

Diseño y validación de un sistema basado en sensores de fuerza para el análisis de la interacción humano-exoesqueleto

Espuela, E.M.^{a,b,*}, Castano, J.A.^{a,b}, Fernández, P.R.^{a,b}, Borromeo, S.^{a,b}, Ama, A.J.^{a,b}

^aÁrea de Tecnología Electrónica, Universidad Rey Juan Carlos, Móstoles, España

^bBioengineering Systems and Technologies Research Group, Universidad Rey Juan Carlos, Móstoles, España

Resumen

Este trabajo presenta el diseño y validación experimental de un sistema de encapsulado de bajo coste, impreso en 3D, para sensores resistivos de fuerza (FSR) y los métodos de aplicación más efectivos, destinado al análisis de la interacción humano-exoesqueleto y a su aplicación en estrategias de control adaptativo. El sistema está diseñado para optimizar la transmisión únicamente de fuerzas normales y mejora la estabilidad mediante una precarga mecánica controlada. Los ensayos de calibración muestran que la aplicación de precarga reduce la desviación estándar al menos un 40,6 % en los sensores estudiados. La validación dinámica con el exoesqueleto H2 (Technaid S.L., 2024) confirma la mejora en repetibilidad bajo condiciones reales de marcha pasiva.

Palabras clave: Robótica, Sistemas biomédicos, Sensores, Interacción hombre-máquina, Calibración

Design and validation of a force sensor-based system for the analysis of human-exoskeleton interaction

Abstract

This study presents the design and evaluation of a novel encapsulation system for force sensing resistors (FSRs) intended for human-exoskeleton interaction analysis and control actuation. The system ensures consistent normal force distribution and enhances sensor stability through controlled mechanical preloading. Calibration tests show that preloading reduces standard deviation by at least 40.6 %. Dynamic validation with the H2 exoskeleton (Technaid S.L., 2024) confirms improved repeatability under passive gait conditions.

Keywords: Robotics, Biomedical systems, Sensors, Man/machine interaction, Calibration

1. Introducción

El estudio de la interacción física entre humanos y exoesqueletos ha adquirido una relevancia creciente en los últimos años debido a su adopción en diversos ámbitos, incluyendo la rehabilitación, la asistencia a la movilidad y la ergonomía industrial (Massardi et al., 2022). Comprender cómo se transmiten las fuerzas en los puntos de contacto entre el usuario y el dispositivo es fundamental para mejorar la comodidad y seguridad del usuario, así como para permitir estrategias de control más eficientes y adaptativas (Alami et al., 2006). En este contexto, la correcta colocación y diseño de los sistemas de medición de fuerzas es crucial para capturar con precisión la dinámica de la interacción. Una interfaz inadecuada puede provocar errores en la medición, incomodidad o incluso lesiones.

Diversos tipos de sensores han sido propuestos en la literatura para medir las fuerzas de interacción en robots vestibles. Las galgas extensométricas y las celdas de carga se han utilizado, ofreciendo mediciones precisas, pero a menudo requieren estructuras rígidas y una colocación muy exacta (Tiboni et al., 2022). Estas aproximaciones también se ven influenciadas por factores como el peso del exoesqueleto y del usuario, que generan fuerzas de interacción que causan esfuerzos cortantes, movimientos en la interfaz y desalineaciones (Sposito et al., 2019). Algunos sistemas, como los basados en cámaras neumáticas blandas, han mostrado resultados prometedores en la estimación de fuerzas para exoesqueletos de cadera (Hoffmann et al., 2020; Wang et al., 2021). Sin embargo, dichas soluciones suelen implicar procesos de fabricación complejos y requieren un espacio considerable.

*Autor para correspondencia: eugenio.espuela@urjc.es

Por otro lado, los sensores resistivos de fuerza (FSR) han ganado popularidad debido a su bajo coste, perfil delgado y facilidad de integración, aunque presentan limitaciones relacionadas con la histéresis, la deriva y el desacoplamiento mecánico respecto al sitio de aplicación (Hamilton et al., 2020). Además, su precisión es sensible a las condiciones de montaje, a distribuciones de carga no uniformes y a variaciones en la anatomía o el movimiento del usuario (Tamez-Duque et al., 2015).

Para mitigar estas fuentes de variabilidad, se han explorado varias estrategias. Algunos estudios proponen interfaces conformables o encapsulaciones blandas para mejorar el contacto del sensor (Hoffmann et al., 2020; Wang et al., 2021), mientras que otros implementan rutinas complejas de procesamiento de señal o calibración para mejorar la consistencia (Islam and Bai, 2019). Una estrategia para mejorar su lectura es aplicar una precarga a los sensores antes de su uso, lo que ayuda a reducir la influencia de la respuesta transitoria y del asentamiento mecánico (Hamilton et al., 2020). A pesar de estos esfuerzos, integrar FSR de manera que se garantice una medición estable y reproducible de las fuerzas bajo condiciones dinámicas y vestibles sigue siendo un desafío.

