

Investigación original

Calibración y validación de una plataforma de medición de presiones diseñada para evitar úlceras por presión en personas en silla de ruedas

Calibration and validation of a pressure measurement platform designed to prevent pressure ulcers in patients in wheelchairs

👤 Fernando Tettamanti¹, 👤 Juan Iturrieta², 👤 Emilio Kenan³, 👤 Natalia López⁴, 👤 Elisa Pérez⁴

¹ Licenciado en kinesiología y fisioterapia. Instituto de Bioingeniería (INBIO), Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de San Juan, San Juan, Argentina. Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), Buenos Aires, Argentina.

² Bioingeniero. Instituto de Bioingeniería (INBIO), Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de San Juan, San Juan, Argentina. Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), Buenos Aires, Argentina.

³ Diseñador Industrial. Instituto de Bioingeniería (INBIO), Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de San Juan, San Juan, Argentina. Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), Buenos Aires, Argentina.

⁴ Doctora en ingeniería en sistemas de control. Instituto de Bioingeniería (INBIO), Facultad de Ingeniería, Universidad Nacional de San Juan, San Juan, Argentina. Consejo Nacional de Investigaciones Científicas y Técnicas (CONICET), Buenos Aires, Argentina.

Resumen

Introducción. Los usuarios de sillas de ruedas desarrollan úlceras por presión debido a la presión prolongada entre zonas de prominencias óseas y el asiento. Se han diseñado plataformas de sensado del centro de presión para prevenir estas lesiones, pero su alto costo limita su accesibilidad.

Objetivo. Calibrar y validar un prototipo de plataforma de bajo costo que registre la distribución del centro de presión a través de un protocolo de medición que analice la exactitud del sensor mediante repetibilidad y error de medición.

Métodos. Se diseñó una plataforma con cuatro celdas de carga de 50kg interconectadas entre sí. Se establecieron protocolos de calibración y validación utilizando masas patrón y evaluando repetibilidad y precisión mediante análisis de errores. Además, se diseñó un protocolo para estudiar variaciones del centro de presión al modificar la postura en la silla de ruedas. Finalmente, se realizó un estudio de casos para respaldar la validación de los sensores y la calibración.

Resultados. La plataforma demostró ser precisa y confiable ya que los datos mostraron mediciones repetibles y exactas, con errores menores al 3,75%, lo cual demuestra una buena repetibilidad; además, su capacidad para estimar variaciones del centro de presión fue validada.

Conclusiones. Teniendo en cuenta las recomendaciones de organizaciones internacionales, la plataforma desarrollada en el presente estudio constituye una herramienta de bajo costo, portátil y con hardware y software asociados que puede contribuir significativamente a la prevención de las UPP.

Palabras clave. Equilibrio postural, úlcera por presión, tecnología asistiva.



Citación. Tettamanti F, Iturrieta J, Kenan E, López N, Pérez E. Calibración y validación de una plataforma de medición de presiones diseñada para evitar úlceras por presión en personas en silla de ruedas. Rev Col Med Fis Rehab. 2025;35(2), e493. <http://doi.org/10.28957/rcmfr.493>.

Correspondencia. Fernando Tettamanti. Correo electrónico: ftettamanti@inbio.unsj.edu.ar.

Recibido. 25.04.25. **Aceptado.** 15.10.25. **Publicado.** 10.11.25.

ISSN impreso. 0121-0041. **ISSN electrónico.** 2256-5655.

Abstract

Introduction. Wheelchair users develop pressure ulcers due to prolonged pressure between areas of bony prominence and the seat. Centers of pressure sensing platforms have been designed to prevent these injuries, but their high cost limits their accessibility.

Objective. To calibrate and validate a prototype of a low-cost platform that records the distribution of the pressure center through a measurement protocol that analyzes the accuracy of the sensor through repeatability and measurement error.

Method. A platform of four 50kg load cells interconnected with each other was designed. Calibration and validation protocols were established using standard masses and validating repeatability and precision through error analysis. In addition, a protocol was designed to study variations in the center of pressure when the posture in the wheelchair is modified. Finally, a case study was conducted to support the validation and calibration of the sensor.

Results. The platform proved to be precise and reliable, as the data showed repeatable and accurate measurements, with errors less than 3.75%, demonstrating good repeatability. Furthermore, its ability to estimate variations in the center of pressure was validated.

Conclusions. Taking into account the recommendations of international organizations, the platform developed in this study constitutes a low-cost tool with associated hardware and software that can significantly contribute to the prevention of pressure ulcers.

Keywords. Postural balance, pressure ulcer, Assistive technology.



Introducción

La Sociedad Ibero-latinoamericana sobre Úlceras y Heridas (SILAUHE) hizo un llamado para que se adopten las medidas establecidas en el Plan de Acción Mundial para la Seguridad del Paciente 2021-2030, enfocándose en la prevención de lesiones cutáneas relacionadas con la dependencia (movilidad) y promoviendo la investigación y la innovación en pro de la prevención y el tratamiento de lesiones en la piel de personas con movilidad reducida¹.

Las úlceras por presión (UPP) son lesiones cutáneas que se generan por la presión prolongada entre superficies duras y los tejidos intermedios²; es decir, el contacto prolongado de, por un lado, el plano óseo del paciente y, por el otro, superficies como camas, sillas o calzado. Estas lesiones ocurren por el bloqueo del flujo sanguíneo debido a la presión prolongada en áreas como caderas, nalgas, talones, codos y hombros; algunas medidas que pueden ser útiles para prevenirlas incluyen mantener la piel seca, cambiar de posición y usar almohadas para aliviar la presión^{3,4}.

Las UPP son multifactoriales, incluyendo edad, morbidez, movilidad, nutrición y nivel de conciencia. La Guía Británica para la Prevención y el Manejo de las UPP en Cuidado Primario y Secundario⁵ recomienda realizar cambios posturales cada cuatro a seis horas y evitar apoyo prolongado en prominencias

óseas, ya que la hipoxia tisular genera este tipo de lesiones. Algunos estudios indican que el sacro, los talones y los isquiones son zonas críticas de lesión, especialmente en usuarios de sillas de ruedas^{6,7} debido a que por el tiempo prolongado en la misma posición (sentado) el centro de presión (CoP, por su sigla en inglés) se concentra en estas áreas.

