carga aumenta en general cuando el pie está sobrecargado y parte del apoyo en la parte media y antepié se desplazan al talón cuando el tobillo tiene limitaciones físicas de movimiento. El sistema final tiene una variación de la exactitud de 7.9 % y tiene un costo de material de Q990. El programa de computadora elaborado permitió tener un registro de pacientes y realizar un análisis con la información directa de la memoria portátil, brindando así una fuente de comparación cuantitativa del progreso de marcha del paciente para el monitorio de rehabilitación de tobillo.

# I. INTRODUCCIÓN

Las lesiones de tobillo son una de las lesiones más comunes de miembro inferior cuyos efectos pueden afectar actividades cotidianas así como desempeño deportivo. Es de vital importancia que la rehabilitación de estas lesiones para prevenir inestabilidad crónica y otros efectos de largo plazo como mala postura.

En centros de rehabilitación y fisioterapia el instrumento utilizado para medir el progreso del paciente es la experiencia visual del tratante. Esta evaluación es muy subjetiva y puede variar de un fisioterapeuta a otro. El monitoreo de fuerzas plantares es una parte importante en el estudio de marcha y análisis de postura. Estos dos último tienen un rol importante en la rehabilitación de tobillo así como monitores de otras enfermedades y padecimientos. Hoy en día hay numerosas técnicas de estudio de fuerzas plantares en sistemas estacionarios y sistemas portátiles. En Guatemala, sólo hay disponibilidad de dos centros de diagnóstico plantar que hacen uso de sistemas estacionarios para determinar la carga en la huella plantar. Los sistemas portátiles no han sido utilizados debido al gran costo que estos tienen aunque proporcionan una gran variedad de información.

Proporcionar un sistema de medición de fuerzas plantares portátil, a un bajo costo pero que brinde la información de interés, permitiría incorporar el sistema a prácticas de rehabilitación locales para poder tener una evaluación objetiva y cuantitativa de la marcha del paciente. El sistema esta conforma por tres elementos: plantilla, dispositivo monitor y programa de computadora. Entre las especificaciones definidas se encuentra: frecuencia de muestreo al menos de 100hz, dispositivo y plantilla no deben interferir con la marcha natural, medición en personas con un peso hasta 150lb y el programa debe ser fácil de utilizar.

Primero se seleccionaron los sensores a utilizar en la plantilla, se ubicaron en puntos clave para la medición de la fuerza de reacción y se calibraron en condiciones similares a los que estarían expuestos. Luego se realizó el diseño del dispositivo monitor definiendo los componentes necesarios para obtener información de los sensores y almacenarla en un medio de almacenamiento portátil. Elementos definidos fueron: circuito para convertir la resistencia del sensor a un voltaje medible, reloj de tiempo real, memoria *Secure Digital*, LEDs indicadores y microcontrolador para el manejo de las tareas. El programa fue diseñado para interpretar los datos escritos en la memoria, realizar un filtrado de ruido en caso de ser necesario y mostrar gráficos de fuerza en función del tiempo y cálculo de impulso.

Para realizar las pruebas del dispositivo construido, se utilizaron siete extremidades o sujetos de prueba. Cada uno realizó una prueba de control de marcha natural sin alteraciones. Luego se realizaron dos experimentos: 1) marcha con limitaciones en la flexoextensión del tobillo del sujeto y 2) marcha de

sobrecarga en el sujeto con limitaciones de flexoextensión en la articulación contraria. Estos resultados fueron comparados visualmente con las gráficas y numéricamente con el impulso.

Se concluyó que el sistema fue capaz de identificar patrones de marcha con respecto al control cuando los sujetos fueron sometidos a limitaciones y sobrecarga en la articulación. El patrón mostró que cuando la extremidad tiene limitaciones de movimiento de flexoextensión, la carga se da principalmente en el calcáneo y las cargas vistas en el control en el primer y quinto metatarsiano disminuyeron en esta modalidad. En el caso de la sobrecarga se observó un aumento general de la magnitud del impulso en todos los puntos de evaluación y una tendencia supinadora para compensar la distribución de peso. El instrumento tiene una variación de exactitud de 7.9% y un costo de Q990. El programa permitió una facilidad en el análisis de los datos registrados en el dispositivo permitiendo una visualización visual y numérica de la marcha del paciente. En general, el sistema como un todo pudo implementarse para medir la marcha de lo que sería una extremidad lesionada y la extremidad con sus facultades de marcha normal, mostrando el inicio y el fin de la rehabilitación de tobillo.

## II. OBJETIVOS

### A. GENERALES

- Brindar al médico o fisioterapeuta una herramienta para obtener información del progreso de rehabilitación del paciente a partir de un monitor de fuerza en puntos de apoyo en la planta del pie.

### B. ESPECÍFICOS

- Diseñar una plantilla con sensores cuya medición tenga un error menor al 10% al medir la fuerza ejercida en diversos puntos de presión en la planta del pie.
- Diseñar una interfaz de computadora para facilitar la interpretación de datos.
- Implementar un sistema con un costo inferior a Q1500.
- Realizar pruebas del prototipo con personas, estandarizando un protocolo de evaluación con un control y al menos un experimento en cada prueba.

### III. JUSTIFICACIÓN

El propósito general es diseñar un sistema de monitoreo de marcha portátil dedicado y enfocado en rehabilitación post-traumática de tobillo. Una de las razones principales es que el tobillo es una de las articulaciones que con más frecuencia se lesionan. Su recuperación o mejoría es a veces engañosa y no seguir una rehabilitación adecuada puede llevar a padecimientos crónicos o incluso complicar la lesión. Además, en la mayoría de los casos la mejoría la determina el médico o terapeuta al observar la forma de caminar del paciente. Cuando el paciente camina sabiendo que está siendo observado puede que su forma natural de marcha se vea sesgada ya que éste está concentrado en sus movimientos mientras lo evalúan provocando una marcha consciente.

En la industria Guatemalteca, es mínima la cantidad de sistemas de rehabilitación que se diseñan y son pocos los centros de diagnóstico con herramientas podobarográficas. En el mercado internacional, las alternativas a sistemas de monitoreo de marcha son limitadas y además el costo de éstas es demasiado elevado. Estos sistemas son muy completos y brindan información que podría utilizarse para diferentes aplicaciones y no sólo se limitan a monitoreo de marcha. Limitar el enfoque de dichos sistemas para obtener la información que es de interés puede disminuir considerablemente el costo, simplificar el procesamiento de información y reducir las demandas de capacitación profesional. De esta manera es posible brindar al dispositivo una oportunidad de incorporarse a prácticas médicas locales.

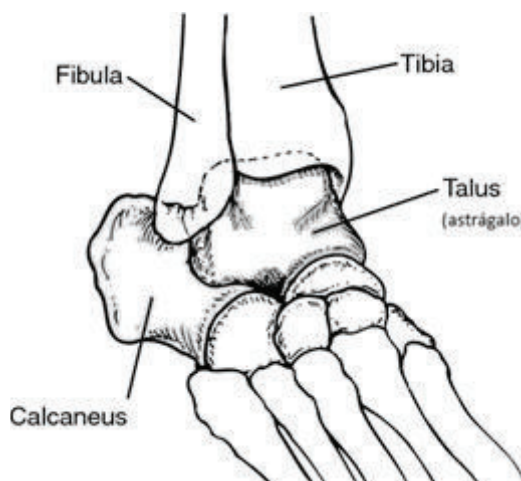
En síntesis, se busca diseñar una herramienta que ayude al médico a tener información más objetiva para poder evaluar el progreso de rehabilitación de la marcha del paciente. El sistema, al ser de un costo más accesible, facilita su implementación. Además, la portabilidad del sistema permitirá al paciente generar una muestra más completa de datos para complementar el estudio que realiza el médico.

## IV. MARCO TEÓRICO

### A. PIE Y TOBILLO

1. **Articulación de tobillo.** La articulación del tobillo (tibiotalariana) es de gran importancia ya que es quien hace posible la habilidad de traslación bípeda del ser humano. Además, en apoyo monopodal soporta la totalidad del peso de la persona. La tibiotalariana está formada por la unión tibia distal con fibula y el astrágalo (Figura 1) (Sampson & Hung, 1997). La superficie principal de soporte de peso es entre el domo del astrágalo y el arco de la tibia. (Tornetta III, 1997)

**Figura 1.** Huesos en la articulación de tobillo



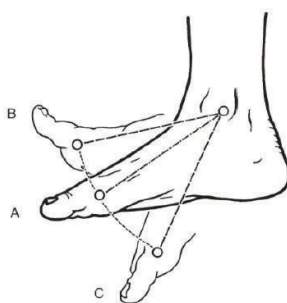
(Bähler, 1986)

El eje mecánico de la articulación del tobillo está orientado entre 20° y 30° de rotación externa con respecto al eje de la rodilla. Aunque el eje de rotación cambia ligeramente durante el movimiento del cuerpo, puede decirse que la articulación funciona esencialmente como una bisagra (Castro, 2002). Los soportes ligamentarios de la articulación proveen la estabilidad del marco estructural óseo. Hay tres grupos de regiones de ligamentos: medial, lateral y sindesmótico. Los músculos sostienen y mueven al pie en conjunto con los ligamentos. Cuando uno de estos no funcionan correctamente, su efecto es evidente en la marcha. (Tornetta III, 1997)

a. **Flexoextensión.** La posición de referencia es la posición neutral del tobillo (Figura 2.A), es decir cuando la planta del pie y el eje de la pierna son perpendiculares entre sí. La flexión de tobillo (dorsiflexión) se refiere al movimiento que aproxima la parte dorsal del pie hacia la pierna a partir

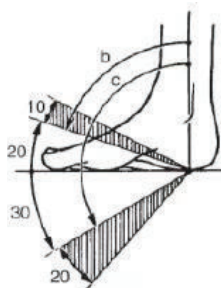
de la posición neutra (Figura 2.B). En cambio, la plantarflexión, extensión de la articulación del tobillo, aleja la parte dorsal del pie de la pierna tendiendo a aproximar los dedos del pie al eje de la pierna (Figura 2.C). En la Figura 3 se puede observar que el ángulo entre el pie y el eje de la pierna en la extensión del pie es mucho mayor al que de la flexión. En los casos extremos, se tiene que la flexoextensión no sólo se atribuye al tobillo sino que también a las articulaciones del tarso. En la máxima flexión se tiene un aplanamiento de la bóveda plantar mientras que en extensión se tiene un hundimiento de la bóveda. (Kapandji, 1998).

**Figura 2.** Flexoextensión del tobillo. (A) Neutro (B) Dorsiflexión (C) Plantarflexión



(Kapandji, 1998)

**Figura 3.** Relación de ángulos en flexoextensión de tobillo



(Kapandji, 1998)

b. Limitaciones en flexoextensión y estabilidad. Según Kapandji (1998), la amplitud de los movimientos de la flexoextensión está determinado por el desarrollo de las superficies articulares. Esta amplitud puede verse limitada por factores óseos, cápsulo ligamentosos y musculares. La estabilidad anteroposterior de la articulación del tobillo está asegurada por la acción de la gravedad que ejerce el astrágalo sobre la superficie tibial en conjunto con los ligamentos laterales y los músculos. Sin embargo,

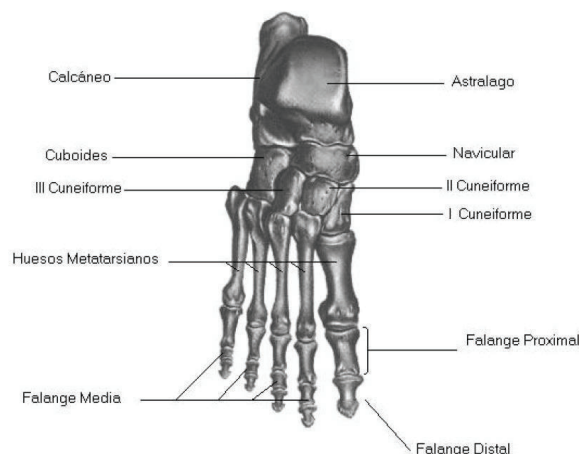
cuando los movimientos de flexoextensión exceden la amplitud permitida, alguno de los elementos previamente mencionados debe ceder provocando una ruptura capsuloligamentosa (parcial o total) o una fractura del margen posterior en el caso de hiperextensión y una luxación anterior o fractura del margen anterior en caso de hiperflexión. (Cass, 1985)

## 2. El pie y Bóveda Plantar

a. El pie. El pie es una estructura flexible de huesos, articulaciones, músculos y tejidos blandos que permiten al cuerpo estar parado y realizar acciones tales como caminar, correr y saltar. Las articulaciones del pie tienen una doble función: orientar al pie y modificar la forma y curva de la bóveda plantar para la adaptación de terreno además de brindar elasticidad, flexibilidad y amortiguamiento (Kapandji, 1998). El pie se divide en tres secciones: retropié, parte media y antepié.

El retropié es conformado por el calcáneo (talón) y el astrágalo. Como se menciona anteriormente, la tibia y la fibula (peroné) se conectan con el astrágalo para formar la estructura ósea del tobillo. La parte media consiste en 5 huesos: escafoides, cuboides y huesos cuneiformes. Ésta está conectada con el antepié y retropié por medio de la bóveda plantar y músculos. Por último, el antepié está formado por cinco metatarsianos que componen el metatarso y las falanges del pie. La composición ósea (Figura 4) se divide en tarso, metatarso y falanges. (Sampson & Hung, 1997).

Figura 4. Huesos del pie vista de planta

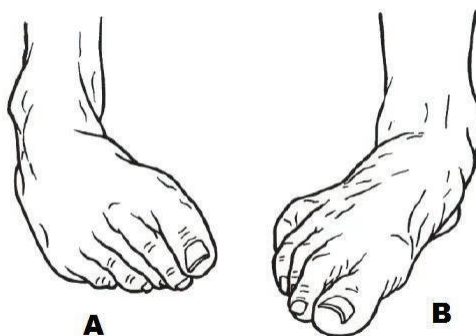


(Luna, 1999)

Además de los movimientos de flexoextensión permisibles por la articulación del tobillo, el pie también puede realizar movimientos de aducción-abducción y supinación-pronación. Aducción (Figura 5. A) es el movimiento en el que la punta del pie se dirige hacia adentro mientras que abducción (Figura 5. B) es el movimiento en el que la punta del pie se dirige hacia afuera. La amplitud de estos movimientos es de 35° a 45° aunque estos movimientos también pueden ser producto de rotación de rodilla o de todo el miembro inferior y alcanzan amplitudes hasta de 90°. (Kapandji, 1998). La supinación (Figura 6.A) se refiere a la orientación de la planta del pie hacia adentro mientras que la pronación (Figura 6.B) es hacia afuera. La amplitud de supinación es hasta 50° que es mayor que la amplitud de la pronación (25-30°) (Bähler, 1986).

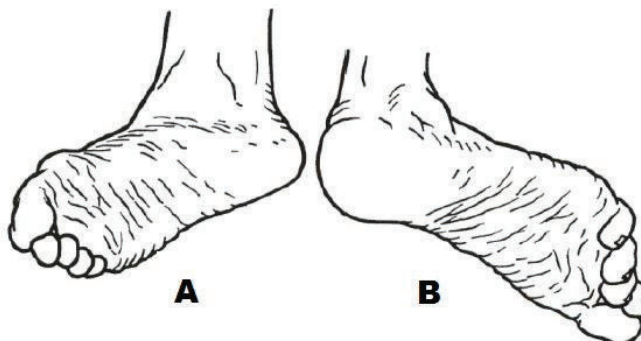
Estos 4 movimientos en 2 planos no pueden darse individualmente. Esto significa que los movimientos en las articulaciones del pie son acompañados por un movimiento en los otros dos planos. La aducción se da conjunto con un movimiento supinador y plantarflexión (extensión). La inversión es una posición dada por estos tres movimientos. Del mismo modo, la abducción se da con un movimiento de pronación y flexión dando la posición de eversión. La inversión y la eversión del pie están limitadas por resistencias óseas o por cadenas ligamentarias del retropié y articulación tibiotarsiana. (Kapandji, 1998) Existen configuraciones prohibidas como la aducción que no se puede dar con un movimiento pronador y la abducción no se puede asociar con supinación. (Castro, 2002)

**Figura 5.** Movimientos del pie con respecto al eje vertical (A) Aducción (B) Abducción



(Kapandji, 1998)

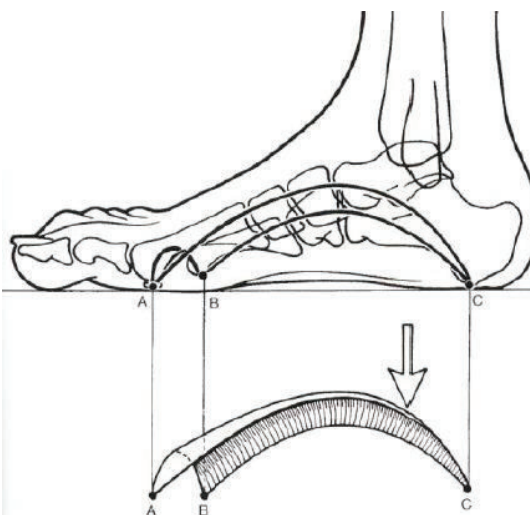
**Figura 6.** Movimientos de supinación (A) y pronación (B)



(Kapandji, 1998)

b. La bóveda plantar Kapandji (1998) define la bóveda plantar como un “conjunto arquitectónico que asocia armónicamente todos los elementos osteoarticulares, ligamentosos y musculares del pie”. Su estructura es sujeta por tres arcos (Figura 7). La bóveda plantar es capaz de adaptarse a diferentes circunstancias de terreno y desempeña el papel de amortiguador necesario para la marcha.

