

## Estrategia de control de un robot de rehabilitación de la marcha pseudoestacionario

Ramos, J.<sup>a, b \*</sup>, Espuela, E.M.<sup>b</sup>, Lora-Millan, J.S.<sup>b</sup>, Castano, J.A.<sup>b</sup>, Borromeo, S.<sup>b</sup>, Nieto, R.<sup>b</sup>, Fernández, P.<sup>b</sup>, Carballeira, J.<sup>b</sup>, del Ama, A.J.<sup>b</sup>

<sup>a</sup> Escuela Internacional de Doctorado, Universidad Rey Juan Carlos, Madrid, España.

<sup>b</sup> Área de Tecnología Electrónica, Universidad Rey Juan Carlos, Calle Tulipán, s/n, 28933 Móstoles, Madrid.

**To cite this article:** Ramos, J., Espuela, E.M., Lora-Millan, J.S., Castano, J.A., Borromeo, S., Nieto, R., Fernández, P., Carballeira, J., del Ama, A.J. 2023. Control strategy of a pseudo-stationary gait rehabilitation robot. XLIV Jornadas de Automática, 95-98. <https://doi.org/10.17979/spudc.9788497498609.095>

### Resumen

La recuperación de la marcha es una prioridad para las personas con enfermedades neurológicas o lesión medular espinal. Los exoesqueletos actuales de reentrenamiento de la marcha implementan estrategias de control por seguimiento de la trayectoria o por asistencia según la necesidad, sin embargo, éstas no han mostrado aún ser superiores a la rehabilitación convencional de manera concluyente. En este artículo se presenta de forma conceptual la estrategia de control de un nuevo sistema robótico ambulatorio para la rehabilitación de la marcha basado en un exoesqueleto comercial, integrando módulos robóticos adicionales para proporcionar mayor libertad de movimiento al usuario y fomentar el control voluntario y la participación activa. De esta forma se espera que el sistema permita desarrollar de forma satisfactoria la terapia y, a futuro, favorezca la plasticidad neuronal y el aprendizaje motor.

*Palabras clave:* Exoesqueleto, Tecnología asistencial e ingeniería de rehabilitación, Tecnología robótica.

### Control strategy of a pseudo-stationary gait rehabilitation robot

#### Abstract

The restoration of gait is a priority for people with neurological disease or spinal cord injury. Current gait training exoskeletons implement path-following or assist-as-needed control strategies. However, they have not shown to be conclusively superior to conventional rehabilitation yet. This paper conceptually presents the control strategy of a new ambulatory robotic gait rehabilitation system based on a commercial exoskeleton. The system integrates additional robotic modules to provide more freedom to the user during motion and encourage voluntary control and active participation in the therapy. In this way, the system is expected to provide a successful therapy development and, in the future, to promote neural plasticity and motor learning.

*Keywords:* Assistive technology and rehabilitation engineering, Exoskeleton, Robotics technology.

### 1. Introducción

La recuperación de la marcha es una prioridad para las personas con enfermedades neurológicas o lesión medular espinal, ya que su dificultad o pérdida afecta en gran medida a su independencia y calidad de vida (Burns et al., 2011; Chiou & Burnett, 1985; Ditunno et al., 2008; Simpson et al., 2012).

La alta repetitividad e intensidad del entrenamiento, junto con el compromiso de los pacientes, se han presentado como factores cruciales para inducir la plasticidad neuronal y el

aprendizaje motor (Krakauer, 2006; Van Hedel & Dietz, 2010). Para este fin, son de gran utilidad los sistemas de entrenamiento asistido por robot, capaces de aportar mayor repetitividad, control y tiempo de entrenamiento (Arazpour et al., 2012; Krakauer, 2006; Rodríguez-Fernández et al., 2021).

