

Diseño de un dispositivo electrónico portable y de bajo costo para la estimación de las fuerzas de reacción que se generan durante la marcha a partir del contacto entre los pies y el suelo₁

Design of a low-cost, portable electronic device for the estimation of reaction forces generated during walking from foot-ground contact.

Nelson Eduardo Guevara Muñoz²
Yamir Hernando Bolaños Muñoz³
Pablo Eduardo Caicedo Rodríguez⁴
Wilson Alexander Sierra Arévalo⁵
Luis Eduardo Rodríguez Cheu⁶

Cómo citar:

Muñoz, N., Bolaños, Y., Caicedo, P., Sierra, S., & Rodríguez, L. (2024). Diseño de un dispositivo electrónico portable y de bajo costo para la estimación de las fuerzas de reacción que se generan durante la marcha a partir del contacto entre los pies y el suelo. *Vía Innova*, 11 (1), 73-104. <https://doi.org/10.23850/2422068X.5870>

¹ Análisis de la correlación entre los exponentes de Lyapunov y el margen de estabilidad definido por el centro de presión plantar (CoP).

² Ingeniero en electrónica y maestrante en Automática. Filiación institucional: Grupo de Investigación en Automática, Universidad del Cauca, nelsongm@unicauca.edu.co

³ Magister en Automática. Filiación institucional: Facultad de Ingeniería Electrónica, Corporación Universitaria Autónoma del Cauca, yamir.bolanos.m@uniautonomia.edu.co

⁴ Doctor en Ciencias de la Electrónica. Filiación institucional: Facultad de Ingeniería Electrónica, Corporación Universitaria Autónoma de Cauca, pablo.caicedo.r@uniautonomia.edu.co

⁵ Ingeniero electrónico, Filiación institucional: Ingeniería Biomédica, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, wilson.sierra@escuelaing.edu.co

⁶ Doctor en Ingeniería Biomédica. Filiación institucional: Decano programa de Ingeniería Biomédica, Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito, luis.rodriguez@escuelaing.edu.co.

RESUMEN

Este artículo presenta un sistema electrónico de bajo costo diseñado para estimar las fuerzas de reacción del suelo (GRF). El sistema consta de un nodo maestro y dos nodos esclavos. El nodo maestro envía instrucciones a sus nodos esclavos, y cada nodo esclavo consta de dos placas electrónicas que muestrean y almacenan datos de dos plantillas de fuerza. Estas plantillas están equipadas con 14 sensores piezo-resistivos *FlexiForce A301* (FSR). Para capturar los movimientos, los nodos esclavos se fijan a los pies de cada participante. Posteriormente, la orden "Inicio" se transmite a través del nodo maestro, que está conectado al puerto USB de un ordenador personal (PC). Una vez finalizada la sesión de marcha, la información recolectada por los nodos esclavos puede descargarse accediendo al *Access Point* generado por estos dispositivos mediante conexión Wi-Fi. El sistema propuesto para la estimación de las GRF fue validado utilizando plataformas de fuerza (*BTS Bioengineering P6000, Italy*), dando un error igual al 15.04 %.

74

Palabras clave: Fuerzas de reacción del suelo, plantillas de fuerza, sensores piezo-resistivos, ESP32, bajo costo.

ABSTRACT

This paper presents a low-cost electronic system designed to estimate ground reaction forces (GRF). The system consists of one master node and two slave nodes. The master node sends instructions to the slave nodes, and each slave node comprises two electronic boards that sample and store data from two force insoles. These insoles are equipped with 14 piezo-resistive *FlexiForce A301* sensors (FSR). To begin capturing movements, the slave nodes are affixed to the feet of each participant. Subsequently, the start command is transmitted through the master node, which is connected to the USB port of a personal computer (PC). Once the walking session is completed, the information obtained by the slave nodes can be downloaded by accessing the *Access Point* generated by these devices through Wi-Fi communication. The proposed system for GRF estimation was validated using force platforms (*BTS Bioengineering P6000, Italy*), giving an error equal to 15.04%.

75

Keywords: Ground reaction forces, force insoles, force sensing resistors, ESP32, Low-Cost.

1. INTRODUCCIÓN

El estudio de la marcha humana es de gran relevancia tanto en medicina (Kumada et al, 2020) como en ingeniería (Burkhart et al, 2020), ya que se trata de una capacidad esencial para realizar actividades cotidianas. Sin embargo, esta habilidad tiende a deteriorarse con el envejecimiento (Whitney et al, 1998). Este problema ha motivado el desarrollo de sistemas de captura de movimiento, como los sistemas ópticos, inerciales y las plataformas de fuerza, que generan datos de entrada para el análisis cuantitativo, proporcionando medidas de tendencia central y de dispersión de variables de la marcha, como la longitud y el ancho de los pasos, la velocidad de la marcha, la amplitud de movimiento de las articulaciones y las fuerzas de reacción del suelo (GRF). En particular, las GRF se miden con frecuencia debido a que ayudan a detectar alteraciones en el sistema musculoesquelético. Su importancia radica en la capacidad de identificar enfermedades neurodegenerativas, evaluar la eficacia de los gestos deportivos, analizar los factores osteomusculares implicados en las lesiones de las extremidades inferiores y estimar el riesgo de caída. Las GRF pueden ser estimadas usando tanto plataformas de fuerza como plantillas para calzado (Guo et al, 2021; Choi et al, 2018; Seiberl et al, 2018; Leal-Junior et al, 2018; Zarzar, 2014). Las plataformas de fuerza están diseñadas para uso en interiores y limitan el experimento de captura del movimiento a unos pocos pasos. Por el contrario, las plantillas de fuerza pueden utilizarse en exteriores sin limitaciones en cuanto al número de pasos. Ambos tipos de dispositivos son costosos, aproximadamente \$20.000 USD y a menudo sólo proporcionan valores promedio de los parámetros estimados, lo que puede suponer una desventaja en términos de rentabilidad y análisis de datos.

Este artículo se centra en el desarrollo de unas plantillas de fuerza que se planea emplear en futuros estudios para la evaluación del riesgo de caída utilizando el centro de presión plantar (CoP), el cual se estima a partir de las GRF. El objetivo principal de este estudio radica en que, en la actualidad, la evaluación del riesgo de caída se basa en pruebas subjetivas como: *Performance Oriented Mobility Assessment (POMA)* (Paz et al, 1994; Omaña et al, 2021; Caicedo et al, 2021), *Timed and Go (TUG)* (Sebastião et al, 2016; Langeard et al, 2021), y *Berg Balance Scale (BBS)* (Schelenstedt et al., 2015; O'Brien et al, 2019) cuyos resultados dependen de la pericia de la persona que realiza la prueba, no obstante, mediante el CoP, un concepto consolidado y validado en la comunidad de robots bípedos (Vukobratovic et al, 2004; Park et al., 2022; Ciniglio et al, 2021), se aspira a proponer una evaluación objetiva del riesgo de caída.

