

Diseño e integración del sistema robótico ambulatorio Nimble para entrenamiento de marcha

Ramos-Rojas, J.^{a,b,*}, Carballeira, J.^b, Pulloquina, J. L.^b, Castano, J. A.^b, Fernández, P. R.^b, Lora-Millan, J. S.^b, del-Ama, A. J.^{b,*}

^aEscuela Internacional de Doctorado, Universidad Rey Juan Carlos, 28933 Móstoles, Madrid, España.

^bGrupo de Investigación de Alto Rendimiento en Tecnologías y Sistemas para la Bioingeniería (BeST), Universidad Rey Juan Carlos, 28933 Móstoles, Madrid, España.

Resumen

Los trastornos de la marcha son frecuentes en personas con enfermedades neurológicas y pueden afectar gravemente la movilidad, la independencia y la calidad de vida. Aunque los sistemas robóticos basados en cinta rodante permiten un entrenamiento intensivo y repetitivo, presentan limitaciones para reproducir la marcha natural sobre el suelo. Se han desarrollado varios sistemas similares, pero suelen presentar una alta complejidad mecánica y una asistencia limitada al movimiento pélvico. Para abordar estas limitaciones, presentamos Nimble, un sistema robótico modular para la rehabilitación de la marcha sobre el suelo que integra tres componentes: un exoesqueleto de miembros inferiores, un marco móvil con descarga de peso corporal y un robot de asistencia al centro de masas accionado por cables que permite el desplazamiento activo del centro de masas en los planos lateral y vertical. Se realizó una validación preliminar con un sujeto sano, sin efectos adversos. Se evaluará su usabilidad, seguridad y potencial terapéutico en poblaciones sanas y clínicas en futuros estudios.

Palabras clave: Entrenamiento de la marcha asistido por robot, Estructura móvil sobre suelo, Exoesqueleto, Patologías neurológicas, Robot paralelo accionado por cables, Soporte parcial del peso corporal, Robot vestible

Design and integration of the Nimble ambulatory robotic system for gait training

Abstract

Gait impairments are common in individuals with neurological disorders and can severely affect mobility, independence, and quality of life. Although treadmill-based robotic systems provide intensive and repetitive gait training, they present limitations in reproducing natural overground walking. Several overground systems have emerged to address these limitations, but they often involve high mechanical complexity and limited pelvic motion assistance. To address these limitations, we present Nimble, a modular robotic system for overground gait rehabilitation that integrates three components: a lower-limb exoskeleton, a mobile frame with body-weight support, and a cable-driven centre-of-mass assistance robot that enables active lateral and vertical displacement of the centre of mass. A preliminary validation was conducted with a healthy subject using different gait parameters. The system operated safely and without adverse effects. Future work will focus on quantitative validation with larger samples of healthy and clinical populations to assess usability, safety, and therapeutic potential.

Keywords: Cable-driven parallel robot, Exoskeleton, Neurological conditions, Over-ground mobile frame, Partial body-weight support, Robot-assisted gait training, Wearable robot

1. Introducción

Las alteraciones de la marcha son una consecuencia común de diversos trastornos neuromusculares, como la lesión medular, el accidente cerebrovascular, la parálisis cerebral y el traumatismo craneoencefálico, afectando hasta al 60 % de los pa-

cientes dentro de estas poblaciones (Stolze et al., 2005). Estas deficiencias suelen derivar en complicaciones secundarias —entre ellas, enfermedades cardiovasculares, obesidad, espasticidad y pérdida de densidad ósea— (Mekki et al., 2018), (Pearson et al., 2004), lo que repercute negativamente en la mo-

vidad funcional, la autonomía y la calidad de vida.

Para lograr mejoras funcionales significativas en la locomoción, el entrenamiento de la marcha, ya sea sobre cinta o sobre el suelo, con o sin asistencia (por parte de terapeutas, robots u otros dispositivos), debe considerarse una intervención prioritaria dentro del plan de rehabilitación (Yang and Musselman, 2012). Además, este entrenamiento debe iniciarse lo antes posible para maximizar la neuroplasticidad y los resultados funcionales (Yang and Musselman, 2012).