Los dispositivos robóticos actuales de reentrenamiento de la marcha combinan diferentes opciones: marcha sobre tapiz rodante o sobre suelo, utilización o no de ayuda de fisioterapeutas y/o dispositivos externos como muletas o

\*Autor para correspondencia: [jaime.ramos@urjc.es](mailto:jaime.ramos@urjc.es)

Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

andadores y uso o no de sistema de descarga de peso (PWBS) (Chen et al., 2016).

En cuanto a las estrategias de control implementadas en los exoesqueletos de rehabilitación de la marcha en la actualidad, generalmente se dividen en control por seguimiento de la trayectoria y asistencia según necesidad (AAN) (Chen et al., 2016), cada uno de ellos utilizados en un 50% en los exoesqueletos ambulatorios actuales (Rodríguez-Fernández et al., 2021). El control por seguimiento moviliza a los usuarios de forma pasiva para que ejecuten una trayectoria de referencia, lo cual disminuye el aprendizaje motor, el esfuerzo y la participación activa. Por el contrario, la estrategia AAN sugiere que el usuario realice el movimiento de forma activa y que el dispositivo aporte únicamente la ayuda extra necesaria para que el movimiento siga la trayectoria deseada (Chen et al., 2016). Sin embargo, durante el entrenamiento, el sistema locomotor, si comete pocos errores en el movimiento, tiende a relajarse (*slacking*) y a disminuir su activación muscular para ser más eficiente (Reinkensmeyer et al., 2004), disminuyendo su esfuerzo y participación (Cajigas et al., 2017).

En la actualidad, las pruebas clínicas sugieren que la combinación del entrenamiento robótico y de la rehabilitación convencional influye positivamente en la capacidad de andar de forma independiente. No obstante, aún no hay pruebas concluyentes sobre la superioridad de la rehabilitación robótica sobre la terapia convencional (Lam et al., 2019; Mehrholz et al., 2017, 2020; Rodríguez-Fernández et al., 2021).

Por otro lado, las alteraciones y los pequeños errores podrían fomentar la implicación (Basalp et al., 2021) y el aprendizaje de nuevos patrones motores (Marchal-Crespo et al., 2014), mientras que los errores grandes y repetitivos se asocian a peores resultados (Marchal-Crespo et al., 2019). Sin embargo, estas teorías aún no se han aplicado al entrenamiento de la marcha asistido por robots.

El objetivo de este artículo es describir de forma conceptual la estrategia de control de un nuevo sistema robótico ambulatorio. Este sistema está basado en un exoesqueleto comercial de rehabilitación de la marcha integrado a módulos robóticos desarrollados para aportar mayor libertad de movimiento y estabilidad al usuario.

## 2. Materiales y métodos

### 2.1. Sistema robótico

El sistema robótico está basado en el exoesqueleto ambulatorio de rehabilitación de la marcha Exo-H3 (Technaid S.L., Madrid, España) al cual se integran varios subsistemas robóticos (Figura 1) con el objetivo de mejorar sus prestaciones terapéuticas. Entre estos subsistemas, se encuentra un bastidor robótico que aporta estabilidad al exoesqueleto y se desplaza acompañando al exoesqueleto durante la marcha, un actuador pélvico que aporta libertad de movimiento en la pelvis y un sistema de proyección de objetivos para mantener la motivación del paciente y su participación activa durante la terapia.

El principal motivo para la utilización de este exoesqueleto es que está diseñado específicamente para la investigación, permitiendo la implementación de nuevos algoritmos y estrategias de control. Además, para el desarrollo de éstas, es necesario que el exoesqueleto sea transparente durante la fase

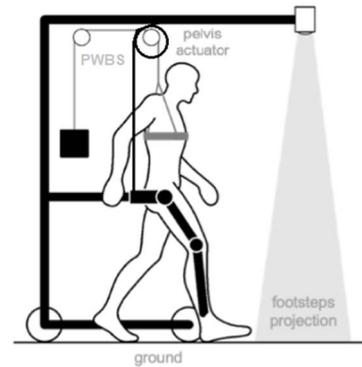


Figura 1: Diagrama de los componentes del sistema robótico.

de balanceo, permitiendo al sujeto realizar la trayectoria que desee y poder monitorizar las configuraciones articulares para evitar posibles problemas.