A lo largo de la última década, se han propuesto diversas plantillas medidoras de fuerza que se instalan dentro del calzado del caminante. En el estudio de Ciniglio et. al (2021), los autores proponen simular unas plantillas de fuerza con 16 sensores piezo-resistivos utilizando los datos de 39 adultos sanos, información recolectada mediante un sistema comercial Pedar-X (Munich, Germany), que consta de una matriz de 99 sensores. Los 16 puntos de contacto se establecieron a partir de las áreas que experimentaban una mayor presión durante las fases de marcha con el sistema Pedar-X. Con el fin de mejorar el conjunto de datos, el sistema Pedar-X se sincronizó con un sistema estereofotogramétrico (seis cámaras, 60 Hz) y una plataforma de fuerza (Bertec FP2060, 960 Hz). En Choi et al. (2018), los autores presentan el diseño de una red neuronal para estimar las GRF y el CoP en una plantilla equipada con seis sensores piezo-resistivos. El prototipo fue validado mediante una plataforma de fuerza (F-Scan, TEKSCAN Inc, USA) y se contó con la participación de ocho adultos sanos. Los autores concluyeron que es factible estimar con precisión y exactitud las GRF y el CoP con dispositivos de bajo costo. Sin embargo, a diferencia de Oubre et al. (2021), Choi et al. (2018); y Guo et al. (2021), los autores no reportaron cómo replicar el dispositivo que habían desarrollado. En este sentido, el sistema electrónico propuesto en este artículo para la estimación de las GRF es replicable, portable, de bajo costo y de bajo consumo energético. El prototipo descrito consta de dos partes principales: una de ellas son las plantillas equipadas con 14 sensores piezo-resistivos (FlexiForce A301, TEKSCAN Inc, USA), las cuales miden las fuerzas de reacción entre en el pie y el suelo durante la marcha en personas con un peso comprendido entre 60 y 80 kilogramos. La otra parte, corresponde a una aplicación de escritorio diseñada para procesar las fuerzas medidas por las plantillas.

77

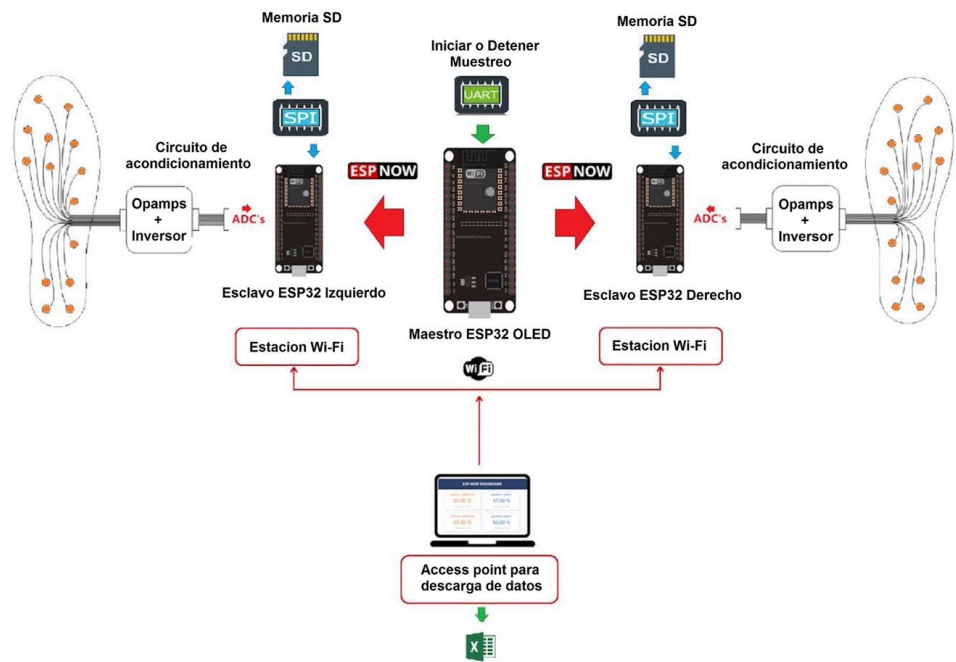
2. METODOLOGÍA

2.1 Descripción hardware

El sistema propuesto para medir las fuerzas de reacción del suelo que se muestra en la Figura 1, consta de los siguientes elementos: i) Un nodo maestro (Maestro ESP32 OLED) que recibe instrucciones desde un ordenador mediante un puerto USB, y posteriormente reenvía estos valores a sus nodos esclavos a través del protocolo de comunicación inalámbrico ESP-NOW; ii) Dos nodos esclavos (Esclavo ESP32 Izquierdo y Esclavo ESP32 Derecho) que actúan como *Access Point*, y que son responsables del muestreo, acondicionamiento y almacenamiento de datos a una frecuencia de 50 Hz. Esto se logra mediante el uso del multiplexor análogo - digital 74HC4067, amplificadores

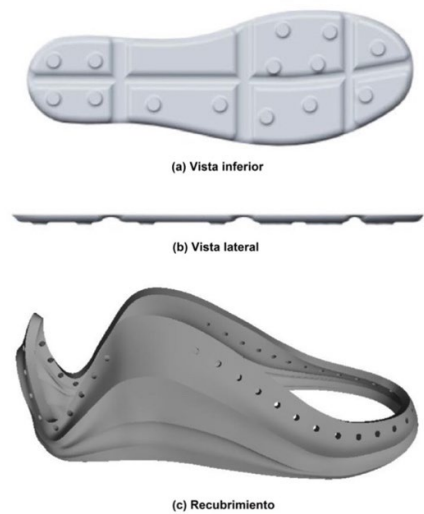
operacionales MCP6004 y memorias *flash* removibles (SD); iii) Dos plantillas equipadas con 14 sensores FlexiForce A301, como se muestra en las Figuras 2 y 3.

Figura 2. Sensor FlexiForce A301.



Fuente: Elaboración propia.

Figura 3. Diseño 3D de la plantilla y su recubrimiento.

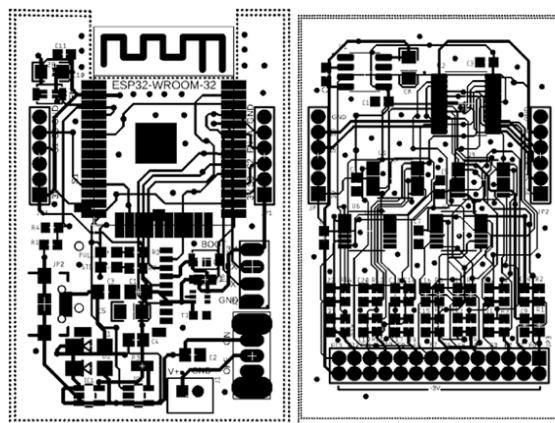


Fuente: Elaboración propia.

2.2 Diseño electrónico

Durante la fase de implementación de cada nodo esclavo, se creó un diagrama esquemático de interconexión compuesto de dos etapas. El primero corresponde al circuito de control y el segundo al circuito de acondicionamiento de señales, los cuales se encuentran disponibles en la carpeta (*Board Production Files*) del repositorio <http://doi.org/10.17632/dytcstytcxw.1>. Para el diseño de los circuitos impresos (PCB) se utilizó el software *Eagle* versión 9.6.2, dando como resultado dos placas de tamaño reducido (32 x 50 mm) que se presentan en la Figura 6.

Figura 6. Tarjeta de control (izquierda) y tarjeta de acondicionamiento (derecha).



Fuente: Elaboración propia.

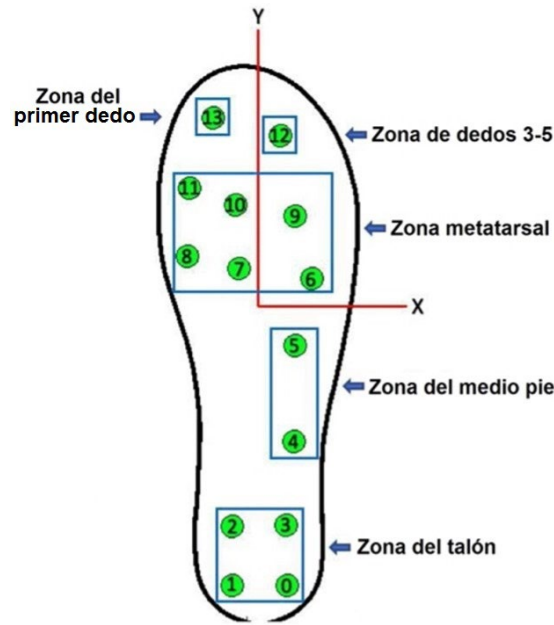
2.3 Diseño de plantillas de fuerza

La ubicación de los sensores es un factor importante para estimar con precisión las GRF. Por lo tanto, los 14 sensores FSR se fijaron de acuerdo con la forma anatómica del pie y a sus áreas prominentes, las cuales experimentan mayor presión que las menos prominentes (Zarzar, 2014). La distribución de los sensores se realizó de la siguiente manera: cuatro sensores para la zona del talón, dos sensores para la zona media del pie, seis sensores para la zona del metatarso, un sensor para el primer dedo del pie y, por último, un sensor para la zona de los dedos tres a cinco del pie, como se muestra en la Figura 7.