En las últimas dos décadas, el entrenamiento de la marcha asistido por robots ha emergido como una alternativa prometedora a la terapia convencional, al ofrecer un entrenamiento repetitivo, intensivo y específico, mientras permite reducir la carga física del terapeuta y proporciona evaluaciones objetivas del rendimiento (Rodríguez-Fernández et al., 2021), (Carpino et al., 2018), (Bruni et al., 2018).

Muchos de estos dispositivos están integrados en sistemas de cinta rodante con soporte parcial del peso corporal, como Lokomat (Colombo et al., 2000), LOPES (Veneman et al., 2007) y ALEX (Banala et al., 2008). Aunque estos sistemas permiten un entrenamiento seguro y uniforme, pueden alterar la biomecánica de la marcha, afectando la cinemática articular, la activación muscular y el movimiento pélvico (Brouwer et al., 2009), (Riley et al., 2007), (Lee and Hidler, 2008). Como resultado, las habilidades adquiridas en cinta rodante no siempre se generalizan eficazmente a la deambulación sobre el suelo. Además, estas plataformas reducen la estimulación propioceptiva y limitan las oportunidades de entrenamiento del equilibrio dinámico (Mekki et al., 2018), (Urendes et al., 2019).

Para abordar estas limitaciones, se han desarrollado sistemas robóticos para entrenamiento sobre el suelo, que ofrecen condiciones más cercanas a la marcha real. No obstante, estos sistemas suelen requerir un esfuerzo físico significativo por parte del usuario y el uso adicional de ayudas técnicas (muletas, andadores) o el apoyo del terapeuta, lo que limita su aplicabilidad en pacientes con déficits motores severos o escaso control del tronco (Urendes et al., 2019). En este contexto, los sistemas móviles de soporte de peso corporal —ya sea mediante plataformas montadas en el techo o con base rodante— representan una alternativa viable al reducir la carga musculoesquelética, incrementar la seguridad y permitir escenarios de entrenamiento más funcionales (Barbeau and Blunt, 1991), (Grabowski et al., 2005).

Pese al potencial demostrado por la terapia robótica para mejorar la función de la marcha en individuos con alteraciones neuromusculares (Rodríguez-Fernández et al., 2021), los resultados clínicos siguen siendo variables, y su superioridad frente al entrenamiento tradicional sobre suelo continúa siendo objeto de debate (Lam et al., 2019), (Mehrholtz et al., 2017), (Mehrholtz et al., 2020), (Dijkers et al., 2021), (Fisahn et al., 2016), (Holland et al., 2017).

Un aspecto crítico para lograr una marcha independiente es el control del equilibrio lateral, en particular el desplazamiento efectivo del centro de masas (CdM) hacia la extremidad de apoyo. Las deficiencias en este mecanismo suelen generar movimientos compensatorios del tronco y las extremidades superiores, lo que incrementa el coste energético y reduce la eficiencia de la marcha (Chisholm et al., 2015), (MacKinnon and Winter, 1993), (Scivoletto et al., 2008), (Yang et al., 2011). No

obstante, desplazar el CdM en el plano frontal representa un reto considerable para individuos con alteraciones motoras y de coordinación (Chisholm et al., 2015), (MacKinnon and Winter, 1993), (Yang et al., 2011). A pesar de ello, la mayoría de los exoesqueletos de extremidades inferiores han centrado su diseño exclusivamente en el plano sagital, limitando movimientos naturales como la basculación pélvica y restringiendo el entrenamiento del equilibrio lateral (Rodríguez-Fernández et al., 2021).

