

Jornadas de Automática

Control de admitancia con sensores FSR en nodo ROS 2 para exoesqueleto

Espuela Domínguez, Eugenio Manuel^{a,*}, Sánchez Fernández, Pablo^a, Castano Pena, Juan Alejandro^a, Carballeira López, Juan^a, Ama Espinosa, Antonio José^a

^aGrupo BeST, Universidad Rey Juan Carlos, Móstoles (Madrid), España. {eugenio.espuela, pablo.sanchezf, juan.castano, juan.carballeira, antonio.delama}@urjc.es

To cite this article: Espuela, E.M., Sánchez, P., Castano, J.A., Carballeira, J., Ama, A.J. 2026. Admittance Control with FSR Sensors in a ROS 2 Node for Exoskeleton Rehabilitation. *Jornadas de Automática*, 47.
<https://doi.org/10.17979/ja-cea.2026.47.13873>

Resumen

Los controles de admitancia para exoesqueletos de rehabilitación están bien establecidos en la literatura, pero su implementación habitual requiere sensores de par embebidos en el propio dispositivo o galgas de carga externas de elevado coste. Este trabajo presenta una arquitectura alternativa: un nodo externo en ROS 2 que cierra el lazo de control del exoesqueleto Exo-H3 leyendo sensores de fuerza resistivos (FSR) de bajo coste integrados en las cinchas. El control implementa un modelo masa-muelle-amortiguador (MSD) discretizado que modula la trayectoria articular en función del esfuerzo del usuario. Se describe la cadena completa: sensado de los FSR, electrónica de adquisición modular y nodo ROS 2 con interfaz de ajuste en tiempo real. Se presentan los resultados de una validación experimental preliminar con un voluntario sano. El sistema permite desviaciones voluntarias de hasta 73° en rodilla y 53° en cadera, validando la viabilidad del enfoque. La independencia de la sensorización interna del exoesqueleto dota al sistema de portabilidad a otras plataformas.

Palabras clave: Exoesqueleto, Control de admitancia, Ingeniería de rehabilitación, Mecatrónica biomédica, Sistemas robóticos en red, Interacción humano-robot

Admittance Control with FSR Sensors in a ROS 2 Node for Exoskeleton Rehabilitation

Abstract

Admittance control for rehabilitation exoskeletons is well established in the literature, but typical implementations rely on torque sensors embedded in the device or expensive external load cells. This work presents an alternative architecture: an external ROS 2 node that closes the control loop of the Exo-H3 exoskeleton by reading low-cost force-sensing resistors (FSRs) integrated into the articular straps. The control implements a discretised mass-spring-damper (MSD) model that modulates the joint trajectory according to the user's effort. The complete chain is described—ergonomic FSR enclosure, modular acquisition electronics, ROS 2 node with real-time parameter tuning interface—and the results of a preliminary experimental validation with a healthy volunteer are presented. The system allows voluntary deviations of up to 73° at the knee and 53° at the hip, validating the feasibility of the approach for active therapy. Its independence from the exoskeleton's internal sensing makes the solution portable to other platforms.

Keywords: Rehabilitation exoskeleton, Admittance control, Rehabilitation engineering, Biomedical Mechatronics, Networked robotic systems, Human-robot interaction

1. Introducción

Los trastornos de la marcha derivados de patologías neurológicas (ictus, lesión medular o párkinson) limitan severa-

mente la autonomía del paciente (Baker, 2018). La robótica de rehabilitación ha demostrado beneficios en la duración y consistencia de las sesiones (Mekki et al., 2018; Ángel Gil-Agudo et al., 2023), si bien los ensayos clínicos no han evi-

*Autor para correspondencia: eugenio.espuela@urjc.es
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

denciado aún una ventaja concluyente frente a la terapia convencional (Alashram et al., 2021). Una hipótesis ampliamente aceptada señala el carácter pasivo de muchas sesiones robot-asistidas como factor limitante: la neuroplasticidad, mecanismo subyacente a la recuperación funcional, requiere participación activa del usuario (Levin and Demers, 2021; Jo and Perez, 2020).