Para enfatizar la relevancia de este trabajo, es importante destacar el número limitado de desarrollos previos que abordan este problema. Según la revisión exhaustiva de (Massardi et al., 2022), el estado de la medición de la interacción humano-exoesqueleto aún se encuentra en una fase temprana, con relativamente pocos estudios centrados específicamente en la medición directa de fuerzas en la interfaz. Contribuciones destacables incluyen sensores compactos de fuerza de cadera (Choi et al., 2018), sistemas de presión en correas (Tamez-Duque et al., 2015), diseños modulares para sensado distribuido (Ghonasgi et al., 2021) y estudios de prueba de concepto para la interacción extremidad-robot (Bessler et al., 2019; Islam and Bai, 2019). Sin embargo, la mayoría de estos trabajos se centra en miembros superiores o en robótica vestible generalizada, prestando poca atención a la compleja dinámica de las extremidades inferiores. Solo un subconjunto de estudios ha explorado en profundidad la interacción con exoesqueletos de extremidades inferiores (Beil et al., 2018; Akiyama et al., 2012, 2015; Bartenbach et al., 2015; Rossi et al., 2010; Li et al., 2020; Long et al., 2017; Donati et al., 2013), abordando con frecuencia la seguridad o la estimación de fuerzas de contacto, sin proponer soluciones de sensado integradas y ergonómicas. Hasta donde conocemos, todavía no existen métodos estandarizados o reproducibles para integrar sensores FSR en exoesqueletos de miembro inferior, asegurando la consistencia entre calibración y uso. Esta brecha evidencia la necesidad de sistemas robustos y de bajo coste capaces de proporcionar datos fiables bajo condiciones dinámicas, especialmente en aplicaciones como la rehabilitación de la marcha.

Una aplicación donde la medición precisa de la interacción resulta especialmente valiosa es la rehabilitación motora. Los exoesqueletos robóticos utilizados para el entrenamiento de la marcha han permitido que los pacientes realicen ejercicios de caminata asistida durante más tiempo que en una terapia tradicional (Ángel Gil-Agudo et al., 2023), incluso recuperando movilidad funcional (Esquenazi et al., 2012). No obstante, si las terapias no involucran al paciente de manera activa, este va a permanecer como un ente pasivo reduciendo la capacidad de

recuperación. La mayoría de los sistemas comerciales aún dependen de estimaciones indirectas de la intención del usuario y del intercambio de fuerzas, lo que limita la efectividad de estrategias de control adaptativas. Una mejor integración de sensores puede contribuir a terapias más sensibles y personalizadas que fomenten la neuroplasticidad del paciente dotándolo de un papel activo durante la terapia.

Este trabajo aborda estos desafíos, motivado por las dificultades encontradas al intentar implementar estrategias de control adaptativo para rehabilitación activa con el exoesqueleto H2 (Technaid S.L., 2024). Se propone un diseño novedoso de encapsulación para sensores FSR orientado a mejorar su interfaz mecánica con el usuario en aplicaciones de robótica vestible. El encapsulado propuesto asegura que únicamente fuerzas normales actúen sobre la superficie del sensor, minimiza los componentes de corte, que pueden introducir ruido, y mejora la repetibilidad mediante una geometría consistente y un método de precarga reproducible. A diferencia de alternativas más complejas o voluminosas como las cámaras neumáticas (Hoffmann et al., 2020), esta solución es ligera, de bajo coste, escalable y compatible con correas textiles estándar.

La validación experimental se realizó mediante pruebas de calibración bajo distintas condiciones de precarga, así como ensayos dinámicos de caminata usando el exoesqueleto H2 de Technaid (Technaid S.L., 2024). Los resultados muestran una mejora en la repetibilidad y una reducción de la variabilidad de la señal al utilizar el sistema de encapsulado propuesto. Como aportación importante, el sistema permite que las condiciones de calibración se asemejen estrechamente al uso real, requisito crítico para poder medir las fuerzas de manera fiable.

El resto del artículo se estructura de la siguiente manera. La Sección 2 describe la instrumentación, el procedimiento de calibración y el diseño del encapsulado. La Sección 3 presenta y analiza los resultados experimentales. Finalmente, la Sección 4 resume los hallazgos clave y propone líneas futuras de investigación.