El cálculo del centro de masa en humanos es complejo y costoso, pues requiere de dispositivos específicos debido a la forma irregular y a la posición tridimensional de las distintas partes del cuerpo⁸⁻¹⁰. Este parámetro se puede registrar a través de dispositivos que reconozcan las fuerzas y el desplazamiento del CoP como el Wii Balance Board® o plataformas de fuerza utilizadas en diversas investigaciones¹¹⁻¹⁵. Sin embargo, no hay sistematización en la extracción y análisis de datos, y no existe una normativa para el diseño reglamentado de cojines antiescaras^{16,17}. Por tanto, monitorizar parámetros corporales mediante dispositivos de asistencia es clave para prevenir lesiones y evitar tratamientos quirúrgicos^{18,19}.

Teniendo en cuenta lo anterior, se han realizado diversas investigaciones sobre el tema. Por ejemplo, Ma *et al.*²⁰ diseñaron un método para monitorizar la postura de los usuarios de sillas de ruedas inteligentes mediante un cojín inteligente con siete sensores de presión e inerciales que advierte sobre posturas incorrectas a largo plazo; Zemp *et al.*²¹ desarrollaron una silla de oficina instrumentada con sensores de

fuerza y aceleración para evaluar la frecuencia de diferentes posiciones al sentarse en sillas de oficina; Tsai *et al.*²² propusieron un sistema de reconocimiento de posturas al sentarse llamado SPRS (Sitting Posture Recognition System) con 13 sensores en caderas y silla para reconocer con precisión las posturas al sentarse, y Gupta *et al.*²³ diseñaron un sistema de monitorización de la postura con acelerómetros y giroscopios, analizando la precisión del predictor.

De igual forma, los estudios de Dicianno *et al.*²⁴, Ding *et al.*²⁵ y Yang *et al.*²⁶ desarrollaron mecanismos que detectan posturas prolongadas e inclinan el asiento o respaldo, integrando acelerómetros para registrar inclinaciones del usuario. No obstante, en los trabajos mencionados, aunque se midió el CoP, los instrumentos analizados y desarrollados no fueron validados en términos de repetibilidad y precisión²⁷, a pesar del desarrollo de hardware y software en el área.

Teniendo en cuenta lo anterior, el objetivo del presente estudio fue calibrar y validar un prototipo de plataforma de bajo costo que registre la distribución del CoP a través de un protocolo de medición que analice la exactitud del sensor mediante repetibilidad y error de medición. Para la validación se evaluó la asimetría del CoP, determinando su desplazamiento en zonas de apoyo como isquiones y sacro en usuarios de silla de ruedas. De igual forma, se presenta un estudio de casos que respalda la validación de sensores y calibración, y que demuestra que los resultados experimentales concuerdan con lo esperado.

Métodos

A continuación, se describe el hardware y software de la plataforma desarrollada, la cual fue diseñada para ser de bajo costo, portátil y capaz de realizar mediciones exactas y repetibles del CoP que se calcula a partir de los datos obtenidos de celdas de carga y vinculados a la fuerza peso.

La calibración de la plataforma diseñada se realizó mediante un análisis de repetibilidad y cálculo de error, para lo cual se compararon mediciones sensadas

con un juego de pesas patrón estándar (número de serie: AA2509) certificado por el Laboratorio de Calibración del Instituto Nacional de Tecnología Industrial, Argentina (INTI) y el Servicio de Acreditación de la Argentina (SAC)²⁸, de las cuales se hizo uso de aquellas que conforman 1kg (una de 500g, dos de 200g y una de 100g) con el objetivo de asegurar la consistencia y precisión del sistema.

Desarrollo de hardware y software

El dispositivo diseñado está compuesto por dos bloques, el hardware y el software. El primero consiste en cuatro celdas de cargas tipo Strain Gauge de carga máxima de 50kg debido a que las celdas de carga empleadas eran de medio puente con galgas extensiométricas²⁹. Se utilizaron resistencias de alta precisión de 1 kilohm (K Ω), con una tolerancia del 1%, dos módulos HX711 y una placa llamada Beeduno® 2560^{30,31}. A continuación, se describen sus características:

- Estructura: dos láminas de MDF (Medium Density Fibreboard) de 20mm de espesor, 45cm de frente y 50cm de profundidad (que se corresponden con el ancho y la profundidad promedio del asiento de una silla de ruedas, Figura 1A) en las cuales se ubicaron los cuatro sensores de carga: dos sobre el eje X a 12,5cm a cada lado del origen y dos sobre el eje Y a 15cm hacia delante y atrás del origen. Ambas tablas se separaron por una esfera de cristal que hace de pivote para que la tabla superior se mueva de acuerdo a la fuerza de apoyo que se ejerce sobre la misma, siendo este el origen (0,0) de las coordenadas X y Y. Se consideraron valores positivos para X los movimientos de la persona hacia su izquierda y negativos los movimientos hacia su derecha. De manera similar, los valores positivos sobre Y denotaron los movimientos hacia atrás y los negativos, los movimientos hacia adelante.
- Electrónica: cada sensor es una celda de carga que mide la fuerza peso. La configuración de las galgas extensiométricas es un puente de Wheatstone, por lo que soporta hasta 200kg (Figura 1B).

