

Sistema portátil para análisis de carga plantar durante la marcha Portable system for plantar load analysis during walking

M. Alegria ^{a,*}, C. Alvarado ^b, M. Ballesteros ^{a,b}, D. Cruz-Ortiz ^b

^aCentro de Innovación y Desarrollo Tecnológico en Cómputo, Instituto Politécnico Nacional, Z.C 07700, Ciudad de México, México.

^bLaboratorio de Robótica Médica y Bioseñales, Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología, Instituto Politécnico Nacional, Z.C. 07340, Ciudad de México, México.

Resumen

Este artículo describe el desarrollo de un sistema portátil para la medición y análisis de carga plantar durante la ejecución del ciclo de la marcha humana. El sistema está integrado por 24 sensores resistivos de fuerza distribuidos a lo largo de una plantilla flexible. La base de la plantilla se manufacturó mediante técnicas de impresión 3D empleando como filamento flexible al poliuretano termoplástico también conocido como TPU. Posteriormente, en la base se vertió polímero Ecoflex™ 00-30 de la marca Smooth-On con la intención de generar una superficie blanda que estará en contacto con el usuario. La instrumentación electrónica del sistema incluye un Arduino® Nano acoplado a un conjunto de multiplexores analógicos modelo CD4051BE utilizados para adquirir las 24 señales. Se utilizó comunicación inalámbrica basada en dispositivos XBee® para transmitir los datos recolectados a una interfaz gráfica de usuario en una computadora personal; diseñada para adquirir, procesar, visualizar y almacenar las medidas de carga plantar. Finalmente, se validó el funcionamiento del sistema mediante una prueba con voluntarios sanos para registrar las medidas de carga plantar obtenidas durante un ciclo de marcha.

Palabras Clave: Plantillas instrumentadas, Carga plantar, Ciclo de marcha, Comunicación inalámbrica, Sistema multicanal.

Abstract

This paper describes the development of a portable system for measuring and analyzing plantar load during the performance of the human gait cycle. The system comprises 24 resistive force sensors distributed along a flexible insole. The base of the insole was manufactured by 3D printing techniques using thermoplastic polyurethane, also known as TPU, as a flexible filament manufacturing material. Subsequently, Smooth-On brand Ecoflex™ 00-30 polymer was poured into the base to generate a soft filler on the surface that will be in contact with the user. The electronic instrumentation of the system includes an Arduino® Nano coupled to a set of model CD4051BE analog multiplexers used to acquire the 24 signals. Wireless communication based on XBee® devices was used to transmit the collected data to a graphical user interface on a personal computer; designed to acquire, process, visualize and store the plantar loading measurements. Finally, the system's performance was validated by testing with healthy volunteers to record the plantar load measurements obtained during a gait cycle.

Keywords: Instrumented insoles, Plantar load, Gait cycle, Wireless communication, Multichannel system.

1. Introducción

La marcha humana es el modo de locomoción bípeda que permite el desplazamiento del cuerpo mediante la coordinación de los sistemas nervioso y musculoesquelético con la finalidad de proporcionar equilibrio y estabilidad durante el movimiento (Alharthi *et al.*, 2019). De forma particular, se denomina ciclo de marcha a una serie de movimientos alternados y rítmicos de

las extremidades inferiores y el tronco. Generalmente el ciclo de marcha puede ser dividido en dos fases para su análisis: 1) Fase de apoyo, que comprende el periodo durante el cual el pie se encuentra en contacto con el suelo y corresponde al 60 % del ciclo, y 2) Fase de balanceo, caracterizada por ser el periodo durante el cual el pie no se encuentra en contacto con el suelo y se balancea hacia adelante para iniciar la siguiente fase de apoyo, mientras que el peso del cuerpo se transfiere al otro miembro

* Autor para correspondencia: malegrip1600@alumno.ipn.mx

Correo electrónico: malegrip1600@alumno.ipn.mx (Mariana Alegria), calvarados1400@alumno.ipn.mx (Citlali Alvarado), mballeterose@ipn.mx, (Mariana Ballesteros), dcruzo@ipn.mx (David Cruz-Ortiz).

inferior (Negi *et al.*, 2021; Wafai *et al.*, 2015).

En este sentido, el análisis de la marcha es un estudio sistemático que permite cuantificar parámetros cinemáticos y cinéticos del cuerpo humano. Por tanto, es considerado una importante herramienta clínica para la evaluación y caracterización de la marcha normal y patológica. Además de ser utilizado durante el proceso de decisión para la prescripción de tratamientos y evaluación de resultados en intervenciones quirúrgicas (Chen *et al.*, 2016; Fukuchi *et al.*, 2019).

Una técnica ampliamente utilizada para realizar análisis del ciclo de marcha, es la cuantificación de la carga plantar, que permite analizar la función del pie (Wafai *et al.*, 2015). La medición de la carga plantar tiene diferentes aplicaciones, incluyendo diseño de calzado, análisis de postura, diagnóstico de enfermedades del miembro inferior o trastornos de equilibrio, entre otras aplicaciones biomecánicas (Ciniglio *et al.*, 2021).

Los sistemas que miden carga plantar se han convertido en una herramienta indispensable para el análisis de la marcha en el ámbito clínico y de investigación, por lo que se han desarrollado tecnologías que se pueden clasificar en dos tipos: 1) Plataformas de fuerza, que permiten un análisis estático y dinámico utilizando un arreglo matricial de sensores de presión incrustados en el suelo, brindando información precisa y con gran resolución espacial. Estos sistemas tienen la desventaja de que el usuario debe familiarizarse con las dimensiones del equipo para asegurar una marcha natural; y 2) Sistemas instrumentados de calzado, que integran un número limitado de sensores de presión en plantillas que permiten realizar la medición de la presión entre el pie y el calzado permitiendo a los usuarios moverse sin restricciones de espacio, son más eficaces que las plataformas, ya que son flexibles, portátiles y de bajo costo (Ramirez-Bautista *et al.*, 2017; Abdul Razak *et al.*, 2012).