En respuesta a estas limitaciones, algunos sistemas robóticos —como Walktrainer, NaTure-gaits y AssistOn-Gait— han buscado integrar el entrenamiento de miembros inferiores sobre el suelo con asistencia pélvica y soporte del peso corporal, para reproducir con mayor fidelidad la marcha fisiológica (Ramos-Rojas et al., 2025). Sin embargo, estos diseños presentan una elevada complejidad mecatrónica, lo que plantea desafíos en la sincronización, el control y la implementación clínica (Munawar et al., 2015).

En este contexto, se ha desarrollado el robot Nimble, un sistema robótico de rehabilitación para marcha sobre el suelo que integra tres componentes principales: un exoesqueleto de extremidades inferiores, una plataforma móvil con soporte de peso corporal y un robot de asistencia al CdM accionado por cable (Ramos-Rojas et al., 2024). Esta configuración tiene como objetivo facilitar el control del equilibrio lateral y el desplazamiento natural del peso corporal, al tiempo que reduce el esfuerzo físico del usuario y las estrategias compensatorias. El presente estudio tiene como objetivo presentar el diseño final del robot Nimble y la validación de la integración de sus componentes.

2. Consideraciones técnicas

El robot Nimble tiene como objetivo proporcionar un entrenamiento de la marcha ambulatoria con descarga parcial del peso corporal, al tiempo que asiste la trayectoria del CdM del usuario. Para llevar a cabo estas tareas, el robot Nimble se compone de tres módulos robóticos: una estructura móvil robótica que incluye un sistema de soporte parcial del peso corporal, un exoesqueleto bilateral de extremidades inferiores y un robot de asistencia al CdM por cable. El diseño se centra en un enfoque modular que permita acoplar y desacoplar cualquier dispositivo que lo compone-exoesqueleto, descarga de peso, o asistencia del CdM- en función de la capacidad motora del usuario y las necesidades terapéuticas.

2.1. Exoesqueleto Exo-H3

El exoesqueleto Exo-H3 (Technaid S.L., Madrid, España) es un exoesqueleto vestible bilateral de miembro inferior que ofrece 6 grados de libertad activos: cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital (Technaid S.L., n.d.). Cada articulación está equipada con un sensor de posición y otro de fuerza, así como con dos sensores de presión en cada plantilla del pie. El Exo-H3 permite adaptar su geometría a las características antropométricas del sujeto mediante barras telescópicas. La colocación se consigue mediante correas ajustadas alrededor de las piernas y un corsé pélvico y abdominal. Es responsable de dos funciones principales durante la terapia: en primer lugar, proporcionar la movilización de las piernas imitando diferentes patrones de

marcha y, en segundo lugar, garantizar la estabilidad y la seguridad durante toda la terapia, evitando el colapso durante la fase de apoyo y los tropiezos durante la fase de balanceo. Este exoesqueleto está diseñado específicamente para la investigación, permitiendo la implementación de nuevos algoritmos y estrategias de control.

2.2. Marco robótico

El diseño del marco robótico se fundamenta en cinco funciones principales:

- Proporcionar una descarga parcial del peso corporal del paciente con el objetivo de eliminar la necesidad de ayudas técnicas, habilitar el entrenamiento de pacientes más graves, y permitir el desplazamiento del CdM siguiendo el ciclo normal de la marcha.
- Proporcionar una unión mecánica que garantice la integración del exoesqueleto con la estructura para proporcionar seguridad y estabilidad.
- Permitir los movimientos pélvicos naturales y la traslación del CdM.
- Desplazarse de forma sincronizada con el exoesqueleto, monitorizando la posición del paciente y avanzando para mantener la alineación.
- Albergar un sistema de proyección de objetivos.

El diseño del sistema robótico se fundamenta en los parámetros biomecánicos de la marcha no patológica y las capacidades físicas que el exoesqueleto puede soportar, como peso, altura y velocidad. Se establece una estructura de 2 m de alto, 1 m de ancho y 1,2 m de largo, permitiendo alojar pacientes de hasta 1,9 m de estatura y asegurando espacio para el trabajo de terapeutas. Las dimensiones consideran la longitud del paso en marcha lenta y normal (50–65 cm) (Öberg et al., 1993), y se agregan dos ruedas delanteras para garantizar la estabilidad y evitar el vuelco.