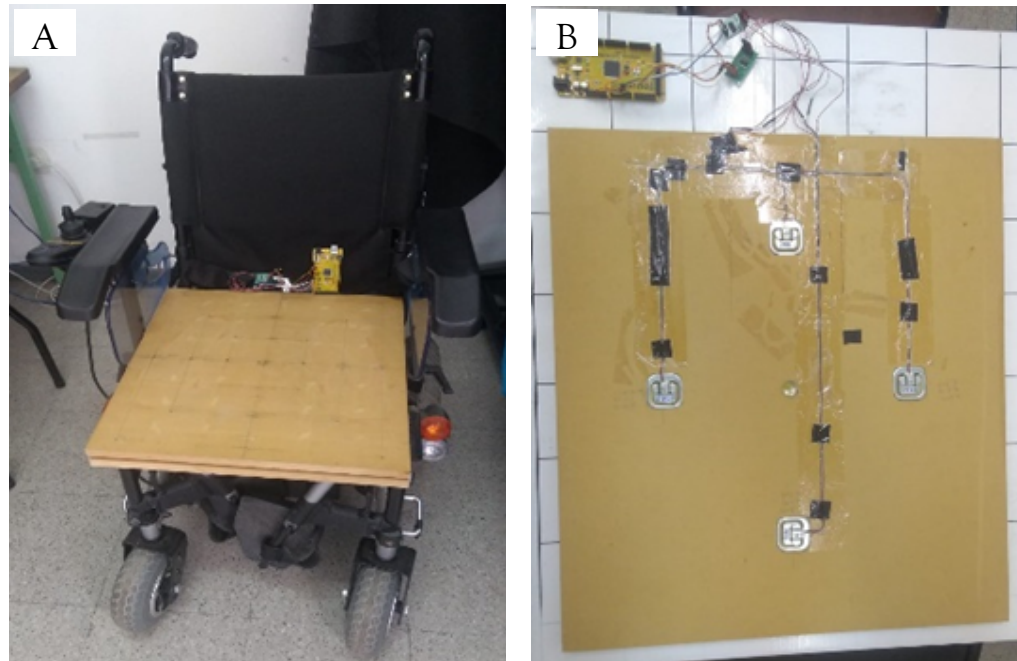


Figura 1. Plataforma diseñada. A) ubicación de la plataforma en la silla de ruedas; B) ubicación de los sensores en la plataforma.

Fuente: imágenes obtenidas durante la realización del estudio.

Las celdas se vinculan a dos módulos HX711 que son transmisores que las conectan con la placa Beeduno® y poseen un conversor AD de 24b para adquirir los datos de cada eje.

El segundo bloque, es decir el software, corresponde al programa Arduino IDE® mediante el cual se obtuvieron los datos. Con la información recolectada se busca medir la magnitud del peso en los dos ejes (X y Y) mediante el uso de celdas de carga. Los ejes X y Y se calibran con base en datos empíricos y luego se establece la comunicación por puerto serie con una computadora, la cual recibe los datos y los procesa en el programa Phytion®, obteniendo los valores de desplazamiento del CoP del paciente sobre la plataforma. Este proceso se realiza con un guion desarrollado con el propósito de adquirir datos desde Beeduno® a través de una conexión serial y almacenarlos en un formato estructurado utilizando el módulo Pandas. Posteriormente, se crea un DataFrame que incluye las columnas correspondientes al tiempo transcurrido y al peso registrado para las coordenadas X y Y, se exporta y almacena en un archivo Excel.

Finalmente, estos datos son procesados para obtener el CoP a partir de la estimación de la descarga de peso en las coordenadas X y Y.

Calibración

Para evaluar la medición de las celdas de cargas se realizó un proceso de calibración de manera experimental en diferentes mediciones colocando una masa patrón de 500g sobre cada sensor en X y en Y.

- *Configuración del sistema de referencia:* el 0,0 se colocó en el centro de la plataforma, constituyendo este el origen de las coordenadas de peso y los ejes X y Y (Figura 2). Teniendo en cuenta que las celdas del eje X se encuentran a 12,5cm del centro, se marcaron puntos a la mitad de distancia desde el centro a la celda, a 6,25cm a cada lado del centro (X1 y -X1) y a 18,75cm hacia cada lado del centro en el eje X (X3, -X3), o sea, a 1,5 veces la distancia entre la celda y el origen. De forma similar se hizo sobre el eje Y, sabiendo que cada celda se encuentra

en este caso a 15cm del centro, entonces Y1 e -Y1 se ubicaron a 7,5cm (la mitad de distancia de la celda al centro) y a 22,5cm (1,5 veces la

distancia de la celda al centro) por delante y por detrás del centro tanto para Y3 como para -Y3.

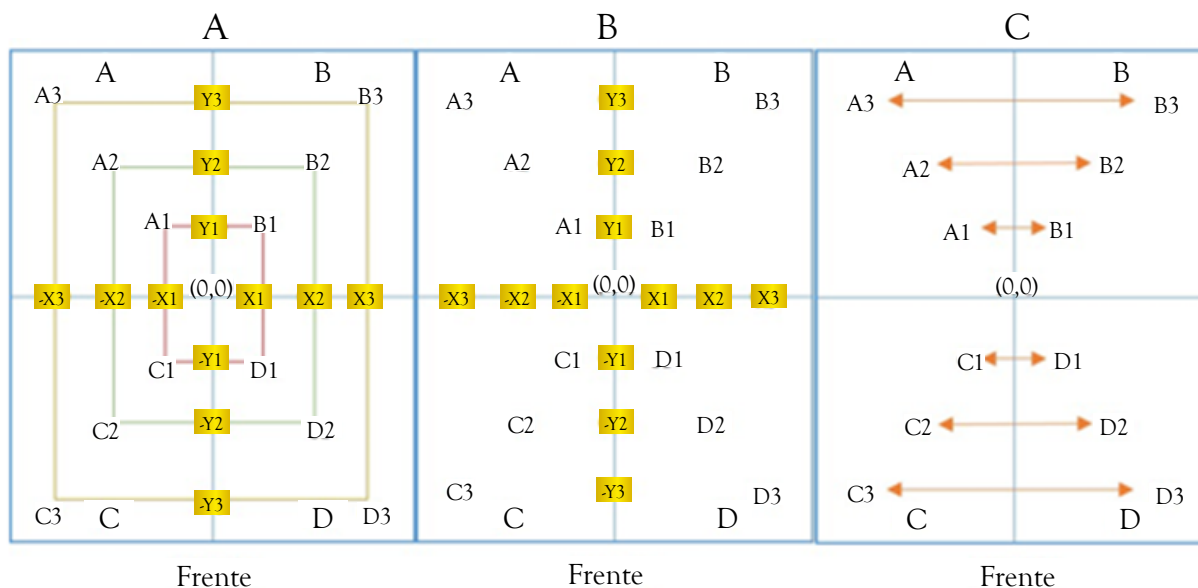


Figura 2. Configuración del sistema de referencia. A) zonas comprendidas entre los puntos de intersección de ejes; Zona 1: rojo, Zona 2: verde y Zona 3: marrón; B) esquema de cuadrantes y de puntos de intersección de ejes para cada cuadrante; C) relación entre zonas espejo.

Fuente: elaboración propia.