En la actualidad existen en el mercado diversos sistemas instrumentados de calzado para aplicaciones clínicas y de investigación, por ejemplo, los sistemas F-scan y Pedar que son los más populares debido al número de sensores fijos que integran en cada plantilla. El sistema F-Scan integra 960 sensores de fuerza resistivos (SFRs) con un rango de presión de 345-517 kPa, incorporando un módulo electrónico cableado a la pierna y la cintura del paciente, tiene un costo de 15,350 dólares; este sistema está pensado para su uso en diversas aplicaciones, incluido el análisis de carga plantar enfocado en pie diabético. Por otro lado, el número de sensores capacitivos integrados en el sistema Pedar depende del tamaño de la plantilla y tiene un rango de presión de 15-600 kPa y tiene un costo de 13,800 dólares. El sistema incluye un módulo de registro de datos que se coloca en la cintura del usuario, conectado a la plantilla mediante cables que recorren la longitud de la pierna. Ambos sistemas permiten realizar la transmisión de datos mediante cable USB y conexión Bluetooth, respectivamente, por lo que se han utilizado en la evaluación y el diagnóstico de patologías del miembro inferior (Wang *et al.*, 2019; Ramirez-Bautista *et al.*, 2017).

Debido al elevado coste de los sistemas comerciales, grupos de investigación han desarrollado diferentes dispositivos con el fin de reducir costos y mejorar la capacidad de medición, además de su uso en aplicaciones concretas (Ramirez-Bautista *et al.*, 2017). El sistema desarrollado por Pineda-Gutiérrez *et al.* (2019) incorpora una plantilla instrumentada con seis SFRs fijos posicionados entre el talón y el metatarso, además de estar

integrado por un microcontrolador, un módulo Bluetooth y una batería para realizar la transmisión inalámbrica de las señales y su procesamiento a través del sistema de visualización desarrollado en la plataforma Microsoft Visual Studio. El sistema permite identificar entre tres tipos diferentes de pisada: neutra, prona y supina.

En el trabajo desarrollado por Alvarado-Rivera *et al.* (2022a), se propone el diseño de una plantilla instrumentada con cuatro SFRs fijados en el talón y metatarsos, fabricada con silicona de grado médico para medir las variaciones de fuerza durante el ciclo de la marcha, para ello se utilizó conexión Bluetooth para transmitir los datos a cualquier dispositivo móvil. El sistema desarrollado permite registrar las señales de carga plantar que se generan durante el ciclo de la marcha de forma inalámbrica, sin afectar al movimiento de la extremidad inferior para retro-alimentar el sistema de control de una órtesis activa de rodilla. Además, con el hardware diseñado es posible implementar mejoras en el procesamiento de datos a través de un algoritmo más robusto.

El sistema presentado por Horsak *et al.* (2016) incluye el diseño y fabricación del dispositivo SONIGait que incorpora siete SFRs fijados en la zona del talón, la parte lateral del antepié y la región de los metatarsos, utilizando una placa Arduino® Fio V3 Board y un módulo XBee® para realizar la transmisión inalámbrica a una aplicación móvil con un muestreo de 100 Hz y proporcionar retroalimentación acústica en tiempo real. Es importante resaltar que a pesar de los esfuerzos en el desarrollo de dispositivos dedicados a la medición de carga plantar, la mayoría de los dispositivos actuales no consideran el análisis de toda la huella plantar.

Por tanto, el presente trabajo describe el desarrollo de un sistema portátil, preciso y asequible para realizar el análisis de carga plantar sin interferir en el comportamiento de la marcha. El sistema propuesto, emplea como elemento base una plantilla inalámbrica instrumentada que sirva como herramienta para la prevención, diagnóstico y tratamiento oportuno de patologías que afectan al miembro inferior. Las principales contribuciones de este trabajo, son las siguientes:

- El diseño de la plantilla propuesta considera como material de manufactura diversos polímeros flexibles que permiten una mejor ergonomía del dispositivo.
- La implementación e instrumentación considerada en la plantilla contemplan el uso de 24 SFRs, con lo que es posible sensor todas las regiones anatómicas de interés en el análisis de la carga plantar.
- El uso del microcontrolador empleado, aunado al uso de la tecnología XBee® permiten garantizar el envío de los datos obtenidos del análisis de la carga plantar.

2. Diseño del sistema de medición de carga plantar

La metodología para desarrollar el sistema portátil se divide en cinco etapas. La primera etapa, considera el análisis de las medidas antropométricas del pie de la población mexicana para diseñar la plantilla. Posteriormente, se propuso la distribución de los 24 SFRs, considerando la segmentación de la huella del pie para adquirir las señales de carga plantar. En la segunda etapa,

se describe la manufactura de la plantilla instrumentada, considerando técnicas de impresión 3D. La tercer etapa describe la instrumentación electrónica, que permite la adquisición de las señales de carga plantar, así como la transmisión inalámbrica de las mismas. Posteriormente, se discute el procesamiento de las señales adquiridas, y en la última etapa se describe el diseño de una interfaz gráfica de usuario (IGU) para la visualización de las señales obtenidas.

2.1. Análisis antropométrico para el diseño de la plantilla

La plantilla se diseñó siguiendo el método geométrico de Knöfel (Strelchenya et al., 2016). Para tal fin, se consideraron medidas antropométricas del pie de voluntarios sanos en un rango de edad de 19 a 24 años (Ver Tabla 1).

Tabla 1: Medidas del pie de mujer (M) y hombre (H) (Ávila et al., 2007).