2. Materiales y Métodos

El objetivo de este trabajo es obtener un sistema capaz de integrar sensores FSR en las sujeciones del exoesqueleto, garantizando la medición de fuerzas normales, asegurando la repetibilidad de las mediciones y manteniendo la comodidad del usuario. Para alcanzar estos objetivos, se siguió la metodología descrita a continuación.

2.1. Instrumentación y adquisición de datos

Para el diseño del encapsulado y la realización de los experimentos se ha hecho uso de varios componentes de hardware y software para asegurar una adquisición de datos precisa y su análisis posterior.

Diseño y fabricación:

Los componentes del encapsulado fueron diseñados en Autodesk Inventor y fabricados mediante impresión 3D con ácido poliláctico (PLA).

Calibración:

La calibración se realizó utilizando un conjunto de pesos certificados junto con pesos de gimnasio estándar, previamente

medidos para garantizar una calibración exacta, lo que permite abarcar un rango mayor de fuerzas.

Adquisición de datos:

Se utilizaron sensores Ohmite FSR03, de 25,42 mm de diámetro y rango de 20 g a 5 kg, conectados mediante un divisor resistivo a un microcontrolador STM32F401, cuyo conversor analógico-digital (ADC) de 12 bits proporciona una resolución de 0,8 mV por unidad. La frecuencia de muestreo efectiva fue de 100 Hz. El microcontrolador transmite los datos adquiridos a través de un puerto serie a Simulink, donde se llevó a cabo la adquisición y el análisis de datos en tiempo real.

2.2. Diseño del encapsulado

El encapsulado de los sensores de fuerza fue diseñado en Autodesk Inventor y fabricado mediante impresión 3D en PLA. Tras seis iteraciones del diseño, se ha logrado una configuración que cumple con los objetivos propuestos:

Base:

Como se muestra en la Figura 1(a), la parte superior de la base tiene una zona resaltada y lisa de 26 mm de diámetro donde se adhiere el sensor, garantizando una distribución uniforme de la fuerza en el área activa. La parte inferior se diseñó con orificios que permiten deslizar la base sobre una correa de hasta 2 mm de grosor, facilitando la instalación de varios sensores sobre la misma correa. El tamaño de esta pieza se definió considerando el grosor de las correas del exoesqueleto.

Cápsula:

Inicialmente, se consideró adherir también el sensor a esta pieza, pero esto podría transmitir fuerzas de corte y generar mediciones inexactas. Las fuerzas combinadas (normales y de corte) pueden inducir errores, especialmente porque los sensores en exoesqueletos están sometidos a fricción que puede introducir ruido en la señal. Por ello, se desarrolló el diseño que se presenta a continuación, optimizando la transmisión de fuerzas normales y mejorando la repetibilidad de las condiciones de medición.

Como se observa en la Figura 1(b), al igual que la base, la cápsula presenta un área resaltada y lisa de 26 mm de diámetro y límites de desplazamiento que inmovilizan el área de presión, de modo que únicamente se midan fuerzas perpendiculares. Adicionalmente, se han incluido huecos para permitir que la base repose sobre la plataforma de calibración, como se muestra en la Figura 2(a), y un adaptador que permite unir el conector Dupout, que tienen los sensores integrados, con conectores JST.

Recubrimiento:

Para mejorar la comodidad del usuario, se aplicó una capa de 5 mm de etileno-acetato de vinilo sobre la cápsula. Este recubrimiento suave es la única parte del encapsulado que entra en contacto directo con el usuario, reduciendo posibles molestias durante un uso prolongado.

La Figura 2(b) muestra el montaje completo. Esta configuración permite insertar el sensor por desplazamiento dentro del encapsulado. Con esta disposición, el sensor queda fijado únicamente cuando el encapsulado está integrado en la cincha del exoesqueleto. En tal condición, los movimientos en la dirección longitudinal de la cinta quedan restringidos por la geometría del canal, mientras que los desplazamientos perpendiculares se ven limitados por la propia cincha, que encaja de manera precisa en la estructura del encapsulado.

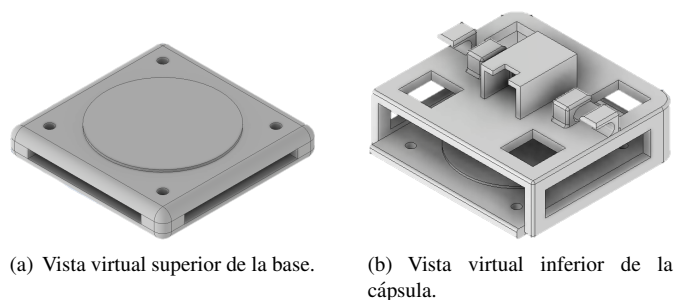


Figura 1: Componentes del encapsulado.