Los controles de admitancia e impedancia son el marco teórico habitual para incorporar esa participación activa en exoesqueletos (Massardi et al., 2022). Sin embargo, su implementación práctica suele requerir sensores de par embebidos en los actuadores o galgas de carga externas de elevado coste. Cuando el exoesqueleto no dispone de estos sensores o estos no son suficientemente fiables, una alternativa es medir las fuerzas de interacción directamente en la interfaz física mediante sensores FSR de bajo coste. Este enfoque plantea retos propios (deriva de la señal, sensibilidad al montaje y variabilidad anatómica) abordados en (Espuela et al., 2025, 2026) mediante encapsulados ergonómicos y un protocolo de precarga (Hamilton et al., 2020; Tamez-Duque et al., 2015; Ghonasgi et al., 2021).

Menos explorado en la literatura está la estrategia de cerrar el lazo de control completo *desde fuera* del exoesqueleto: un nodo externo que lee los FSR, ejecuta el control y envía consignas al dispositivo a través de una red ROS 2, sin modificar el firmware interno ni depender de la sensorización propia del exoesqueleto. Esta arquitectura facilita la portabilidad entre plataformas y la integración en sistemas multi-robot como el proyecto NIMBLE.

Este trabajo presenta la cadena completa: (1) un sistema de adquisición FSR con encapsulados ergonómicos y electrónica modular validado en (Espuela et al., 2025, 2026); (2) un nodo ROS 2 en C++ que implementa un control de admitancia de rigidez variable (modelo MSD discretizado) diseñado en (Espuela, 2023), y (3) su validación experimental sobre el exoesqueleto Exo-H3. El conjunto constituye un lazo de control de admitancia completo, basado en FSR, sin dependencia de la sensorización interna del dispositivo.

2. Plataforma experimental

2.1. Exoesqueleto Exo-H3

El Exo-H3 (Technaid S.L.) es un exoesqueleto de miembro inferior con 6 grados de libertad activos (cadera, rodilla y tobillo bilateral), controlable en posición, par y admitancia. Se comunica vía CAN en tiempo real, lo que permite su integración en arquitecturas ROS 2 como la empleada en el proyecto NIMBLE (Fig. 1).

2.2. Sistema de medida FSR

Se emplean sensores FSR03 (Ohmite, $\varnothing 25,4$ mm, rango 20–5 000 g) alojados en encapsulados de impresión 3D que garantizan la aplicación de fuerza normal sobre la zona activa. Una precarga estática durante 5 min antes de iniciar la terapia reduce la deriva respecto a la condición sin precarga (Espuela et al., 2025, 2026). Se utilizan ocho sensores distribuidos en cuatro pares articulares (anterior/posterior): rodilla y cadera de ambas piernas; los tobillos no disponen de FSR.

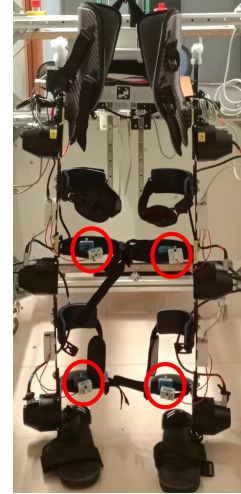


Figura 1: Exoesqueleto Exo-H3 con sensores FSR empleado en las pruebas.