De esta manera, la plataforma quedó dividida en cuatro cuadrantes (A, B, C y D) con zonas de intersección entre ambos ejes y se marcaron puntos de intersección de ejes (Figura 2A).

Se realizó un protocolo basado en la repetibilidad y medición en zonas de intersección de ejes, en ambos casos se efectuaron 40 mediciones, tal como se explica a continuación:

Protocolo de repetibilidad sobre celdas en los ejes X y Y

Sobre cada una de las cuatro celdas se realizaron 40 repeticiones de la medición estática con una masa patrón de 500g. Se estableció dicha cantidad de repeticiones pensando en un futuro número aproximado de pruebas a realizar con pacientes. En cada una de las repeticiones se calculó la media del peso registrado durante 20 segundos según la ecuación 1:

$$M_{datos} = \frac{1}{200} \sum_{j=1}^{200} (datos_j)$$

donde es la media de los datos obtenidos y es la cantidad de datos (10 por segundo).

La desviación estándar (σ) se calculó marcando los límites $L_{1,2}$, tal como se evidencia en la ecuación 2:

$$L_{1,2} = M_{datos} \pm 2\sigma$$

Protocolo para zonas de intersección de ejes

Se determinaron tres zonas de sensado de datos, las cuales están comprendidas de la siguiente manera: Zona 1, aristas generadas entre los puntos A1, B1, D1 y C1; Zona 2, aristas generadas entre los puntos A2, B2, D2 y C2, y Zona 3, aristas generadas entre los puntos A3, B3, D3 y C3 (Figura 2B). Sobre cada uno de los puntos donde se interceptan los ejes (A1, A2, A3, B1, B2, B3, C1, C2, C3, D1, D2, y D3) de los cuadrantes se tomaron 10 medidas en aumento progresivo de pesos, desde 100g hasta 1.000g. Para el análisis de resultados se utilizó la ecuación 3 para calcular el E_p (error porcentual):

$$E_p = \frac{|M_r - M_e|}{P_u} \times 100$$

donde M_r es la media registrada del pesaje realizado, M_e es la medida esperada de acuerdo a la peso patrón y P_u es el peso utilizado.

Protocolo para validación de plataforma

El protocolo se basó en la medición con pesos asimétricos en zonas espejo. Se abarcó la mayor cantidad de zonas a medir siguiendo la distribución de distancias respecto al origen (Figura 2b):

Protocolo para medición con asimetría de pesos

El procedimiento consistió en ajustar un desequilibrio inicial de magnitudes colocando 500g en un lado y 100g en el lado espejo (luego se hizo a la inversa), incrementando gradualmente del lado más ligero hasta igualar los 500g. Este proceso generó un total de 10 mediciones en cada uno de los diferentes pares de zonas espejo (Figura 2C). La ecuación 4 representa las coordenadas del punto medidas sobre las zonas 1, 2 y 3; en esta se considera el peso en X sobre los cuadrantes A y C P_{AC} , B y D P_{BD} , A y B P_{AB} y para el peso en Y, y finalmente C y D P_{CD}

$$\begin{cases} x_i = (P_{AC} - P_{BD})_i * Z \\ y_i = (P_{AB} - P_{CD})_i * Z \end{cases}$$

donde $i=\{1,2, \dots, 12\}$ representa la cantidad de mediciones realizadas y $Z = \left\{ \frac{1}{2}; 1; \frac{3}{2} \right\}$ el factor que pondera el peso sobre cada una de las zonas.

Resultados

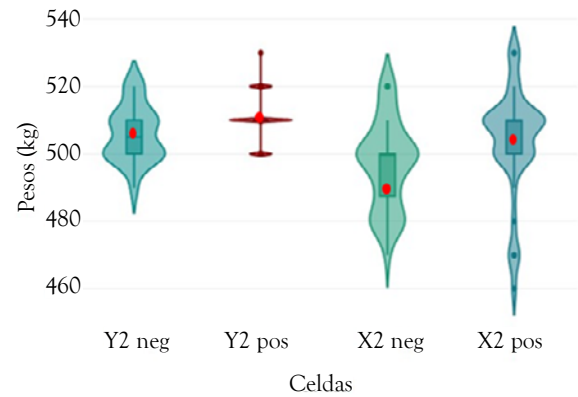
La información recolectada se dividió en tres bloques según el protocolo utilizado para la toma de datos; estos fueron repetibilidad, zona de intersección de ejes y asimetría de pesos.

Repetibilidad

Con los datos obtenidos de las 40 evaluaciones se realizó un análisis estadístico descriptivo. Según este análisis, tal como se observa en los gráficos de violín (Figura 3), en cada uno de los conjuntos de datos

presentados la mayor densidad se ubicó alrededor de la media, representada con un punto rojo.

Figura 3. Distribución de datos en cada celda de carga.



Fuente: elaboración propia.

El valor de las mediciones de los datos se ubicó dentro de dos desviaciones estándar a partir de la media para cada celda medida (Tabla 1).

Tabla 1. Medias sobre datos registrados en el ensayo de repetibilidad sobre celdas.

Celda	Media (gramos)	Desviación estándar (gramos)
Y2 negativo	506	7,59
Y2 positivo	510,5	8,87
X2 negativo	496,75	13,08
X2 positivo	504	15,82

Fuente: elaboración propia.

Zonas de intersección de ejes

Al realizar el registro sobre las zonas de intersección de los ejes X y Y en cada uno de los cuatro cuadrantes, las medias para los puntos registrados en la zona 1 (zona intermedia entre la celda de carga y el origen) fueron de 0,5 veces el valor registrado sobre las celdas tanto para X como para Y. Cuando se tomó registro sobre la zona 2, el valor hallado en X y en Y fue para ambos el valor de la masa utilizada, y al alejarse del centro e ir a la zona 3, los valores fueron de 1,5 veces el peso de la masa utilizada tanto para X, como para Y, tal como se observa en la Tabla 2, donde se expresan las medias para cada zona según la masa colocada. La Tabla 3 muestra el error porcentual calculado.

Tabla 2. Media de pesos registrados por zonas y error en base al peso esperado.