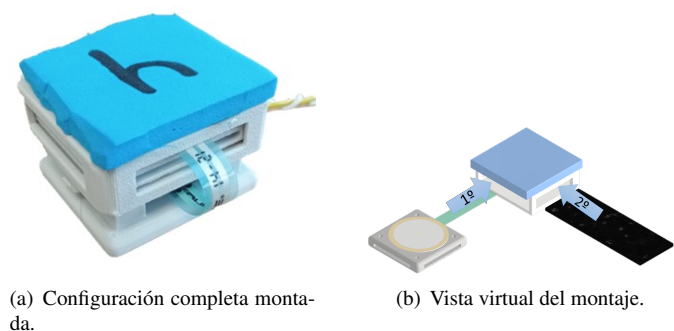


Figura 2: Montaje del encapsulado.

2.3. Pruebas de calibración

Para evaluar el rendimiento y la consistencia de los sensores encapsulados, se realizaron pruebas preliminares bajo condiciones controladas. No se realizaron ensayos sin la interfaz mecánica, ya que la alta variabilidad de los datos sin esta no permite la generación de una curva de calibración. El protocolo de ensayo fue el siguiente:

Protocolo de medición:

Para cada sensor se realizaron siete mediciones por sesión. Durante cada sesión, se registraron datos aplicando una combinación de pesos calibrados y pesos de gimnasio previamente medidos en una balanza. Los pesos utilizados (en kg) fueron: 0,5; 1; 1,53; 2,05; 2,58; 3,07 y 3,61, seleccionados considerando que la interacción máxima es inferior a 20 N, según estudios previos (Choi et al., 2018; Levesque et al., 2017; Rathore et al., 2016). Las mediciones se realizaron de forma consecutiva sin tiempo de reposo, simulando las condiciones a las que están sometidos los sensores cuando se integran en el exoesqueleto. Este protocolo se aplicó a dos configuraciones diferentes, que se explican en la Sección 3.1.

2.4. Pruebas de interacción

Para la validación en un escenario práctico, los sensores calibrados y encapsulados se integraron en el exoesqueleto H2 (Technaid S.L., 2024), fijándolos a la correa correspondiente. Se colocaron seis sensores en la correa del muslo inferior: tres en la parte frontal y tres en la parte posterior. Cada prueba consistía en tres ensayos de caminata de un minuto cada uno, realizados sobre cinta rodante con el exoesqueleto en modo pasivo.

3. Resultados y Discusión

En esta sección se presentan los resultados obtenidos durante las pruebas descritas en la sección anterior.

3.1. Pruebas de calibración

Para evaluar la eficacia del encapsulado, se siguió el protocolo descrito en la sección anterior bajo dos configuraciones diferentes. Las pruebas se realizaron con 8 sensores; se presentan los datos de un sensor representativo, dado que los resultados fueron consistentes entre sensores. No se presentan datos sin el encapsulado dado que no fue posible definir una curva de calibración reproducible sin un elemento distribuidor de fuerza.

Las configuraciones evaluadas fueron las siguientes:

- Prueba de calibración sin precarga:** La Figura 3 muestra la salida del sensor FSR durante el protocolo de calibración sin precarga. Se observa que las mediciones iniciales difieren significativamente de las registradas al final del ciclo, indicando un desplazamiento (*drift*) en la respuesta del sensor. Nótese que el eje Y representa la tensión de salida del divisor resistivo en voltios (V) y el eje X identifica cada nivel de carga aplicado.

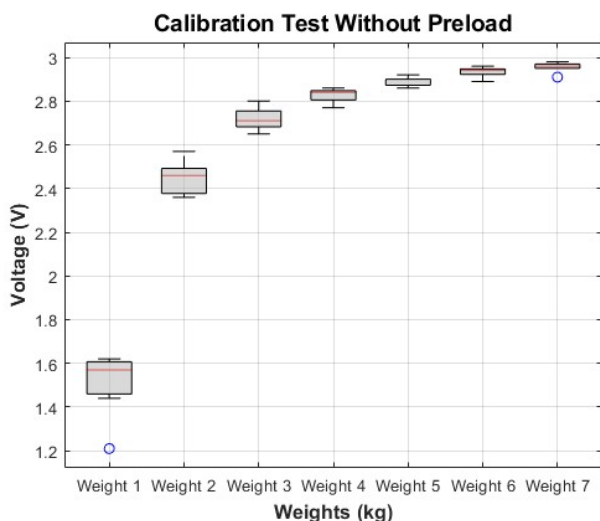


Figura 3: Gráfico de caja y bigotes de la prueba de calibración sin precarga.