Medidas (mm)	5	50	95
Largo del pie	M:233	M:242	M:255
	H:243	H:260	H:279
Ancho del pie	M:80	M:88	M:97
	H:89	H:99	H:109
Ancho del tobillo	M:60	M:61	M:67
	H:69	H:68	H:78

Se diseñaron dos modelos de plantilla considerando las medidas antropométricas de mujeres y hombres del percentil 50, realizando la segmentación de estos modelos utilizando la máscara PRC, que es una metodología para segmentar la huella plantar en diez regiones anatómicas de interés teniendo en cuenta la diferencia entre los dedos y el antepié (Gurney et al., 2008; Ellis et al., 2011). Las regiones anatómicas de interés consideradas son: H:Hallux; D2: Segundo dedo; D3-5: Tercer a quinto dedo. AL: Antepié lateral; AC: Antepié central; AM: Antepié medial. ML: Mediopié lateral; MM: Mediopié medial; TL: Talón lateral; TM: Talón medial, mismas que se denotan en la Figura 1.

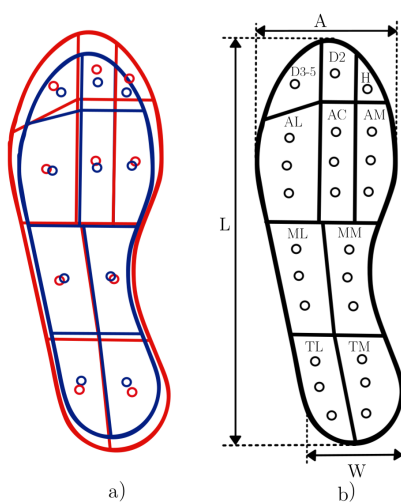


Figura 1: Diseño de la plantilla. a) Comparación de los centroides entre las regiones de ambos modelos de plantilla. El modelo con una longitud de pie de 242 mm se muestra en rojo y el modelo con una longitud de pie de 260 mm se muestra en azul. b) Modelo final de la plantilla, incluyendo las dimensiones, donde L = 257,05 mm; A = 92,88 mm; W = 65,58 mm; además se ilustra la segmentación y distribución de sensores.

Para comparar ambos modelos de plantillas, se marcaron los centroides de cada una de las diez regiones anatómicas considerado un radio de 2,8 mm, como puede observarse en la Figura 1-a. Una vez analizada la relación entre los centroides de ambos modelos, se diseñó un modelo final de plantilla considerando las medidas antropométricas de mujer del percentil 95, que corresponden a medidas para una longitud de pie de entre 242 mm y 260 mm, como se observa en la Figura 1-b.

La distribución de los 24 sensores se realizó considerando la ubicación de los centroides de cada región de interés, colocando un sensor en cada centroide y agregando dos sensores más para las regiones del antepié hasta el talón equidistante al centroide. Dado que en la región del pulgar, los centroides de los modelos de mujer y hombre no coinciden (Ver Figura 1-a), la ubicación del sensor en esta región esta descrita por las proporciones de la región. En este caso en particular, se consideró como referencia las longitudes que forman el ángulo inferior derecho de dicha región, situando el sensor en el 30 % de la longitud total de cada lado. La ubicación de los 24 SFRs en el modelo final se presenta en la Figura 1-b.

2.2. Fabricación de la plantilla

Para seleccionar los materiales de manufactura de la plantilla se realizó un análisis de las propiedades mecánicas de diversos materiales empleados en la fabricación de órtesis plantares (Paton et al., 2007; Sánchez, 2004; NinjaTek, 2016). Algunos ejemplos de estos son: poliuretano termoplástico como el filamento Cheetah™ (TPU), la goma EVA (REVA), el polipropileno (PP), y el polímero Ecoflex™ 00-30 (Ver Tabla 2). Este último polímero es un caucho de silicona suave, elástico y fácil de usar, contiene una mezcla fungicida biocompatible que inhibe el crecimiento de hongos y está certificado como seguro para la piel (SMOOTH-ON, 2021). Luego del análisis, se seleccionó el polímero Ecoflex™ 00-30 en conjunto con el filamento TPU para la manufactura de la plantilla.

El empleo de ambos materiales brinda en el dispositivo dos superficies con distinta firmeza. La sección de la platilla fabricada con TPU proporciona una superficie firme donde los SFR pueden ser presionados sin sufrir un sobre amortiguamiento, permitiendo medir la fuerza ejercida por la planta del pie. El segmento fabricado con Ecoflex™ 00-30 proporciona comodidad al usuario mientras se desarrollan las fases del ciclo de marcha. Además, debemos resaltar que los porcentajes de elongación de ambos materiales seleccionados, permiten generar flexiones sobre el dispositivo, garantizando que el usuario podrá ejecutar el ciclo de marcha sin interferencias ocasionadas por el sistema. Al mismo tiempo, los materiales seleccionados garantizan la integridad de los SFR lo que permite su correcto funcionamiento.

Tabla 2: Materiales empleados en manufactura de órtesis plantares.

Material	Dureza	Gravedad específica (g/cm³)	Tensión de elongación	Fuerza de tracción (PSI)
TPU	95 A	1.22	580 %	5,650
REVA	23 A	0.03	>230 %	>27.5
PP	78 A	0.91	400 %	-
Ecoflex	30 A	1.07	900 %	200

Considerando el modelo final de la plantilla, se diseñó una base 3D que contempla la incrustación de los 24 SFRs con un espesor de 7 mm; dicha base se manufacturó empleando técnicas de impresión 3D utilizando filamento TPU, como se observa en la Figura 2-a.

Sobre la base impresa, se colocó cable plano y pines previamente soldados con el fin de ubicar el cableado sobre la plantilla sin interferir con la ubicación de los SFRs (Ver Figura 2-b). Una vez finalizada la colocación del cable, se vertió una capa del polímero Ecoflex™ 00-30 dentro de la base para generar una superficie suave y cubrir el cableado como se muestra en la Figura 2-c. El proceso finaliza una vez que el polímero solidifica y se colocan los SFRs como se muestra en la Figura 2-d.