Zona	Masa utilizada (gramos)	Medida esperada (gramos)	Medias registradas (gramos)	Error porcentual (%)
1	100	50	53,75	3,75
2	100	100	98,75	1,25
3	100	150	148,75	1,25
1	200	100	103,75	1,88
2	200	200	198,75	0,63
3	200	300	300	0
1	300	150	150	0
2	300	300	291,25	2,92
3	300	450	442,5	2,50
1	400	200	202,50	0,63
2	400	400	392,50	1,88
3	400	600	593,75	1,56
1	500	250	255	1
2	500	500	495	1
3	500	750	747,50	0,5
1	600	300	301,25	0,21
2	600	600	595	0,83
3	600	900	895	0,83
1	700	350	356,25	0,89
2	700	700	691,25	1,25
3	700	1.050	1.045	0,71
1	800	400	402,5	0,31
2	800	800	787,5	1,56
3	800	1.200	1.192,50	0,94
1	900	450	458,75	0,97
2	900	900	892,50	0,83
3	900	1.350	1.340	1,11
1	1.000	500	502,50	0,25
2	1.000	1.000	988,75	1,13
3	1.000	1.500	1.491,25	0,88

Fuente: elaboración propia.

Asimetrías de pesos

Según el protocolo para medición con asimetría de pesos, se observó que al poner un peso de 500g sobre A1 y 100g sobre B1, zona donde se refleja ½ del peso colocado, la $\sum x$ resulta empleando la ecuación 2, $-250+50= -200$; esto indica que sobre este eje hay un desplazamiento del CoP hacia la derecha del

centro y la $\sum y$ es de $500+100*1/2= 300$, que refiere un desplazamiento hacia la parte posterior de la plataforma. Los valores más representativos se muestran en la Tabla 3, ya que se obtuvieron en total 10 datos por cada una de las seis zonas espejo. De esta manera, según la ecuación 2 el resultado indica la zona hacia donde se encuentra la mayor presión y se está produciendo una asimetría de presiones indicando puntos de apoyo donde se ejerce una mayor fuerza peso.

Tabla 3. Resultado de la sumatoria para pesos asimétricos en zonas espejo.

Zonas	Masa patrón en X (gramos)	Masa patrón en Y (gramos)	Resultado. en X (gramos)	Resultado. en Y (gramos)
A1	500	500	-250	250
B1	100	100	50	60
Res. X/Y			-200	310
A2	500	500	-500	500
B2	100	100	100	110
Res. X/Y			-400	610
A3	500	500	-1.490	1.500
B3	100	100	100	90
Res. X/Y			-1.390	1.590
C1	500	500	-260	-250
D1	100	100	50	-50
Res. X/Y			-210	-300
C2	500	500	-500	-500
D2	100	100	100	-100
Res. X/Y			-400	-600
C3	500	500	-1.500	-1.500
D3	100	100	100	-110
Res. X/Y			-1.400	-1.610

Fuente: elaboración propia.

Estudio de casos y validación de uso

A continuación, se realizan las mediciones de la variación del CoP con el objetivo de analizar el comportamiento de las mediciones con pesos aproximados al rango de pesos antropométricos. Para esto se utilizó un grupo de cuatro voluntarios, los cuales fueron escogidos tratando de incluir diversidad de edades y pesos con el objetivo de poder tener un rango de medición con amplia variabilidad. El rango etario fue desde 10 hasta 43 años, el peso varió entre 30kg y 87kg y la talla osciló entre 130cm y 172cm; esta amplia distribución en los voluntarios garantiza la generalización de los resultados.

Cada voluntario firmó el consentimiento informado y a todos se les explicó el protocolo y que este era un experimento no invasivo y sin riesgos para la salud humana. Para el caso de los menores de edad, sus padres fueron quienes firmaron el consentimiento informado.

Para la prueba se planteó un protocolo en dos pasos:

1. En una primera sesión, a los voluntarios se les tomaron las medidas antropométricas de peso y talla, y se les pidió que se sentaran sobre la plataforma lo más centrado posible. Guiados por el profesional, permanecieron quietos, con la espalda recta, las caderas y las rodillas a 90° de flexión, y los brazos colgando al costado del cuerpo sin apoyarlos en la plataforma ni sobre los muslos. El registro de los datos en este primer paso se realizó durante 20 segundos.
2. En otra sesión, sentados sobre la plataforma, a los voluntarios se les indicó que realizaran un movimiento lento de inclinación del tronco hacia delante, que volvieran al centro, luego hacia atrás, de nuevo al centro y que luego se desplazaran a un lado y al otro, siempre pasando por el centro (desplazamiento anteroposterior y mediolateral del CoP). El registro de los datos en este segundo paso también se realizó durante 20 segundos.

Durante el primer paso del protocolo, en los gráficos de cada uno de los voluntarios (Figura 4) se observó que la nube de puntos se concentra en una pequeña región que aparece

desplazada del origen debido a que las personas no se posicionaron exactamente en el centro de la plataforma. Sin embargo, los datos muestran

con claridad que los registros se agrupan en torno a las zonas de mayor descarga, es decir, alrededor del CoP.

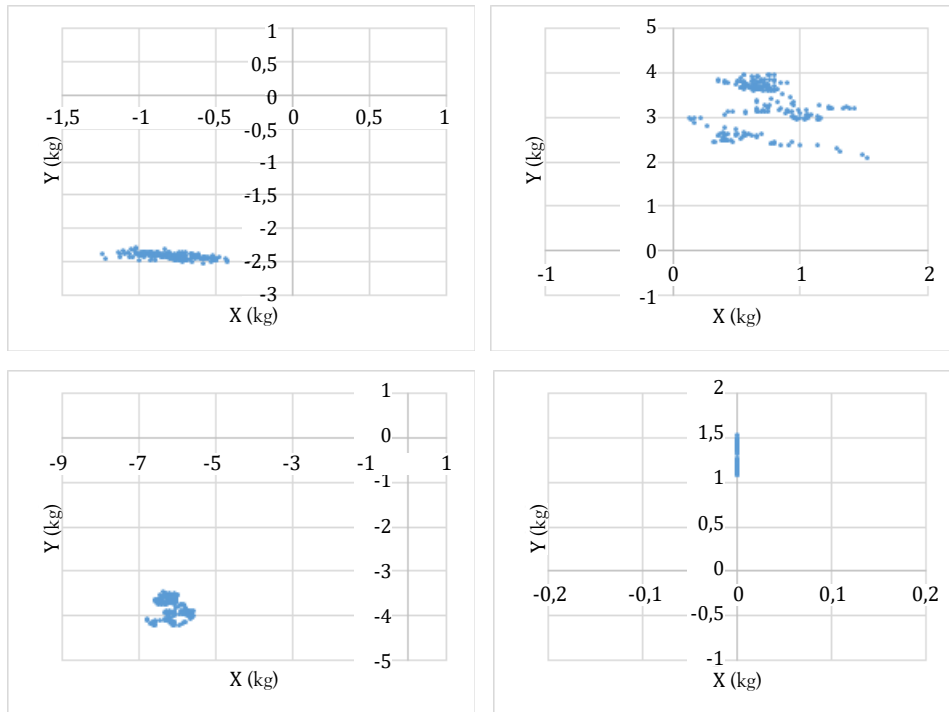


Figura 4. Nube de puntos del centro de presión según el paso 1 de protocolo.
Fuente: elaboración propia.