- Prueba con precarga de 3 kg durante 5 minutos:** A partir de los resultados previos, se planteó que aplicar un peso sobre los sensores antes de la medición podría permitir que el sensor alcanzara un estado estable. Según (Hamilton et al., 2020), los sensores se precargan con el 110 % de la carga máxima durante 30 s para lograr este efecto. La prueba siguiente verificó si, aplicando menos peso durante más tiempo, el sensor lograba igualmente estabilizarse.

Antes de iniciar las mediciones, cada sensor se precargó con 3 kg durante 5 minutos. La Figura 4 presenta los resultados, mostrando que las mediciones permanecen prácticamente constantes a lo largo de la prueba, lo que demuestra que incluso con menos peso el sensor puede alcanzar un estado estable.

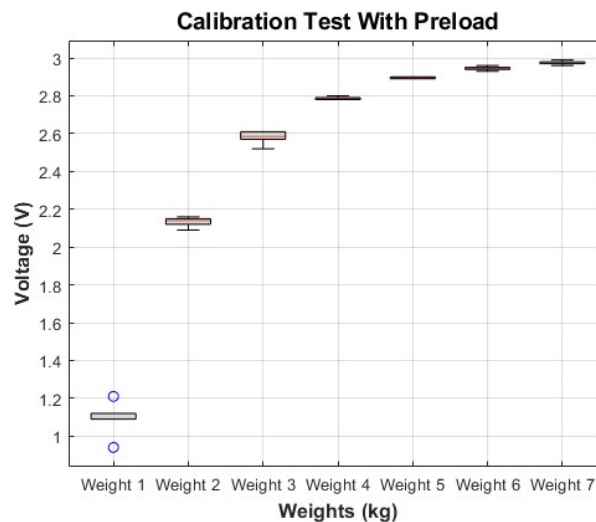


Figura 4: Gráfico de caja y bigotes de la prueba de calibración con precarga.

En la Tabla 1 se muestra la desviación estándar (DE) de la tensión de salida para las pruebas con y sin precarga. Se observa que la precarga reduce la DE al menos un 40,6 % en todos los niveles de carga evaluados, siendo este el valor mínimo de reducción observado (correspondiente a la carga de 1,53 kg). El porcentaje de reducción se calcula como $(DE_{sin} - DE_{con}) / DE_{sin} \times 100$.

Tabla 1: Comparación de desviación estándar con y sin precarga.

Peso (kg)	DE con precarga	DE sin precarga	Reducción (%)
0,5	0,0794	0,1465	45,8
1,0	0,0236	0,0752	68,6
1,53	0,0306	0,0515	40,6
2,05	0,0076	0,0315	75,9
2,58	0,0053	0,0208	74,5
3,07	0,0098	0,0228	57,0
3,61	0,0095	0,0229	58,5

3.2. Pruebas de interacción

Estas pruebas forman parte de un estudio más amplio sobre los patrones de interacción durante la marcha; en este trabajo se presentan los resultados relacionados con el diseño del encapsulado. Por limitaciones de espacio, se presentan los datos de un único sensor, si bien el comportamiento observado es representativo del resto. La distribución de los seis sensores en la correa del muslo inferior se muestra en la Figura 5.

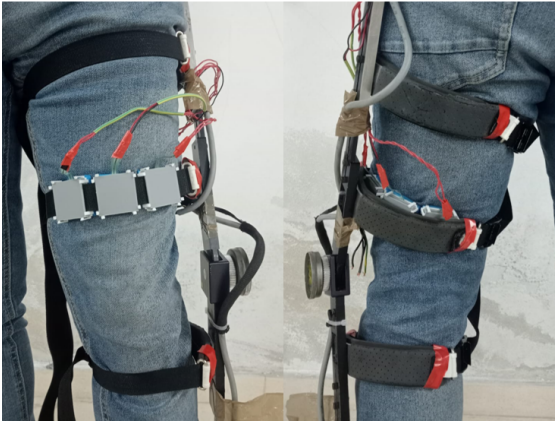


Figura 5: Distribución de los sensores en la correa.

Dado que cada ensayo comprende aproximadamente 33 ciclos de marcha en 60 s con frecuencia de paso no constante, la sincronización ciclo a ciclo entre ensayos no es posible. Por ello, el RMS envolvente se emplea exclusivamente como herramienta de visualización para comparar la evolución de la amplitud entre ensayos, con una ventana deslizante de 500 muestras (equivalente a 2,5 s). Los datos sin procesar no han requerido tratamiento en las pruebas de control realizadas hasta la fecha.