La estructura está fabricada con perfiles de aluminio de sección $45 \times 45 \text{ mm}^2$, dimensionados para soportar cargas superiores a 120 kg, considerando un paciente de hasta 100 kg y el peso del exoesqueleto. Además, para permitir una locomoción eficiente, se aportan cuatro grados de libertad al sistema: movimiento hacia adelante del exoesqueleto con seguimiento de posición, y tres movimientos en el plano frontal (vertical, horizontal y rotación). Estos grados de libertad permitirán asistir los desplazamientos del CdM durante la marcha (Saunders et al., 1953).

El desplazamiento del exoesqueleto con respecto al marco en el sentido de la marcha se logra mediante una subestructura que conecta el marco a la parte trasera de la pelvis del exoesqueleto, cinemáticamente compatible con los cuatro grados de libertad anteriormente mencionados. El desplazamiento relativo en el sentido de la marcha entre el exoesqueleto y el marco se monitoriza mediante un sensor óptico modelo GP2Y0E03. La señal obtenida por este sensor es usada para minimizar el desplazamiento relativo entre el exoesqueleto y el marco, resultando en que este último se desplaza siguiendo el movimiento del exoesqueleto durante la el avance, asegurando la correcta

descarga de peso y la función del robot de asistencia al CdM. En cuanto a los movimientos en el plano frontal, dado que la marcha patológica engloba gran cantidad de variaciones en la trayectoria del CdM (Cavagna et al., 1983), se habilita un espacio de trabajo de $\pm 30 \text{ cm}$ verticalmente y $\pm 20 \text{ cm}$ horizontalmente mediante un sistema de correderas.

Para el desplazamiento del marco, se ha diseñado un sistema de tracción con dos motores DC DOGA (111.9199.30.00) de 24 V, con velocidad de 100 rpm, par nominal de 3 Nm y par máximo de 20 Nm, acompañados de encoders (RE30E-360-213-1) de 360 pulsos/revolución y poleas con relación 5:1 para mejorar la resolución de la medición. Los motores se controlan mediante el controlador Cytron MDD20A, acoplado a un microcontrolador STM32F401RE. De forma adicional, se colocan cuatro ruedas giratorias para asegurar la estabilidad del marco. Finalmente, el marco robótico aloja el sistema de descarga del peso corporal y el sistema de proyección de objetivos, ambos alojados en la parte superior (figura 1).

La estrategia de control empleada por el marco se basa en la velocidad, utilizando un controlador proporcional-integral que genera una señal de modulación por ancho de pulso (PWM) para los controladores de los motores. Este controlador ajusta la salida del sistema en función del error, definido como la diferencia entre la velocidad actual, medida por los sensores de velocidad de los motores, y la velocidad deseada, que es proporcional al desplazamiento del paciente y se mide haciendo uso del sensor de distancia.

2.3. Robot de asistencia al centro de masas

El sistema de asistencia al CdM es diseñado con el objetivo de entrenar el equilibrio y la transferencia de peso durante la marcha sin necesidad de intervención directa del terapeuta. El sistema proporciona la movilización activa de la pelvis en tres grados de libertad del plano frontal marcha: desplazamiento vertical y horizontal del CdM y elevación pélvica.