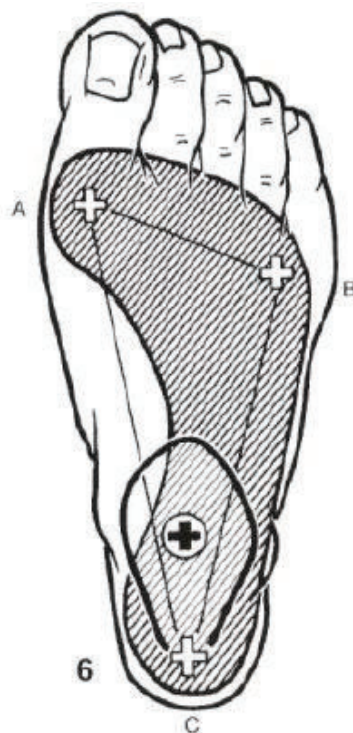
**Figura 7.** Bóveda plantar con sus 3 arcos



(Kapandji, 1998)

La forma de la vista interna de la bóveda plantar es a un triángulo. Sus 3 puntos de apoyo están incluidos en la zona de la huella plantar (contacto con el suelo) (Figura 8). En esta figura, el punto A corresponde a la cabeza del primer metatarsiano, el punto B a la cabeza del quinto metatarsiano y el punto C al calcáneo. Cada punto es común a los dos arcos contiguos. El arco anterior es el más corto y bajo y se forma entre los puntos A y B. El arco externo se localiza entre los dos puntos de apoyo externo B y C. El arco interno, más largo y alto, se localiza entre los puntos de apoyo interno A y C. (Figura 7). El peso del cuerpo se ejerce en la cruz de la Figura 8 (centro de la garganta del pie) y los puntos ABC funcionan de manera análoga a un trípode. (Sampson & Hung, 1997)

**Figura 8.** Vista en planta de bóveda plantar



(Kapandji, 1998)

## B. LA MARCHA HUMANA

La marcha humana es la manera de locomoción bípeda de los miembros inferiores. Esta se caracteriza por una sucesión de doble apoyo y apoyo monopodal. Luna (1999) la define como “una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia

delante del centro de gravedad”. Durante la marcha, la bóveda plantar es sometida a fuerzas y deformaciones que muestran su rol de amortiguador elástico. Según Kapandji (1998) en “*Fisiología Articular*”, el desarrollo del paso se da en cuatro etapas.

Primera etapa: Toma de contacto con el suelo (Figura 10.1). El pie contacta con el suelo mediante el talón (Punto C de la Figura 8). Bajo el impulso de la pierna (flecha blanca), el resto del pie contacta con el suelo mientras el tobillo se extiende suavemente.

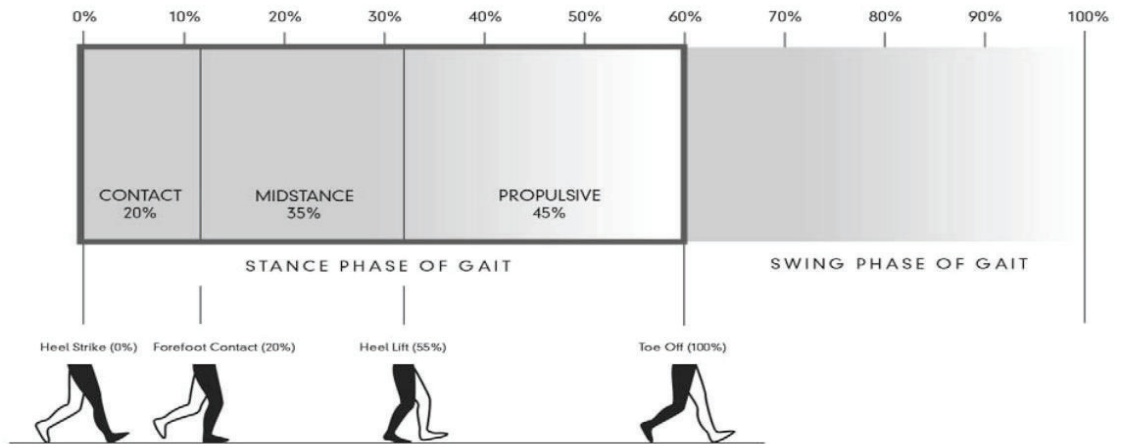
Segunda Etapa: Máximo Contacto (Figura 10.2). El pie hace contacto con el suelo con toda la superficie de apoyo de la planta en lo que se caracteriza la huella plantar. “El cuerpo, propulsado por el otro pie, va a pasar por arriba y luego por delante del pie en apoyo (monopodal). El tobillo se traslada de extensión a flexión. Simultáneamente, el peso del cuerpo incide sobre la bóveda plantar que se aplanan pasivamente.”. La superficie de la huella plantar es máxima cuando la pierna pasa por la vertical del pie.

Tercera Etapa: Primer Impulso Motor (Figura 10.3). El peso del cuerpo se encuentra adelante del pie en apoyo y se levanta el talón. Mientras tanto, el tobillo se extiende y la bóveda rota en torno a su apoyo A. El cuerpo se eleva y se mueve hacia adelante. El arco interno de la bóveda se aplanan y el antepié se expande por el suelo.

Cuarta Fase: Segundo Impulso Motor (Figura 10.4). El pie, desplazado más hacia arriba y adelante abandona su apoyo sobre el talón anterior y ya no contacta con los tres primeros dedos. Durante este momento, la bóveda se resiste al aplanamiento. El pie se levanta del suelo mientras que el otro comienza a desarrollar su paso. Ambos pies contactan simultáneamente el suelo durante un instante llamado doble apoyo.

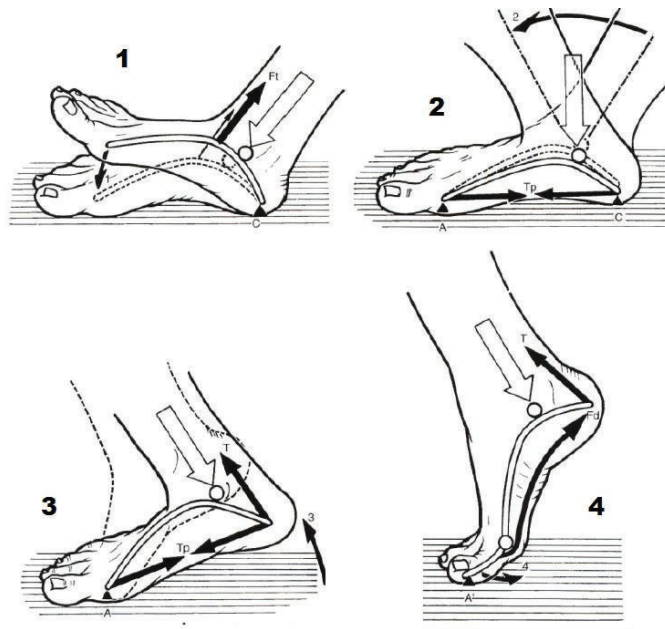
En cambio Luna (1999) en su libro de biomecánica define la marcha como un ciclo de dos etapas: fase de apoyo y fase de balanceo (Figura 9). Estas fases se van alternando de una pierna a otra. La fase de apoyo la divide en tres intervalos: Contacto, Apoyo Medio y Propulsión. La línea normal de centro de presión en la marcha (Figura 11) es un vector promedio de las fuerzas que actúan en la planta del pie durante la fase en apoyo de la marcha. (Footmaxx, 2010)

**Figura 9.** Macha humana en dos fases.



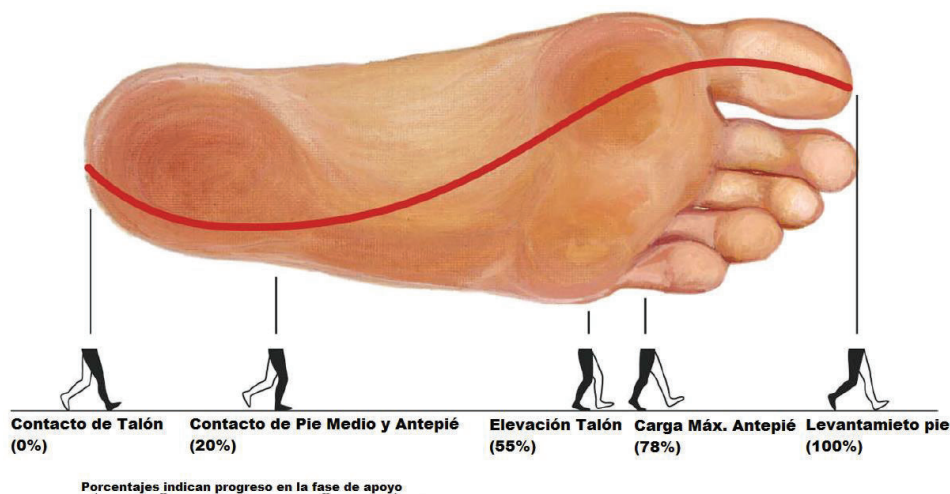
(Footmaxx, 2010)

**Figura 10.** Deformaciones en la bóveda plantar durante la marcha



(Kapandji, 1998)

**Figura 11.** Línea de presión durante el progreso de la marcha en etapa de apoyo



(Footmaxx, 2010)

## C. INCIDENCIA DE LESIONES DE TOBILLO

Según Boytin (1991), las lesiones de tobillo están entre los padecimientos más comunes vistos por los médicos ortopédicos. Sólo los esguinces conforman un 45% – 55% de lesiones deportivas en disciplinas como el baloncesto, fútbol, balonmano, entre otros (Barker, 1997). Las lesiones ligamentarias ocurren tras un mecanismo de inversión mientras que las fracturas de tobillo ocurren tras movimientos de eversión. La reacción de diferentes pacientes a lesiones de tobillo es muy diversa. Algunos experimentan dolor e inflamación de inmediato mientras que otros pueden sentirlo de forma retardada. En muchos casos, el paciente tiene la noción que el dolor e inflamación no es lo suficientemente grave y creen que cesará en poco tiempo por lo que no buscan ayuda hasta varios días después de la lesión. En general, muchas lesiones ligamentarias de tobillo no tienen tratamiento adecuado y tras un plazo, puede provocar dolor crónico e inestabilidad. (Torretta III, 1997)

## D. MEDICIÓN DE FUERZAS PLANTARES Y SOPORTE DE PESO.

El soporte de peso durante una posición corporal estática implica una reacción de fuerza debajo de los pies equivalente al peso de la persona. Durante la marcha, estas fuerzas verticales tienen una forma

característica sinusoidal con dos fuerzas pico y la amplitud de éstas es correlativa a la velocidad en que se camina y puede ser hasta cinco veces el peso del cuerpo. (Hurkmans, 2003). Durante rehabilitación, la cantidad de peso que soportan las extremidades es crucial en el periodo de recuperación. Diferentes técnicas son usadas para medir el soporte de peso.

Hurkmans (2003) define la siguiente clasificación de técnicas de medición de soporte de peso

- Evaluación clínica: observación y/o examinación física del sujeto por un terapeuta mientras éste camina (libremente o con ayuda de un andador) sin utilizar algún tipo de instrumentación.
- Balanzas: uso de balanza para medir el peso de apoyo resultante tras el uso de algún elemento auxiliar de marcha como muletas, andadores o bastones.
- Sistemas de retroalimentación: sistemas electrónicos de monitoreo de fuerza plantar que proveen información inmediata al sujeto.
- Dispositivo Ambulatorio: Instrumento portable con sensores que permiten mediciones continuas. Se definirá “Sistema Semi-Portable” a aquellos que utilizan algún tipo de cable de larga extensión y “sistema portable” a aquellos que permiten movimiento libre del paciente. Los sensores pueden estar ubicados en el pie, en el zapato, en la planta del zapato o en una plantilla.
- Plataformas: Instrumentos de medición ubicados en o sobre el piso o caminadora para medir la fuerza de reacción del suelo durante la marcha.

Para este trabajo de investigación, es de interés conocer más acerca de dispositivos de retroalimentación ambulatorios ubicados en el pie o en una plantilla. Hay una clara distinción al medir fuerzas verticales con transductores discretos y matrices de transductores.

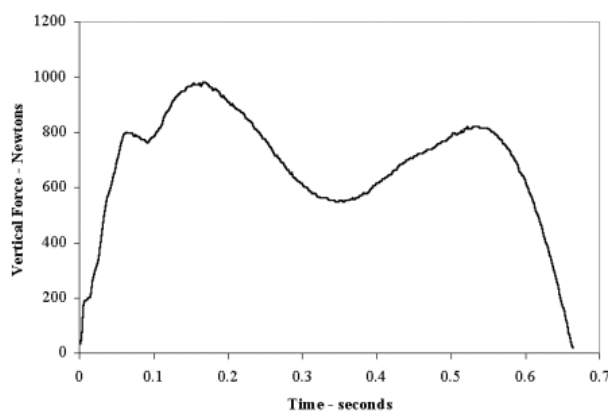
Con transductores discretos, hay una cantidad limitada de sensores ubicados en áreas específicas debajo del pie, mientras que una matriz consiste en numerosos sensores arreglados en filas y columnas que realizan una medición debajo de la huella plantar. Hurkmans (2003) relata un estudio realizado por Tomas Gross, en 1988, en el que éste comparó la salida de fuerza en una sistema de plantilla semiportable con sensores discretos con una placa de fuerza para probar la validez de resultados del sistema. Su conclusión fue que la forma de las cargas eran bastante similares, pero que diferencias entre la curva de puntos estaban relacionados al número limitado de transductores.

Zhu (1991) diseñó un sistema portable utilizando siete sensores de presión y procesamiento con un microcontrolador. Su estudio colectó información datos durante 7 minutos a una frecuencia de muestreo de 20 Hz. Abu-Faraj. (1997) realizó un estudio con un nuevo dispositivo logrando una medición de 8 horas a una frecuencia de muestreo de 40Hz. Utilizó un transductor de polímero conductivo para los sensores y debajo tenía placas de metal de refuerzo en la plantilla. El dispositivo de Abu-Faraj era más pesado que el de Zhu, pero era mucho más portátil y permitía realizar mediciones durante diferentes actividades a lo largo del día. Downie (2010) diseñó un sistema semiportable muestreando en tiempo real hacia una computadora. Su diseño tenía una frecuencia de muestreo de 100Hz. pero su capacidad de peso estaba limitada a 70 lb.

Otro tipo de transductores pueden ser utilizados para medición de fuerza. Entre ellos se encuentran los transductores capacitivos, piezoresistivos, extensómetros y resistivos. (Hurkmans, 2003).

“Pedar” es un producto por Novel Industries que consiste en un sistema comercial de monitoreo con plantillas de matrices de transductores capacitivos y tiene aplicaciones en: investigación y diseño de zapatos, ayuda en diseño ortopédico, monitoreo de rehabilitación, analizador cinético de marcha libre, biomecánica deportiva, diagnostico patológico. El costo aproximado del sistema es de \$20,000 (Q160,000). Tekscan ofrece un producto similar, a un precio aproximado de \$12,000.