Prueba de marcha sin precarga: La Figura 6 muestra el RMS envolvente de un sensor durante tres ensayos consecutivos sin precarga previa. El eje X representa el tiempo en segundos (duración total de cada ensayo: 60 s). La primera prueba presenta una respuesta inestable, con una fuerza inicial inferior a la de los ensayos posteriores que aumenta progresivamente, lo que indica que el propio ensayo actuó como precarga natural para las pruebas siguientes.

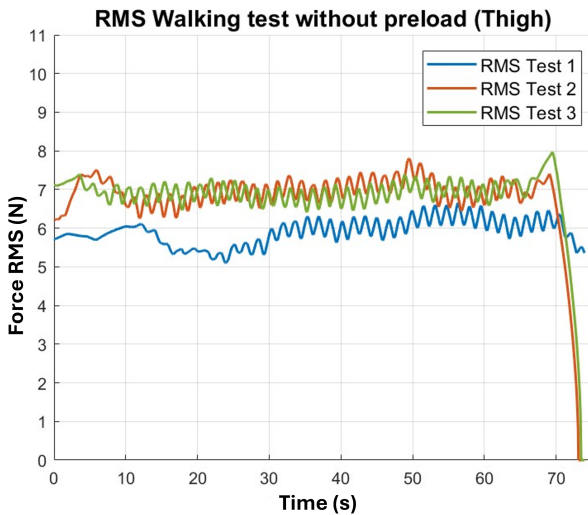


Figura 6: RMS envolvente de los 3 ensayos de marcha sin precarga.

Prueba de marcha con precarga: La Figura 7 muestra los resultados cuando los sensores fueron mantenidos comprimidos en su posición final durante 5 minutos antes del primer ensayo. A diferencia del caso anterior, los tres ensayos presentan respuestas similares desde el inicio, indicando la efectividad de la precarga. Las diferencias de amplitud observadas entre ensayos

se deben a que la cincha fue retirada y recolocada entre pruebas para permitir el reposo de los sensores, lo que introduce variaciones en la fuerza de apriete que no pueden controlarse manualmente. Una normalización inter-ensayo está siendo desarrollada en el marco de un proyecto en curso. No obstante, sería necesario un estudio adicional para optimizar la duración mínima de precarga necesaria.

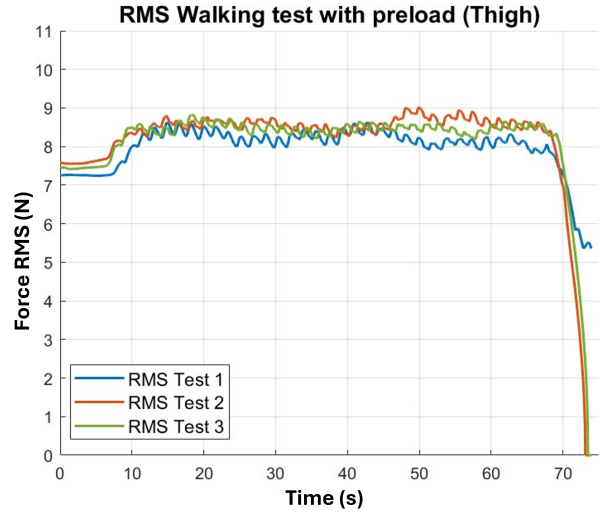


Figura 7: RMS envolvente de los 3 ensayos de marcha con precarga.

Una de las principales ventajas del sistema propuesto es que asegura que las condiciones de calibración se asemejen estrechamente a las condiciones de uso real, requisito crítico para obtener datos fiables durante actividades dinámicas. Aunque mantener el sistema estático durante 5 minutos antes de la adquisición ha demostrado ser eficaz, una alternativa sería realizar una fase inicial de caminata como precarga natural. Sin embargo, este método no es viable en terapia de rehabilitación activa con pacientes con lesión medular incompleta, ya que estos no pueden caminar de forma independiente.

4. Conclusiones y Futuras Líneas de Investigación

Este estudio presentó el diseño y la evaluación de un nuevo sistema de encapsulado basado en sensores FSR, destinado al análisis de la interacción humano-exoesqueleto y al desarrollo de estrategias de control adaptativo. El encapsulado fue diseñado para optimizar la transmisión de fuerzas normales y mejorar la estabilidad de los sensores.

Las pruebas de calibración demostraron la importancia de la precarga para lograr mediciones estables y repetibles. Los sensores sin precarga exhibían un desplazamiento significativo en la señal, mientras que los sensores precargados proporcionaban lecturas más consistentes, reduciendo la desviación estándar al menos un 40,6% en todos los niveles de carga evaluados.