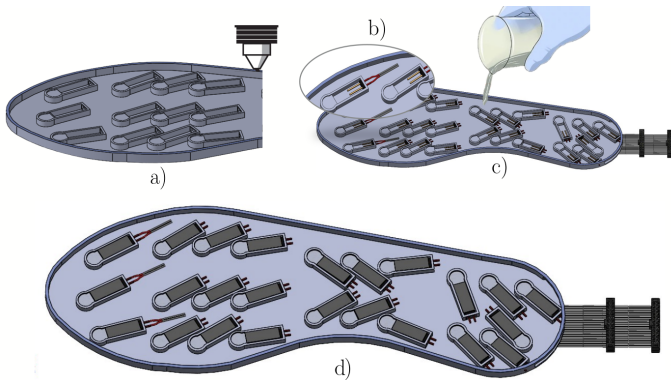


Figura 2: Esquema general del proceso de manufactura de la plantilla.

En este punto, es importante resaltar que una de las prestaciones que ofrece el diseño propuesto en comparación con los reportados en literatura, es que el dispositivo desarrollado permite reemplazar sensores en caso de ser necesario, facilitando su manipulación y compostura en caso de cualquier daño accidental o debido uso del dispositivo.

2.3. Instrumentación electrónica

La instrumentación electrónica del sistema se desarrolló considerando cuatro etapas principales, en la Figura 3 se muestra un esquema general para evidenciar las interconexiones de cada sección, considerando la transmisión inalámbrica mediante módulos de radio-frecuencia (RF) empleando un puerto UART (Universal Asynchronous Receiver-Transmitter).

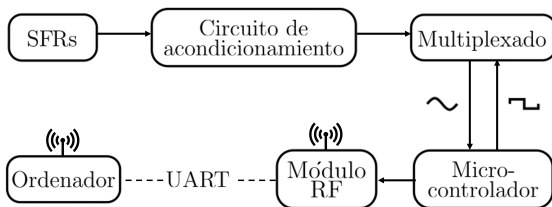


Figura 3: Instrumentación electrónica del sistema de medición de carga plantar.

2.3.1. Sensores de fuerza resistivos

Los SFRs se emplearon para la medición de la fuerza debido a su sencillo funcionamiento, la capacidad de formar una matriz de sensores, y su bajo costo (Wang *et al.*, 2019). Para el caso particular de este proyecto, se utilizó el sensor FSR04,

que cuenta con un rango de detección de 20 g a 5 kg, lo que corresponde a un rango de trabajo de 7.71 a 1991.46 kPa, con un área activa de 5,6 mm y 5 % de histéresis (OHMITE, 2020). De acuerdo con trabajos previos (Assucena *et al.*, 2005; Wang *et al.*, 2019), los sensores seleccionados satisfacen las características técnicas necesarias para la medición de carga plantar.

2.3.2. Circuito de acondicionamiento de señal

Siguiendo las recomendaciones dadas por Tekscan en su manual de caracterización para SFR (Tekscan, 2018), se propone el circuito de acondicionamiento mostrado en la Figura 4.

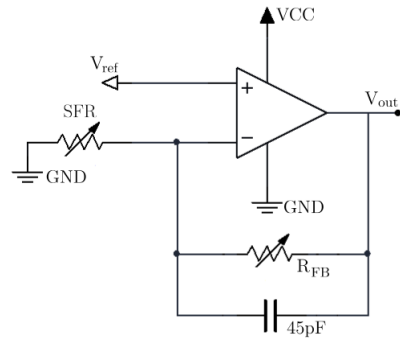


Figura 4: Esquema eléctrico del circuito de acondicionamiento de señal.

De acuerdo con (Tekscan, 2018), el circuito propuesto permite ajustar la sensibilidad de la medición del SFR mediante una resistencia de realimentación variable (R_{FB}). Además, el fabricante Tekscan en su reporte técnico de caracterización para SFR, refiere que el circuito seleccionado proporciona una excelente linealidad en la salida con respecto a la fuerza aplicada cuando se emplea una fuente de alimentación unipolar.

Una vez definido el circuito de acondicionamiento, se realizó un proceso de caracterización de los SFR que consiste en obtener una función que relaciona el voltaje a la salida del circuito de acondicionamiento y la presión ejercida sobre el área activa del SFR previamente posicionado sobre la plantilla. En el proceso de caracterización se utilizó un dinamómetro digital Mark-10 S5 con el que se ejerció una fuerza conocida sobre el área activa del SFR al mismo tiempo que se midió el voltaje a la salida del sensor de acondicionamiento. Es importante resaltar que la caracterización de cada sensor se realizó con los dispositivos incrustados en la base de TPU, y posteriormente sobre el calzado, por lo que el efecto de amortiguamiento del material, esta considerado en el proceso de caracterización y por tanto no afecta las mediciones obtenidas con el dispositivo.

Para el proceso de caracterización se registraron seis series de mediciones por sensor aplicando un rango fuerza desde los 100 hasta 750 kPa, con lo que se obtiene una resolución del sistema de 194 Pa. Es importante mencionar que de las seis series de mediciones se obtuvo en promedio una precisión del 95 % con cada uno de los SFR que integran el dispositivo. Con las mediciones obtenidas, se realizó un ajuste de curva para cada sensor, empleando un polinomio de tercer grado que satisface (1).

$$P_i = a_1 V_i^2 + a_2 V_i + a_3, \quad (1)$$

donde P_i es la carga plantar en el i -ésimo sensor dada en kPa, con $i = \{1, 2, 3, \dots, 24\}$, V_i es el valor de voltaje obtenido a la

salida del circuito de acondicionamiento leído por el ADC del microcontrolador en una escala de 0 a 1023 y la constante a_j con $j = \{1, 2, 3\}$ corresponde a los coeficientes del polinomio de ajuste de cada sensor.

En la Tabla 3 se reportan los coeficientes obtenidos para cada sensor. En este punto, es importante mencionar que para luego del ajuste del polinomio para cada sensor se obtuvo en promedio un coeficiente de correlación de 0.995, lo que valida el uso de los polinomios propuestos.