**Figura 12.** Gráfico de reacción de fuerza durante la marcha de un paso con un sistema de medición estacionario



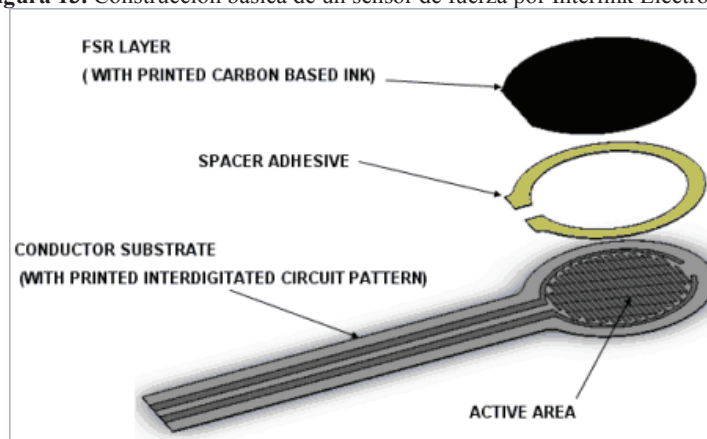
(Klute, Kallfelz, & Czerniecki, 2001)

1. **Sensores de Fuerza Resistivos (FSR)** Los sensores de fuerza resistivos (FSR por sus siglas en inglés) son unos transductores flexibles construidos con dos capas de sustrato (Figura 13) que convierten fuerza en un cambio de resistencia. (Interlink Electronics, 2013) Dos productos fuertes en el

mercado son el “FSR 400” de Interlink Electronics y “FlexiForce” de Tekscan. El costo unitario promedio de un sensor de Interlink Electronics es \$9 (Q70) mientras que el costo del FlexiForce de Tekscan es \$18 (Q140). Estos sensores tienen una variación muy poca sensibilidad a la temperatura en rangos de 0 a 75° y tampoco sufren variaciones en la salida debido a humedad. (Tekscan, 2012). El modo de operación recomendado es utilizar el sensor resistivo en un circuito electrónico de tal forma de tener una salida de voltaje proporcional a la fuerza aplicada. El FSR 400 está disponible en diferentes configuraciones de tamaños con un peso de saturación nominal de 22 lb mientras que el FlexiForce tiene un tamaño estándar (0.375” diámetro), pero tiene diferentes variantes de peso de saturación. Ambos sensores pueden ser manipulados utilizando circuitería para cambiar su sensibilidad y rango de medición variando el voltaje de entrada o la resistencia de referencia. La Figura 14 muestra el comportamiento en la respuesta de resistencia y conductancia a cambios de fuerza del sensor “FlexiForce” aunque la forma de la curva de resistencia/conductancia es esencialmente la misma en los dos sensores. Una característica en la que estos sensores difieren es en el grosor. El grosor de la lámina del FSR 400 (0.46mm) es más del doble que el grosor del FlexiForce de Tekscan (0.208mm) aunque este aspecto no tendría mucho efecto en la medición en una plantilla.

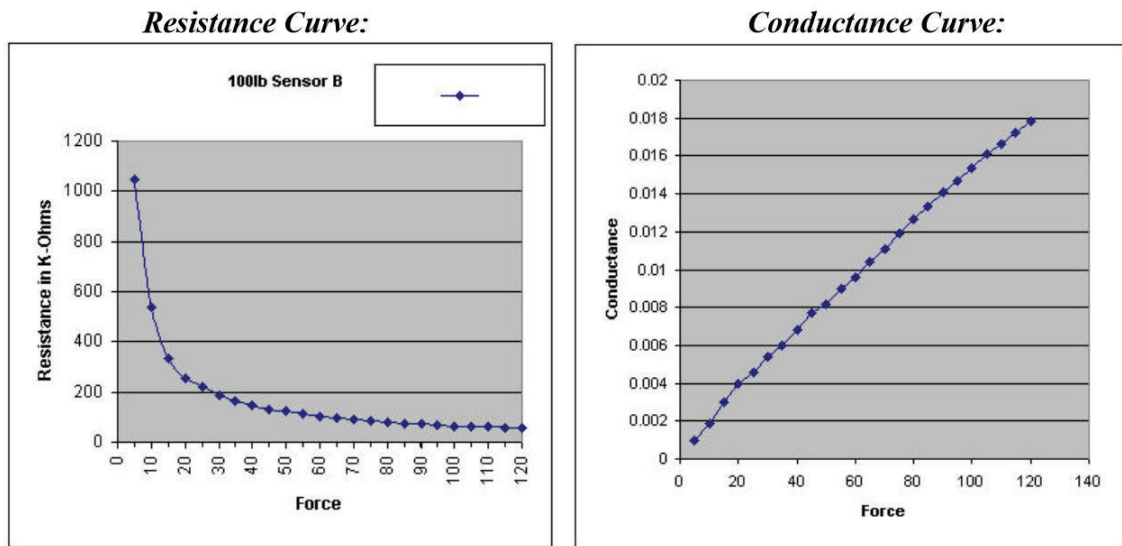
Una de las desventajas del uso de sensores resistivos de fuerza es el nivel de histéresis que estos manejan. Según Downie (2010), los sensores de estas dos empresas han sido optimizados para reducir el efecto de la histéresis al ser sometidos a cargas dinámicas y la diferencia en el retraso de la salida de estos sensores es de un 3% a favor del FSR 400.

**Figura 13.** Construcción básica de un sensor de fuerza por Interlink Electronics



(Interlink Electronics, 2013)

Figura 14. Curva de resistencia y conductancia vs fuerza para el FlexiForce de 1000 lb por



(Tekscan, 2012)

## V. METODOLOGÍA

Se ha definido en tres componentes principales que componen el sistema a diseñar:

- **Plantilla:** Superficie en contacto con la planta del pie en donde se ubican los sensores de fuerza. Debe ser insertable en un zapato correspondiente a su talla.
- **Dispositivo monitor:** Sistema portable<sup>1</sup>. Incluye todos los circuitos y componentes electrónicos que interpretan la información proveniente de los sensores y la almacena en un medio portátil.
- **Programa o interfaz de computadora:** Aplicación de computadora que utiliza la información almacenada en el dispositivo monitor para genera gráficos y estadísticas para historial médico, interpretación y evaluación.

### A. DEFINICIÓN DE ESPECIFICACIONES

Se definieron ciertas especificaciones que el dispositivo, plantilla y programa deben cumplir para lograr alcanzar los objetivos.

Funcionalidades:

- Medir el soporte de peso ejercido en los puntos de apoyo del pie.
- Almacenar datos en un medio portable en tiempo real
- El programa genera gráficos de historial de medición.

Requisitos de diseño:

- Frecuencia de muestreo al menos de 100hz
- El dispositivo monitor debe pesar como máximo 100g.
- El dispositivo monitor y la plantilla no deben interferir con la marcha natural.
- Programa debe ser fácil de utilizar y debe tener una interfaz amigable con el usuario.
- Resultados repetibles con un error máximo de 10%
- Medir fuerzas causadas por la aplicación de un peso de hasta 150 lb

---

<sup>1</sup> Un sistema portable de medición permite la toma de muestras de forma continua, no tiene restricciones de cables por lo que permite el movimiento libre del paciente. (Hurkmans, 2003)

## B. SELECCIÓN DE SENSORES

Debido a su costo, el tipo de sensor elegido para esta aplicación es de tipo resistivo (FSR). Con esta decisión, se tienen dos opciones de proveedores para estos sensores: Interlink Electronics y Tekscan. Previamente se mencionaron algunas de las características que algunos sensores de estas empresas.

**Cuadro 1.** Comparación de sensores de fuerza con base en la hoja de datos de los fabricantes.

<b>Aspecto</b>	<b>Tekscan FlexiForce A201</b>	<b>Interlink Electronics FSR 400</b>
Rango de Medición	0 – 100 lbs	0 – 22 lbs
Histéresis	4.5%	10%
Rango de Temperatura Operación	(-6 , 60°C)	(-30, 70°)
Repetitividad	±2.5%	±2%
Diámetro	9.53 mm	18.28 mm
Grosor	0.208 mm	0.46mm
Tiempo de Respuesta	5 $\mu$ s	3 $\mu$ s
Costo	\$18	\$9

Utilizando el Cuadro 1, se puede comparar de una mejor manera los dos sensores. Dado a que el rango de medición es la diferencia más significativa entre las características de los sensores, se seleccionó el sensor Tekscan FlexiForce A201 para esta aplicación a pesar de que éste tenga el doble del precio que el FSR 400.

## C. UBICACIÓN DE SENSORES

Se ha identificado tres puntos en donde pueden ser ubicados los sensores para obtener información de la marcha del paciente. Estas ubicaciones corresponden los tres puntos de apoyo de la bóveda plantar (Figura 8 en la página 10) que modela a la planta del pie como un trípode. Hay que tener en cuenta que hay diferentes tipos de pie y deformaciones patológicas como pie plano y pie cavo. En estos escenarios sería recomendable reevaluar la posición de los sensores para optimizar la lectura de datos. Un cuarto sensor podría ser ubicado debajo del arco interno para la detección de exceso de pronación y obtener información adicional respecto al tipo de pie del paciente y defectos patológicos. Esto sin embargo, no es prioridad en el estudio que se desea realizar con el dispositivo y para las pruebas se buscarán sujetos que no tengan estas condiciones.

## D. DISEÑO GENERAL DE PROTOTIPO

Para poder realizar las diferentes funciones descritas previamente se determinó que se necesitan cuatro componentes principales:

- Un medio de almacenamiento portable.
- Reloj de tiempo real
- Sensores de fuerza
- Unidad de procesamiento

Como medio de almacenamiento portable, se eligió utilizar una memoria “Secure Digital” (SD por sus siglas). Las memorias SD proveen la ventaja de tener un bajo costo y son accesibles en diversos puntos de venta. Además hay presentaciones en diferentes tamaños que se pueden adaptar fácilmente a esta aplicación. La comunicación con una memoria SD se realiza generalmente por medio de protocolo SPI. Para que el almacenamiento de datos brinde información del momento del día y fecha en la que corresponde la muestra, es necesario implementar un reloj de tiempo real que mantenga la hora y fecha aun cuando el dispositivo no está en uso. Los relojes de tiempo real (RTC) más populares son vendidos en integrados que se comunican por medio de protocolo I<sup>2</sup>C.

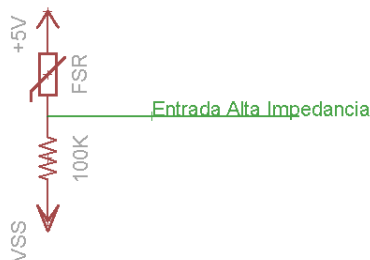
Para elegir la unidad de procesamiento, se consideró las tareas y requisitos de diseño. En este caso la elección clara para esta unidad es hacer uso de un microcontrolador. Se han considerado dos diferentes proveedores de microcontroladores: AVR de ATMEL y PIC de Microchip. Se necesita que el microcontrolador tenga ciertos módulos incorporados para poder conectarse con los componentes necesarios para la aplicación. El microcontrolador debe tener:

- Al menos 3 entradas analógicas
- Al menos 2 Salidas digitales
- Módulo I<sup>2</sup>C
- Módulo SPI
- Módulo Serial

Teniendo en cuenta lo anterior, se ha seleccionado el microcontrolador ATMEGA328. Este microcontrolador está disponible en la plataforma de desarrollo de Arduino. La ventaja de usar Arduino, es que este permite el diseño de aplicaciones por bloques modulares. Para el desarrollo del primer prototipo de esta aplicación, se realizó un módulo de expansión a la plataforma ya existente de Arduino para realizar el procesamiento y almacenamiento de los datos provenientes de los sensores.

1. **Obtención de datos de sensores** Para que el microcontrolador obtenga una señal eléctrica proveniente del sensor de fuerza resistivo es necesario implementar un circuito para realizar la conversión de resistencia a voltaje. Los fabricantes recomiendan dos diferentes circuitos para realizar esta tarea: un amplificador inversor utilizando el sensor como la resistencia entre el voltaje negativo y la entrada no inversora del amplificador operacional o un divisor de voltaje hacia un seguidor de voltaje/entrada con alta impedancia. En este caso, se utilizó la segunda opción para evitar manejar diferentes niveles de voltaje en un sistema portable. Finalmente, el circuito implementado fue un divisor de voltaje a una entrada analógica de alta impedancia en el microcontrolador. Esta señal de entrada es convertida en un valor numérico utilizando un módulo de conversión analógica a digital integrado en el microcontrolador. La resolución de la conversión de la unidad analógica a digital es de 10 bits.

**Figura 15.** Circuito eléctrico de conversión de fuerza a voltaje para sensor de fuerza.



2. **Comunicación con módulo de reloj de tiempo real** Para obtener una muestra de la hora y fecha en la que una muestra es realizada, se utilizó un reloj de tiempo real DS1307. El integrado utiliza un cristal 32.789 kHz y una batería de respaldo de 3V. Para que el microcontrolador obtenga la información de este integrado, se utiliza el protocolo de comunicación I<sup>2</sup>C. La dirección del DS1307 es x68. La comunicación I<sup>2</sup>C forma parte de los módulos incorporados en el microcontrolador ATMEGA328P por lo que sólo es necesario configurar el módulo y enviar los comandos. El DS1307 soporta hasta unidades de segundos. Por lo tanto, para tener una visualización de milisegundos, se utiliza la frecuencia de muestreo para realizar este cálculo.

Para fines de pruebas y diseño de prototipo, el reloj de tiempo real es implementado utilizando un módulo que incluye el cristal, el porta baterías y una memoria EEPROM en donde se almacena una copia

de seguridad de la fecha y hora en caso de que el porta baterías falle. El módulo tiene cuatro pines de salida: SCL, SDA<sup>2</sup>, VCC+5V y Tierra.

**3. Almacenamiento de datos en memoria** La comunicación con la SD es realizada con el protocolo de comunicación SPI. Una consideración importante a tomar en cuenta es que la SD utiliza niveles de voltaje bajo, es decir 3.3V en lugar de 5V nominales en el microcontrolador. Esto implica que se debe realizar una transformación de niveles lógicos para que el microcontrolador y la SD puedan intercambiar información. En la implementación del primer prototipo, se realizó la conversión lógica utilizando un divisor de voltaje con resistencias de 1.8k $\Omega$  y 3.3k $\Omega$ . La comunicación es realizada utilizando 4 líneas: Reloj, selección de dispositivo, MISO, MOSI<sup>3</sup>.

La escritura individual en SD es un proceso ineficiente, ya que el tiempo que toma en preparar la escritura es mucho más grande que el tiempo que escribe el dato. Poniendo la frecuencia teórica de muestreo en 250Hz, solamente se obtuvieron 47 muestras en un segundo. Para hacer más eficiente el proceso de escritura y poder optimizar la frecuencia real de muestreo, se realizó una escritura por bloques. La diferencia radica en que en la escritura individual, se escriben los datos de una sola captura a la vez mientras que en la escritura por bloques se escriben los datos de varias capturas en un solo ciclo de escritura. Los datos son escritos de una forma codificada para que el programa de computadora pueda diferenciar las capturas en una sola línea de escritura.

**4. Indicadores de estado.** Para poder determinar si el dispositivo está funcionando correctamente se han definido dos indicadores lumínicos con diodos emisores de luz que en diferentes comportamientos proveen información al usuario.

- Luz verde fija: El funcionamiento general es correcto y fuente de alimentación es la adecuada.
- Luz azul fija: La comunicación con el reloj funciona, pero hay un error con la escritura en la tarjeta de memoria.
- Luz verde titilante: Escritura funciona correctamente pero hubo un error con el intercambio de información con el reloj
- Luz verde y azul apagadas pero indicador de encendido funcionando: Batería baja, no hay suficiente energía para alimentar a todo el dispositivo.

---

<sup>2</sup> SCL corresponde a la línea de reloj del protocolo I<sup>2</sup>C mientras que SDA corresponde a la línea de dirección/datos.

<sup>3</sup> Líneas llamadas así en el protocolo SPI que corresponden a la entrada y salida de datos, pulso reloj y selección de dispositivo.