La integración de los sensores encapsulados en el exoesqueleto H2 (Technaid S.L., 2024) y su evaluación durante pruebas de marcha confirmaron la efectividad del diseño. Se identificaron dos mecanismos de precarga con efecto positivo: la presión sostenida durante 5 minutos antes del inicio y, como alternativa, una fase inicial de caminata. Este último mecanismo no es

aplicable en terapias con pacientes que no pueden caminar de forma independiente.

Este trabajo proporciona un diseño que mejora la integración de sensores de fuerza en dispositivos asistivos portátiles, asegurando condiciones de medición reproducibles entre la calibración y el uso. Como trabajo futuro, se prevé cuantificar la variabilidad entre sensores, optimizar la duración de la precarga y analizar en profundidad los patrones de interacción humano-exoesqueleto durante la marcha.

Agradecimientos

Este proyecto ha recibido financiación del proyecto NeuroBot de la convocatoria de "Proyectos de Investigación liderados por doctores emergentes", financiados por la Universidad Rey Juan Carlos y la Comunidad de Madrid.

Referencias

- Akiyama, Y., Yamada, Y., Ito, K., Oda, S., Okamoto, S., Hara, S., 9 2012. Test method for contact safety assessment of a wearable robot -analysis of load caused by a misalignment of the knee joint-. In: 2012 IEEE RO-MAN: The 21st IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication. IEEE, pp. 539–544.
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6343807/>
DOI: 10.1109/ROMAN.2012.6343807
- Akiyama, Y., Yoji, Y., Shogo, Okamoto, 10 2015. Interaction forces beneath cuffs of physical assistant robots and their motion-based estimation. *Advanced Robotics* 29, 1315–1329, doi: 10.1080/01691864.2015.1055799.
URL: <https://doi.org/10.1080/01691864.2015.1055799>
DOI: 10.1080/01691864.2015.1055799
- Alami, R., Albu-Schaeffer, A., Bicchi, A., Bischoff, R., Chatila, R., Luca, A. D., Santis, A. D., Giralt, G., Guiochet, J., Hirzinger, G., Ingrand, F., Lippiello, V., Mattone, R., Powell, D., Sen, S., Siciliano, B., Tonietti, G., Villani, L., 10 2006. Safe and dependable physical human-robot interaction in anthropic domains: State of the art and challenges. In: 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE, pp. 1–16.
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/6936985/>
DOI: 10.1109/IR0S.2006.6936985
- Bartenbach, V., Wyss, D., Seuret, D., Riener, R., 8 2015. A lower limb exoskeleton research platform to investigate human-robot interaction. In: 2015 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). IEEE, pp. 600–605.
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/7281266/>
DOI: 10.1109/ICORR.2015.7281266
- Beil, J., Ehrenberger, I., Scherer, C., Mandery, C., Asfour, T., 10 2018. Human motion classification based on multi-modal sensor data for lower limb exoskeletons. In: 2018 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). IEEE, pp. 5431–5436.
URL: <https://ieeexplore.ieee.org/document/8594110/>
DOI: 10.1109/IR0S.2018.8594110
- Bessler, J., Schaake, L., Kelder, R., Buurke, J. H., Prange-Lasonder, G. B., 6 2019. Prototype measuring device for assessing interaction forces between human limbs and rehabilitation robots - a proof of concept study. In: 2019 IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR). IEEE, pp. 1109–1114.
DOI: 10.1109/ICORR.2019.8779536
- Choi, H., Seo, K., Hyung, S., Shim, Y., Lim, S. C., 2 2018. Compact hip-force sensor for a gait-assistance exoskeleton system. *Sensors (Switzerland)* 18.
DOI: 10.3390/s18020566
- Donati, M., Vitiello, N., de Rossi, S. M. M., Lenzi, T., Crea, S., Persichetti, A., Giovacchini, F., Koopman, B., Podobnik, J., Muni, M., Carrozza, M. C., 1 2013. A flexible sensor technology for the distributed measurement of interaction pressure.
DOI: 10.3390/s130101021
- Esquenazi, A., Talaty, M., Packel, A., Saulino, M., 11 2012. The rewalk powered exoskeleton to restore ambulatory function to individuals with thoracic-level motor-complete spinal cord injury. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 91, 911–921.
DOI: 10.1097/PHM.0b013e318269d9a3