Las señales de los ocho sensores se digitalizan con un microcontrolador STM32F401 (ADC 12-bit) y se transmiten por puerto serie a 115 200 bps. Dentro del nodo, la cadena de procesado convierte cada lectura ADC en voltaje ($V = \text{ADC} \times 3,3/4095$), aplica el modelo de calibración del sensor ($F = ((V - c)/a)^{1/b}$, parámetros obtenidos por regresión experimental), y calcula la fuerza neta de interacción como $F_{\text{net}} = \text{clamp}(F - sp, 0, F_{\text{máx}})$, donde sp es el umbral de reposo (fase de calibración 1) y $F_{\text{máx}}$ la fuerza neta máxima calibrada (fase 2). Esta normalización garantiza que la entrada al controlador sea cero en reposo y esté acotada al rango calibrado durante la interacción. Una electrónica modular de tres tipos de placas distribuye los sensores en las extremidades y centraliza la comunicación en la zona posterior del exoesqueleto.

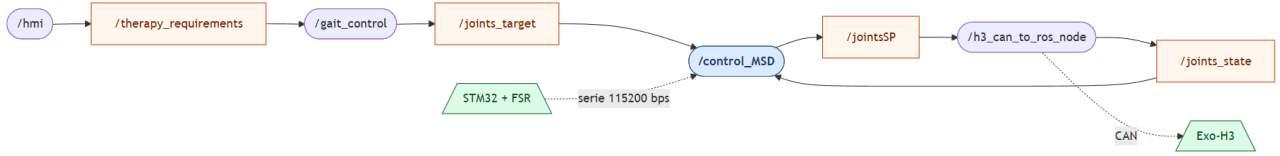
2.3. Arquitectura software en ROS 2

El nodo `control_MSD` (Fig. 2(a)) adopta una arquitectura híbrida ROS 2 + Qt: el bucle de eventos Qt ejecuta la GUI y los hilos de control, mientras que un `QTimer` llama a `rcLcpp::spin_some()` cada 10 ms para procesar los *callbacks* ROS 2 sin bloquear la interfaz.

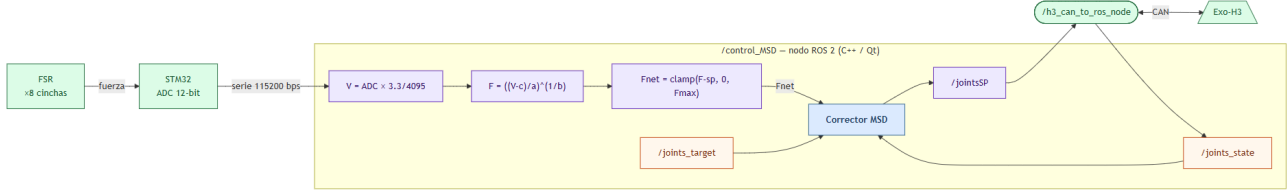
En la red ROS 2 del proyecto NIMBLE, el nodo `/hmi` publica `/therapy_requirements`, al que se suscribe `/gait_control`; este último genera la trayectoria articular y la publica en `/joints_target`. `control_MSD` se suscribe a `/joints_target` (trayectoria deseada θ_d) y `/joints_state` (posición medida θ publicada por el driver del Exo-H3), y publica las consignas de posición en `/jointsSP`, al que se suscribe `h3_can_to_ros_node`. Fuera de ROS 2, los FSR se leen directamente por puerto serie (`QSerialPort`, 115 200 bps) y el driver se comunica con el Exo-H3 vía bus CAN. La interfaz Qt permite activar el control por articulación, ajustar ganancias y calibrar los sensores en tiempo real.

3. Control de admitancia de rigidez variable

Las Figs. 2(a) y 2(b) ilustran, respectivamente, la red ROS 2 del sistema y la cadena completa del lazo de control. Los FSR miden la fuerza de interacción articular; el STM32 digitaliza la señal y la transmite por serie; el nodo `control_MSD` ejecuta el modelo MSD y publica la consigna modificada θ_m al Exo-H3.



(a) Red de comunicaciones ROS 2 (subconjunto relevante para este trabajo).



(b) Topología lógica del lazo de control de admitancia con FSR.