El modelo 3D de las plantillas y la distribución de los sensores adaptados en las figuras 3 y 7, se tomó de Zarzar (2014), sin embargo, debido a la falta de contacto directo con el suelo, la fuerza medida resultó ser demasiado baja al insertar las plantillas con los sensores en los zapatos del usuario, esto puede deberse a los materiales flexibles del calzado, lo que permite deflexiones y

zonas anguladas del sensor. Para resolver este problema, se diseñaron y se fabricaron dos recubrimientos (Figura 3) que se adhieren a cada plantilla y deben ser utilizados por todos los participantes. Este enfoque garantiza que la fuerza medida se concentre exclusivamente en los 14 puntos de contacto (FSR). Los criterios de fabricación de las plantillas fueron los siguientes: i) Permitir la flexión del pie sin alterar el patrón de marcha; ii) Ser cómodas, ligeras y delgadas; iii) Transmitir las fuerzas de manera afectiva a través de las zonas sensibles de la plantilla (taches); iv) Soportar las condiciones de humedad y de temperatura dentro del zapato, en el rango de 20 a 45 grados Celsius. La Tabla 1 muestra el sistema de coordenadas de cada sensor FSR en la plantilla.

Figura 7. Distribución de sensores en el pie.



Fuente: Elaboración propia.

Tabla 1. Sistema de coordenadas en la plantilla.

Sensor	X (mm)	Y (mm)
0	12.50	-128.48
1	-12.50	-128.48
2	12.50	-100.49
3	-12.50	-100.49
4	16.44	-61.13
5	16.80	-16.62
6	25.03	14.67
7	-8.41	19.48
8	-32.95	25.50
9	16.98	43.74
10	-10.36	49.02
11	-31.65	57.24
12	10.56	81.05
13	-20.74	89.47

Fuente: Elaboración propia.

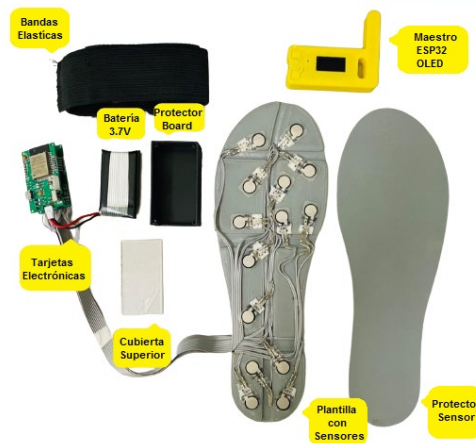
2.4 Integración Hardware y Software

Un servicio especializado en el diseño y fabricación de sistemas electrónicos llevó a cabo la producción de dos PCB de control y dos PCB de acondicionamiento de señales. Empresas como, PCBWay o JLCPVB, emplean los archivos *Bill of Materials* (BOM) y *Gerber* para realizar esta tarea. La documentación necesaria para replicar el prototipo electrónico se encuentra disponible en el repositorio de acceso público: <http://doi.org/10.17632/dytcstytxw.1>

En la Figura 8 se muestra un nodo esclavo ensamblado, el cual está listo para adherirse a su recubrimiento y someterse a pruebas en el laboratorio. A continuación, se describe cuál fue el procedimiento de integración:

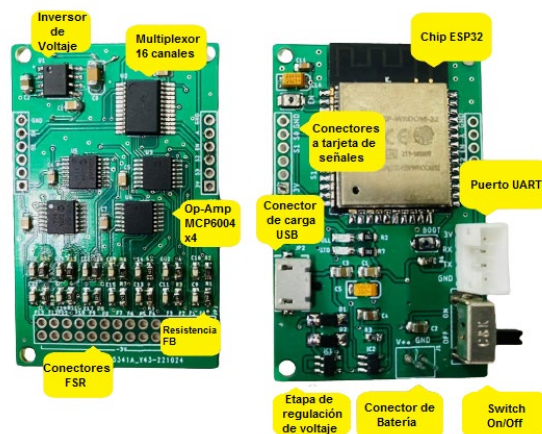
- El primer paso consistió en fijar cada componente electrónico en las placas de control y de acondicionamiento (Figura 9). Esta tarea se realiza manualmente o mediante el uso de hornos de soldadura SMD.

Figura 8. Nodo esclavo ensamblado sin recubrimiento.



Fuente: Elaboración propia.

Figura 9. Tarjetas electrónicas de control y acondicionamiento de señales ensambladas.



Fuente: Elaboración propia.

- El siguiente paso consistió en fabricar las plantillas y sus recubrimientos usando una impresora 3D (Figura 3). Para lograr el nivel deseado de flexibilidad y durabilidad, se recomienda emplear un filamento de Poliuretano Termoplástico (TPU) con una dureza de A90 y un porcentaje de relleno superior al 90 %. Estas especificaciones son comúnmente

utilizadas en la fabricación de suelas para calzado. Los archivos STL necesarios para realizar esta tarea, se encuentran en la carpeta (*3D Insole Design*) del repositorio anteriormente indicado.

- Después de imprimir las plantillas y sus recubrimientos, se centraron y se fijaron 14 sensores *FlexiForce* A301 por plantilla, utilizando pegamento flexible, como se muestra en la Figura 10.
- A continuación, utilizando cable ribbon de 60 cm con 28 hilos y soldadura de estaño, se conectó cada sensor FSR soldando un pin a $-3.3V$ y otro pin a su respectivo conector (FSR0 hasta FSR13) en la placa de acondicionamiento de señales, como se muestra en las Figuras 11 y 12. El orden de conexión de los sensores se encuentra descrito en la Figura 7.

Figura 10. Fijación de sensores.



Fuente: Elaboración propia.

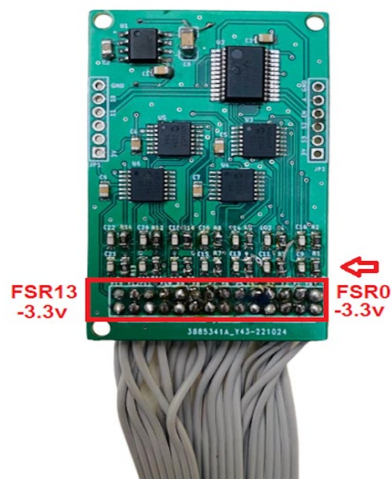
Figura 11. Conexión de sensores.



Fuente: Elaboración propia.

84

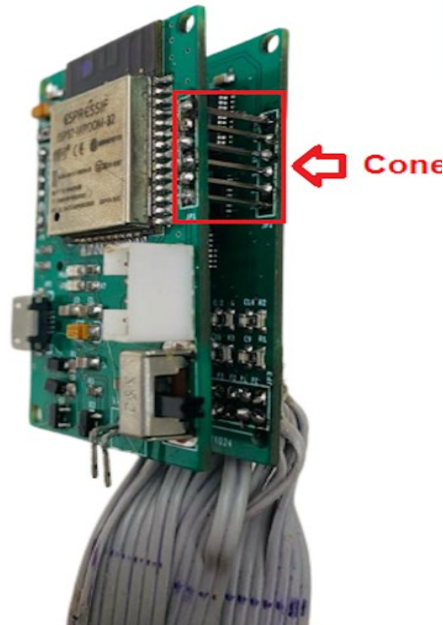
Figura 12. Etiquetas para la conexión de sensores FSR.



Fuente: Elaboración propia.