En el segundo paso del protocolo se observa cómo el CoP acompaña al desplazamiento en la medida que

cada voluntario realiza los movimientos indicados (Figura 5).

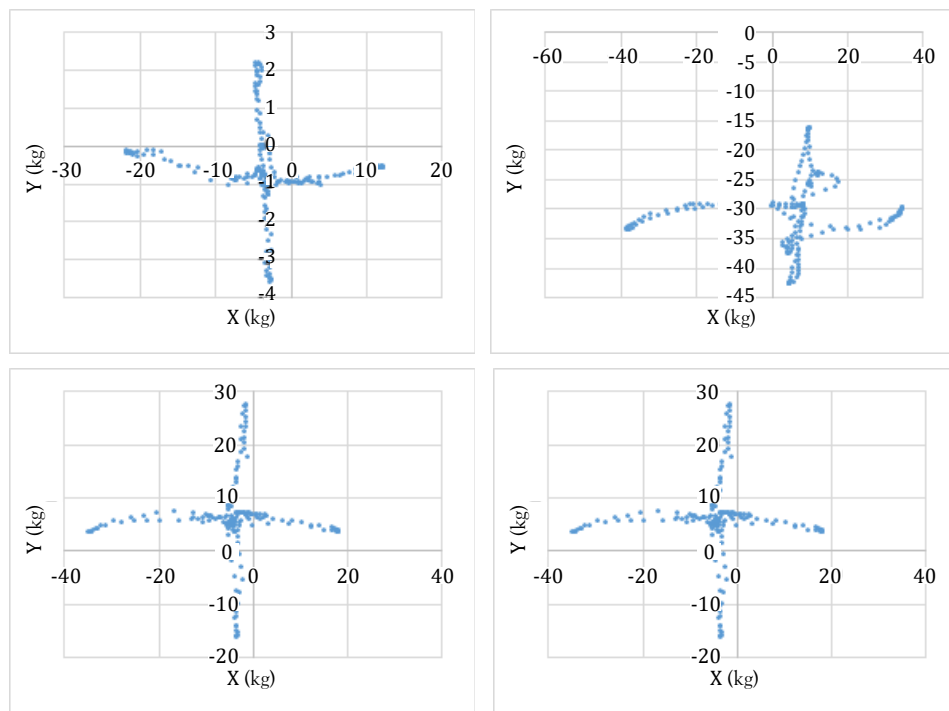


Figura 5. Nube de puntos de desplazamiento del centro de presión según el paso 2 de protocolo.
Fuente: elaboración propia.

Discusión

Los resultados obtenidos en el proceso de calibración y validación de la plataforma diseñada cumplen con el objetivo del estudio y demuestran un riguroso proceso metodológico no observado en otros trabajos similares. Las mediciones realizadas son repetibles y consistentes con errores dentro de los parámetros aceptables para el peso de un ser humano. Específicamente, los datos se encuentran dentro de dos desviaciones estándar en términos de repetibilidad y el error porcentual no supera el 3,75% en las zonas de intersección de ejes.

Estos resultados permiten establecer criterios de exactitud para la plataforma, confirmando su capacidad para realizar mediciones fiables. A pesar de que las celdas de carga empleadas son de bajo costo y cada una soporta hasta 50kg, al estar conectadas en puente completo logran soportar hasta 200kg, lo cual es adecuado para su uso con personas adultas. La validación también evidenció que, frente a cargas asimétricas, el sistema permite estimar correctamente los puntos de descarga de la fuerza peso.

Se ha comprobado que puede utilizarse para estimar las variaciones del CoP, tal como se pudo observar en los datos sensados en el estudio de casos y validación de uso. Dichas estimaciones del CoP se realizaron en condiciones estáticas y dinámicas, mostrando resultados precisos en los diferentes usuarios que presentaban características variables en peso, edad y talla. Se demostró que la plataforma es capaz de identificar zonas de presión con precisión, lo que sugiere una posible correlación entre dichas zonas y los puntos de apoyo prolongado en el tiempo.

A futuro, se plantea continuar con el desarrollo y la mejora del sistema. Entre las propuestas se encuentra el rediseño de la plataforma en cuanto a materiales, contemplando la posibilidad de una estructura acolchada tipo cojín, lo cual implicaría un redimensionamiento de las celdas de carga. Además, se prevé el desarrollo de un software capaz de estimar un centroide de las fuerzas en la nube de puntos generada por el CoP y que podría

integrarse a un sistema de alarma que notifique al usuario o a su cuidador cuando se detecte una descarga prolongada de peso sobre una misma zona, sugiriendo un cambio de posición para prevenir la aparición de UPP.

Conclusiones

Teniendo en cuenta las recomendaciones de organizaciones internacionales, la plataforma desarrollada en el presente estudio constituye una herramienta de bajo costo, portátil y con hardware y software asociados que puede contribuir significativamente a la prevención de las UPP.

Consideraciones éticas

El presente estudio se realizó con voluntarios sanos. Dado que el protocolo de validación no implicó procedimientos invasivos ni riesgos para la salud, no fue necesario someter el proyecto a la evaluación de un comité de ética institucional. No obstante, se garantizó el cumplimiento de la legislación y normativa nacional Argentina vigente, en particular la Ley 25.326 de Protección de los Datos Personales³² y la Resolución 1480 de 2011 del Ministerio de Salud de la Nación³³ que aprueba la Guía para Investigaciones con Seres Humanos. En este marco, se resguardó la confidencialidad de la información y se aseguró la participación voluntaria mediante la firma de un consentimiento informado por parte de los participantes o, en el caso de menores de edad, de sus padres o tutores legales. De igual forma, se siguieron los principios éticos para la investigación biomédica en seres humanos establecidos en la Declaración de Helsinki³⁴.