Figura 2: Diagramas del sistema: (a) red ROS 2 del proyecto NIMBLE con nodos y tópicos relevantes; (b) cadena completa del lazo de control de admitancia.

3.1. Modelo MSD discretizado

El control implementado es un control de admitancia: la fuerza de interacción medida $F(t)$ genera una modificación $\Delta\theta$ de la trayectoria articular. El modelo masa-muelle-amortiguador (MSD) proporciona rigidez virtual ajustable. En el dominio de Laplace:

$$\frac{\Delta\Theta(s)}{F(s)} = \frac{C}{(s+a)(s+b)}, \quad (1)$$

donde a y b son los polos reales. Para amortiguamiento crítico ($a = b$): $\Delta\Theta(s)/F(s) = C/(s+a)^2$. Aplicando la transformada z (caso sobreamortiguado):

$$\frac{\Delta\Theta(z)}{F(z)} = p \cdot \frac{M}{k} \cdot \frac{(e^{-aT} - e^{-bT})z}{(z - e^{-aT})(z - e^{-bT})}, \quad (2)$$

y para amortiguamiento crítico:

$$\frac{\Delta\Theta(z)}{F(z)} = p \cdot \frac{M}{k} \cdot \frac{T e^{-aT} z}{z^2 - 2e^{-aT}z + e^{-2aT}}, \quad (3)$$

donde T es el período de muestreo, M la masa virtual, k la constante elástica y p un parámetro global de ganancia. El diseño evita el régimen subamortiguado: si los parámetros generan polos complejos, el sistema cae automáticamente en amortiguamiento crítico, garantizando estabilidad.

3.2. Arquitectura del corrector

La trayectoria modificada enviada al exoesqueleto es:

$$\theta_m(t) = \theta_d(t) + \Delta\theta_{\text{MSD}}(t), \quad (4)$$

donde $\Delta\theta_{\text{MSD}}$ es la desviación generada por (2) ante la fuerza medida (Fig. 3). Cada articulación opera con dos sensores: el anterior activa el movimiento en un sentido y el posterior en el contrario, permitiendo control bidireccional.

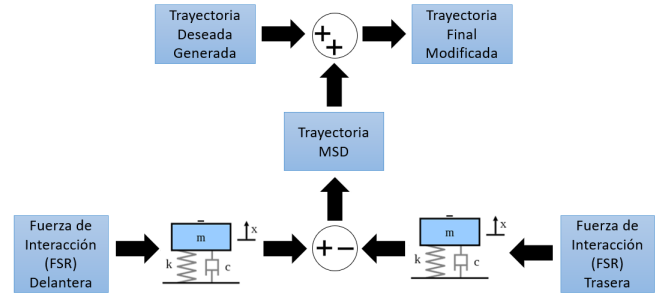


Figura 3: Arquitectura del corrector de trayectorias.