### 2.2. Estrategia de control del Exo-H3

El exoesqueleto cuenta con sensores de posición y de torque en las seis articulaciones. Además, se integran sensores de fuerza resistivos (FSR) en las cinchas de sujeción al muslo y a la pierna para registrar la fuerza de interacción entre el usuario y el exoesqueleto, tanto en los movimientos de flexión como de extensión.

Dada una trayectoria inicial deseada de marcha sana, se implementa un control de posición (Figura 2) en el que, muestra a muestra, se registra la posición actual y la interacción en los sensores FSR, generando una nueva trayectoria suave y derivable, integrando un controlador del tipo proporcional/integral, en función de un modelo masa-resorte-amortiguador (mass-spring-damper, MSD) parametrizado que toma como entradas la posición y la fuerza de interacción. De esta forma se aporta libertad de movimiento al usuario y la trayectoria inicial se adapta a su movimiento y a su participación activa generando un comportamiento similar al de un compensador de gravedad.

De la misma forma, si se desea que el paciente siga la trayectoria deseada, se permite una trayectoria que depende del MSD, pero que converge a la referencia.

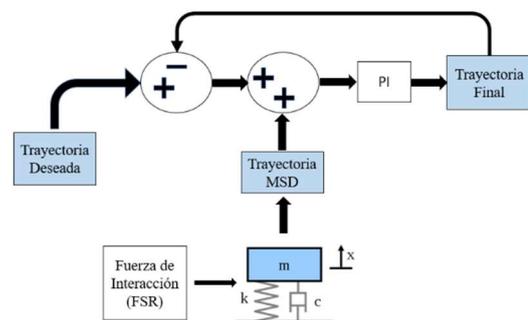


Figura 2. Esquema del controlador del exoesqueleto para cada articulación, donde FSR es el sensor de fuerza resistivo.  $m$ ,  $k$  y  $c$  son los parámetros de masa, resorte y amortiguador, respectivamente, del sistema mass-spring-damper (MSD),  $x$  su desplazamiento y PI un controlador proporcional/integral.

### 2.3. Experimentación

Se colocan dos sensores FSR en la pierna, uno en la parte anterior en contacto con la zona tibial y otro en la posterior, en contacto con el gemelo, para actuar sobre el movimiento de flexo-extensión de la rodilla. Se obtienen datos para un sujeto sentado vistiendo el exoesqueleto y efectuando los movimientos únicamente con la pierna derecha.

En lugar de aplicar un patrón normalizado de la marcha, al ser un movimiento periódico, se aplica una señal sinusoidal que movilice la flexo-extensión de rodilla entre 40-60 grados con una frecuencia de 1,5 Hz. De esta forma, en función de la fuerza de interacción registrada en ambos sensores, este movimiento tendrá que adaptar su amplitud en el sentido de la fuerza, mientras ésta sea aplicada, y volver a su situación inicial cuando no se registren fuerzas de interacción.

### 3. Resultados

La fuerza registrada en ambos sensores origina un cambio en el movimiento (Figura 3). Así, a mayor fuerza realizada sobre el sensor posterior durante el movimiento de flexión de la rodilla, mayor será el aumento del ángulo de flexión y, a mayor fuerza registrada en el sensor tibial durante la extensión, mayor será la extensión. Además, inmediatamente después de dejar de aplicar fuerza sobre los sensores y únicamente acompañar el movimiento del exoesqueleto, el movimiento vuelve a ser el mismo que al inicio.