## E. DISEÑO DE PROGRAMA

El programa debe realizar las siguientes tareas:

- Leer la información proveniente de la memoria de almacenamiento “SD”.
- Decodificar la información para que pueda ser interpretada por el usuario.
- Realizar gráficos de magnitud de fuerza respecto al tiempo con los datos de los sensores.
- Permitir que el usuario seleccione día, hora y tiempo de muestras para los gráficos.
- Permitir la comparación entre dos muestras, es decir, mostrar dos diferentes gráficos de fecha y hora distintos para una comparación visual.

El programa se diseñó utilizando Lazarus que es una plataforma de desarrollo compatible con recursos y librerías de Delphi. La ventaja de Lazarus es que es una interfaz de desarrollo de código abierto y sólo es necesario registrarse para obtener una licencia. Se implementaron las clases y objetos necesarios para cumplir con las tareas enumeradas anteriormente. La versión final del programa tiene algunas características adicionales a los requisitos definidos. A lo largo de las pruebas se identificó la necesidad de tener algún filtro para eliminar ruido que se estaba detectando en las lecturas. Este filtrado de señales se realizó de forma digital con la Transformada Rápida de Fourier (FFT).

La modalidad de comparación de gráficos permite identificar diferencias en las lecturas de marcha de una manera visual. Para poder realizar una comparación numérica se consideraron inicialmente las siguientes opciones: magnitud de pico de curva, tiempo de duración de curva. Finalmente se definió el impulso como un indicador de comparación. Para implementar esta funcionalidad, el programa realiza un cálculo del área bajo la curva fuerza en función del tiempo por medio de integración numérica.

## F. DISEÑO Y FABRICACIÓN DE CIRCUITO

Se usó el programa Eagle 6.0 para el diseño de la placa impresa. Esta herramienta provee varias ventajas. La ventaja más grande del programa es que es de acceso libre y por lo tanto hay mucha información y recursos disponibles creados por otros usuarios. Sparkfun, un distribuidor de componentes electrónicos y de robótica, ha puesto en disponibilidad una serie de librerías para el diseño de circuitos impresos de superficie y de módulos de expansión de arduino. Esto significa que la librería incluye una plantilla con las dimensiones estándar que un módulo de expansión contiene para que el usuario se dedique exclusivamente a realizar su diseño en el campo de trabajo disponible.

Primero se diseñó el diagrama esquemático con el circuito general y luego se trabajó en la ubicación de componentes en el área de trabajo y colocación de rutas de conectividad. Debido a la cantidad de rutas en un área de trabajo reducido, fue necesario hacer el diseño en dos capas y utilizar componentes de superficie. Con el programa se exportó el esquemático final en sus archivos gerber<sup>4</sup> para manufactura en fresadora de circuitos electrónicos.

Con el programa LPKF Circuit Pro y utilizando los archivos gerber exportados, se realizaron los ajustes y configuraciones para definir los acabados finales del circuito impreso. Algunas de las configuraciones implementadas fueron: corte completo de la placa, desbaste total de la placa y marcadores de referencia. La máquina LPKF ProtoMat® fue utilizada para la manufactura del circuito. El tiempo de configuración y calibración tomó entre 5 y 10 minutos y el tiempo de maquinado fue de 25 minutos para ambas capas.

La integración de los componentes a la placa fue realizada utilizando estaño de 60/40<sup>5</sup> y para los componentes de superficie se utilizó un fundente y un estaño libre de plomo. Los diodos emisores de luz y las resistencias de superficie utilizadas fueron de tamaño 1206.

---

<sup>4</sup> Archivos estándar que describen las características de un circuito para fabricación en placa. Estas características incluyen: rutas, agujeros, contornos y conectores.

<sup>5</sup> 60% estaño y 40% plomo

## G. CARACTERIZACIÓN DE SENSORES

El fabricante del sensor recomienda que se acondicione el sensor antes de su caracterización y calibración. Para esto se puso en uso los sensores en las condiciones en la que estarían siendo implementados durante unos 30 minutos por 3 días. Por esta razón, algunos gráficos de resultados tienen como eje una magnitud relativa. Para hacer la caracterización más acorde a las condiciones de uso, se realizó con los sensores rodeados de una fuente de calor húmedo a 40°. De esta manera se simularon las condiciones en las que se someterían los sensores dentro de un zapato cerrado.

El procedimiento de caracterización consiste en colocar una pastilla con el área aproximada del transductor resistivo y colocarlo encima del sensor. En este caso se utilizó un cilindro de madera con el área de superficie aproximada. Un multímetro digital fue conectado a las terminales del sensor para medir la respuesta en resistencia a cambios de fuerza. Se agregaron masas discretas sobre el cilindro y se anotó la resistencia obtenida. Los resultados de este procedimiento se muestra en el cuadro a continuación.

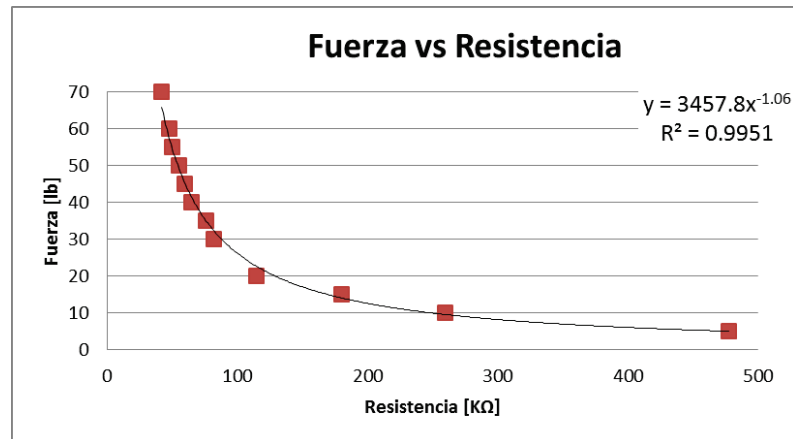
**Cuadro 2.** Promedio de calibración de sensores FlexiForce 100lb

<b>Peso [lb]</b>	<b>Resistencia [k<math>\Omega</math>]</b>	<b>Conductancia [siemens]</b>
5	477	2.09E-06
10	260	3.85E-06
15	180	5.56E-06
20	115	8.70E-06
30	82	1.22E-05
35	76	1.31E-05
40	65	1.54E-05
45	60	1.66E-05
50	55	1.82E-05
55	50	2.01E-05
60	48	2.08E-05
70	42	2.38E-05

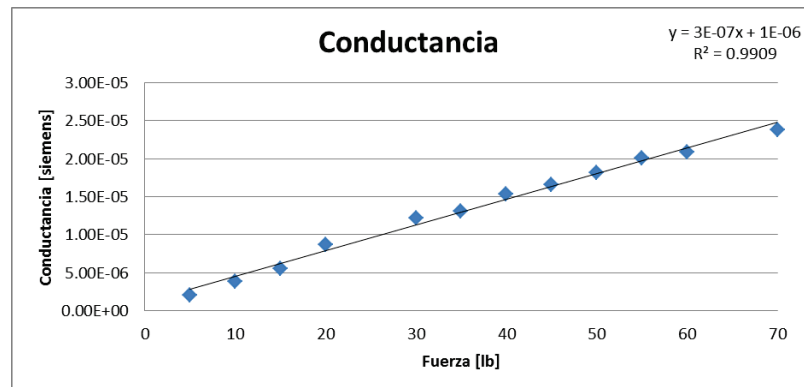
Utilizando esta información se trazó la curva de resistencia-peso (

Figura 16) y conductancia-peso (Figura 17). La última fue realizada ya que el fabricante del sensor indica que la forma de esta curva es lineal cuando el proceso de caracterización ha sido realizado adecuadamente. Con la curva de “resistencia vs peso” se obtuvo una regresión con el fin de determinar una expresión para la función del sensor. Con esta información se obtuvo tres funciones para resolver el sistema: Regresión (1), voltaje equivalente con la entrada analógica (2) y divisor de voltaje en FSR (3).

**Figura 16.** Curva de fuerza vs resistencia del sensor FlexiForce 100lb con una regresión de potencia para obtener la fuerza en función de una resistencia de entrada.



**Figura 17.** Curva de conductancia vs. fuerza del sensor FlexiForce 100lb con regresión lineal



$$Fuerza [lb] = 3457.8 * FSR^{-1.06} \quad (1)$$

$$V_{in} [V] = \frac{ADC_{Read} * 5}{1024} \quad (2)$$

$$FSR [\Omega] = \frac{100,000 [\Omega] * V_{in}}{5 - V_{in}} \quad (3)$$

$FSR$  – Resistencia del Sensor [kΩ]

$ADC_{Read}$  – Lectura de convertidor analógico digital

$V_{in}$  – Voltaje en la entrada [V]

Para determinar el error de medición del instrumento construido, se ha realizado el siguiente procedimiento. Se colocan masas conocidas en los sensores utilizando la misma pastilla utilizada en la caracterización. En lugar de medir la respuesta en resistencia del sensor, se mide la salida del circuito completo implementado en el prototipo. Se ha programado el microcontrolador para que almacene en memoria la lectura del convertidor analógico digital. Utilizando las ecuaciones 1,2,3 enumeradas anteriormente, se calcula el peso correspondiente a la medición. Posteriormente, se ha calculado el porcentaje de error utilizando estos datos. Este porcentaje de error toma en consideración las variaciones propias del sensor así como otros factores que afecten el funcionamiento del sistema completo como fuente de alimentación, variación en la resistencia teórica en el circuito de Figura 15.

**Cuadro 3.** Cálculo de porcentaje de error para el sistema en la salida del sensor A utilizando un peso conocido.

<b>Sensor A</b>	<b>Voltaje [v]</b>	<b>Resistencia [kΩ]</b>	<b>Peso [lb]</b>	<b>Peso Teórico [lb]</b>	<b>Porcentaje Error</b>
554	2.71	1178.72	1.92	2	4.04%
335	1.64	486.21	4.91	5	1.87%
210	1.03	257.99	9.61	10	3.95%
178	0.87	210.40	11.92	12.5	4.62%
162	0.79	187.94	13.44	15	7.32%
142	0.69	161.00	15.83	16	2.15%
134	0.65	150.56	17.00	18	5.56%
122	0.60	135.25	19.04	20	4.78%
111	0.54	121.58	21.32	23	5.23%
95	0.46	102.26	25.62	25	2.46%
87	0.42	92.85	28.38	30	5.41%
66	0.32	68.89	38.93	40	2.66%
<b>Promedio</b>					4.17%
<b>Máximo</b>					7.32%

**Cuadro 4.** Cálculo de porcentaje de error para el sistema en la salida del sensor B utilizando un peso conocido.

<b>Sensor B</b>	<b>Voltaje [v]</b>	<b>Resistencia [kΩ]</b>	<b>Peso [lb]</b>	<b>Peso Teórico [lb]</b>	<b>Porcentaje Error</b>
530	2.59	1072.87	2.12	2	6.02%
324	1.58	462.86	5.17	5	3.38%
206	1.01	251.83	9.85	10	1.46%
180	0.88	213.27	11.75	12.5	5.98%
147	0.72	167.62	15.17	15	4.63%
139	0.68	157.06	16.25	16	4.87%
127	0.62	141.58	18.14	18	0.80%
120	0.59	132.74	19.43	20	2.86%
111	0.54	121.58	21.32	23	5.23%
101	0.49	109.43	23.84	25	4.63%
83	0.41	88.20	29.96	30	0.12%
67	0.33	70.01	38.28	40	4.31%
<b>Promedio</b>					3.69%
<b>Máximo</b>					6.02%

**Cuadro 5.** Cálculo de porcentaje de error para el sistema en la salida del sensor C utilizando un peso conocido.

<b>Sensor C</b>	<b>Voltaje [v]</b>	<b>Resistencia [kΩ]</b>	<b>Peso [lb]</b>	<b>Peso Teórico [lb]</b>	<b>Porcentaje Error</b>
533	2.60	1085.54	2.09	2	4.71%
340	1.66	497.08	4.79	5	4.14%
208	1.02	254.90	9.73	10	2.72%
162	0.79	187.94	13.44	12.5	7.51%
155	0.76	178.37	14.20	15	2.04%
144	0.70	163.64	15.56	16	0.41%
125	0.61	139.04	18.50	18	2.75%
124	0.61	137.78	18.68	20	6.62%
102	0.50	110.63	23.57	23	4.74%
104	0.51	113.04	23.03	25	7.87%
87	0.42	92.85	28.38	30	5.41%
63	0.31	65.56	41.04	40	2.59%
<b>Promedio</b>					4.29%
<b>Máximo</b>					7.87%

## H. PROCEDIMIENTO DE PRUEBAS DE EVALUACIÓN DE PROTOTIPO

Para las pruebas piloto, diferentes sujetos (extremidades) o pacientes ficticios utilizarán la herramienta y se obtendrán diferentes muestras. Los sujetos deben cumplir con las siguientes características:

- Peso máximo 150 lb.
- Talla de Pie US 6 – 7 de dama como preferencia.
- No debe tener padecimientos patológicos como pie diabético. Además no debe de tener pie cavo ni pie plano.
- Sujeto no debe tener molestias de miembro inferior al momento de la prueba. Se aceptará que el sujeto haya tenido un historial de lesión de miembro inferior si al momento de hacer la prueba tiene un rango de movimiento de al menos 50° en flexoextensión (Figura 3) en ambas extremidades.

La prueba consistirá de 3 de ensayos:

- Primer ensayo: Control. Consiste en la marcha natural del sujeto sin ningún tipo de alteración.
- Ensayo 2: Marcha con restricción en la extremidad medida (limitación). Sujeto tendrá algún tipo de mecanismo (vendaje o inmovilizador) que limite el rango de movimiento de flexoextensión provocando una variación en su marcha natural.
- Ensayo 3: Marcha con restricción con sobrecarga en la extremidad medida. Sujeto tendrá algún tipo de mecanismo que limite su rango de flexoextensión en la extremidad opuesta.

Se busca identificar con los ensayos 2 y 3 modificaciones en las curvas de marcha. Se espera que en el caso del ensayo 2 las magnitudes disminuyan y que las curvas coincidan más unas con otras. En el ensayo 3 se esperaría ver curvas de forma similar al control, pero con un incremento en la magnitud de las curvas si el sujeto realiza una compensación en la distribución de peso.

## I. FILTRADO DE RUIDO DE INSTRUMENTO

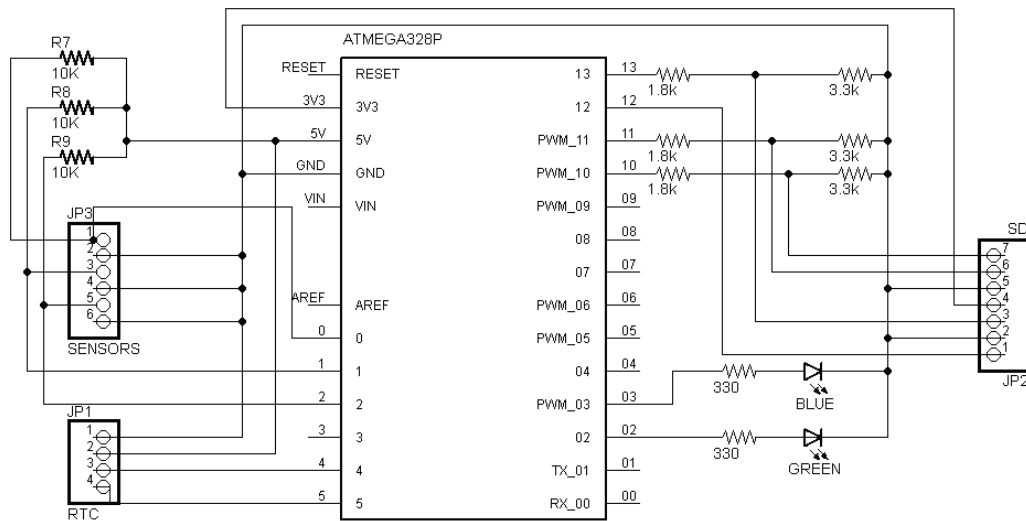
Para la suavización de señales se implementó un filtro digital con el programa de computadora utilizando la Transformada Rápida de Fourier (FFT). Esta funcionalidad fue posible incorporarla al programa gracias a la librería `SDL_Math` por Lohninger Epina Labs (2013). El procedimiento general consistió en tomar un segmento de muestras de los datos obtenidos por los sensores y aplicarles la Transformada Rápida de Fourier. Ya que los datos transformados se encuentran en dominio de frecuencia, se realizó un filtrado pasa bajos, asignándole cero a los valores mayores de determinada frecuencia. A partir de una frecuencia de corte definida en el programa, las frecuencias mayores a ésta eran eliminadas igualándolas a cero.