4. Resultados y discusión

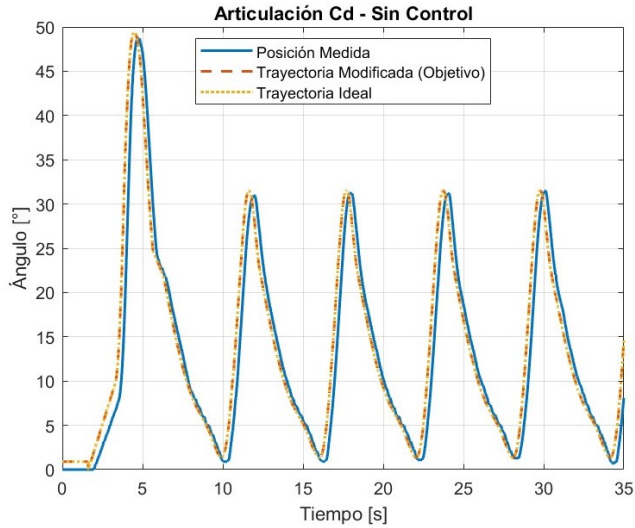
4.1. Protocolo de validación

Las pruebas se realizaron con un voluntario sano (Comité de Ética URJC, exp. 041120245482024) sobre la pierna derecha. Se ejecutaron dos pruebas con idéntica trayectoria de referencia (perfil de marcha, 5 ciclos, cadencia ≈ 7 s/ciclo, equivalente a ≈ 17 pasos/min): (A) sin controlador y (B) con corrector activo, pidiendo al voluntario que intentase ampliar la zancada respecto a la trayectoria impuesta. Se registraron a 100 Hz posición medida, trayectoria deseada y trayectoria modificada. Los indicadores calculados fueron RMSE entre posición medida y trayectoria de referencia ideal, error máximo, retardo de seguimiento, jerk RMS y desviación media/máxima respecto a la referencia.

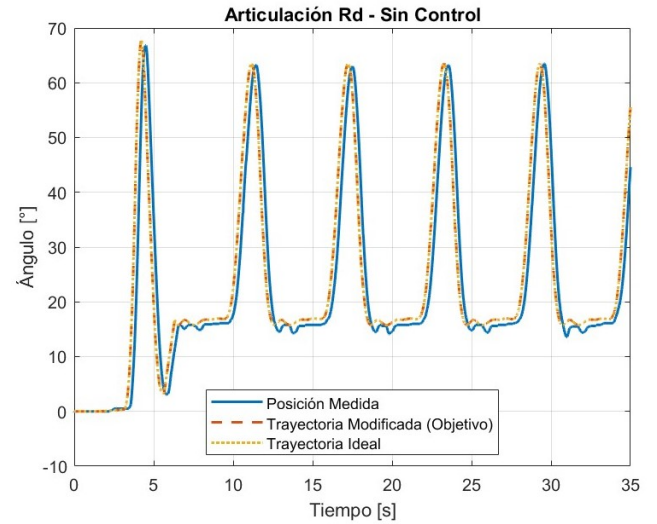
Los parámetros del modelo MSD utilizados fueron: polos $a=b=10$ (amortiguamiento crítico con $k_{\text{ct}}=100$, $d_{\text{ct}}=20=2\sqrt{k}$), ganancia de canal $p \cdot M/k=40$ por articulación, período de muestreo $T=10$ ms.

4.2. Comparativa sin/con control

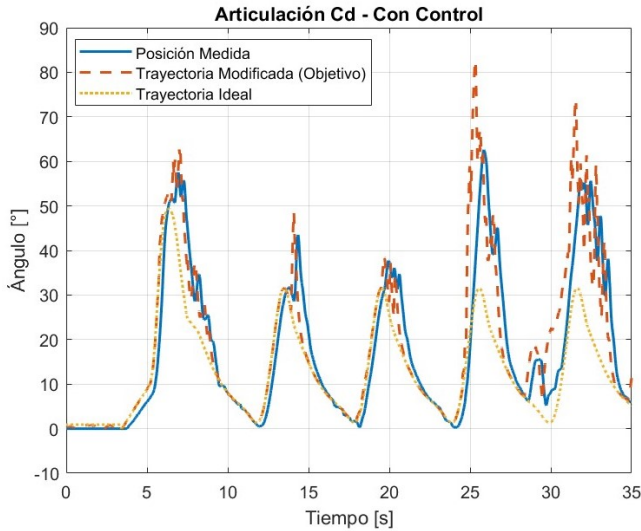
La Figura 4 muestra la evolución temporal de cadera y rodilla en ambas condiciones. Sin controlador, trayectoria deseada y modificada coinciden. Con el corrector activo, la trayectoria modificada se aparta voluntariamente de la referencia, reflejando el esfuerzo del usuario.