- Ghonasgi, K., Yousaf, S. N., Esmatloo, P., Deshpande, A. D., 2 2021. A modular design for distributed measurement of human-robot interaction forces in wearable devices. *Sensors* 21, 1–17.
DOI: 10.3390/s21041445
- Hamilton, M., Behdinan, K., Andrysek, J., 5 2020. Evaluating the effects of load area and sensor configuration on the performance of pressure sensors at simulated body-device interfaces. *IEEE Sensors Journal* 20, 5187–5194.
DOI: 10.1109/JSEN.2020.2970964
- Hoffmann, N., Ersoysal, S., Weidner, R., 2020. Towards Embedded Force Sensors in Exoskeletons for Evaluating Interaction Forces in Interfaces. Springer Berlin Heidelberg, pp. 69–79.
DOI: 10.1007/978-3-662-61755-7_7
- Islam, M. R., Bai, S., 2019. Payload estimation using force myography sensors for control of upper-body exoskeleton in load carrying assistance. *Modeling, Identification and Control* 40, 189–198.
DOI: 10.4173/mic.2019.4.1
- Levesque, L., Pardoel, S., Lovrenovic, Z., Doumit, M., 10 2017. Experimental comfort assessment of an active exoskeleton interface. In: 2017 IEEE International Symposium on Robotics and Intelligent Sensors (IRIS). IEEE, pp. 38–43.
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/8250095/>
DOI: 10.1109/IRIS.2017.8250095
- Li, J., Zuo, S., Xu, C., Zhang, L., Dong, M., Tao, C., Ji, R., 5 2020. Influence of a compatible design on physical human-robot interaction force: a case study of a self-adapting lower-limb exoskeleton mechanism. *Journal of Intelligent and Robotic Systems: Theory and Applications* 98, 525–538.
DOI: 10.1007/s10846-019-01063-5
- Long, Y., Du, Z., Chen, C., Wang, W., He, L., Mao, X., Xu, G., Zhao, G., Li, X., Dong, W., 4 2017. Development and analysis of an electrically actuated lower extremity assistive exoskeleton. *Journal of Bionic Engineering* 14, 272–283.
DOI: 10.1016/S1672-6529(16)60397-9
- Massardi, S., Rodriguez-Cianca, D., Pinto-Fernandez, D., Moreno, J. C., Lancini, M., Torricelli, D., 6 2022. Characterization and evaluation of human-exoskeleton interaction dynamics: A review.
DOI: 10.3390/s22113993
- Rathore, A., Wilcox, M., Ramirez, D. Z. M., Loureiro, R., Carlson, T., 8 2016. Quantifying the human-robot interaction forces between a lower limb exoskeleton and healthy users. In: 2016 38th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, pp. 586–589.
URL: <https://ieeexplore.ieee.org/document/7590770/>
DOI: 10.1109/EMBC.2016.7590770
- Rossi, S. M. M. D., Vitiello, N., Lenzi, T., Ronsse, R., Koopman, B., Persichetti, A., Giovacchini, F., Vecchi, F., Ijspeert, A. J., van der Kooij, H., Carrozza, M. C., 8 2010. Soft artificial tactile sensors for the measurement of human-robot interaction in the rehabilitation of the lower limb. In: 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology. IEEE, pp. 1279–1282.
URL: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5626409/>
DOI: 10.1109/IEMBS.2010.5626409
- Sposito, M., Toxiri, S., Caldwell, D. G., Ortiz, J., Momi, E. D., 2019. Towards Design Guidelines for Physical Interfaces on Industrial Exoskeletons: Overview on Evaluation Metrics. pp. 170–174.
DOI: 10.1007/978-3-030-01887-0_33
- Tamez-Duque, J., Cobian-Ugalde, R., Kilicarslan, A., Venkatakrishnan, A., Soto, R., Contreras-Vidal, J. L., 2 2015. Real-time strap pressure sensor system for powered exoskeletons. *Sensors (Switzerland)* 15, 4550–4563.
DOI: 10.3390/s150204550
- Technaid S.L., 2024. Exoesqueleto robótico Exo-H2. <https://www.technaid.com/es/productos/robotic-exoskeleton/>, accedido: abril 2026.
- Tiboni, M., Borboni, A., Vèrité, F., Bregoli, C., Amici, C., 2 2022. Sensors and actuation technologies in exoskeletons: A review.
DOI: 10.3390/s22030884
- Wang, S., Zhang, B., Yu, Z., Yan, Y., 10 2021. Differential soft sensor-based measurement of interactive force and assistive torque for a robotic hip exoskeleton. *Sensors* 21.
DOI: 10.3390/s21196545
- Ángel Gil-Agudo, Álvaro Megía-García, Pons, J. L., Sinovas-Alonso, I., Comino-Suárez, N., Lozano-Berrio, V., del Ama, A. J., 12 2023. Exoskeleton-based training improves walking independence in incomplete spinal cord injury patients: results from a randomized controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 20.
DOI: 10.1186/s12984-023-01158-z