- Después de conectar correctamente cada sensor, las placas de control y de acondicionamiento de señales se sueldan entre sí utilizando conectores (pin header 2.54 mm), fijando una placa encima de la otra, como se observa en la Figura 13.

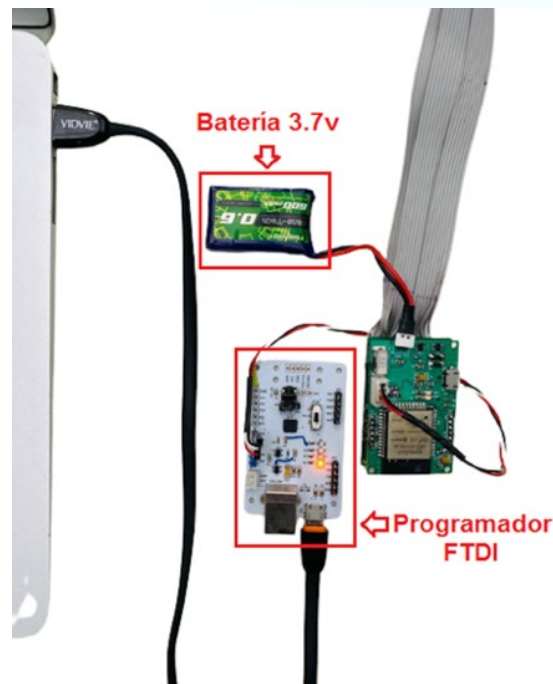
Figura 13. Conexión entre placas.



Fuente: Elaboración propia.

- Los siguientes pasos consistieron en conectar la batería de 3.7V, encender la placa de control utilizando el interruptor ubicado en el lado derecho (Figura 24) y, finalmente cargar los *firmwares* en los nodos esclavos (*ESP32 Right Slave Firmware*, *ESP32 Left Slave Firmware*) y en el nodo master (*OLED ESP32 Master Firmware*), respectivamente. Para esta tarea, fue necesario conectar cada nodo al puerto USB del computador utilizando un programador FTDI y la aplicación de código abierto Arduino IDE, como se muestra en la Figura 14.

Figura 14. Programación de placas.



Fuente: Elaboración propia.

86

- Después de cargar los *firmwares* desarrollados en las placas, se utilizó una impresora 3D y una cortadora láser para fabricar las carcasas y cubiertas superiores para el nodo maestro y los nodos esclavos. Estas carcasas permiten sujetar cada nodo esclavo al tobillo del participante mediante bandas elásticas (Figuras 8 y 22). Los archivos necesarios para realizar esta tarea se encuentran en la carpeta (*Part For Enclosure CAD Files*) del repositorio anteriormente indicado.
- Finalmente, se fijaron las plantillas a sus recubrimientos utilizando pegante flexible, como se muestra en la Figura 15.

Figura 15. Unión entre plantilla y recubrimiento.



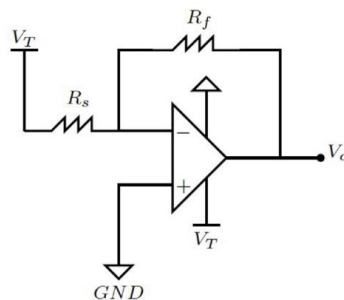
Fuente: Elaboración propia.

2.5 Calibración de sensores FSR

Los FSR fueron muestreados a través de un circuito que convertía los cambios de resistencia en cambios de tensión. Un divisor de tensión fue una alternativa viable; sin embargo, el cambio en la resistencia del FSR con respecto a la fuerza aplicada no es lineal, mientras que el cambio en la conductancia, la propiedad inversa es aproximadamente lineal según el fabricante (Takscan, 2020). Por lo tanto, se optó por emplear un amplificador operacional (MCP6004) en configuración inversora, esto permitió mapear los cambios en la conductancia a cambios de voltaje (0 a 3.3V) y, finalmente, relacionar esta última variable con la fuerza aplicada. El circuito implementado para cada FSR se muestra en la Figura 16.

87

Figura 16. Circuito recomendado para sensores FlexiForce. El amplificador operacional es un MCP6004 de Microchip®.



Fuente: Takscan, 2020.

En estado estacionario, la tensión de salida se describe mediante la Ecuación 1:

$$V_o = -V_t \frac{R_f}{R_s} \quad (1)$$

Donde V_t representa la tensión de alimentación, R_s corresponde a la resistencia del FSR, la cual varía en función de la fuerza aplicada y R_f es la resistencia de referencia. Si se considera que un participante pesa 75 kg (750 N) y el peso corporal se distribuye entre un máximo de cinco sensores en cada fase de la marcha, entonces cada sensor tendría que soportar hasta 15 kg (150 N). Este valor se sitúa por debajo del rango estándar de los sensores *FlexiForce*, capaces de medir hasta 440 N. El valor de R_f se ajustó para que la tensión de salida se mantuviera alrededor de -3.3V. De este modo, se evita saturación y se utiliza todo el rango de tensión, tal y como lo indica el fabricante (Takscan, 2020). El valor de resistencia resultante de R_f fue de 50 k. Además, la tensión de excitación (-3.3V) se obtiene a través del circuito integrado LMC7660 presente en la tarjeta de acondicionamiento de señales. Como resultado, la corriente que fluye a través del sensor FSR a plana carga (cuando $R_f = R_s$) está representada por la Ecuación 2, cuyo valor está muy por debajo de la corriente máxima recomendada por el fabricante de 2.5 mA (Takscan, 2020).

88

$$I = \frac{3.3v}{50 \text{ k}\Omega} = 0.006 \text{ mA} \quad (2)$$

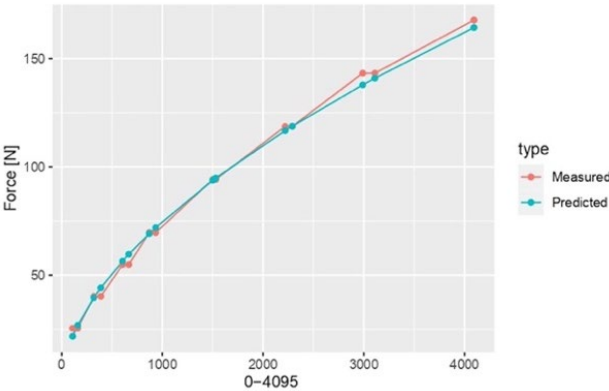
Se aplicaron regresiones lineales y exponenciales a cada sensor; posteriormente se compararon mediante una prueba *T-Student* emparejada para determinar cuál de los dos modelos generaba un error cuadrático medio (RMSE) más bajo. El intervalo de confianza del 95% para la diferencia entre los valores medios del RMSE de los modelos lineal y exponencial fue [0.47, 3.84] Newton, el cual se encuentra en el semieje positivo de la recta real, lo que indica que el modelo lineal en promedio presenta un mayor RMSE que el modelo exponencial ($p\text{-value} = 0.0159$) (Figura 21). Los datos para las regresiones se obtuvieron aplicando ocho pesos de valor conocido a cada sensor (0, 2.50, 3.90, 7.20, 12.1, 16.0, 17.7, 19.9 kg). La regresión exponencial se describe mediante la Ecuación 3.

$$F = a (ADC)^b \quad (3)$$

Donde ADC es el valor numérico entregado por el convertidor análogo-digital (0-4095), y a y b son valores determinados mediante regresión lineal logarítmica (Tabla 2). El modelo exponencial tiene la ventaja de garantizar una fuerza nula cuando el ADC es cero.