Para superar las limitaciones de sistemas similares propuestos en la literatura -fundamentalmente complejidad mecatrónica y de control, así como la elevada rigidez de actuación- (Ramos-Rojas et al., 2025), se ha optado por implementar un robot basado en cables. De acuerdo con Andreas Pott (Pott and Bruckmann, 2013), es necesario el uso de cuatro cables para habilitar para lograr un control completo de tres grados de libertad dentro de un plano. En nuestro caso, se ha optado por implementar una topología basada en lazos cerrados de cables -uno por lado de la pelvis-. Este robot se incorpora directamente sobre el marco, conectando los cables a los laterales de la pelvis del exoesqueleto, manteniéndose alineado para su correcto funcionamiento gracias al sistema de seguimiento del marco. El sistema debe permitir desplazamientos y rotaciones de, al menos, $\pm 10 \text{ cm}$ y $\pm 20^\circ$, respectivamente, para poder desarrollar distintas condiciones terapéuticas.

El sistema incorpora cuatro motores Maxon (258467) de 24 V y 20 A pico, ubicados en los bordes externos del marco para no interferir con el paciente ni limitar la accesibilidad del terapeuta. Cada motor acciona un cable metálico a través de un sistema de cuatro poleas: tres de ellas fijas al marco y una móvil anclada a un carrito vertical para movilizar el CdM. Los cables se fijan a la pelvis del exoesqueleto mediante componentes modulares que permiten distintos puntos de anclaje, evitando

interferencias con los cables del exoesqueleto y adaptándose a diferentes configuraciones de entrenamiento. Cada motor está equipado con un controlador EPOS (Easy Positioning System) y un encoder que permite su control en posición, velocidad e intensidad.

Para el control en bajo nivel de los cables, se ha implementado un controlador de posición tipo PID. Este controlador utiliza como referencia la posición del CdM en los ejes horizontal y vertical, así como su ángulo de rotación en el plano frontal, calculadas a partir del modelo cinemático del exoesqueleto en función de sus posiciones articulares y la medida de sus segmentos. Estas referencias se introducen en el modelo cinemático del sistema de cables, que calcula la longitud requerida de los cuatro cables para alcanzar la posición deseada. Las longitudes calculadas se comparan con las longitudes medidas, obteniendo así el error de posición en el espacio articular. A partir de este error, el controlador PID determina la corriente que debe aplicarse a cada motor para minimizar la diferencia.

La elección de un controlador PID se justifica por su facilidad de implementación y su rendimiento adecuado en condiciones de baja velocidad, como las empleadas en las terapias de marcha. No obstante, se están desarrollando estrategias de control más robustas, como control PD con compensación gravitacional (PD+G), control por par calculado y control adaptativo, con el fin de compensar adecuadamente la dinámica completa del sistema robótico.

2.4. Integración

Para coordinar de manera modular e independiente los tres sistemas robóticos, se ha desarrollado una arquitectura jerárquica de control distribuida en tres niveles. El nivel alto integra la interfaz humano-máquina, una máquina de estados finitos para la gestión de la terapia y módulos de seguridad y monitorización. El nivel intermedio se encarga de la generación de trayectorias a partir de los objetivos terapéuticos definidos. El nivel bajo gestiona la interacción directa con los actuadores y sensores de cada subsistema.

La comunicación entre niveles se implementa mediante una red basada en ROS2, en la que cada componente opera como un nodo independiente. La red se estructura en torno a un PC principal, al que se conectan los controladores intermediarios mediante interfaces Ethernet, CAN y USB, permitiendo la sincronización en tiempo real.

De forma esquemática, durante las sesiones de uso del dispositivo, el procedimiento se inicia con la introducción de los parámetros objetivo de la marcha a través de la interfaz de usuario. A partir de estos, se generan las trayectorias articulares y del CdM, que son utilizadas como entradas por el exoesqueleto y el sistema de cables. Paralelamente, el marco robótico garantiza la alineación del usuario en función de su avance. Además, los parámetros de marcha pueden ser modificados en tiempo real durante la ejecución, permitiendo una adaptación dinámica de las trayectorias según las necesidades terapéuticas. Adicionalmente, desde la misma interfaz se gestionan funciones de alto nivel durante la terapia, tales como levantarse, sentarse o iniciar la marcha.