Conflicto de intereses

Ninguno declarado por los autores.

Financiación

Los autores son becarios doctorales de CONICET y reciben financiamiento para realizar sus doctorados y las investigaciones que derivan de este.

Agradecimientos

Ninguno declarado por los autores.

Contribución de los autores

Fernando Tettamanti estuvo a cargo de la conceptualización del estudio (formulación de ideas y objetivos y planteamiento de metas), la curación de los datos (actividades de gestión para anotar y producir metadatos), el análisis formal de los datos (aplicación de técnicas estadísticas para analizar o sintetizar datos de estudio), la validación del estudio (verificación de la replicación/reproducibilidad general de los resultados) y la escrituración del borrador original: (preparación, creación y/o presentación de la obra publicada, específicamente la redacción del borrador inicial).

Juan Iturrieta se encargó del software (programación y desarrollo de software; implementación del código de computadora y algoritmos de soporte; prueba de componentes de código existentes), la visualización del estudio (preparación, creación y/o presentación del trabajo publicado, específicamente visualización/presentación de datos) la escritura del borrador original (preparación, creación y/o presentación de la obra publicada, específicamente la redacción del borrador inicial).

Emilio Kenan contribuyó con la metodología (creación de modelos) y la visualización del estudio (preparación, creación y/o presentación del trabajo publicado).

Natalia López estuvo a cargo de la administración de proyectos (responsabilidad de gestión y coordinación de la planificación y ejecución de la actividad de investigación), la supervisión de la investigación (responsabilidad de supervisión y liderazgo en la planificación y ejecución de la actividad de investigación, incluida la tutoría externa al equipo central) y la redacción, revisión y edición del manuscrito (preparación, creación y/o presentación del trabajo publicado, específicamente revisión crítica, comentario o revisión, incluyendo etapas previas o posteriores a la publicación).

Elisa Pérez se encargó de la administración de proyectos (responsabilidad de gestión y coordinación de la planificación y ejecución de la actividad de investigación), la supervisión de la investigación (responsabilidad de supervisión y liderazgo en la planificación y ejecución de la actividad de investigación, incluida la tutoría externa al equipo central) y la redacción, revisión y edición del manuscrito (preparación, creación y/o presentación del trabajo publicado, específicamente revisión crítica, comentario o revisión, incluyendo etapas previas o posteriores a la publicación).

Referencias

1. Sociedad Iberoamericana Úlceras y Heridas (SILAUHE). Declaración de Sao Paulo sobre la prevención de las lesiones cutáneas relacionadas con la dependencia como compromiso de países y organizaciones [Internet]. SILAUHE; 2022 [citado diciembre 22 de 2024]. Disponible en: <https://silauhe.org/declaraciones-y-manifiestos-silauhe/>.
2. Tardío-Cazorla E, Martínez-Pérez AM, Molina-Fajó I, Sánchez-Valdivia M, Sancho-Valentín I, Tarancón-Gabás P. Plan de cuidados de enfermería en paciente encamada con úlceras por presión. *Revista Sanitaria de Investigación*. 2024;5(6):57.
3. Kottner J, Cuddigan J, Carville K, Balzer K, Berlowitz D, Law S, *et al.* Prevention and treatment of pressure ulcers/injuries: The protocol for the second update of the international Clinical Practice Guideline 2019. *J Tissue Viability*. 2019;28(2):51-8. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jtv.2019.01.001>.
4. Plaza-Blázquez R, Guija-Rubio RM, Martínez-Ivars ML, Alarcón-Alarcón M, Calero-Martínez C, Piqueras-Díaz MJ, *et al.* Prevención y tratamiento de las Úlceras por Presión. *Revista Clínica de Medicina de Familia*. 2007;1(6):284-90.
5. National Clinical Guideline Centre (UK). The prevention and management of pressure ulcers in primary and secondary care. London: National Institute for Health and Care Excellence (NICE); 2014.
6. Bouten CV, Oomens CW, Baaijens FP, Bader DL. The etiology of pressure ulcers: skin deep or muscle bound? *Arch Phys Med Rehabil*. 2003;84(4):616-9. Disponible en: <https://doi.org/10.1053/apmr.2003.50038>.
7. Patiño OJ, Aguilar HA, Belatti A. Úlceras por presión: cómo prevenirlas. *Actualización y Rev. Hosp. Ital. B. Aires*. 2018;38(1):40-6.
8. Gonzalez A, Das A, Kumar D, Dutta A, Lahiri U, Fraise P, *et al.* Uso del Centro de Masa Personalizado para la Evaluación del Equilibrio. *Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*. 2017;4(1):273-6. Disponible en: <https://doi.org/10.24254/CNIB.17.52>.
9. Mendoza-Hurtado HA. Guía de laboratorio sobre biomecánica de la caminata humana [tesis] [Internet]. Bogotá D.C.: Universidad Distrital Francisco José de Caldas; 2018 [citado abril 30 de 2025]. Disponible en: <http://hdl.handle.net/11349/23638>.
10. Winter DA., *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4th ed. Ontario: John Wiley & Sons; 2009.
11. Montoro-Cárdenas D, Cortés-Pérez I, Zagalaz-Anula N, Osuna-Pérez MC, Obrero-Gaitán E, Lomas-Vega R. Nintendo Wii Balance Board therapy for postural control in children with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis. *Dev Med Child Neurol*. 2021;63(11):1262-75. disponible en: <https://doi.org/10.1111/dmcn.14947>.
12. Reinhardt L, Heilmann F, Teicher M, Lauenroth A, Delank KS, Schwesig R, *et al.* Comparison of posturographic outcomes between two different devices. *J Biomech*. 2019;86:218-24. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.02.013>.
13. Clark RA, Mentiplay BF, Pua YH, Bower KJ. Reliability and validity of the Wii Balance Board for assessment of standing balance: A systematic review. *Gait posture*. 2017;61:40-54. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.12.022>.
14. Jamshidi N, Rostami M, Najarian S, Menhaj MB, Saadatnia M, Salami F. Differences in center of pressure trajectory between normal and stepgait. *J Res Med Sci*. 2010;15(1):33-40.