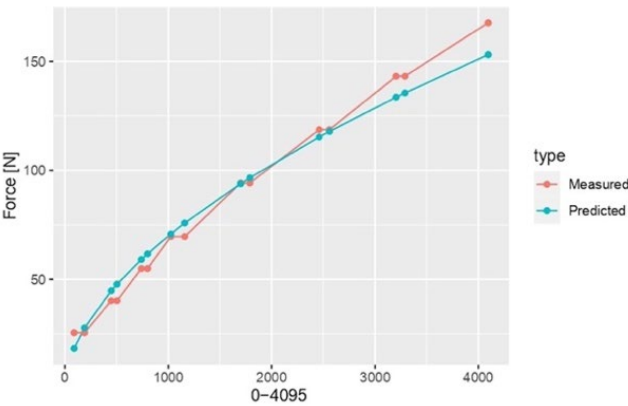
Por el contrario, el modelo lineal ($F = m ADC + c$) entrega una fuerza no nula cuando el pie no está en contacto con el suelo debido a la suma de los interceptos c de cada sensor. Las Figuras 17, 18, 19 y 20 presentan los sensores con mejor y peor ajuste, mientras que la Figura 21 muestra el diagrama de cajas para los valores RMSE de los modelos exponencial y lineal.

Figura 17. Regresión exponencial FSR1.



Fuente: Elaboración propia.

Figura 18. Regresión exponencial FSR4.



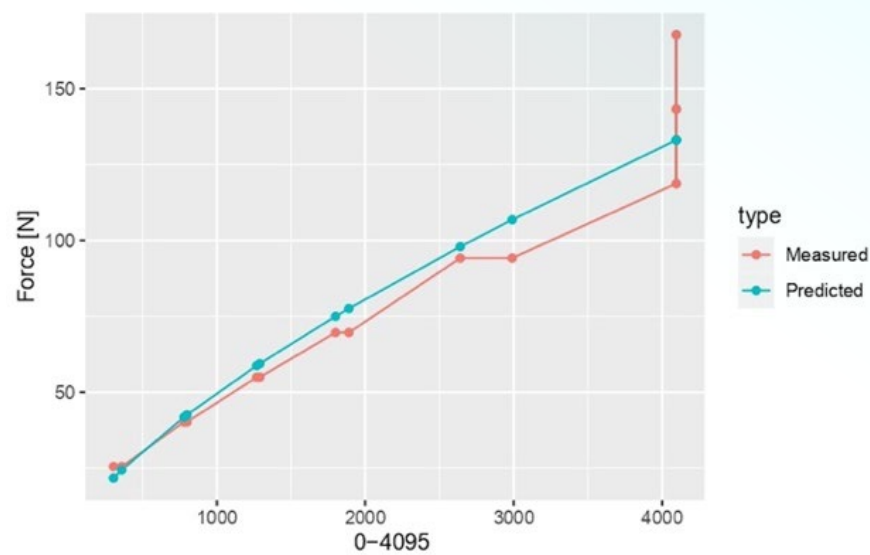
Fuente: Elaboración propia.

Tabla 2. *Valores determinados mediante regresión exponencial para cada sensor FSR.*

	Plantilla derecha			Plantilla izquierda		
Sensor	a	b	RMSE	a	b	RMSE
0	1.58	0.56	2.80	1.57	0.55	2.83
1	0.49	0.68	9.61	0.45	0.63	9.65
2	0.80	0.62	10.9	0.87	0.67	10.6
3	0.91	0.62	3.12	0.93	0.69	3.12
4	0.40	0.70	14.47	0.47	0.76	14.57
5	0.48	0.67	14.66	0.48	0.62	14.86
6	3.67	0.45	10.01	3.62	0.45	10.45
7	2.37	0.51	6.52	2.39	0.57	6.76
8	1.69	0.54	7.41	1.65	0.58	7.56
9	0.64	0.66	5.02	0.63	0.67	5.67
10	1.21	0.58	8.86	1.27	0.55	8.98
11	2.51	0.50	6.93	2.59	0.54	6.65
12	2.25	0.51	6.34	2.25	0.56	6.46
13	0.87	0.52	5.20	0.88	0.58	5.45

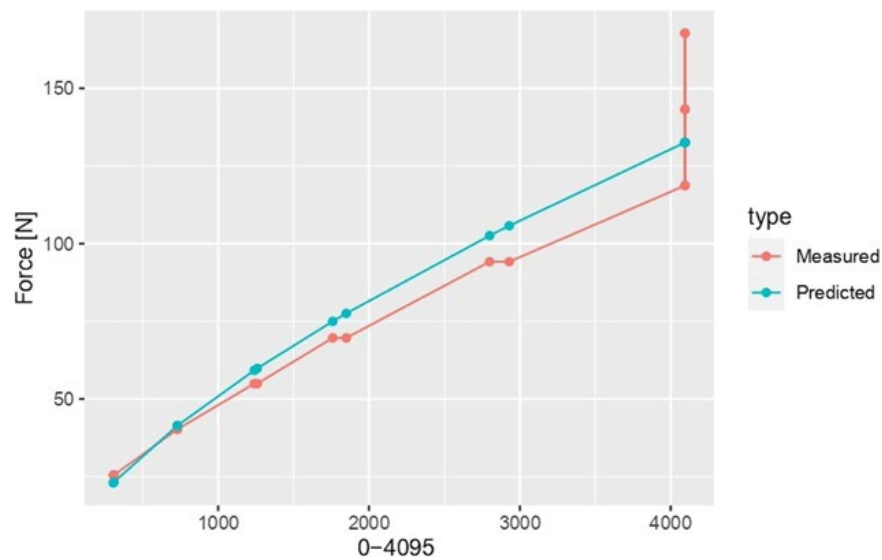
Fuente: Elaboración propia.

Figura 19. Regresión exponencial FSR5.



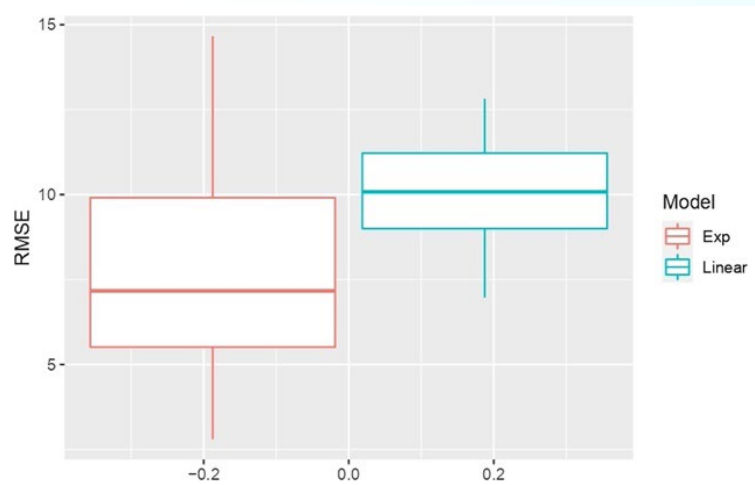
Fuente: Elaboración propia.

Figura 20. Regresión exponencial FSR6.



Fuente: Elaboración propia.

Figura 21. Modelos exponencial y lineal.



Fuente: Elaboración propia.

2.6 Instrucciones de operación

Después de configurar el prototipo desarrollado y fijarlo en los pies del participante mediante bandas elásticas (Figura 22 y 23), las mediciones se obtienen siguiendo el procedimiento descrito a continuación:

92

Figura 22. Prototipo desarrollado, vista lateral.



Fuente: Elaboración propia.

Figura 23. Prototipo desarrollado, vista frontal.



Fuente: Elaboración propia.

Encienda los nodos esclavos ESP32 Izquierdo y ESP32 Derecho cambiando la posición del interruptor de cada nodo hasta que se encienda un diodo LED, como se muestra en la Figura 24.

93

Figura 24. Encender nodo esclavo.



Fuente: Elaboración propia.

- Conecte el nodo maestro ESP32 OLED al ordenador a través del puerto USB (Figura 25) y abra la aplicación de escritorio Arduino IDE. Los parámetros de comunicación serie por defecto son *Baud Rate: 115.200 bps; Parity: none; Number of bits per character: 8 bits*

Figura 25. Conectar nodo maestro a PC.