2.5. Validación

El objetivo de la validación es verificar el funcionamiento sincronizado de los tres subsistemas robóticos que integran el

robot NIMBLE: 1) el marco, cuyo objetivo es realizar el seguimiento del desplazamiento del exoesqueleto durante la marcha, 2) el robot por cables, cuyo objetivo es asistir el movimiento del CdM del conjunto exoesqueleto-usuario, y 3) el exoesqueleto.

Esta verificación se llevó a cabo mediante la realización en un experimento en el que se introdujeron patrones cinemáticos compuestos por trayectorias articulares de cadera, rodilla y tobillo así como la rotación y desplazamiento vertical y horizontal de la pelvis.

Para la validación, se instruyó a un participante sano a caminar con el robot Nimble en un trayecto de 8 metros (Figura 1). Durante la sesión, se utilizaron los patrones cinemáticos correspondientes a los modos de ponerse de pie, sentarse, girar y caminar. A lo largo del ensayo, se variaron distintos parámetros del patrón de marcha (velocidad, longitud de paso, y altura de paso) para verificar el comportamiento sincronizado del sistema.

Al tratarse de una prueba preliminar de validación, no se realizó una recogida sistemática de datos cuantitativos; únicamente se documentó la sesión mediante imágenes y vídeos con fines descriptivos y de observación general.

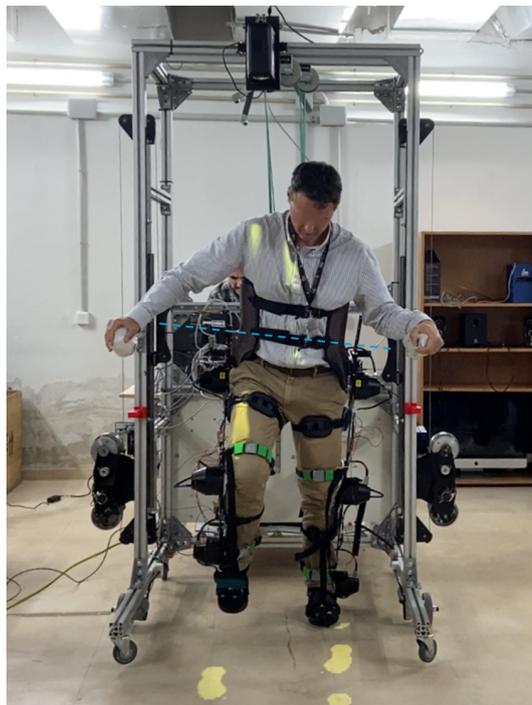


Figura 1: Utilización del robot Nimble durante su proceso de validación. La línea punteada azul representa la elevación de la pelvis generada por el robot de asistencia al CdM al dar un paso con la pierna derecha.

3. Resultados

Un participante sano (46 años, 1,81 m, 80 kg) utilizó el robot Nimble durante una sesión de 5 minutos. Dado que no era necesario, no se empleó el sistema de descarga de peso corporal.

Los tres sistemas robóticos operaron de manera correcta y sincronizada, según la percepción del usuario y los terapeutas. Como se observa en la Figura 1, el sistema permite un desplazamiento efectivo del CdM hacia la pierna de apoyo, acompañado

de una rotación pélvica que facilita el avance de la pierna en fase de balanceo. Simultáneamente, se aprecia que la pierna de apoyo permanece alineada con el eje vertical del marco robótico. Éste consigue mantener la alineación entre el exoesqueleto y el sistema de asistencia al CdM a lo largo de todo el ensayo. No se registraron efectos adversos durante ni después de la prueba.

4. Conclusiones

El robot Nimble es un sistema de asistencia a la marcha ambulatoria para pacientes con alteraciones neuromotoras que integra un exoesqueleto de miembros inferiores, un marco robótico y un sistema de movilización pélvica.