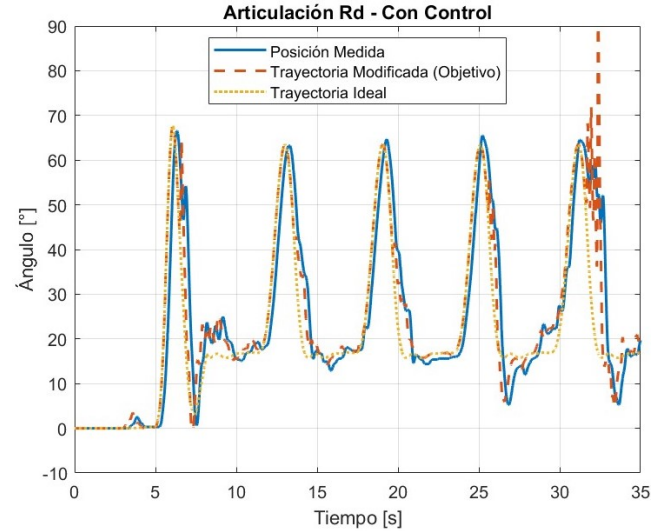
(a) Sin controlador — Cadera



(b) Sin controlador — Rodilla



(c) Con corrector activo — Cadera



(d) Con corrector activo — Rodilla

Figura 4: Comparativa sin/con corrector de trayectorias en cadera y rodilla derechas. Azul: posición medida; rojo: trayectoria modificada; amarillo: trayectoria ideal. Sin control (a, b) las señales roja y amarilla coinciden. Con corrector (c, d) la trayectoria modificada se aparta de la ideal por la interacción activa del usuario.

La Tabla 1 resume los indicadores cuantitativos. El RMSE cuantifica la desviación de la posición medida respecto a la trayectoria de referencia: sin controlador refleja el error de seguimiento puro; con corrector activo, la desviación voluntaria inducida por el usuario. El RMSE aumenta con el controlador ($8,79^\circ$ en cadera y $7,37^\circ$ en rodilla frente a $3,47^\circ$ y $6,67^\circ$ sin control), reflejando la mayor exigencia dinámica. El retardo se mantiene estable ($\approx 0,25$ – $0,29$ s). El incremento del jerk RMS (310 a 410 – 448 $^\circ/\text{s}^2$) es coherente con la mayor variabilidad del movimiento activo. Las oscilaciones de alta frecuencia observadas en la cadera con corrector activo (Fig. 4c) durante los tramos de flexión son atribuibles a la amplificación del ruido de cuantificación ADC por la dinámica diferencial del modelo MSD cuando la fuerza de interacción es pequeña y las lecturas FSR fluctúan en torno al umbral sp ; la incorporación de un filtro paso bajo en la cadena de fuerza podría mitigar este efecto.

Tabla 1: Métricas de seguimiento en cadera y rodilla.

Articulación	Ctrl.	RMSE [$^\circ$]	Ret. [s]	Jerk [$^\circ/\text{s}^2$]	Desv. med./máx.[$^\circ$]
Cadera	No	3,47	0,24	310	—
Cadera	Sí	8,79	0,29	410	5,9/53
Rodilla	No	6,67	0,22	309	—
Rodilla	Sí	7,37	0,24	448	3,1/73

Las desviaciones máximas de 53° en cadera y 73° en rodilla, con tiempos de desviación sostenida superiores a 5° de más de 10 s y 6 s respectivamente, confirman que el corrector concede autonomía considerable. El exoesqueleto guía pero no impone, que es el comportamiento buscado en terapia activa. La cadencia empleada (≈ 7 s/ciclo, ≈ 17 pasos/min) es netamente inferior a la marcha fisiológica (≈ 100 pasos/min, ≈ 1 – $1,5$ s/ciclo a velocidad normal), condición habitual en las fases iniciales de rehabilitación. A cadencias más fisiológicas, la constante de tiempo del corrector ($\tau=0,1$ s) sigue siendo

adecuada, pero deberán revisarse la ganancia y los límites de saturación ante el mayor gradiente temporal de la fuerza de interacción. Las principales limitaciones del estudio son la muestra de un único voluntario sano, los datos de una sola pierna y el ajuste manual de ganancias. El uso de conectores JST en condiciones dinámicas provocó desconexiones esporádicas que alargaron las sesiones.