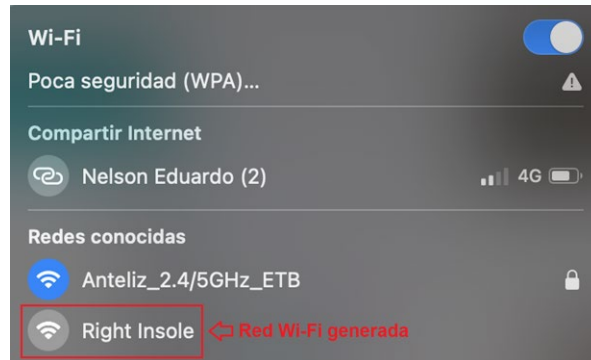


Fuente: Elaboración propia.

- Para iniciar la captura de movimiento, la persona que supervisa la prueba envía el comando “S” a través de Arduino IDE, que se comunica con el nodo maestro mediante el puerto serie. Si el comando es enviado correctamente, aparecerá el siguiente mensaje en la terminal serie del nodo maestro: *“Sent with success”*.
- Una vez iniciada la captura de datos, el participante debe empezar a caminar a un ritmo cómodo y recorrer una distancia de 10 metros en línea recta. Seguidamente, el participante debe darse la vuelta y volver al punto de partida. Es importante mantener un paso natural y evitar alterar la forma habitual de caminar (Figuras 22 y 23).
- Cuando la persona que supervisa la prueba desea finalizarla, envía el comando “T” a través de Arduino IDE. Posteriormente, los nodos esclavos actúan automáticamente como *Access Point*, generando las redes Wi-Fi *Right Insole* y *Left Insole*.

- Para la descarga de datos, el usuario debe conectarse individualmente a cada red Wi-Fi (*Right Insole* o *Left Insole*), como se muestra en la Figura 26. Para este procedimiento, no se requiere contraseña.

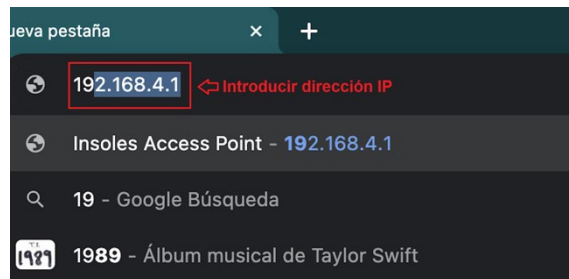
Figura 26. Red Wi-Fi generada.



Fuente: Elaboración propia.

- Una vez conectado a la red Wi-Fi deseada, el usuario debe introducir la dirección IP 192.168.4.1 en un navegador web (Figura 27). Esto desplegará la aplicación web que se muestra en la Figura 28.

Figura 27. Introducir dirección IP.

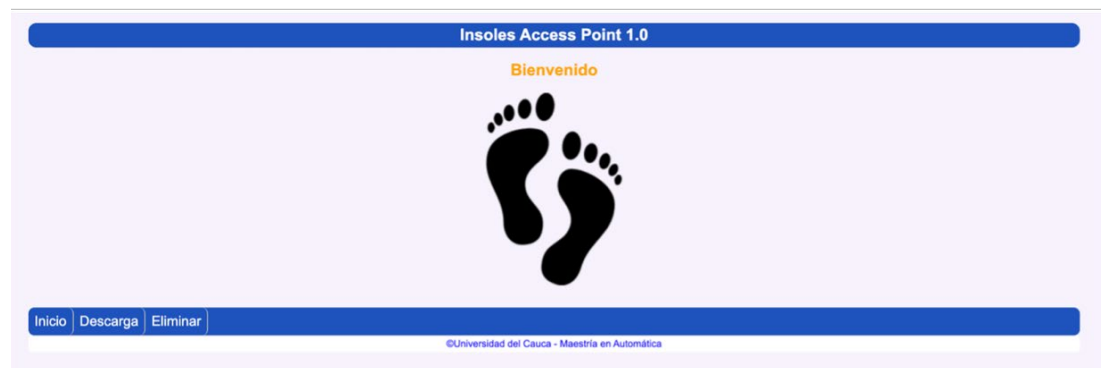


Fuente: Elaboración propia.

- A continuación, el usuario debe seleccionar la pestaña *Descarga* de la aplicación web (Figura 29). Esto listará los archivos (CSV) almacenados en la memoria del nodo esclavo.

- En el cuadro de texto que se muestra en la Figura 29, el usuario debe introducir el nombre del archivo que desea descargar, ya sea *RightInsole.csv* o *LeftInsole.csv*, dependiendo del nodo esclavo del que esté descargando los datos. A continuación, debe presionar el botón *Ejecutar* para iniciar la descarga.
- Una vez descargados los archivos *RightInsole.csv* y *LeftInsole.csv*, el usuario debe abrir la aplicación de escritorio MATLAB y cargar los siguientes archivos: *3D_Insole.stl*, *pos_sensors.xlsx*, *RightInsole.csv* y *LeftInsole.csv*, como se muestra en la Figura 30. Los dos primeros archivos requeridos se encuentran en la carpeta (*Matlab Desktop Application*) del repositorio.

Figura 28. Sección de inicio.



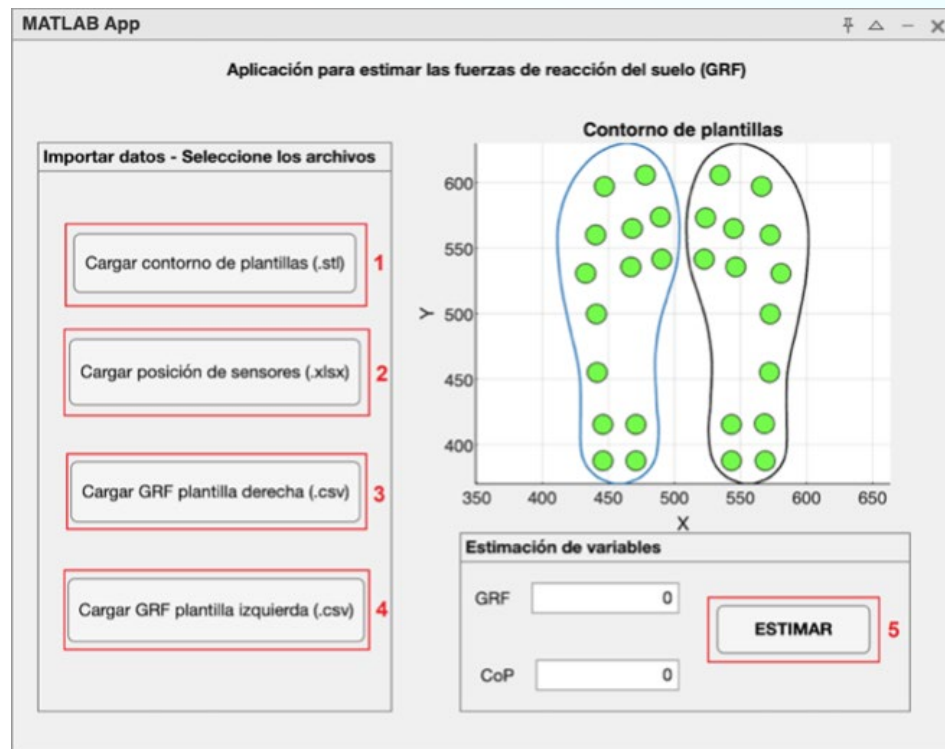
Fuente: Elaboración propia.

Figura 29. Sección de descarga.



Fuente: Elaboración propia.

Figura 30. Aplicación de escritorio MATLAB.



97

Fuente: Elaboración propia.

- Finalmente, se presiona el botón *Estimar* en la aplicación de escritorio MATLAB para calcular las GRF del participante, como se muestra en la Figura 30.