El sistema ha sido validado preliminarmente con un sujeto sano. Sin embargo, se requiere una validación cuantitativa con un mayor número de sujetos sanos y, en fases posteriores, con población patológica para evaluar su seguridad, usabilidad y eficacia terapéutica.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado en parte gracias al proyecto de I+D+i PID2021-123657OB-C31, financiado por MCIN/AEI/10.13039/501100011033/ y por “FEDER Una manera de hacer Europa”.

De igual manera, los autores presentan su agradecimiento a los Dres. Susana Borrromeo, Rubén Nieto-Capuchino y Santiago Murano, a Eugenio M. Espuela y al Grupo de Investigación MANTIS de la Universidad de Castilla-La Mancha por su participación y colaboración en el desarrollo del robot por cables del proyecto.

Referencias

Banala, S. K., Kim, S. H., Agrawal, S. K., Scholz, J. P., 2008. Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (alex). *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering* 17 (1), 2–8.

Barbeau, H., Blunt, R., 1991. A novel interactive locomotor approach using body weight support to retrain gait in spastic paretic subjects. *Plasticity of motoneuronal connections* 461, 474.

Brouwer, B., Parvataneni, K., Olney, S. J., 2009. A comparison of gait biomechanics and metabolic requirements of overground and treadmill walking in people with stroke. *Clinical biomechanics* 24 (9), 729–734.

Bruni, M. F., Melegari, C., De Cola, M. C., Bramanti, A., Bramanti, P., Calabrò, R. S., 2018. What does best evidence tell us about robotic gait rehabilitation in stroke patients: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Clinical Neuroscience* 48, 11–17.

Carpino, G., Pezzola, A., Urbano, M., Guglielmelli, E., 2018. Assessing effectiveness and costs in robot-mediated lower limbs rehabilitation: a meta-analysis and state of the art. *Journal of healthcare engineering* 2018 (1), 7492024.

Cavagna, G., Tesio, L., Fuchimoto, T., Heglund, N., 1983. Ergometric evaluation of pathological gait. *Journal of Applied Physiology* 55 (2), 606–613.

Chisholm, A. E., Qaiser, T., Lam, T., 2015. Neuromuscular control of curved walking in people with stroke: Case report. *J Rehabil Res Dev* 52, 775–783.

Colombo, G., Joerg, M., Schreier, R., Dietz, V., et al., 2000. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Journal of rehabilitation research and development* 37 (6), 693–700.

Dijkers, M. P., Akers, K. G., Dieffenbach, S., Galen, S. S., 2021. Systematic reviews of clinical benefits of exoskeleton use for gait and mobility in neurologic disorders: a tertiary study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 102 (2), 300–313.

Fisahn, C., Aach, M., Jansen, O., Moisi, M., Mayadev, A., Pagarigan, K. T., Dettori, J. R., Schildhauer, T. A., 2016. The effectiveness and safety of exoskeletons as assistive and rehabilitation devices in the treatment of neurologic gait disorders in patients with spinal cord injury: a systematic review. *Global spine journal* 6 (8), 822–841.

Grabowski, A., Farley, C. T., Kram, R., 2005. Independent metabolic costs of supporting body weight and accelerating body mass during walking. *Journal of applied physiology* 98 (2), 579–583.

Holanda, L. J., Silva, P. M., Amorim, T. C., Lacerda, M. O., Simão, C. R., Moraya, E., 2017. Robotic assisted gait as a tool for rehabilitation of individuals with spinal cord injury: a systematic review. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 14, 1–7.

Lam, T., Tse, C., Sproule, S., Eng, J. J., 2019. Lower limb, balance and walking following spinal cord injury. *SCIRE: Vancouver, BC, Canada*.

Lee, S. J., Hidler, J., 2008. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of applied physiology* 104 (3), 747–755.

MacKinnon, C. D., Winter, D. A., 1993. Control of whole body balance in the frontal plane during human walking. *Journal of biomechanics* 26 (6), 633–644.

Mehrholtz, J., Harvey, L., 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* 55 (8), 722–729.