Tabla 3: Coeficientes del polinomio de ajuste.

SFR	a_1 ($\times 10^{-3}$)	a_2	a_3
H	1.4	-0.75	205.36
D2	2.6	-2.16	568.41
D3-5	1.9	-1.10	279.97
AL ₁	2.2	-1.52	394.14
AL ₂	2.3	-1.72	451.36
AL ₃	1.8	-1.18	316.18
AC ₁	2.4	-1.91	513.74
AC ₂	1.9	-1.31	347.85
AC ₃	2.0	-1.21	300.32
AM ₁	2.0	-1.33	343.71
AM ₂	2.0	-1.26	327.11
AM ₃	1.9	-1.29	347.06
ML ₁	1.5	-0.74	190.31
ML ₂	2.3	-1.58	388.29
ML ₃	1.6	-0.96	265.68
MM ₁	2.5	-1.84	470.26
MM ₂	2.1	-1.54	412.73
MM ₃	2.1	-1.46	382.35
TL ₁	1.5	-0.71	197.66
TL ₂	2.0	-1.26	328.06
TL ₃	1.7	-0.86	213.92
TM ₁	1.9	-1.22	308.65
TM ₂	2.2	-1.59	407.60
TM ₃	2.2	-1.49	378.54

2.3.3. Multiplexado

Considerando que el sistema propuesto incorpora 24 SFRs, se incluyó una etapa de multiplexado para reducir el número de convertidores analógico-digitales necesarios para medir las señales con el microcontrolador. Por lo tanto, se seleccionó el circuito integrado CD4051BE, que tiene ocho entradas y un canal de salida; utiliza tres entradas digitales para controlar la selección del canal de salida y tiene una frecuencia de cambio de 16,66 MHz (Texas Instruments Incorporated, 2017). Por tanto, se emplearon tres de estos circuitos integrados en el sistema multicanal para registrar las 24 señales de carga plantar.

2.3.4. Microcontrolador y módulo de radio-frecuencia

Se utilizó una placa Arduino® Nano para realizar la conversión analógica-digital, controlar los multiplexores y transmitir los datos por el puerto UART, ya que cuenta con 14 pines digitales y 8 pines analógicos. El sistema de comunicación se implementó utilizando dos módulos XBee® PRO S1 configurados en modo de operación transparente para enviar la información registrada a una computadora.

2.3.5. Circuito impreso del dispositivo

Una vez definidas las especificaciones de instrumentación y los diagramas eléctricos para el acondicionamiento, multiplexado y el sistema de transmisión se diseñó la placa de circuito impreso (PCB) Además, se diseñó la carcasa que contendrá la PCB.

Considerando las etapas de instrumentación electrónica descritas en las Secciones 2.3.1 a 2.3.4 se procedió a realizar el diseño de una placa de en circuito impreso o PCB por sus siglas en inglés (printed circuit board) con dimensiones de 8.5 cm x 12.4 cm. El circuito impreso diseñado, se realizó empleando el software de diseño Autodesk EAGLE, considerando el uso de componentes de agujeros pasantes y de montaje superficial para conservar la portabilidad del dispositivo. El diseño propuesto considera seis secciones en la PCB que son: A) Fuentes de alimentación, B) Conexión de los sensores, C) Circuito de acondicionamiento, D) Multiplexado, E) Microcontrolador y F) Módulo RF. En la Figura 5 se señalan las etapas que conforman la instrumentación de la PCB.

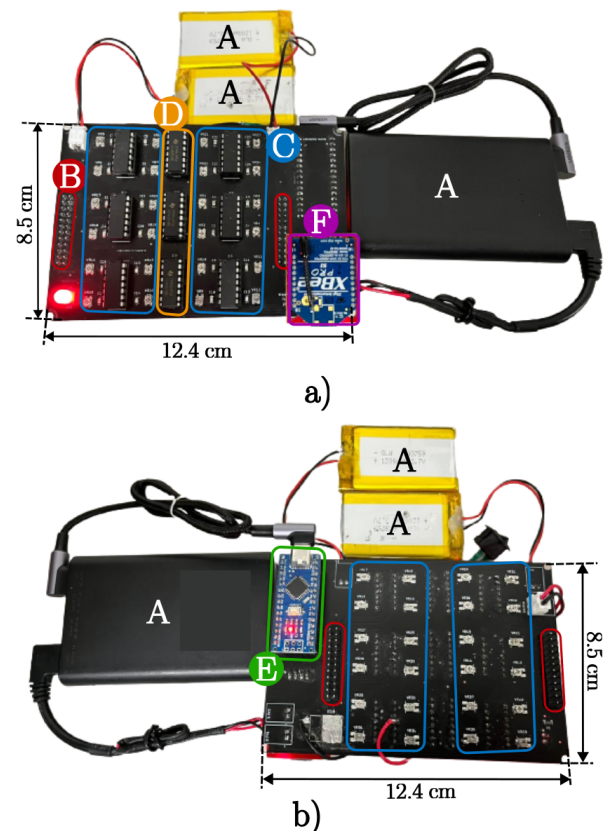


Figura 5: PCB del sistema portátil para el análisis de carga plantar. a) Vista superior. b) Vista inferior. A) Fuentes de alimentación. B) Conexión de los sensores. C) Circuito de acondicionamiento. D) Multiplexado. E) Microcontrolador. F) Módulo RF.

2.4. Procesamiento de las señales de carga plantar

El protocolo de comunicación empleado en el sistema considera un puerto UART donde la computadora solicita los datos. Con el objetivo de sincronizar el envío de datos entre el microcontrolador y la computadora externa se transmitió un carácter específico, en este caso el carácter '7', desde la computadora al microcontrolador.