15. Schmiedmayer HB, Kastner J. Enhancements in the Accuracy of the Center of Pressure (CoP) Determined With Piezoelectric Force Plates Are Dependent on the Load Distribution. *J Biomech Eng.* 2000;122(5): 523-7. Disponible en: <https://doi.org/10.1115/1.1289687>.
16. Sheehy L, Taillon-Hobson A, Finestone H, Bilodeau M, Yang C, Hafizi D, *et al.* Centre of pressure displacements produced in sitting during virtual reality training in younger and older adults and patients who have had a stroke. *Disabil Rehabil Assist Technol.* 2020;15(8):924-32. Disponible en: <https://doi.org/10.1080/17483107.2019.1629118>.
17. Curry C, Peterson N, Li R, Stoffregen TA. Postural precursors of motion sickness in head-mounted displays: drivers and passengers, women and men. *Ergonomics.* 2020;63(12):1502-11. Disponible en: <https://doi.org/10.1080/00140139.2020.1808713>.
18. Mervis JS, Phillips TJ. Pressure ulcers: Prevention and management. *J Am Acad Dermatol.* 2019;81(4):893-902. Disponible en: <https://doi.org/10.1016/j.jaad.2018.12.068h>.
19. Peña Morales, J. S. Análisis de actividad y estudio de monitoreo continuo de pacientes en cuidados paliativos oncológicos domiciliarios mediante sensores no invasivos. 2023.
20. Ma C, Li W, Gravina R, Fortino G. Posture detection based on smart cushion for wheelchair users. *Sensors (Basel).* 2017;17(4):719. Disponible en: <https://doi.org/10.3390/s17040719>.
21. Zemp R, Tanadini M, Plüss S, Schnüriger K, Singh NB, Taylor WR, *et al.* Application of Machine Learning Approaches for Classifying Sitting Posture Based on Force and Acceleration Sensors. *Biomed Res Int.* 2016;2016:5978489. Disponible en: <https://doi.org/10.1155/2016/5978489>.
22. Tsai MC, Chu ET, Lee CR. An automated sitting posture recognition system utilizing pressure sensors. *Sensors (Basel).* 2023;23(13):5894. Disponible en: <https://doi.org/10.3390/s23135894>.
23. Gupta R, Gupta SH, Agarwal A, Choudhary N, Bansal N, Sen S. A Wearable Multisensor Posture Detection System. *Madurai: 2020 4th International Conference on Intelligent Computing and Control Systems (ICICCS);* 2020. Disponible en: <https://doi.org/10.1109/iciccs48265.2020.9121>.
24. Dicianno BE, Arva J, Lieberman JM, Schmeler MR, Souza A, Phillips K, *et al.* RESNA position on the application of tilt, recline, and elevating legrests for wheelchairs. *Assist Technol.* 2009;21(1):13-22. Disponible en: <https://doi.org/10.1080/10400430902945769>.
25. Ding D, Leister E, Cooper RA, Cooper R, Kelleher A, Fitzgerald SG, *et al.* Usage of tilt-in-space, recline, and elevation seating functions in natural environment of wheelchair users. *J Rehabil Res Dev.* 2008;45(7):973-83. Disponible en: <https://doi.org/10.1682/JRRD.2007.11.0178>.
26. Yang TD, Hutchinson SA, Rice LA, Watkin KL, Jan YK. Development of a scalable monitoring system for wheelchair tilt-in-space usage. *Int J Phys Med Rehabil.* 2013;1(4)129. Disponible en: <https://doi.org/10.4172/2329-9096.1000129>.
27. Camargo-Buitrago I, Gordon-Mendoza R, Quirós-McIntire EI. La repetitividad como estimador de la precisión experimental en el análisis de experimentos. *Agron Mesoam.* 2017;28(1):159-69. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.15517/am.v28i1.24239>.
28. Argentina. Instituto Nacional de Tecnología Industrial (INTI). Servicio Argentino de Calibración y Medición [Internet]. Buenos Aires: INTI; [citado octubre 16 de 2025]. Disponible en: <https://www.inti.gob.ar/areas/metrologia-y-calidad/servicio-argentino-de-calibracion/servicio-argentino-de-calibracion>.
29. Tienda it&t S.A. Argentina. [Internet]. Fecha de acceso: 15 de enero de 2025. Disponible en: <https://tienda.ityt.com.ar/sensor-celda-de-carga/4150-sensor-peso-celda-de-carga-50kg-strain-gauge-itytarg.html>.

30. Havran V. Determining the weight of oil extracted with a screw press using a strain gauge sensor, HX711 module, and Arduino. Herald of Khmelnytskyi National University. Technical Sciences. 2024, 331(1):73-76. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.31891/2307-5732-2024-331-12>.
31. Mukhammad Y, Santika A, Haryuni S. Analisis Akurasi Modul Amplifier HX711 untuk Timbangan Bayi. Medika Teknika: Jurnal Teknik Elektromedik Indonesia. 2022;4(1):24-8. Disponible en: <https://doi.org/10.18196/mt.v4i1.15148>.
32. Argentina. Congreso de la Nación. Ley 25.326 de 2000 (octubre 4): Ley de Protección de datos Personales [Internet]. Buenos aires; noviembre 2 de 2000 [citado octubre 20 de 2025]. Disponible en: <https://www.argentina.gob.ar/normativa/nacional/ley-25326-64790>.
33. Argentina. Ministerio de Salud. Resolución 1480 de 2011 (septiembre 13): Guía para investigaciones con seres humanos [Internet]. Buenos Aires; septiembre 21 de 2011 [citado octubre 20 de 2025]. Disponible en: <https://www.argentina.gob.ar/normativa/nacional/resoluci%C3%B3n-1480-2011-187206>.
34. World Medical Association (WMA). WMA Declaration of Helsinki – Ethical principles for medical research involving human participants [Internet]. Helsinki: 75th WMA General Assembly; 2024 [citado octubre 20 de 2025]. Disponible en: <https://www.wma.net/es/policies-post/declaracion-de-helsinki-de-la-amm-principios-eticos-para-las-investigaciones-medicas-en-seres-humanos/>.