Para implementar el procedimiento descrito anteriormente en el programa general de computadora, se selecciona un instante de la muestra de datos. Este instante se convierte en el punto de referencia para capturar 1024 muestras seguidas. Este número es definido porque es la potencia de dos más alta que permite implementar la librería de Análisis de Fourier escogida. Estas muestras son filtradas por una frecuencia de corte definida por el usuario que se encuentre entre 10 Hz y 45 Hz.

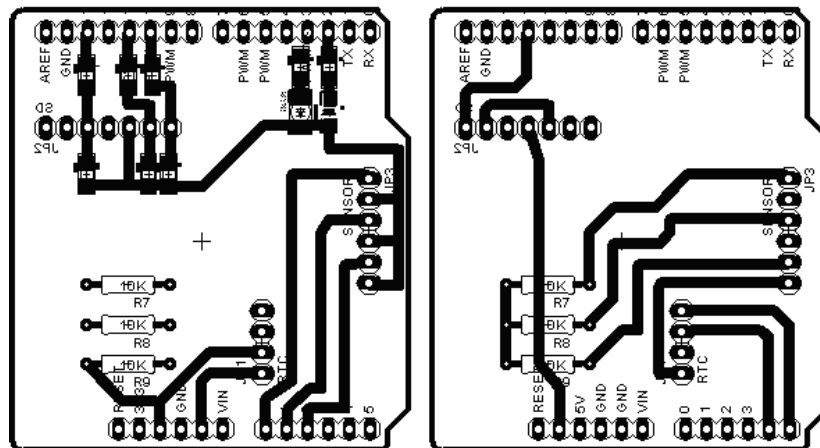
## VI. RESULTADOS

### A. CIRCUITOS

**Figura 18.** Circuito general implementado en modalidad de módulo de expansión.



**Figura 19.** Esquema de circuito impreso. A la derecha corresponde a la capa inferior. Izquierda corresponde a capa superior. Contorno de la pieza coincide con la forma de tarjeta de desarrollo arduino.



## B. EVALUACIÓN DE MODELADO DE SENSOR

**Cuadro 6.** Evaluación de la función (1) utilizando una masa conocida y cálculo de porcentaje de error de medición general de instrumento.

	<b>Promedio Máximo</b>	
Sensor A	4.17%	7.32%
Sensor B	3.69%	6.02%
Sensor C	4.29%	7.87%

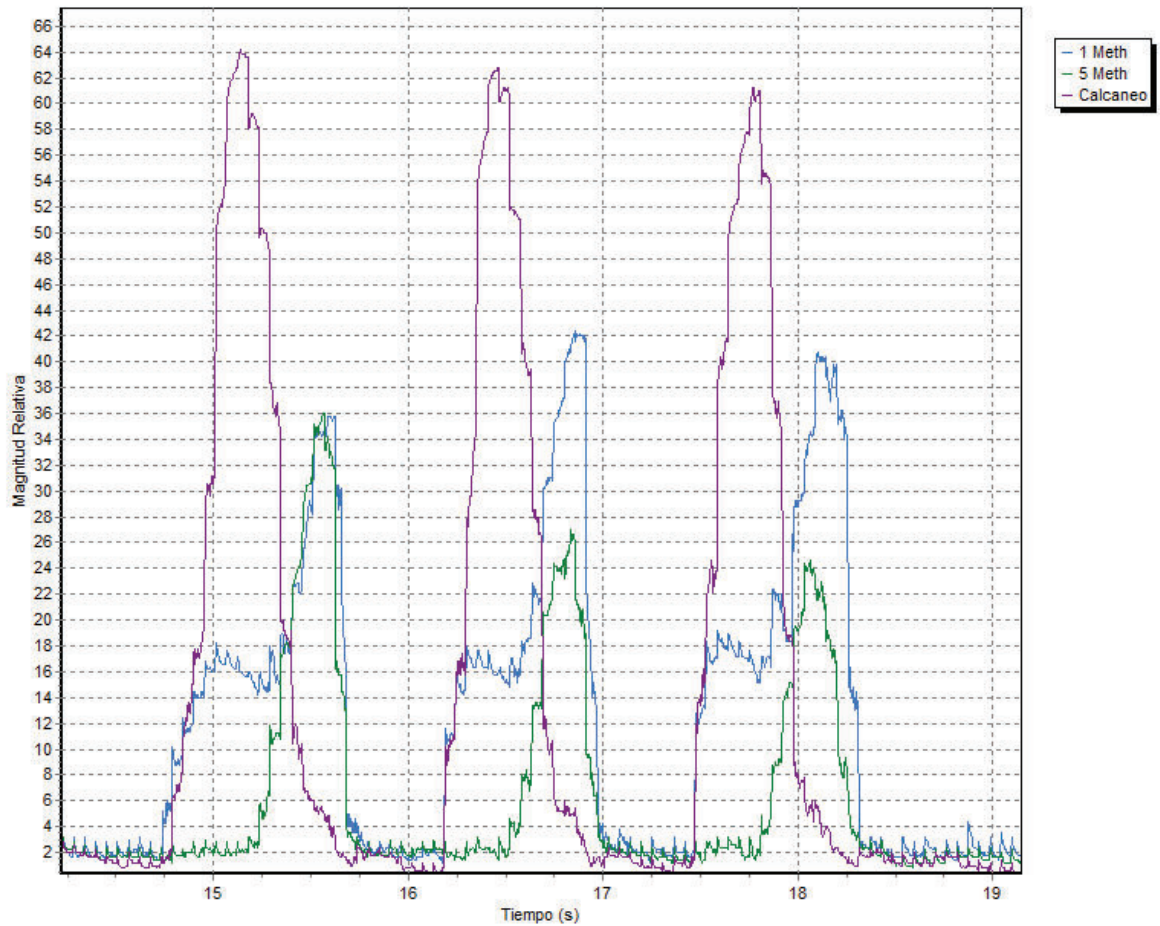
## C. COSTO

**Cuadro 7.** Cuantificación de costo de material

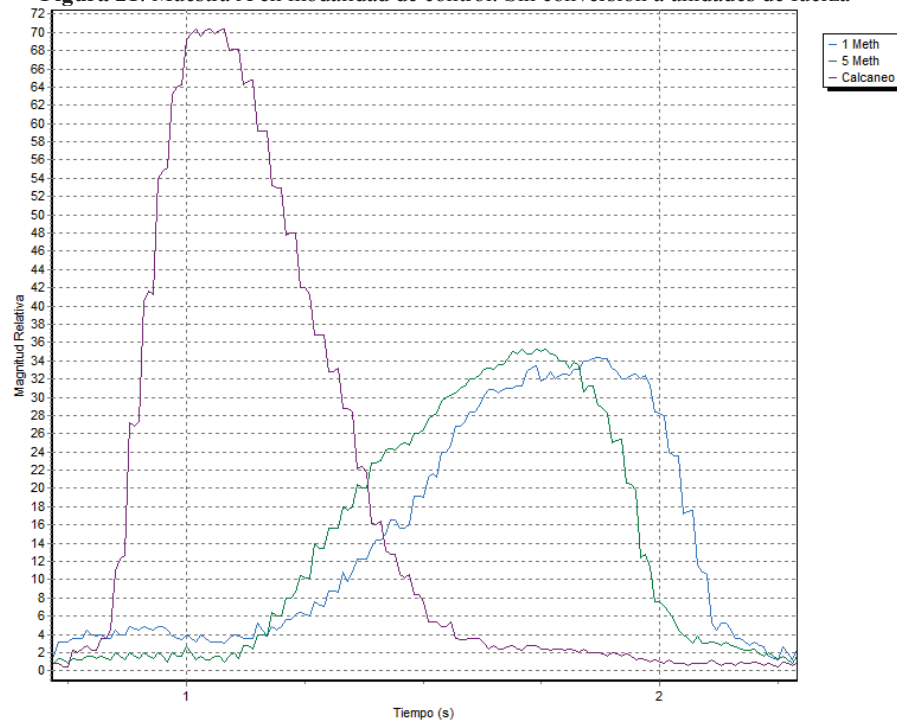
<b>Cantidad</b>	<b>Descripción</b>	<b>Unidad [S]</b>	<b>Total [S]</b>	<b>Total [Q]</b>
3	Sensores Flexiforce	\$ 15.00	\$ 45.00	Q 360.00
1	Arduino Uno R3	\$ 29.00	\$ 29.00	Q 232.00
1	Par Plantillas	\$ 3.00	\$ 3.00	Q 24.00
1	Memoria SD (4GB)	\$ 6.50	\$ 6.50	Q 52.00
1	RTC Mod	\$ 4.00	\$ 4.00	Q 32.00
3	Header Strip	\$ 1.00	\$ 3.00	Q 24.00
3	Estaño [m]	\$ 0.65	\$ 1.95	Q 15.60
12	Resistencias	\$ 0.12	\$ 1.44	Q 11.52
2	LEDs	\$ 0.20	\$ 0.40	Q 3.20
4	Cable AWG 22	\$ 0.35	\$ 1.40	Q 11.20
3	Baterías CR2032	\$ 0.50	\$ 1.50	Q 12.00
3	Cable IDC	\$ 0.50	\$ 1.50	Q 12.00
			\$ 98.69	Q 789.52

## D. GRÁFICOS CON PROGRAMA

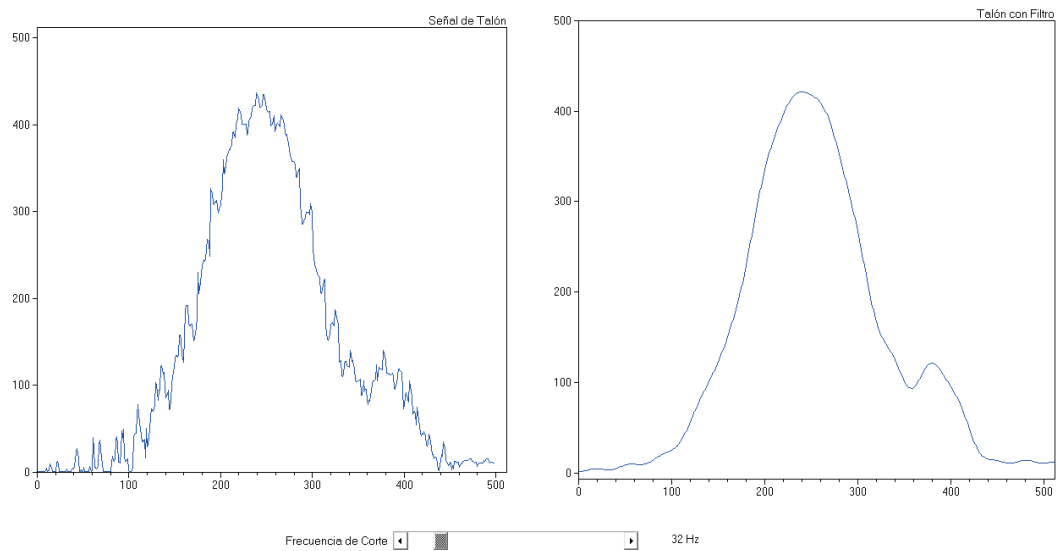
**Figura 20.** Primera lectura de marcha y despliegue de información en programa con Sujeto A en modalidad de control. Escala tiempo vs magnitud relativa correspondiente al voltaje de entrada en el circuito. Sin conversión a unidad de fuerza.



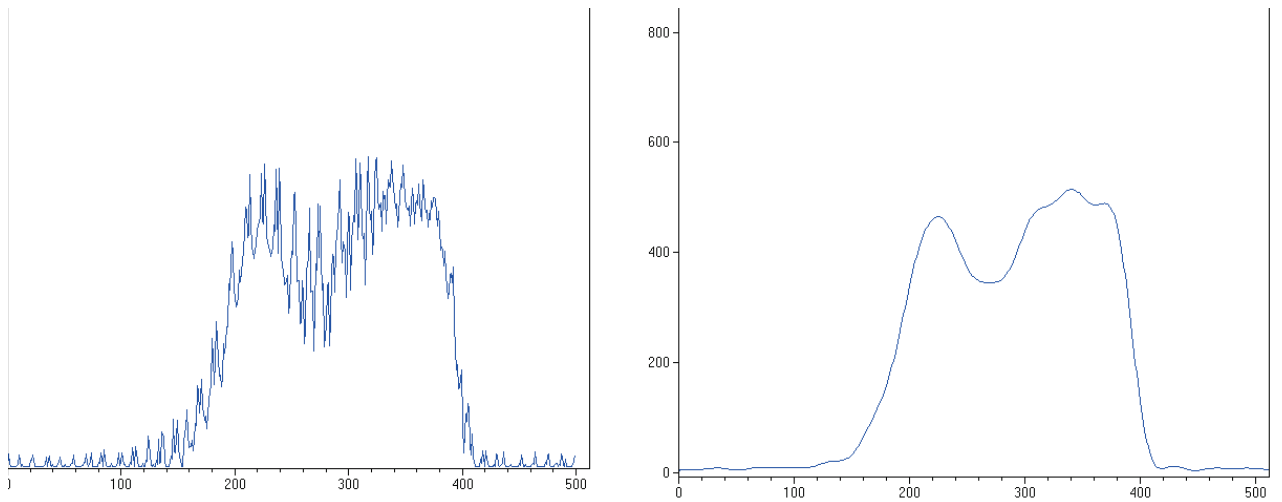
**Figura 21.** Muestra A en modalidad de control. Sin conversión a unidades de fuerza



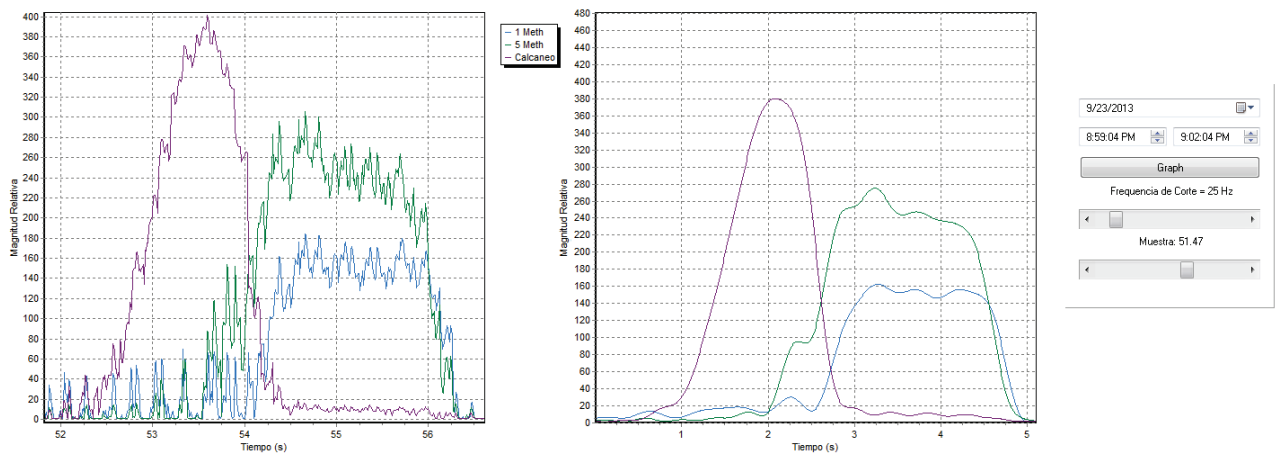
**Figura 22.** Señal de un paso proveniente del calcáneo para implementar una reducción de ruido digital utilizando análisis de Fourier. Frecuencia de corte a 32Hz.



**Figura 23.** Curva de reacción de fuerza del suelo en un paso con superposición de señales de sensor. Filtro aplicado a una frecuencia de corte de 30Hz.