5. Conclusiones

Se ha presentado un lazo de control de admitancia de rigidez variable, implementado como nodo externo ROS 2, que lee sensores FSR de bajo coste integrados en las cinchas del Exo-H3 y cierra el control del exoesqueleto sin modificar su firmware. La contribución principal reside en la arquitectura completa: cadena FSR calibrado → nodo ROS 2 → consigna al exoesqueleto, operativa y portable a otras plataformas. Los resultados preliminares validan el funcionamiento con desviaciones voluntarias de hasta 73° en rodilla.

Como trabajo futuro se plantea: (1) comparar esta implementación en nodo ROS 2 externo con un control equivalente embebido en el microcontrolador del exoesqueleto, evaluando diferencias en latencia y precisión; (2) comparar las señales FSR con las galgas de carga integradas en el Exo-H3; (3) ampliar la validación a mayor número de sujetos incluyendo pacientes; y (4) validar el sistema completo NIMBLE con los tres robots en sesión simulada.

Agradecimientos

Los autores declaran haber empleado herramientas de inteligencia artificial generativa como apoyo en la redacción y revisión del texto. La responsabilidad científica del contenido es íntegramente de los autores.

Trabajo financiado por el proyecto NIMBLE (PID2022-139125OB-I00) del Ministerio de Ciencia e Innovación de España. Los autores agradecen al Comité de Ética de la URJC su evaluación del protocolo experimental (exp. 041120245482024).

Referencias

Alashram, A. R., Annino, G., Padua, E., 9 2021. Robot-assisted gait training in individuals with spinal cord injury: A systematic review for the clinical

- effectiveness of lokomat. *Journal of Clinical Neuroscience* 91, 260–269. DOI: 10.1016/j.jocn.2021.07.019
- Baker, J. M., 6 2018. Gait disorders. *The American Journal of Medicine* 131, 602–607. DOI: 10.1016/j.amjmed.2017.11.051
- Espuela, E., Castano, J., Fernández, P., Borromeo, S., Ama, A., 2026. Diseño y validación de un sistema basado en sensores de fuerza para el análisis de la interacción humano-exoesqueleto. In: *Simposio CEA de Robótica, Bioingeniería, Visión por Computador y Automática Marina*. Bilbao, España.
- Espuela, E. M., 2023. Diseño de estrategias de control para terapias de rehabilitación activa basadas en el uso de exoesqueletos. Tech. rep., Universidad Rey Juan Carlos. URL: <https://hdl.handle.net/10115/25271>
- Espuela, E. M., Vázquez, A., Ramos, J., Castano, J. A., Fernández, P. R., Borromeo, S., Jul. 2025. Design and validation of a force sensor based system for human-exoskeleton interaction analysis. In: *Proceedings of the 32nd Seminario Anual de Automática, Electrónica Industrial e Instrumentación (SAAEI'25)*. Aranjuez, Spain.
- 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
- Jo, H. J., Perez, M. A., 5 2020. Corticospinal-motor neuronal plasticity promotes exercise-mediated recovery in humans with spinal cord injury. *Brain* 143, 1368–1382. DOI: 10.1093/brain/awaa052
- Levin, M. F., Demers, M., 11 2021. Motor learning in neurological rehabilitation. *Disability and Rehabilitation* 43, 3445–3453. DOI: 10.1080/09638288.2020.1752317
- 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
- Mekki, M., Delgado, A. D., Fry, A., Putrino, D., Huang, V., 7 2018. Robotic rehabilitation and spinal cord injury: a narrative review. *Neurotherapeutics* 15, 604–617. DOI: 10.1007/s13311-018-0642-3
- 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
- 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