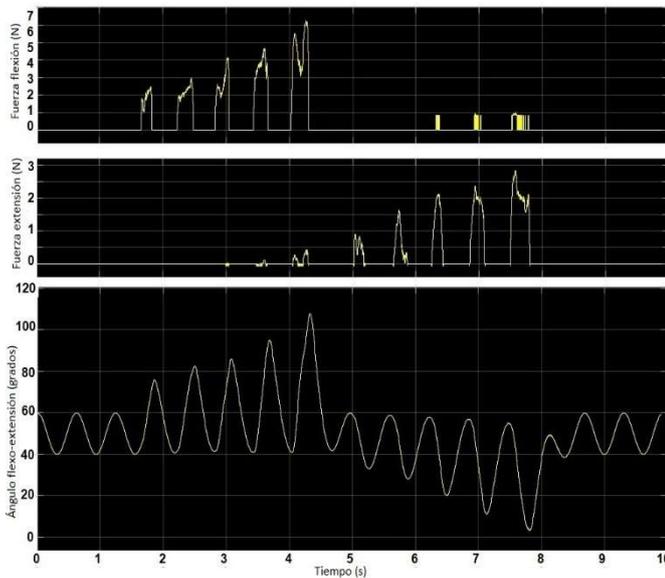


Figura 4. Fuerza registrada en los sensores FSR colocados en las cinchas que se ajustan a la pierna en la zona del gemelo (superior) y en la zona tibial (medio) en contacto con la pierna en Newtons y ángulo de flexo-extensión de la rodilla en grados (inferior) en función del tiempo (segundos). La fuerza es ejercida a favor del movimiento de flexión entre 1-5 s y a favor de la extensión entre 5-8 s.

De la misma forma, cuando se aplica la fuerza sobre el sensor tibial durante la extensión, la máxima flexión se mantiene estable y lo mismo ocurre en el sentido opuesto, sin verse alterada la extensión máxima cuando la fuerza se aplica únicamente sobre el sensor del gemelo durante la flexión (Figura 3).

Además, como se observa en la Figura 4, el aumento de la fuerza registrada por los sensores origina una variación del

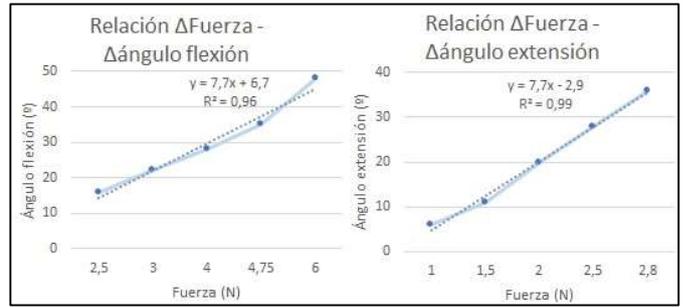


Figura 3. Relación entre la variación de fuerza registrada en los sensores y la variación del ángulo de rotación en flexión (izquierda) y extensión (derecha) y sus respectivas líneas de tendencias.

ángulo de flexión de forma proporcional. Esta relación sigue una tendencia lineal, cuya ratio es de 7,7 grados/N para ambos sensores.

Por otro lado, durante el entrenamiento, puede ocurrir que se realice fuerza en ambos sentidos para intentar llevar a cabo ambos movimientos de flexión y extensión de forma activa, aumentando la amplitud de la flexión en ambos sentidos (Figura 5). Igualmente, por diversas causas como puede ser la imposibilidad de realizar el movimiento correspondiente, la fuerza puede ser ejercida en el sentido opuesto al movimiento, lo cual disminuye la amplitud del movimiento (Figura 5). En estos casos, al igual que en la Figura 3, tras dejar de aplicar fuerza sobre los sensores la rotación tanto a favor como en contra del movimiento, el movimiento se restablece.