3. RESULTADOS

En la fase de validación, el prototipo se sometió a pruebas utilizando plataformas de fuerza (*BTS Bioengineering P6000, Italy*) en el Laboratorio de Análisis del Movimiento de la Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito en la Ciudad de Bogotá D.C, Colombia, como se muestra en la Figura 31.

Figura 31. Laboratorio de análisis del movimiento. Escuela Colombiana de Ingeniería Julio Garavito.

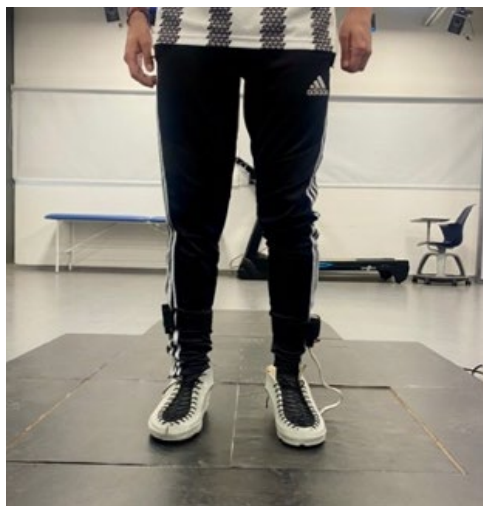


Fuente: Elaboración propia.

Para llevar a cabo las pruebas, se seleccionó a una persona de género masculino, de 21 años, con un peso de 52 kg (≈ 520 N), una talla de calzado US8 y sin historial de patologías con incidencia en la marcha, quien otorgó su consentimiento informado antes de participar en el estudio. Este participante fue equipado con las plantillas de fuerza, como se observa en la Figura 32.

98

Figura 32. Participante equipado con las plantillas de fuerza.



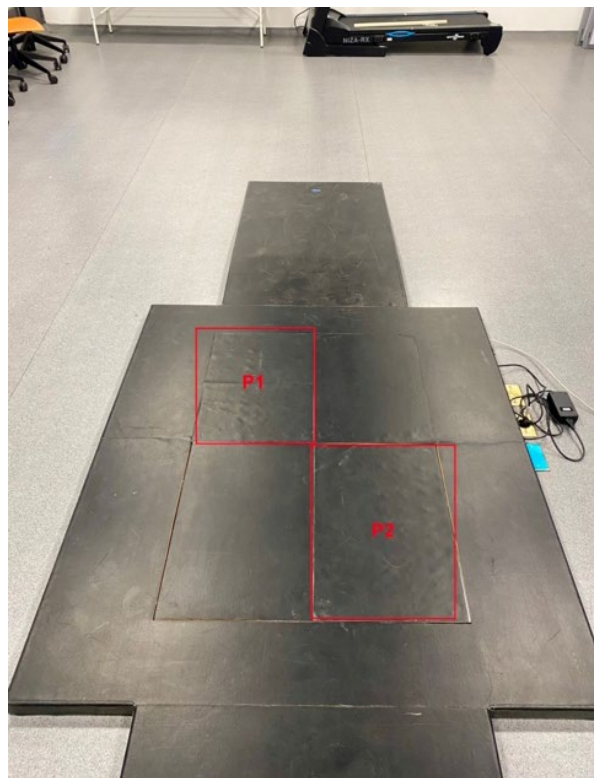
Fuente: Elaboración propia.

La sincronización entre el equipo comercial y el prototipo desarrollado se realizó mediante el dispositivo BTS *Trigger Box* y se estableció una frecuencia de muestreo de 100 Hz con las plataformas de fuerza. Las mediciones se llevaron a cabo de la siguiente manera:

Marcha: Se realizó una caminata de 10 metros en línea recta, asegurando el contacto de cada pie en una plataforma de fuerza (Figura 33). Se instruyó al participante a mantener una marcha natural y evitar alterar su forma habitual de caminar.

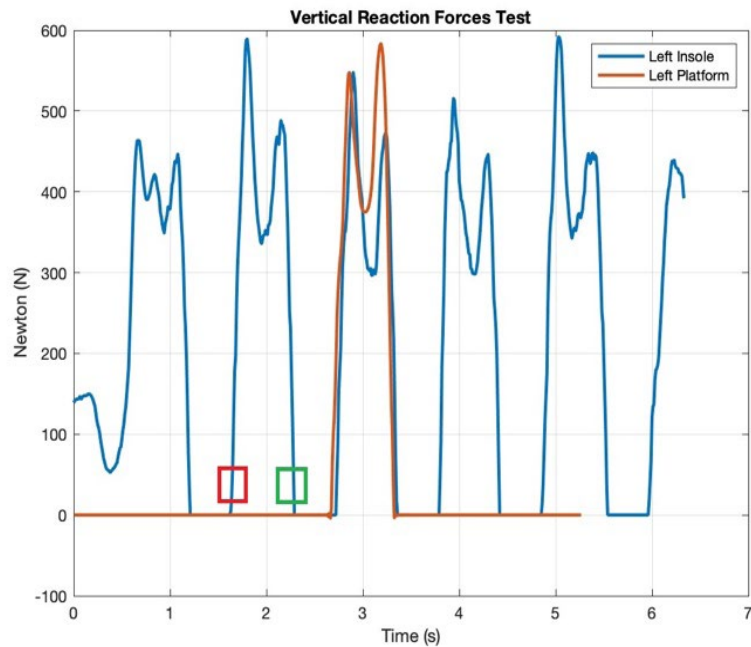
La magnitud de las fuerzas de reacción (GRF) se estimó sumando las fuerzas medidas por cada sensor. En la Figura 34, se presenta el registro de la fuerza vertical de reacción del suelo en función del tiempo para cinco pasos del pie izquierdo. En ella, se logra observar una buena correspondencia entre la medición de la plantilla y la plataforma de fuerza. Adicionalmente, se observa el perfil de fuerza típico del ciclo de marcha humano. En el recuadro de color rojo se aprecia el inicio del golpe de talón (HS), y en el recuadro de color verde se observa el despegue de dedos (TO). El error entre los sistemas fue del 15.04%.

Figura 33. Distribución de las plataformas de fuerza en el laboratorio.



Fuente: Elaboración propia.

Figura 34. Medición de marcha de la plantilla comparada con una placa de fuerza (pie izquierdo).



Fuente: Elaboración propia.

100

El análisis de los datos reflejó que la fuerza medida por los sensores era menor que el peso del participante durante la locomoción. Esto podría deberse al uso excesivo de los sensores, a la elasticidad del TPU o a diversas deformaciones. Por lo tanto, en una segunda versión del prototipo, se espera reducir este error mediante recalibraciones de sensores y el uso de modelos de aprendizaje automático, siguiendo el mismo procedimiento que en los estudios (Choi et al, 2018; Guo et al, 2021; Zarzar, 2014), donde se busca mejorar la exactitud y precisión en la estimación de las GRF.

4. CONCLUSIONES

El sistema propuesto, denominado GRFMS de bajo costo, estima las fuerzas de reacción del suelo (GRF) con un error del 15.04 %. En relación con los experimentos realizados en modalidad de marcha, las gráficas exhiben señales cuasi periódicas propias de un patrón de marcha normal (Figura 34). Por lo tanto, este prototipo inicial se convierte en una alternativa prometedora, especialmente

en aplicaciones médicas donde la precisión y la exactitud son cruciales para la estimación de variables asociadas a la marcha.

Posteriormente, se espera desarrollar un algoritmo de segmentación para identificar las fases de la marcha y estimar la estabilidad de una persona con base en el centro de presión plantar (CoP). Es fundamental destacar que existen mejoras que podrían implementarse en versiones futuras del dispositivo en términos de calibración y electrónica. Esto incluiría la incorporación de PCB flexibles, una medida que no solo contribuiría a mejorar la estética del dispositivo, sino que también aumentaría su portabilidad y optimizaría la interconexión entre los sensores piezo-resistivos y las placas de acondicionamiento de señales.