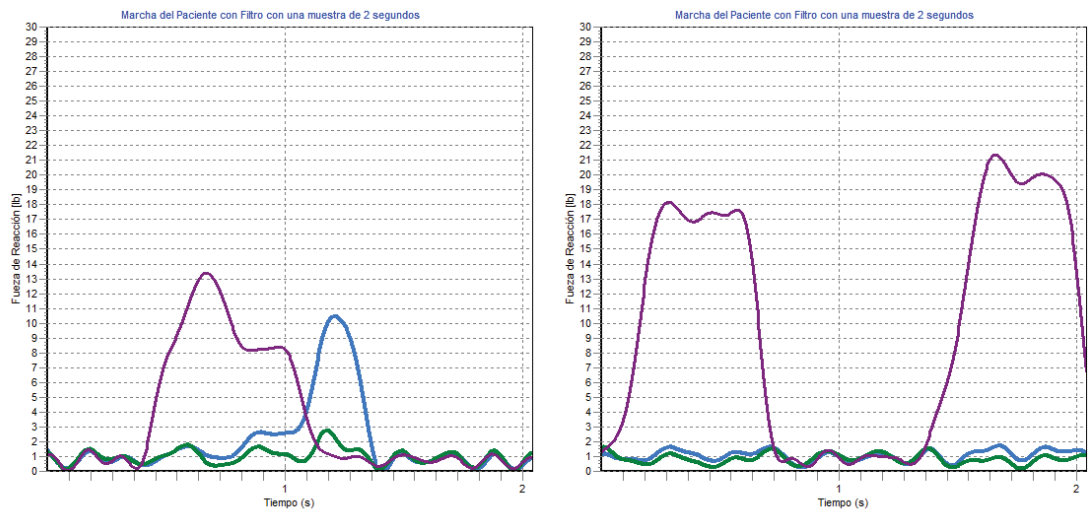


**Figura 24.** Muestra programa con marcha de sujeto A. Un paso con y sin filtro. Frecuencia de corte a 25Hz. Fecha y hora de registro seleccionado.

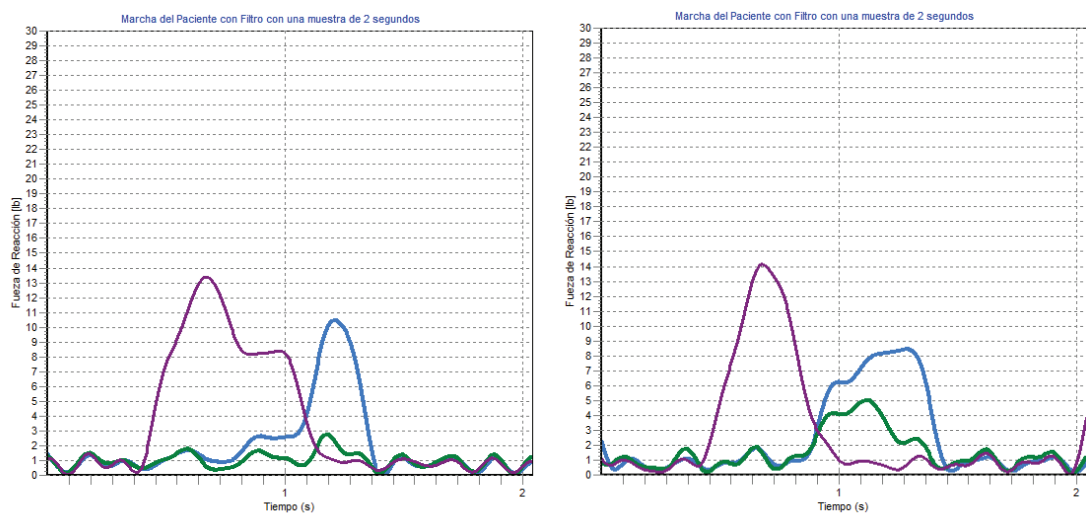


## E. PRUEBAS PILOTO

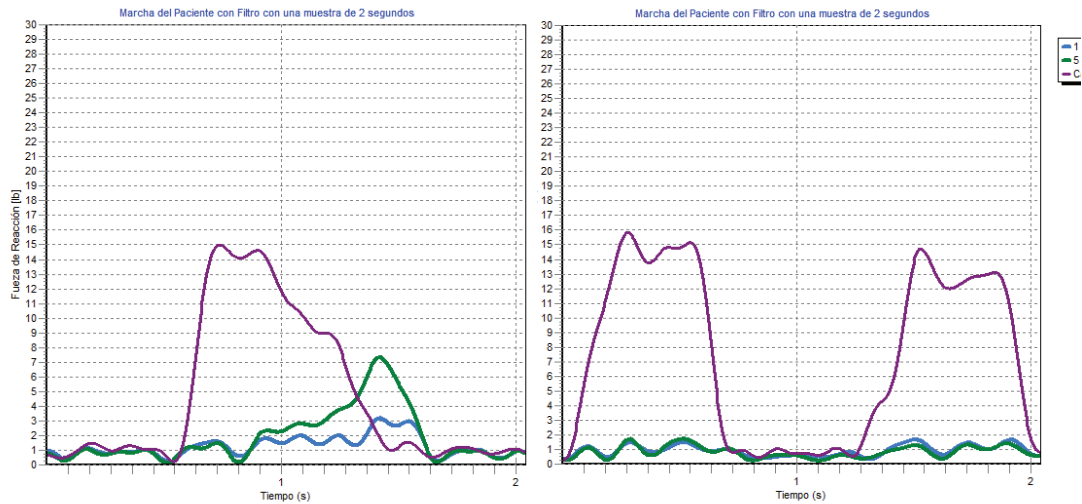
**Figura 25.** Comparación de marcha de sujeto B (pie derecho). Izquierda corresponde a marcha de control y derecha corresponde a marcha con limitaciones en flexoextensión. Curva morada indica la fuerza de reacción en sensor ubicado debajo del calcáneo; azul en el primer metatarsiano; verde en el quinto metatarsiano. Filtro digital a 30Hz.



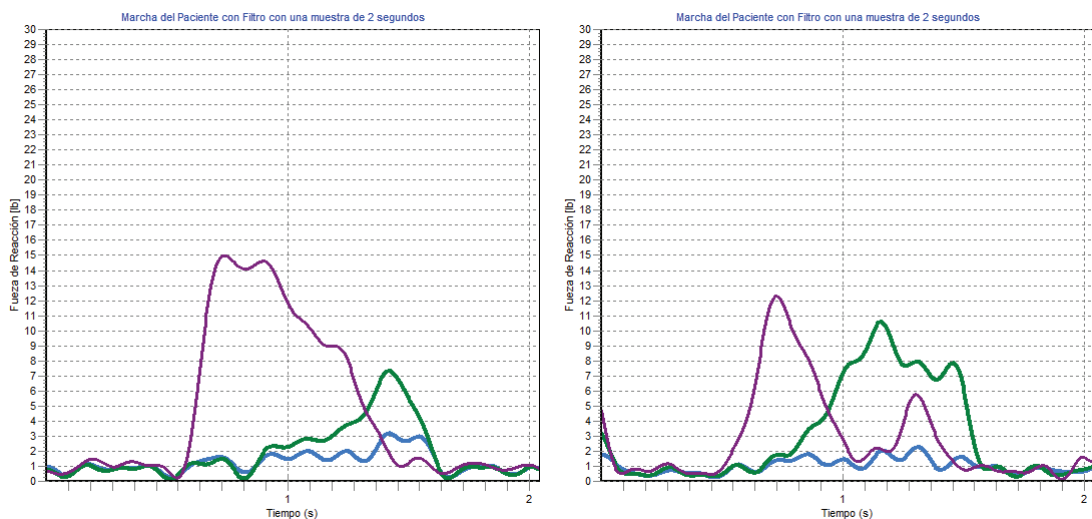
**Figura 26.** Comparación de marcha de sujeto B (pie derecho). Izquierda corresponde a marcha de control y derecha corresponde a marcha con sobrecarga debido a limitaciones en flexoextensión en la extremidad contraria. Curva morada indica la fuerza de reacción en sensor ubicado debajo del calcáneo; azul en el primer metatarsiano; verde en el quinto metatarsiano. Filtro digital a 30Hz.



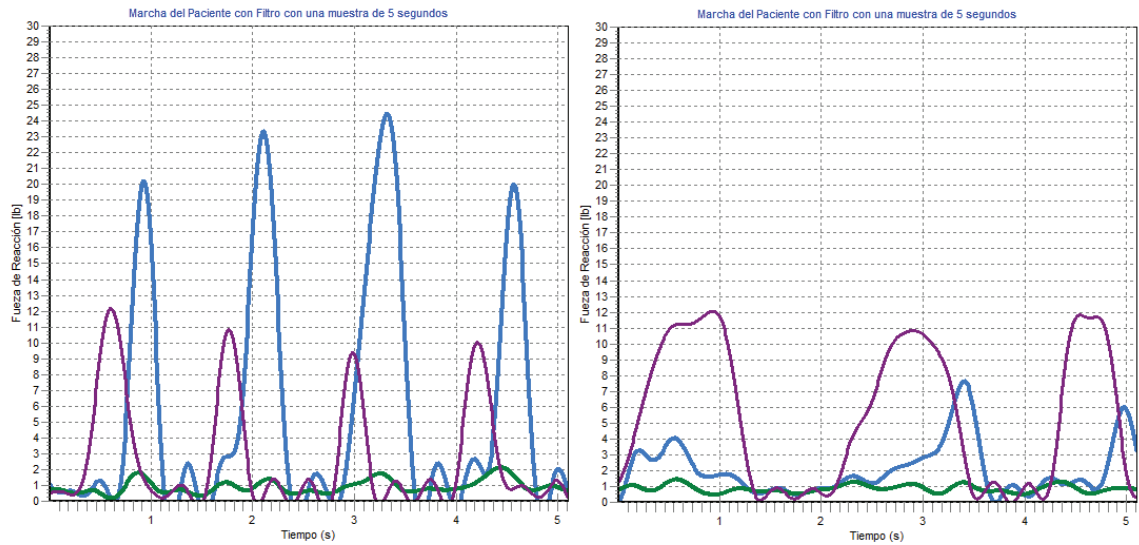
**Figura 27.** Comparación de marcha de sujeto C (pie izquierdo). Izquierda corresponde a marcha de control y derecha corresponde a marcha con limitaciones en flexoextensión. Curva morada indica la fuerza de reacción en sensor ubicado debajo del calcáneo; azul en el primer metatarsiano; verde en el quinto metatarsiano. Filtro digital a 30Hz.



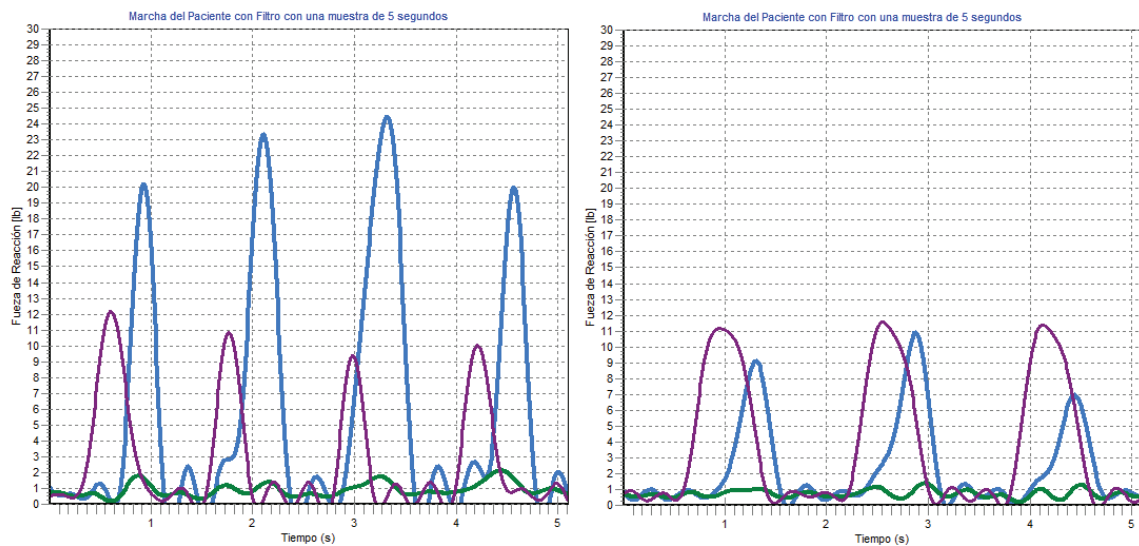
**Figura 28.** Comparación de marcha de sujeto C (pie izquierdo). Izquierda corresponde a marcha de control y derecha corresponde a marcha con sobrecarga debido a limitaciones en flexoextensión en la extremidad contraria. Curva morada indica la fuerza de reacción en sensor ubicado debajo del calcáneo; azul en el primer metatarsiano; verde en el quinto metatarsiano. Filtro digital a 30Hz.



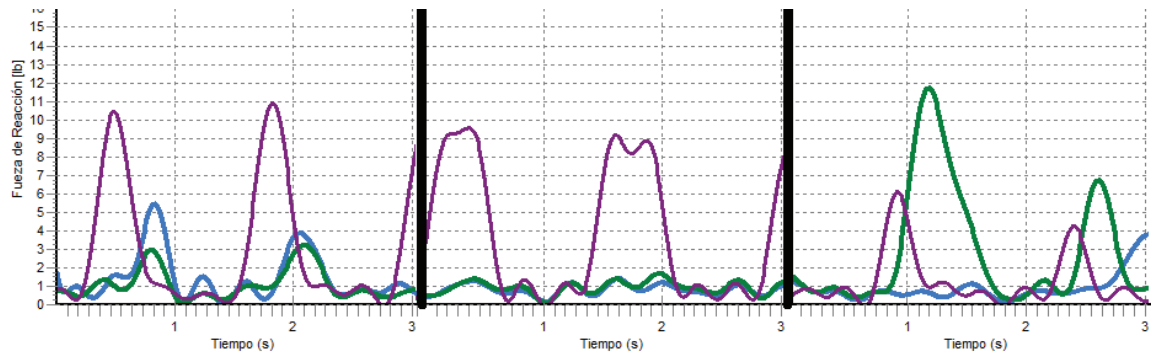
**Figura 29.** Comparación de marcha de sujeto E. Izquierda corresponde a marcha de control y derecha corresponde a marcha con limitaciones en flexoextensión. Curva morada indica la fuerza de reacción en sensor ubicado debajo del calcáneo; azul en el primer metatarsiano; verde en el quinto metatarsiano. Filtro digital a 30Hz.



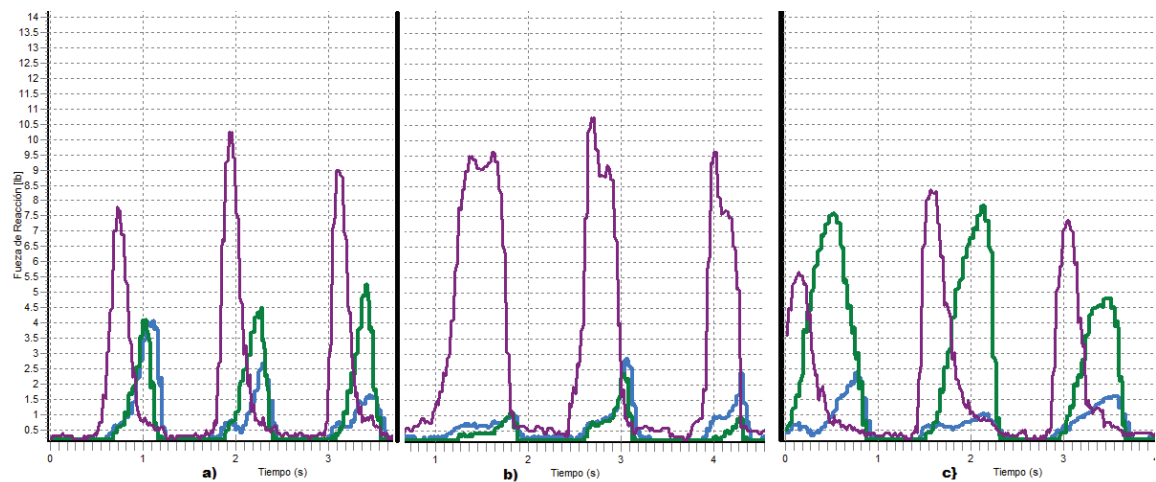
**Figura 30.** Comparación de marcha de sujeto E. *Izquierda:* marcha de control. *Derecha:* marcha con sobrecarga por limitaciones de flexoextensión en la extremidad contraria. Curva morada indica la fuerza de reacción en sensor ubicado debajo del calcáneo; azul en el primer metatarsiano; verde en el quinto metatarsiano. Filtro digital a 30Hz.