Luego de que el microcontrolador recibe el carácter solicitado, intercambia la salida del multiplexor y realiza la conversión analógica-digital de tres canales. Posteriormente, una vez terminada la conversión, almacena los datos en variables y procede a sumar el valor digital de 1000 para estandarizar la longitud de la cadena a 4 caracteres. Una vez que se realizó el registro de los 24 SFRs, se envían las mediciones en formato hexadecimal para realizar el empaquetamiento de datos, como se muestra en el diagrama de la Figura 6. En este punto, es importante resaltar que la codificación en formato hexadecimal, se empleó con la finalidad de disminuir el número de caracteres enviados en cada trama, lo que permite aumentar la velocidad de transmisión.

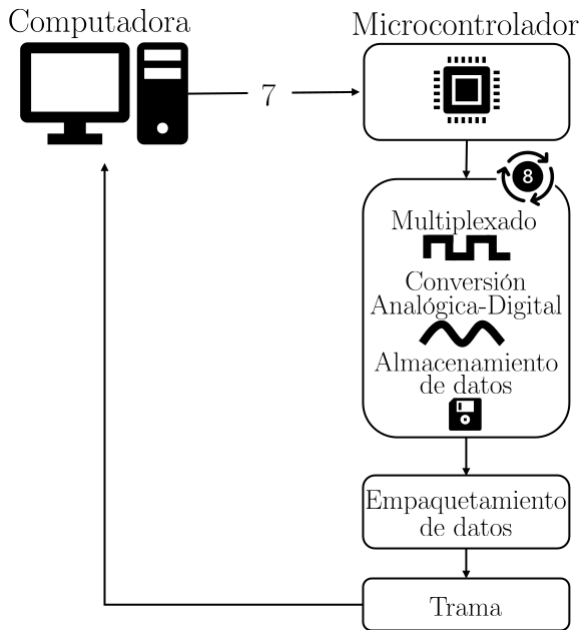


Figura 6: Transmisión de datos.

Una vez recibida la trama en la computadora, se almacena la información en un vector de 74 caracteres, para después dividirla en sub-vectores de tres caracteres. Posteriormente, se realiza la conversión numérica de hexadecimal a decimal (en una escala de 0 a 1023). Dicha escala, considera el valor digital obtenido directamente de la conversión analógica-digital.

A partir de las señales de carga plantar, los resultados son desplegados en una escala de color y en una gráfica con respecto al tiempo dentro de la IGU, que además permite iniciar la adquisición de las señales durante un tiempo establecido por el usuario y almacenar las señales de carga plantar en la computadora.

2.5. Interfaz de usuario

La IGU desarrollada se muestra en la Figura 7, donde el segmento marcado con la letra (A), permite seleccionar el puerto UART para establecer la comunicación con el módulo RF acoplado a la computadora. El segmento (B) permite de definir el tiempo de adquisición de señales, cuando se pulsa el botón *Inicio*, se configura el puerto seleccionado para establecer la comunicación UART, y se envía y recibe información. Además, el segmento (B) muestra un indicador visual tipo LED para identificar cuando el registro a finalizado.

Una vez transcurrido el tiempo de adquisición se despliegan los resultados en el segmento (C), que muestra la plantilla segmentada incluyendo la distribución de los sensores, así como una escala de colores que representa el rango de carga plantar. En el segmento (D) se muestran las gráficas de las señales de carga plantar en cada región con respecto al tiempo. Además, es posible seleccionar una región de interés para ser trazada en un gráfico individual. Seleccionando la región en el segmento (E) y haciendo clic en el botón *Graficar*, se abrirá una nueva ventana con el gráfico de la región seleccionada. Con los controles del segmento (F), es posible almacenar los datos de carga plantar y tiempo en un archivo con extensión *.xls* o borrar la información recibida con los botones *Guardar* y *Limpiar*, respectivamente.

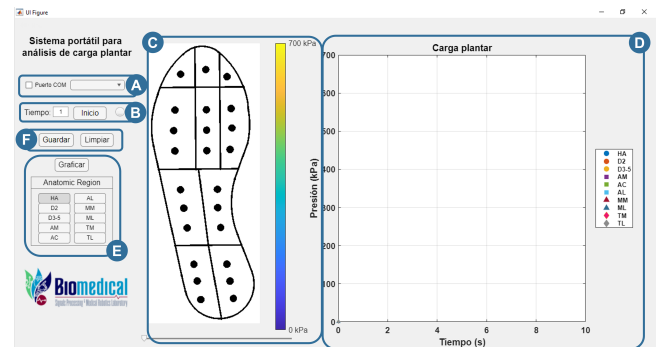


Figura 7: IGU del sistema para el análisis de la carga plantar.

2.6. Integración del sistema

Una vez finalizada la manufactura de la plantilla, y ensamblada la PCB que conforma la instrumentación electrónica se procedió a ejecutar la etapa de integración del sistema. En la Figura 8-a, se muestra la plantilla manufacturada colocada en el calzado, mientras que en la Figura 8-b se reporta el ensamblado de la PCB colocada en la carcasa plástica fabricada mediante impresión 3D. La carcasa diseñada permite colocar el dispositivo en la parte posterior del muslo, como se muestra en la Figura 8-c. Lo anterior facilita el uso del dispositivo además de garantizar que sea portátil, sin interferir con la secuencia de caminata del ciclo de marcha.



Figura 8: Hardware del sistema para análisis de carga plantar. a) Plantilla instrumentada. b) PCB y carcasa con dimensiones de 13.8 cm (L) × 9.9 cm (A) × 5.5 cm (H). c) Colocación del sistema.

3. Resultados experimentales y análisis de resultados

3.1. Participantes

El sistema portátil desarrollado para analizar la carga plantar se probó con un voluntario sano (sin patologías plantares diagnosticadas), colocando la plantilla dentro del calzado del pie izquierdo. Se registraron cuatro pruebas con una duración de 60 segundos, donde el participante ejecutó el ciclo de marcha sobre una caminadora a una velocidad constante de 5 km/h. Es importante mencionar, que previo al análisis, el participante firmó el consentimiento informado como parte de este proyecto de investigación. El protocolo del estudio fue revisado y aprobado por la *Secretaría de Investigación y Posgrado del IPN*, encargada de aprobar los protocolos de investigación de acuerdo a las normas éticas definidas en la declaración de Helsinki.