5. DISCUSIÓN

En este estudio, se presenta el diseño y desarrollo de un sistema electrónico de bajo costo que estima las fuerzas de reacción generadas durante la marcha a partir del contacto entre los pies y el suelo. Este sistema utiliza sensores piezo-resistivos ubicados estratégicamente en la zona plantar. Además, las plantillas y recubrimientos del sistema se fabricaron con materiales flexibles como TPU mediante impresoras 3D, lo que proporciona ventajas significativas en cuanto a facilidad de fabricación, personalización y costos bajos de impresión. Es importante destacar que el número de sensores y su posición pueden optimizarse para cada usuario, teniendo en cuenta el tamaño y la anatomía del pie.

La caracterización realizada a cada sensor piezo-resistivo de la plantilla, en función de la fuerza aplicada, reveló diferencias de sensibilidad. Estas diferencias pueden deberse a la posición del sensor o a sus deflexiones. Por lo tanto, se determina que cada sensor es único y debe ser calibrado por separado.

El sistema fue validado en pruebas dinámicas, donde el usuario caminó durante 10 metros. Los resultados mostraron una buena correspondencia con un error del 15.04%. Por lo tanto, contar con un sistema con la capacidad de estimar las fuerzas de reacción representa un paso significativo que podría conllevar beneficios tanto a nivel regional como nacional. Esto adquiere una importancia especial al considerar la falta de equipos necesarios para llevar a cabo diagnósticos de este tipo, una deficiencia que actualmente afecta a fisioterapeutas, geriatras y ortopedistas. Adicionalmente, el prototipo ha mejorado la infraestructura física del laboratorio de la Facultad de Electrónica y Te-

lecomunicaciones de la Universidad del Cauca al permitir la medición computarizada de variables asociadas a la marcha.

6. AGRADECIMIENTOS

Los autores desean reconocer y expresar su sincero agradecimiento al programa de Jóvenes Investigadores e Innovadores del Departamento del Cauca y a la Universidad del Cauca [ISNI: 0000 0001 2158 6862] por el apoyo financiero durante este proyecto.

7. REFERENCIAS

- Burkhart, K., Grindle, D., Boussein, M., & Anderson, D. (2020). Between-session reliability of subject-specific musculoskeletal models of the spine derived from optoelectronic motion capture data. *Journal of Biomechanics, 112*. <http://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.110044>
- Caicedo, P., Rengifo, C., Rodriguez, L., Sierra, W., & Gómez, M. (2020). Dataset for gait analysis and assessment of fall risk for older adults. *Data in Brief, 33*. <http://doi.org/10.1016/j.dib.2020.106550>
- Choi, H., Lee, C., Shim, M., Han, J., & Baek, Y. (2018). Design of an artificial neural network algorithm for a low-cost insole sensor to estimate the ground reaction force (GRF) and calibrate the center of pressure (CoP). *Sensors (Switzerland), 18*(12). <http://doi.org/10.3390/s18124349>
- Ciniglio, A., Guiotto, A., Spolaor, F., & 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), 1–24. <http://doi.org/10.3390/s21041450>
- Company, T. (2020). Takscan calibration quick start guide for FlexiForce™ sensors. Retrieved from <https://www.tekscan.com/sites/default/files/FLX-QS-Calibration-RevG.pdf>
- Guo, R., Cheng, X., Hou, Z.-C., Ma, J.-Z., Zheng, W.-Q., Wu, X.-M., ... Ren, T.-L. (2021). A shoe-integrated sensor system for long-term center of pressure evaluation. *IEEE Sensors Journal, 21*(23), 27 037–27 044. <http://doi.org/10.1109/JSEN.2021.3116249>
- Kumada, H., Takada, K., Terunuma, T., Aihara, T., Matsumura, A., Sakurai, H., & Sakae, T. (2020). Monitoring patient movement with boron neutron capture therapy and motion capture technology. *Applied Radiation and Isotopes, 163*. <http://doi.org/10.1016/j.apradiso.2020.109208>
- Langeard, A., Desjardins-Crépeau, L., Lemay, M., Payette, M.-C., Bherer, L., & Grenier, S. (2021). Cognitive performances better identify fallers than mobility assessment among older adults

- with fear of falling. **Aging Clinical and Experimental Research*, 33*(10), 2709–2714. <http://doi.org/10.1007/s40520-019-01338-9>
- Leal-Junior, A., Frizzera, A., Avellar, L., Marques, C., & Pontes, M. (2018). Polymer optical fiber for in-shoe monitoring of ground reaction forces during the gait. **IEEE Sensors Journal*, 18*(6), 2362–2368. <http://doi.org/10.1109/JSEN.2018.2797363>
- O'Brien, M., Hidalgo-Araya, M., Mummidisetty, C., Vallery, H., Ghaffari, R., Rogers, J., ... Jayaraman, A. (2019). Augmenting clinical outcome measures of gait and balance with a single inertial sensor in age-ranged healthy adults. **Sensors (Switzerland)*, 19*(20). <http://doi.org/10.3390/s19204537>
- Omaña, H., Bezaire, K., Brady, K., Davies, J., Louwagie, N., Power, S., ... Hunter, S. (2021). Functional reach test, single-leg stance test, and Tinetti performance-oriented mobility assessment for the prediction of falls in older adults: A systematic review. *Physical Therapy*, 101(10). <http://doi.org/10.1093/ptj/pzab173>
- Oubre, B., Lane, S., Holmes, S., Boyer, K., & Lee, S. (2021). Estimating ground reaction force and center of pressure using low-cost wearable devices. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**. <http://doi.org/10.1109/TBME.2021.3120346>
- Park, C., Kim, B., Kim, Y., Eum, Y., Song, H., Yoon, D., ... Han, J. (2022). Carved turn control with gate vision recognition of a humanoid robot for giant slalom skiing on ski slopes. **Sensors*, 22*(3). <http://doi.org/10.3390/s22030816>
- Park, H. Y., Kim, J. H., & Yamamoto, K. (2022). A new stability framework for trajectory tracking control of biped walking robots. **IEEE Transactions on Industrial Informatics*, 18*(10), 6767–6777. <http://doi.org/10.1109/TII.2021.3139909>
- Paz, J., & West, M. P. (1994). *Nonlinear Dynamics and Chaos: With Applications to Physics, Biology, Chemistry, and Engineering*.
- Schlenstedt, C., Brombacher, S., Hartwigsen, G., Weisser, B., Möller, B., & Deuschl, G. (2015). Comparing the fullerton advanced balance scale with the mini-BESTest and Berg balance scale to assess postural control in patients with Parkinson disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 96*(2), 218–225. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2014.09.002>
- Sebastião, E., Sandroff, B., Learmonth, Y., & Motl, R. (2016). Validity of the Timed Up and Go Test as a measure of functional mobility in persons with multiple sclerosis. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 97*(7), 1072–1077. <http://doi.org/10.1016/j.apmr.2015.12.031>
- Seiberl, W., Jensen, E., Merker, J., Leitel, M., & Schwirtz, A. (2018). Accuracy and precision of loadsol® insole force-sensors for the quantification of ground reaction force-based biomechanical running parameters. **European Journal of Sport Science*, 18*(8), 1100–1109. <http://doi.org/10.1080/17461391.2018.1477993>

- Vukobratovic, M., & Branislav, B. (2004). Zero-moment point - thirty five years of its life. *International Journal of Humanoid Robotics, 1*, 157–173. <https://doi.org/10.1142/S0219843604000083>
- Whitney, S., Poole, J., & Cass, S. (1998). A review of balance instruments for older adults. *American Journal of Occupational Therapy, 52*(8), 666–671. <http://doi.org/10.5014/ajot.52.8.666>
- Zarzar, P. G. (2014). Force sensing insole for a balance enhancement system (Master's thesis). Carleton University.