**Figura 31.** Perfil general del sujeto F. Izquierda corresponde a marcha de control; en medio, marcha con limitaciones de flexoextensión; derecha, marcha con sobrecarga debido a limitaciones en flexoextensión en la extremidad contraria. Curva morada indica la fuerza de reacción en sensor ubicado debajo del calcáneo; azul en el primer metatarsiano; verde en el quinto metatarsiano. Filtro digital a 30Hz.



**Figura 32.** Perfil general del sujeto G. a) control; b) prueba de limitaciones de flexoextensión; c) sobrecarga: limitaciones de flexoextensión en la extremidad contraria. Curva morada indica la fuerza de reacción en sensor ubicado debajo del calcáneo; azul en el primer metatarsiano; verde en el quinto metatarsiano. Filtro digital a 30Hz.



**Cuadro 8.** Comparativo de magnitudes de impulso entre la marcha de control y la marcha con limitaciones en flexoextensión. Magnitudes de impulso en unidades lb·s

Sujeto	Control			Limitación			Diferencia limitación		
	1er Met.	5to Met	Calcáneo	1er Met.	5to Met	Calcáneo	1er Met.	5to Met	Calcáneo
B	814.6	211.68	1675	259	198	1815	-68.2%	-6.5%	8.4%
C	381	1305	1434	233	198	2803	-38.8%	-84.8%	95.5%
E	403.5	84	366	248	92	640	-38.5%	9.5%	74.9%
F	191	80	215	39	27	428	-79.6%	-66.3%	99.1%
G	234	299	369	193	128	836	-17.5%	-57.2%	126.6%
H	958	147	1155	395	158	1739	-58.8%	7.5%	50.6%
I	376	303	933	156	80	2397	-58.5%	-73.6%	156.9%
Promedio							-51.4%	-38.8%	87.4%

**Cuadro 9.** Comparativo de magnitudes de impulso entre la marcha de control y la marcha con sobrecarga en la extremidad debido a limitaciones de flexoextensión en la extremidad contraria. Magnitudes de impulso en unidades lb·s

Sujeto	Control			Sobrecarga			Diferencia sobrecarga		
	1er Met.	5to Met	Calcáneo	1er Met.	5to Met	Calcáneo	1er Met.	5to Met	Calcáneo
B	814.6	211.68	1675	1477	303.85	1406	81.3%	43.5%	-16.1%
C	381	1305	1434	300	1712	878	-21.3%	31.2%	-38.8%
E	403.5	84	366	653	70	369	61.8%	-16.7%	0.8%
F	191	80	215	104	178	251	-45.5%	122.5%	16.7%
G	234	299	369	168	477	910	-28.2%	59.5%	146.6%
H	958	147	1155	157	312	1280	-83.6%	112.2%	10.8%
I	376	303	933	918	893	1960	144.1%	194.7%	110.1%
Promedio							15.5%	78.2%	32.9%

## VII. ANÁLISIS DE RESULTADOS

El objetivo general de este trabajo, es diseñar una herramienta para la medición de fuerzas plantares. La herramienta tiene que ser capaz de almacenar la información de los sensores de medición en tiempo real en un medio portable. Por último, esta información es analizada con la ayuda de un programa de computadora.

### A. CIRCUITO ELECTRÓNICO E INTEGRACIÓN DE PROGRAMA

En la Figura 18 se muestra el circuito realizado para expandir las capacidades de la tarjeta de desarrollo de arduino e incorporar las necesidades de la aplicación. Con el circuito y la aplicación de Eagle se ubicaron los componentes en la placa (Figura 18). Esta placa permite un diseño modular. La ventaja del diseño modular es que permitió realizar ajustes individuales para refinar el diseño conforme se fueron realizando las pruebas.

Al inicio se tuvo un buen funcionamiento en la placa con los componentes soldados pero pasado un tiempo de encendido comenzaba a fallar la escritura de datos en la tarjeta de memoria. Esta falla se atribuyó a una variación en los niveles de voltaje que manejaba la señal de reloj y la señal MISO de la comunicación SPI. Estos niveles de voltaje pasaron de un aproximado 3.3V a un voltaje entre 0.6 y 1.8V. La consecuencia de menor gravedad de esta falla fue la interrupción en el funcionamiento de la escritura, mientras que el resultado con mayor gravedad era la corrupción de los datos almacenados en la memoria provocando la pérdida de cualquier elemento guardado y se requirió un formateo para poder restablecer la utilidad de la SD. La caída de voltaje ocurría cuando el circuito funcionaba por un tiempo prolongado. El calor que disipaban algunos componentes hacía que residuos de fundente de soldar sólido pasara a un estado líquido. Debajo de los componentes de superficie, la pasta residual disuelta por calor provocaba que se formara una resistencia en paralelo (entre 500k $\Omega$  y 2M $\Omega$ ) al componente soldado. Por lo tanto se tenía una resistencia equivalente que perjudicaba los niveles del voltaje del circuito. El problema se resolvió cambiando las resistencias de superficie responsables de hacer el cambio de nivel lógico, utilizando una menor cantidad de fundente y teniendo mayor precaución en limpiar residuos.

Para evaluar la exactitud de la Ecuación (1) en el sistema funcional se generó el Cuadro 6. En este ensayo, se aplicaron cargas en los sensores y se almacenó el valor de la conversión analógico-digital en la

memoria SD. La variación promedio corresponde a 5% que es un valor aceptable dados los objetivos definidos.

Las primeras pruebas de prototipo se realizaron una vez estaban los bloques básicos del programa de computadora y el módulo de expansión en un estado funcional. Una muestra de los primeros datos obtenidos con el sistema está presentada en la Figura 20. Este gráfico muestra una idea general de las fases de la marcha humana en el sujeto mostrando desde la fase de contacto hasta la fase de propulsión. Se notó que se tenía una señal con ruido y ligeras variaciones. Se determinó 3 posibles fuentes de ruido: 1) consecuencia de la variación de la medición de los sensores 2) algún componente incorporado en el circuito que esté siendo perjudicado por disipación de calor o 3) fuente de alimentación. Se realizó un acondicionamiento al circuito, cambiando resistencias de referencias y limpiando las líneas de cobre de impurezas pero pruebas posteriores siguieron mostraron señales con ruido. Estas señales de ruido no fueron detectadas en la fase de prototipo del circuito pero sí se detectó al calibrar los sensores que los valores tendían a variar ligeramente con las cargas. Para obtener una señal más suavizada y reducir el ruido, se necesitó aplicarle un filtro a cada señal de sensor. Debido al espacio reducido en el área de trabajo, costo y eficiencia, el filtro fue aplicado de manera digital utilizando la Transformada Rápida de Fourier. La Figura 22 muestra la primera integración del algoritmo de filtrado con una sola señal. El motivo de esta prueba era evaluar si el filtrado digital resolvía los problemas de ruido. La frecuencia de corte se configuró como variable durante las pruebas para evaluar cuál era el rango óptimo de filtrado.

En la Figura 23 se generó una muestra de la reacción total del suelo con un paso, es decir la suma de los tres sensores filtrados. Para determinar si la forma de la curva corresponde realmente a la fuerza de reacción total del suelo, se comparó con la Figura 12 de la página 15. Aunque sólo es una muestra y una fuente de comparación, se percibió una consistencia en la forma de la curva y hay que tener en cuenta que la Figura 12 fue generada con un equipo estacionario con una matriz de sensores y la curva Figura 23 corresponde a un dispositivo con tres sensores discretos. Usando esta comparación se definió un rango de frecuencia de corte entre 25 y 35Hz y se puede observar claramente una mejora en la visualización de resultados con el filtro FFT aplicado.

La Figura 24 muestra las curvas de marcha y la aplicación del algoritmo de filtrado a cada una de las señales tras seleccionar los datos en función de hora y fecha. Haciendo un breve análisis del pie con las curvas, se puede observar que el sujeto realiza su marcha apoyando el talón, luego apoya la parte media con una tendencia a supinar el pie. Además se puede observar que la fase de propulsión se da simultáneamente

en el primer y quinto metatarsiano. Las magnitudes están en función al convertidor analógico-digital y aún no había sido incorporado las ecuaciones 1 al 3 para trasladar los datos a unidades de fuerza.

## B. PRUEBAS PILOTO

Una vez el programa de computadora se encontraba en capacidad de seleccionar datos, desplegar, calcular de impulso, convertir a unidades de fuerza y filtrar a una frecuencia definida por el usuario, se realizaron pruebas con diferentes sujetos. Para esta evaluación se realizaron pruebas con 8 sujetos. El sujeto B corresponde al pie derecho y C al pie izquierdo de la misma persona. Las otras pruebas fueron realizadas únicamente con un pie.

La Figura 25 muestra una comparación entre la muestra de control (izquierda) del sujeto B y su marcha en modalidad de limitación (derecha). En la muestra de control se puede observar que se comienza con el contacto del calcáneo con el suelo, y luego esta magnitud disminuye cuando la curva del primer metatarsiano comienza a elevarse. La curva del 5to metatarsiano muestra que este sensor registró una pequeña reacción de fuerza. La gráfica de modalidad de limitación muestra un aumento en la magnitud que alcanza la curva de reacción de talón y aumento de duración. Además, las señales provenientes de los sensores ubicados en la parte media y antepié no muestran una variación de amplitud considerable. A diferencia de la gráfica de control, las curvas de limitación muestran que la tendencia es un soporte de peso predominante en el talón debido a las discapacidades en flexoextensión. Visualmente se puede notar la diferencia entre ambas curvas pero utilizando el cálculo de impulso (Cuadro 8) se puede confirmar numéricamente el aumento en impulso de talón (8%) y disminución en el impulso de los metatarsianos (-68% y -6.5%) y el impulso total es menor. La Figura 26 compara el escenario en el que el pie en estudio de sujeto B está en modalidad de sobrecarga mientras que el pie contrario tiene limitaciones de flexoextensión. Comparando con el control, se puede observar que hay un aumento en la duración y magnitud de las curvas correspondientes al primer y quinto metatarsiano mientras que visualmente se ve un cambio en la duración del apoyo de talón. En términos de impulso, el primer metatarsiano tuvo un aumento de 81% y el quinto tuvo un aumento de 44% con respecto al control mientras que el impulso del calcáneo disminuyó un 16% (Cuadro 9).

Los gráficos de comparación del sujeto C se encuentran en la Figura 27 y Figura 28. A diferencia del pie derecho (sujeto B), el control del sujeto C muestra una tendencia supinadora ya que hay un mayor impulso en el 5to metatarsiano que en el primer metatarsiano. La evaluación con limitación muestra un comportamiento similar al visto en la Figura 25 con una preferencia de apoyo en el calcáneo. En modalidad

de sobrecarga, el impulso en el 5to metatarsiano aumentó un 31%. Se podría inferir que en esta modalidad hay una inclinación a dirigir el apoyo hacia la articulación en libertad de movimiento con el fin que la articulación con limitaciones tenga una menor carga de apoyo.

En el caso de este paciente de pruebas, se puede observar algo interesante en los gráficos de control: en su pie derecho hay una tendencia a tener más apoyo en el primer metatarsiano (dedo pulgar) con movimiento pronador mientras que en el izquierdo tiene mayor apoyo en la área quinto metatarsiano (quinto dedo) con movimiento supinador. Con esto se podría sospechar que en marcha natural hay una distribución peso desigual entre los pies con una afinidad al izquierdo. El paciente ha tenido un historial de lesión en la articulación derecha (B) y podría sospecharse que su postura aún está afectada o que el mismo cuerpo inconscientemente busca recargar más a la articulación izquierda.

El sujeto D fue descalificado de la tabulación porque su peso es mayor al límite establecido. El sujeto E muestra un comportamiento de marcha diferente al paciente (B y C). La Figura 29 muestra su gráfico de control y gráfico de limitación. En el gráfico de control muestra que hay picos en el impulso mayores en el 1er metatarsiano en comparación al apoyo del talón. Al paciente no se le observó ningún comportamiento de salto en su marcha natural así que es probable que la magnitud del impulso sea mayor alrededor del pulgar debido a una menor área de contacto en el pie. La gráfica de limitación muestra que la magnitud del impulso en este punto ha disminuido mientras que el impulso de talón se hace mayor. La gráfica de sobrecarga en la Figura 30 muestra una disminución en la amplitud de la curva del primer metatarsiano pero a la vez hay un aumento en la duración. El supuesto de que durante la marcha de control el área de contacto en el primer metatarsiano es pequeña se fortalece por dos razones: la razón amplitud-tiempo y el aumento de impulso de 62% en estado de sobrecarga.

En la Figura 31 se comparan las gráficas de las tres modalidades de prueba del sujeto F. En el control, se observa que la amplitud del calcáneo es mayor a la de los sensores ubicados en la parte media y antepié. Además, el primer y quinto metatarsiano hacen contacto con el suelo casi en el mismo instante. La gráfica de limitación nuevamente muestra que el impulso se da principalmente en el talón y en las otras dos áreas de medición disminuye. En el caso de la sobrecarga, disminuye la amplitud de fuerza en el talón mientras que hay un aumento en el impulso en el quinto metatarsiano (122%). Este aumento de impulso puede deberse a una compensación que el sujeto realiza cuando tiene alguna extremidad con limitaciones.

La Figura 32 muestra los resultados de prueba del sujeto G. El gráfico muestra un impulso en el contacto de talón mayor (369 lb·s) a comparación con la fuerza de reacción el primer y quinto metatarsiano (234 y 299 lb·s respectivamente). Aunque si éstas dos últimas se combinan se tiene una magnitud mayor.

Entonces se podría concluir alguna de las siguientes: 1) el tiempo de contacto del talón es menor y por esto hay un impulso rápido de baja magnitud 2) el área de contacto en la zona del talón es grande reduciendo la fuerza de reacción en el punto donde está ubicado el sensor 3) el punto de apoyo genérico de la plantilla no coincide con el punto de apoyo central en el área del calcáneo del sujeto G. Se puede observar nuevamente la forma ya conocida de la curva del talón cuando la articulación tiene un rango de flexoextensión limitado. En este caso, el aumento en el impulso es un 146.6% y en ambos metatarsianos se redujo un 17% y 57%. Cuando el pie se encuentra en sobrecarga, el impulso en el quinto metatarsiano aumenta un 60% a comparación de la muestra de control. Además el impulso del calcáneo aumentó un 147% y el impulso en el primer metatarsiano se redujo un 28%. Entonces se podría considerar la posibilidad que cuando el sujeto G tiene sobrecarga en la extremidad estudiada, se presenta una tendencia supinadora con el objetivo de desplazar el peso lejos de la extremidad con limitaciones físicas.

Una comparación numérica general se muestra en el Cuadro 8 y Cuadro 9. En el primero, se tienen las magnitudes de impulso de control y las magnitudes de impulso en una muestra con la articulación del tobillo con limitaciones de flexoextensión. Al realizar una diferencia porcentual se puede comenzar a percibir patrones. En el primer y quinto metatarsiano, la diferencia es negativa y en promedio es de -51.4 % y -39% respectivamente. El calcáneo tiene un aumento porcentual positivo promediando 87%. Entonces se pudo evaluar cuantitativamente el efecto de la limitación en el tobillo en la marcha del paciente. Con las gráficas discutidas anteriormente se observó una diferencia en todas las comparaciones de limitación y control. Además en la mayoría de los gráficos de limitación se tiene una forma similar. Por lo tanto, en el monitoreo de rehabilitación, se esperaría que la articulación lesionada tenga una marcha inicial similar a los gráficos de limitación mostrados. Conforme avance su recuperación se esperaría que esta curva del calcáneo disminuya hasta tener una forma similar a los gráficos de control. Evaluando numéricamente, el progreso de rehabilitación debería comenzar con un impulso grande de calcáneo y un impulso bajo en la parte media y antepié y tras un tiempo de recuperación el impulso de calcáneo debería ir disminuyendo mientras que el impulso en los metatarsianos debería aumentar.