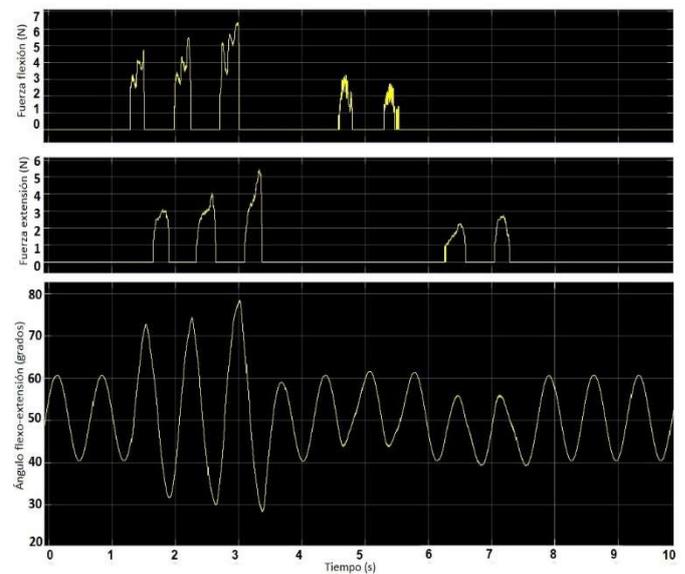


Figura 5: Fuerza registrada en los sensores FSR colocados en las cinchas que se ajustan a la pierna en la zona del gemelo (superior) y en la zona tibial (medio) en contacto con la pierna en Newtons y ángulo de flexo-extensión de la rodilla en grados (inferior) en función del tiempo (segundos). La fuerza es ejercida a favor del movimiento entre 1-4 s y en contra entre 4-8 s.

### 4. Discusión y conclusiones

En este artículo se describe de forma conceptual la estrategia de control de un nuevo sistema robótico de rehabilitación de la marcha cuyos principales objetivos son aportar mayor libertad al usuario para explorar nuevos patrones de movimiento por sí mismo y aumentar el equilibrio y el control motor voluntario.

Dada una trayectoria inicial deseada, tras registrar fuerzas de interacción en los sensores FSR colocados en las cinchas del exoesqueleto, se genera una nueva trayectoria estable acorde con el movimiento deseado. De la misma forma, al no aplicar ninguna fuerza, la trayectoria se restablece volviendo a la inicial.

La relación observada entre la variación de la fuerza registrada por los sensores y la variación del ángulo de la articulación muestran una relación robusta y lineal. Ésta será muy útil para poder predecir y simular la interacción de los distintos sensores y sus correspondientes movimientos. Sin embargo, habrá que analizar esta relación para un mayor número de muestras, sensores y articulaciones antes de garantizar esta relación.

Los resultados presentados en el artículo a partir de una señal sinusoidal proporcionan una interesante vía de investigación con el objetivo de generar una nueva trayectoria estable que permita una marcha más libre en función de la participación activa del usuario a partir de una trayectoria deseada y las fuerzas de interacción registradas en el exoesqueleto.

Además, tras asegurar el correcto funcionamiento del control presentado en este artículo para todas las articulaciones durante la marcha, la sincronización de todos los subsistemas que componen el sistema robótico completo será una parte esencial a tener en cuenta para poder desarrollar de la forma deseada la terapia.

La implementación de las estrategias de control y la validación de la seguridad y la viabilidad de la terapia abrirá nuevas líneas de investigación para evaluar si este entorno terapéutico de mayor libertad de movimiento maximiza las prestaciones de estas tecnologías y mejora la terapia con respecto a la convencional.

## Agradecimientos

Este trabajo es parte del proyecto de I+D+i PID2021-123657OB-C31, financiado por MCIN/AEI/10.13039/501100011033/ y por “FEDER Una manera de hacer Europa”.

## Referencias

Arazpour, M., Bani, M. A., Hutchins, S. W., & Jones, R. K. (2012). The physiological cost index of walking with mechanical and powered gait orthosis in patients with spinal cord injury. *Spinal Cord* 2013 51:5, 51(5), 356–359. DOI: 10.1038/sc.2012.162

Basalp, E., Wolf, P., & Marchal-Crespo, L. (2021). Haptic training: which types facilitate (re) learning of which motor task and for whom?

answers by a review. *IEEE Transactions on Haptics*, 14(4), 722–739. DOI: 10.1109/TOH.2021.3104518