3.2. Análisis de resultados

A partir de las pruebas registradas, se calculo la carga plantar utilizando (2), considerando el promedio de la presión ejercida en los 24 SFRs.

$$Pp(t) = \frac{1}{24} \sum_{i=1}^{24} P_i(t), \quad (2)$$

donde $Pp(t)$ es la presión que se genera en la huella plantar por el contacto con el suelo dada en kPa , y $P_i(t)$ es la presión registrada en el i -ésimo SFR.

En la Figura 9, se observan los primeros cinco segundos de la carga plantar de cada prueba realizada, es posible observar que el comportamiento de las curvas es similar entre pruebas. Además, las curvas presentan un comportamiento similar al reportado por Alvarado-Rivera *et al.* (2022b), considerando una doble cresta en la señal correspondiente al contacto inicial del talón con el suelo y el despegue del pie. En la misma figura, también es posible identificar la fase de apoyo y balanceo del ciclo de la marcha, ya que los segmentos con amplitud nula en las curvas se debe a que el pie no está en contacto con el suelo, lo que corresponde a la fase de balanceo. Por el caso contrario, cuando el pie esta en contacto con el suelo durante el apoyo se genera una amplitud mayor a cero.

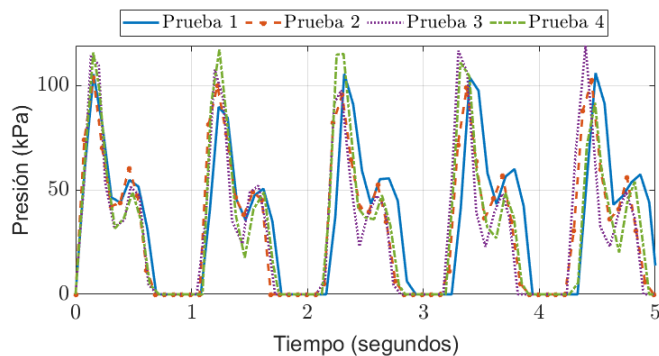


Figura 9: Presión plantar generada durante la marcha.

Para analizar la distribución de la presión plantar sobre las regiones de interés es necesario graficar la carga plantar ejercida en cada región anatómica. En la Figura 10, se observan las señales generadas durante los primeros cinco segundos de la

primera prueba. Es posible distinguir como en algunas regiones se genera mayor presión, como en el talón y mediopié. De igual manera, se observa como se genera mayor presión en la región ML en comparación con la región MM, debido a la elevación en el arco del pie.

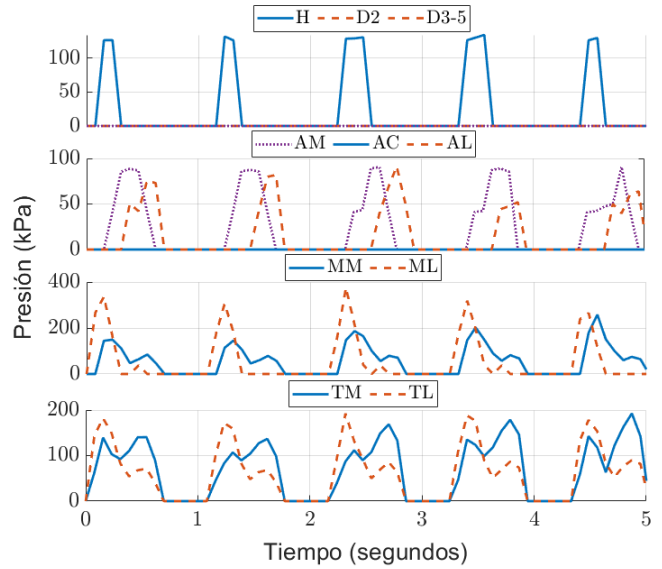


Figura 10: Carga plantar ejercida en cada región anatómica de interés.

Se observan regiones anatómicas de interés en las que la amplitud de la señal de carga plantar es nula, esto no se asocia a que no se ejerza presión sobre la región durante la fase de apoyo en la marcha, sino a que la presión ejercida no es suficiente para que el SFR la detecte; considerando que el rango de presión del sistema desarrollado es de 100 a 750 kPa , dado que es el rango en el cual el comportamiento de los sensores es similar.

Finalmente, como ultimo punto de los resultados experimentales, es importante mencionar, que el costo del sistema desarrollado, se estima al rededor de los 550 dolares, lo que representa el 3.5 % y 3.9 % del costo de los sistemas comerciales F-scan y Pedar, respectivamente.

4. Conclusiones

En este trabajo se desarrolló una plantilla instrumentada con 24 SFRs para analizar la carga plantar en personas con una longitud del pie de 240 a 260 mm. La plantilla fue manufacturada mediante impresión 3D empleando como materiales de fabricación el filamento TPU y el polímero Ecoflex 00-30™, materiales que demostraron no interferir con la ejecución del ciclo de marcha regular. Como parte de la instrumentación electrónica del dispositivo se ensambló una placa PCB que permitió el acondicionamiento y transmisión inalámbrica de 24 señales de presión, además de garantizar el ajuste de la sensibilidad del rango dinámico de cada sensor. La IGU desarrollada en el entorno de Matlab permitió procesar y almacenar los datos adquiridos durante el tiempo establecido por el usuario. El almacenamiento de los datos en la computadora permitió realizar un análisis posterior de cada señal adquirida, lo que representa una herramienta para generar una base de datos con potencial uso

en la implementación de algoritmos de clasificación o identificación de las fases del ciclo de la marcha.