En el Cuadro 9, se hace una comparación del efecto de la sobrecarga. La sobrecarga se refiere a la tendencia involuntaria del cuerpo a distribuir el peso o compensar la marcha al tener una lesión, perjudicando la articulación saludable para defender la extremidad con discapacidades. En este estudio, no se pudo detectar algún patrón consistente. Cada sujeto de prueba tiene su propia forma de ajustar su marcha cuando alguno de sus miembros está limitado. En general se podría proponer tres escenarios: 1) el sujeto aumenta su tiempo de contacto en la extremidad sana provocando un aumento de impulso aunque no necesariamente aumente la magnitud de la fuerza, 2) el sujeto desplaza el centro de apoyo equivalente de la

bóveda plantar hacia la parte externa provocando supinación y 3) tanto la magnitud de la fuerza como el tiempo de contacto aumenta generando un incremento en el impulso. Lo que sí se puede concluir es que efectivamente el promedio de las diferencias porcentuales en cada uno de los puntos de medición aumenta y el punto con mayor aumento corresponde al quinto metatarsiano apoyando al escenario#2 propuesto anteriormente.

Un aspecto muy interesante del estudio fue evaluar no sólo el efecto en la marcha cuando la extremidad está con limitaciones físicas sino que también examinar qué sucede con la articulación sana cuando hay una lesión en la pierna contraria. Las lesiones de tobillo son comunes y suelen ser ignoradas, lo que puede provocar molestias crónicas. Aquí se observa que al tener una lesión, el cuerpo desplaza inconscientemente la distribución de peso hacia la articulación sana provocando una mala postura temporal. Esta mala postura, en caso de darse prolongadamente puede generar más lesiones y no sólo en tobillo sino que en rodilla, cadera o columna. “Un mal apoyo de pie es la raíz de la mayoría de lesiones de rodilla, cadera y columna” (PhD. M.D Nuila, 2013). En muchos casos, cuando existe una lesión el enfoque de evaluación es precisamente la articulación lesionada y en muy pocos casos se observa el efecto que la sobrecarga está teniendo en la articulación sana. Por ejemplo, el paciente de sujeto de pruebas B y C tiene una tendencia supinadora a pesar que su marcha visualmente se ve normal. Dado el historial de lesión, el paciente todavía tiene una tendencia a proteger la extremidad que fue lesionada aun cuando han transcurrido meses desde que inició su rehabilitación. La impresión es que la postura del paciente no es la recomendada y se debería realizar pruebas posteriores para seguir monitoreando esta tendencia. El resto de los sujetos solo tienen información de una extremidad del paciente de prueba por lo que no se puede hacer una evaluación de postura.

El desglose de costo de material se muestra en el Cuadro 7. El costo aproximado es Q800. En esta cuantificación no se tomó el costo de fabricación del circuito impreso ni el costo de la caja impresa que contiene el dispositivo monitor. Se estima que si estos dos componentes fueran elaborados por terceros, el costo aproximado sería de Q200. Por lo tanto costo total aproximado del dispositivo y plantilla es de Q1000, que corresponde a 2/3 del presupuesto.

## VIII. CONCLUSIONES

- Se logró diseñar y construir un sistema de medición de fuerzas plantares capaz de mostrar diferencias cuantitativas en dos muestras de marcha para el monitoreo de rehabilitación
- El error de medición del instrumento corresponde al 7.87% que es menor al 10% establecido como aceptable en los objetivos
- Las pruebas realizadas no siguieron el objetivo establecido de utilizar un grupo de pacientes con lesión y un grupo de control. En lugar, se evaluaron siete sujetos o extremidades con facultades de marcha normal y cada uno de estos sirvió para realizar una prueba de control y dos experimentos. Se logró comparar los resultados objetivamente e identificar patrones con este procedimiento de pruebas.
- El sistema tiene un costo de material de Q789. Se podría considerar un costo de servicios externos de Q200 sumando un total de Q989. Por tanto se cumplió el objetivo de diseñar y construir un sistema con un costo menor de Q1500.
- Los resultados obtenidos pudieron ser visualizados e interpretados de mejor manera utilizando el programa de computadora elaborado. Este permitió una visualización directa de los resultados generados por el dispositivo y proporcionar información cuantitativa como el impulso, magnitud de fuerza y tiempo.

## IX. RECOMENDACIONES

Se recomienda realizar pruebas adicionales con diferentes tipos de pie para poder establecer qué población de pacientes pueden recibir información útil con un sistema limitado a tres sensores. Además se recomienda utilizar dos sistemas para estudiar y analizar la marcha en ambos pies simultáneamente. Este estudio permite no sólo tener información de la marcha en las dos extremidades sino que también podría permitir identificar tendencias de distribución de peso.

Una sugerencia sería incorporar un módulo de expansión de comunicación inalámbrica a la unidad ya existente para poder realizar un monitoreo en tiempo real. Esto significa que el médico o fisioterapeuta puede evaluar cuantitativamente la marcha o reacciones en la planta del pie del paciente mientras se realizan ejercicios y rutinas de rehabilitación en el instante en lugar de revisar los datos posteriormente utilizando la información de la memoria portátil.

Para el circuito, se recomienda incorporar un filtro en la salida de cada uno de los sensores y tener un mejor filtrado de ruido entre la línea de voltaje y la referencia de tierra. Además sería interesante incorporar algún selector de frecuencia de muestreo. Esto permitiría ajustar el sistema a actividades como correr y saltar y no sólo la marcha. La selección de frecuencia de muestreo sería útil para tener información en alta frecuencia sólo en casos donde es necesario y hacer un mejor manejo del almacenamiento en memoria.

El sistema podría adaptarse a un estudio para evaluar la descarga en un paciente con padecimientos patológicos como pie diabético o mal de charcot. Estas pruebas permitirían evaluar la efectividad de botas y plantillas correctivas en la distribución de la carga en el pie. Este estudio requiere únicamente una reubicación de sensores.

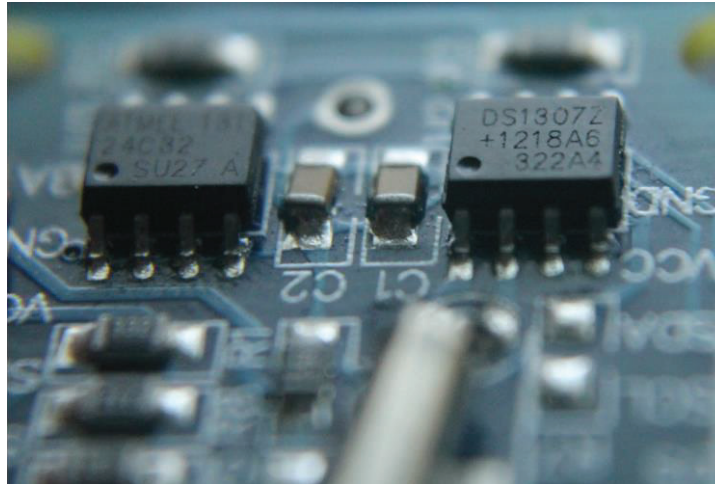
## X. BIBLIOGRAFÍA

- Abu-Faraj, Z., & Harris, G. (1997). A Holter-type, microprocessor-based, rehabilitation instrument for acquisition and storage of plantar pressure data. *J. Rehabil. Res. Dev.*(34), 187-194.
- Bähler, A. (1986). The Biomechanics of the Foot. *Clinical Prosthetics and Orthotics*, 8-14.
- Barker, H. (1997). Ankle Injury Risk Factors in Sports. *Sports Med*, 23:69-74.
- Boytin, M. (1991). Sindesmotic Ankle Sprains. *Am J Sports Med*, 19: 294 - 298.
- Cass, J. (1985). Ankle Instability. *Clin Orthop*, 198:110-117.
- Castro, M. (2002). Ankle Biomechanics. *Foot and Ankle Clinics. University of Minnesota*, 679-693.
- Chen, W.-M., Lee, V.-S., & Seung-Bum, P. (2010). a novel gait platform to measure isolated plantar metatarsal forces during walking. *Journal of Biomechanics*(43), 2017-2021.
- Downie, E. (2010). *Design of Plantar Force Sensor for Ankle Rehabilitation*. Publicación 42: EE 4B16 Electrical Engineering Biomedical Capstones.
- Footmaxx. (2010). Basic Biomechanics. Virginia: Footmaxx Metascan Pathologies and Anatomical Guides.
- Hurkmans, H. (2003). Techniques for Measuring Weight Bearing during Standing and Walking. *Clin. Biomech*, 576.
- Interlink Electronics, C. (16 de Agosto de 2013). FSR 402 datasheet. Obtenido de Interlink Electroincs: <http://www.interlinkelectronics.com/FSR400.php>
- Kapandji, A. (1998). *Fisiología Articular: Miembro Inferior* (5ta ed., Vol. 2). Editorial Médica Panamericana.
- Klute, G., Kallfelz, C., & Czerniecki, J. (Mayo/Junio de 2001). Mechanical properties of prosthetic limbs: adapting to the patient. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38(3).
- Lohninger Epina GmbH / Software Development. (2013). SDL Component Suite for Delphi XE5. Pressbaum, Austria. Obtenido de <http://www.lohninger.com/>

- Luna, P. (1999). *Biomecánica De La Marcha Humana Normal Y Patológica*. (2 ed.). Valencia, España: Instituto de Biomecánica de Valencia.
- PhD. M.D Nuila, H. (28 de Agosto de 2013). Efectos de Mal Apoyo de Pie. (A. Samayoa, Entrevistador)
- Sampson, S., & Hung, G. (1997). The Foot and Ankle. En R. Dee, M. Grueber, & S. Conti, *Principles of Orthopaedic Practice* (págs. 985-102). McGraw Hill.
- Tekscan. (2012). Foot Pressure Measurement in Clinical Settings. En *F-Scan® and Pressure Mapping Guides*.
- Tornetta III, P. (1997). Ankle Injuries. En R. Dee, & M. Grueber, *Principles of Orthopaedic Practice* (págs. 531-545). McGraw-Hill.
- Yavuz, M., Botek, G., & Davis, B. (2007). Plantar shear stress distributions: Comparing actual and predicted frictional forces at the foot-ground interface. *J Biomech*, 40(13), 3045-3049.
- Zhu, J. (1991). A microprocessor-based data-acquisition system for measuring plantar pressures from ambulatory subjects. *IEEE Trans. Biomed Eng.*(38), 710-714.

## XI. ANEXOS

**Figura 33.** Módulo de reloj de tiempo real (RTC) utilizado. Incluye DS1307 y memoria EEPROM ATMEL 24C32.



**Figura 34.** Módulo de expansión para Arduino UNO R3 con capacidad de conexión de memoria SD, integración de sensores y módulo RTC. Diseño con Eagle 6.0 y construcción con LPKF ProtoMat®.

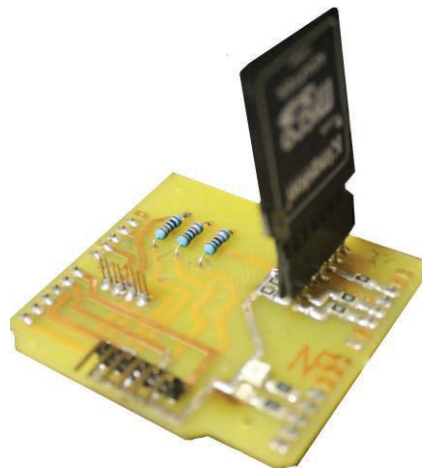


Figura 35. Cuadro de inicio de programa.

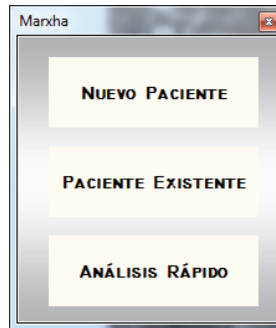
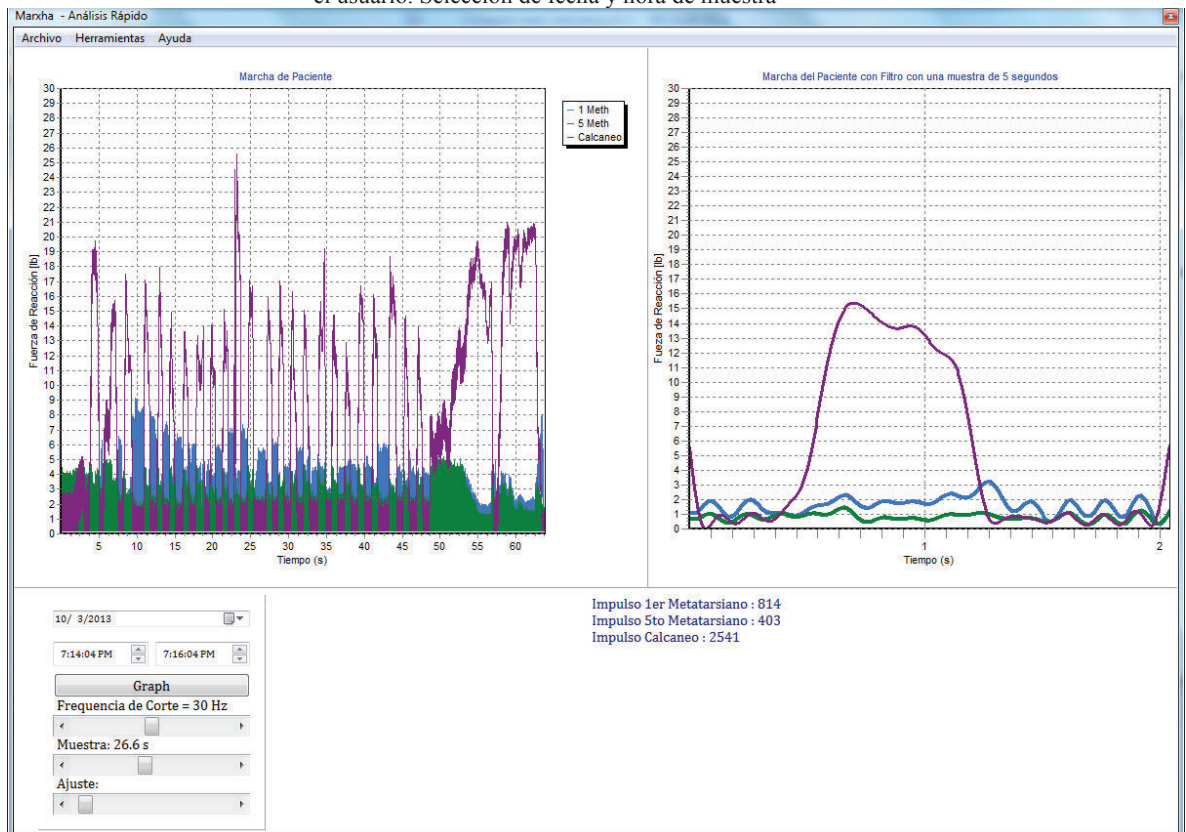


Figura 36. Modalidad de análisis rápido del programa. Filtro FFT activado a una frecuencia de corte definida por el usuario. Selección de fecha y hora de muestra



**Figura 37.** Dispositivo instalado en ámbito de pruebas.



## XII. GLOSARIO

Archivo Gerber	Archivo generado por un programa de diseño de circuitos impresos para su manufactura en equipo especializado.
Bóveda Plantar	Estructura formada por los tres arcos del pie que se adapta a diferentes condiciones de terreno y asocia elementos ligamentosos, musculares y óseos.
Flexoextensión	Movimiento en un plano del pie: dorsiflexión o plantarflexión
I <sup>2</sup> C	Bus de comunicación en serie con tres líneas de datos: SDA (datos) SCL (reloj) y GND (Tierra)
Memoria SD	Formato de tarjeta de memoria flash comúnmente utilizado en dispositivos portátiles.
Pie Cavo	Pie con una altura de bóveda plantar excesiva. Tiene una prominencia cóncava en los arcos del pie que puede llegar a dividir la huella plantar en dos partes.
Pie de Charcot	También conocido como pie diabético. Infección, ulceración o destrucción de los tejidos profundos con neuropatía. Al complicarse la condición, se deforma la planta del pie generando una estructura plantar convexa y el peso se concentra en la lesión o úlcera.
Pie Plano	Pérdida de altura de la bóveda plantar normal provocando un aumento en la superficie de la huella plantar.
RTC	En inglés <i>Real Time Clock</i> . Es un reloj en un circuito integrado que mantiene la hora actual.
SPI	Bus de comunicación a una tasa de transmisión mayor a la de I <sup>2</sup> C. Utiliza cuatro líneas: SCLK (Reloj), MOSI (Salida de datos del maestro) MISO (Entrada de datos del maestro) SS (Selección de esclavo)