Burns, A. S., Delparte, J. J., Patrick, M., Marino, R. J., & Ditunno, J. F. (2011). The reproducibility and convergent validity of the walking index for spinal cord injury (WISCI) in chronic spinal cord injury. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 25(2), 149–157. DOI: 10.1177/1545968310376756

Cajigas, I., Koenig, A., Severini, G., Smith, M., & Bonato, P. (2017). Robot-induced perturbations of human walking reveal a selective generation of motor adaptation. *Science Robotics*, 2(6). DOI: 10.1126/scirobotics.aam7749

Chen, B., Ma, H., Qin, L. Y., Gao, F., Chan, K. M., Law, S. W., Qin, L., & Liao, W. H. (2016). Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons. *Journal of Orthopaedic Translation*, 5, 26–37. DOI: 10.1016/J.JOT.2015.09.007

Chiou, I. I. L., & Burnett, C. N. (1985). Values of Activities of Daily Living A Survey of Stroke Patients and Their Home Therapists. *Physical Therapy*, 65(6), 901–906. DOI: 10.1093/PTJ/65.6.901

Ditunno, P. L., Patrick, M., Stineman, M., & Ditunno, J. F. (2008). Who wants to walk? Preferences for recovery after SCI: a longitudinal and cross-sectional study. *Spinal Cord* 2008 46:7, 46(7), 500–506. DOI: 10.1038/sj.sc.3102172

Krakauer, J. W. (2006). Motor learning: Its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. *Current Opinion in Neurology*, 19(1), 84–90. DOI: 10.1097/01.WCO.0000200544.29915.CC

Lam, T., Tse, C., Sproule, S., & Eng, J. J. (2019). *Lower Limb, Balance and Walking Following Spinal Cord Injury*. www.scireproject.com

Marchal-Crespo, L., Schneider, J., Jaeger, L., & Riener, R. (2014). Learning a locomotor task: With or without errors? *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11(1), 1–10. DOI: 10.1186/1743-0003-11-25

Marchal-Crespo, L., Tsangaridis, P., Obwegeser, D., Maggioni, S., & Riener, R. (2019). Haptic error modulation outperforms visual error amplification when learning a modified gait pattern. *Frontiers in Neuroscience*, 13(FEB), 61. DOI: 10.3389/FNINS.2019.00061

Mehrholz, J., Harvey, L. A., Thomas, S., & Elsner, B. (2017). Is body-weight-supported treadmill training or robotic-assisted gait training superior to overground gait training and other forms of physiotherapy in people with spinal cord injury? A systematic review. *Spinal Cord* 2017 55:8, 55(8), 722–729. DOI: 10.1038/sc.2017.31

Mehrholz, J., Thomas, S., Kugler, J., Pohl, M., & Elsner, B. (2020). Electromechanical-assisted training for walking after stroke. *Cochrane Database of Systematic Reviews*, 2020(10). DOI: 10.1002/14651858.CD006185.PUB5

Reinkensmeyer, D., Aoyagi, D., Emken, J., Galvez, J., Ichinose, W., Kerdanyan, G., Nessler, J., Maneekobkunwong, S., Timoszyk, B., Vallance, K., & others. (2004). Robotic gait training: Toward more natural movements and optimal training algorithms. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 7, 4818–4821.

Rodríguez-Fernández, A., Lobo-Prat, J., & Font-Llagunes, J. M. (2021). Systematic review on wearable lower-limb exoskeletons for gait training in neuromuscular impairments. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 2021 18:1, 18(1), 1–21. DOI: 10.1186/S12984-021-00815-5

Simpson, L. A., Eng, J. J., Hsieh, J. T. C., & Wolfe, D. L. (2012). The Health and Life Priorities of Individuals with Spinal Cord Injury: A Systematic Review. *J Neurotrauma*, 29(8), 1548–1555. DOI: 10.1089/NEU.2011.2226

Van Hedel, H. J. A., & Dietz, V. (2010). Rehabilitation of locomotion after spinal cord injury. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 28(1), 123–134. DOI: 10.3233/RNN-2010-0508