Mehrholtz, J., Thomas, S., Kugler, J., Pohl, M., Elsner, B., 2020. Electromechanical-assisted training for walking after stroke. *Cochrane database of systematic reviews* (10).

Mekki, M., Delgado, A. D., Fry, A., Putrino, D., Huang, V., 2018. Robotic rehabilitation and spinal cord injury: a narrative review. *Neurotherapeutics* 15 (3), 604–617.

Munawar, H., Yalcin, M., Patoglu, V., 2015. Assiston-gait: An overground gait trainer with an active pelvis-hip exoskeleton. In: 2015 IEEE International conference on rehabilitation robotics (ICORR). IEEE, pp. 594–599.

Öberg, T., Karsznia, A., Öberg, K., 1993. Basic gait parameters: reference data for normal subjects, 10–79 years of age. *Journal of rehabilitation research and development* 30, 210–210.

Pearson, O. R., Busse, M., Van Deursen, R. W. M., Wiles, C. M., 2004. Quantification of walking mobility in neurological disorders. *Qjm* 97 (8), 463–475.

Pott, A., Bruckmann, T., 2013. *Cable-driven parallel robots*. Springer.

Ramos-Rojas, J., Castano, J. A., Fernández, P. R., Carballeira, J., Pérez-Martín, E., Lora-Millan, J. S., Borrromeo, S., del Ama, A. J., 2024. Design and validation of an ambulatory user support gait rehabilitation robot: Nimble. *Actuators* 13 (9), 348.

Ramos-Rojas, J., Pérez-Martín, E., del Ama, A. J., 2025. Overground, body weight supported gait training robots: A scoping review. *IEEE Access* 13, 50794–50806.

Riley, P. O., Paolini, G., Della Croce, U., Paylo, K. W., Kerrigan, D. C., 2007. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking in healthy subjects. *Gait & posture* 26 (1), 17–24.

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* 18 (1), 22.

Saunders, J. B., Inman, V. T., Eberhart, H. D., 1953. The major determinants in normal and pathological gait. *Bjbs* 35 (3), 543–558.

Scivoletto, G., Romanelli, A., Mariotti, A., Marinucci, D., Tamburella, F., Mammone, A., Cosentino, E., Sterzi, S., Molinari, M., 2008. Clinical factors that affect walking level and performance in chronic spinal cord lesion patients. *Spine* 33 (3), 259–264.

Stolze, H., Klebe, S., Baecker, C., Zechlin, C., Friege, L., Pohle, S., Deuschl, G., 2005. Prevalence of gait disorders in hospitalized neurological patients. *Movement disorders: official journal of the Movement Disorder Society* 20 (1), 89–94.

Technaid S.L., n.d. Robotic exoskeleton exo-h3. Accessed: 2025-03-15. [Online]. Available: <https://www.technaid.com/products/robotic-exoskeleton-exo-exoesqueleto-h3/>.

Urendes, E., Asín-Prieto, G., Ceres, R., García-Carmona, R., Raya, R., L. Pons, J., 2019. Hybrid: Ambulatory robotic gait trainer with movement induction and partial weight support. *Sensors* 19 (21), 4773.

Veneman, J. F., Kruidhof, R., Hekman, E. E., Ekkelenkamp, R., Van Asseldonk, E. H., Van Der Kooij, H., 2007. Design and evaluation of the lopes exoskeleton robot for interactive gait rehabilitation. *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering* 15 (3), 379–386.

Yang, J. F., Musselman, K. E., 2012. Training to achieve over ground walking after spinal cord injury: a review of who, what, when, and how. *The journal of spinal cord medicine* 35 (5), 293–304.

Yang, J. F., Norton, J., Nevett-Duchcherer, J., Roy, F. D., Gross, D. P., Gorasini, M. A., 2011. Volitional muscle strength in the legs predicts changes in walking speed following locomotor training in people with chronic spinal cord injury. *Physical therapy* 91 (6), 931–943.