Los resultados obtenidos con el sistema portátil desarrollado evidenciaron la factibilidad de realizar el análisis de la carga plantar con respecto a diez regiones anatómicas de interés sin limitar la movilidad del usuario, empleando elementos de bajo costo en comparación con sistemas comerciales logrando una reducción de precio mayor al 90 %, sin considerar gastos de producción. Como trabajo futuro del proyecto se contempla el uso de dos plantillas instrumentadas, además de una mejora en la IGU para realizar la adquisición de las señales de ambas plantillas simultáneamente. Finalmente, se propone la incorporación de un algoritmo clasificador de las fases del ciclo de la marcha.

Agradecimientos

Los autores agradecen al Intituto Politécnico Nacional por el apoyo brindado mediante las becas SIP20221151, SIP20231293, SIP20221150, SIP20231337. Mariana Alegria cuenta con el patrocinio de una beca mexicana del CO-NAHCyT, CVU: 1274683.

Referencias

- Abdul Razak, A. H., Zayegh, A., Begg, R. K., y Wahab, Y. (2012). Foot plantar pressure measurement system: A review. *Sensors*, 12(7):9884–9912.
- Alharthi, A. S., Yunas, S. U., y Ozanyan, K. B. (2019). Deep learning for monitoring of human gait: A review. *IEEE Sensors Journal*, 19(21):9575–9591.
- Alvarado-Rivera, D., Niño-Suárez, P. A., y Corona-Ramírez, L. G. (2022a). Semiactive knee orthotic using a mr damper and a smart insole to control the damping force sensing the plantar pressure. *Frontiers in Neurorobotics*, 16:64.
- Alvarado-Rivera, D., Niño-Suárez, P. A., y Corona-Ramírez, L. G. (2022b). Wearable system for measuring vertical ground reaction forces during the gait cycle. En *Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, pp. 468–476. Springer.
- Assucena, A. M., Silvestre, J. P., Ruiz, M. S., y de Moya, M. P. (2005). Plantillas instrumentadas. utilidad clínica. *Rehabilitación*, 39(6):324–330.
- Ávila, R., Prado, L., y González, E. (2007). Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana: México, cuba, colombia, chile. *Avila Chaurand, LR Prado León, EL González Muñoz. pdf (Segunda ed)*. Guadalajara, Jalisco: Universidad de Guadalajara.
- Chen, W., Xu, Y., Wang, J., y Zhang, J. (2016). Kinematic analysis of human gait based on wearable sensor system for gait rehabilitation. *Journal of Medical and Biological Engineering*, 36:843–856.
- Ciniglio, A., Guiotto, A., Spolaor, F., y Sawacha, Z. (2021). The design and simulation of a 16-sensors plantar pressure insole layout for different applications: From sports to clinics, a pilot study. *Sensors*, 21(4):1450.
- Ellis, S. J., Stoecklein, H., Yu, J. C., Syrkin, G., Hillstrom, H., y Deland, J. T. (2011). The accuracy of an automasking algorithm in plantar pressure measurements. *HSS Journal*, 7(1):57–63.
- Fukuchi, C. A., Fukuchi, R. K., y Duarte, M. (2019). Effects of walking speed on gait biomechanics in healthy participants: a systematic review and meta-analysis. *Systematic reviews*, 8(1):1–11.
- Gurney, J. K., Kersting, U. G., y Rosenbaum, D. (2008). Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population. *Gait & posture*, 27(4):706–709.
- Horsak, B., Dlapka, R., Iber, M., Gorgas, A.-M., Kiselka, A., Gradl, C., Siragy, T., y Doppler, J. (2016). SONIGait: a wireless instrumented insole device for real-time sonification of gait. *Journal on Multimodal User Interfaces*, 10:195–206.
- Negi, S., Sharma, S., y Sharma, N. (2021). Fsr and imu sensors-based human gait phase detection and its correlation with emg signal for different terrain walk. *Sensor Review*, 41(3):235–245.
- NinjaTek (2016). Cheetah™ 3D Printing Filament. Technical report.
- OHMITE (2020). FSR Series Force Sensing Resistor. Technical report.
- Paton, J., Jones, R. B., Stenhouse, E., y Bruce, G. (2007). The physical characteristics of materials used in the manufacture of orthoses for patients with diabetes. *Foot & ankle international*, 28(10):1057–1063.
- Pineda-Gutiérrez, J., Miró-Amarante, L., Hernández-Velázquez, M., Sivianes-Castillo, F., y Domínguez-Morales, M. (2019). Designing a wearable device for step analyzing. En *2019 IEEE 32nd International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS)*, pp. 259–262. IEEE.
- Ramírez-Bautista, J. A., Huerta-Ruelas, J. A., Chaparro-Cárdenas, S. L., y Hernández-Zavala, A. (2017). A review in detection and monitoring gait disorders using in-shoe plantar measurement systems. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 10:299–309.
- Sánchez, M. R. (2004). *PODOLOGÍA. Los desequilibrios del pie (Color)*. Editorial Paidotribo.
- SMOOTH-ON (2021). Ecoflex™ 00-30 Product Information — Smooth-On, Inc. Technical report.
- Strelchenya, K., Chertenko, L., y Garkavenko, S. (2016). Research of parameters of formation of a trace of a block. *Technology and design*, (2).
- Tekscan (2018). The F-Scan In-shoe system. Technical report.
- Texas Instruments Incorporated (2017). CD405xB CMOS Single 8-Channel Analog Multiplexer/Demultiplexer with Logic-Level Conversion. Technical report.
- Wafai, L., Zayegh, A., Woulfe, J., Aziz, S. M., y Begg, R. (2015). Identification of foot pathologies based on plantar pressure asymmetry. *Sensors*, 15(8):20392–20408.
- Wang, L., Jones, D., Chapman, G. J., Siddle, H. J., Russell, D. A., Alazmani, A., y Culmer, P. (2019). A review of wearable sensor systems to monitor plantar loading in the assessment of diabetic foot ulcers. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 67(7):1989–2004.