

## Diseño conceptual de un robot de rehabilitación de la marcha pseudoestacionario

Jaime Ramos-Rojas <sup>a,b\*</sup>, Julio S. Lora-Millan <sup>b</sup>, Juan A. Castano <sup>b</sup>, Juan Carballeira <sup>b</sup>, Pedro R. Fernández <sup>b</sup>, Susana Borromeo <sup>b</sup>

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

<sup>b</sup> Grupo de Investigación en Sistemas y Tecnologías para la Bioingeniería (BeST). Universidad Rey Juan Carlos, Calle Tulipán, s/n, 28933 Móstoles, Madrid

**To cite this article:** Ramos-Rojas, J., Lora-Millan, J.S., Castano, J.A., Carballeira, J. Fernández, P., Borromeo, S. 2024. Conceptual design of a pseudo-stationary gait rehabilitation robot. Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial, 21, 351-361. <https://doi.org/10.4995/riai.2024.20732>

### Resumen

Caminar es una tarea extraordinariamente compleja que requiere la intervención de todo el sistema nervioso, viéndose afectada por diversas patologías neurológicas. Los exoesqueletos de rehabilitación de la marcha actuales, aunque potencialmente evidencian una mejora tras la rehabilitación, aún no han mostrado su superioridad terapéutica respecto a la terapia convencional de manera concluyente. Además, los dispositivos robóticos y exoesqueletos de rehabilitación de la marcha actuales no permiten entrenar específicamente la transferencia de peso o requieren de un buen estado funcional para ser utilizados. En este artículo se presenta el modelo conceptual de un sistema robótico ambulatorio acoplado al exoesqueleto Exo-H3 para la rehabilitación de la marcha implementando estrategias de aprendizaje por refuerzo. Se espera que este sistema favorezca la plasticidad neuronal al aportar mayor libertad al usuario para explorar nuevos patrones de movimiento y aumentar su control motor voluntario y su participación activa, mientras el exoesqueleto se adapta y garantiza su equilibrio y estabilidad. Los pasos futuros contemplan el diseño y la fabricación de cada uno de los subsistemas robóticos, validando su funcionamiento individual y en conjunto, con la participación de sujetos sanos y patológicos.

*Palabras clave:* Aprendizaje por refuerzo, entrenamiento de la marcha asistido por robot, exoesqueleto ambulatorio, ictus, ingeniería de la rehabilitación, lesión medular espinal, rehabilitación de la marcha, robot vestible.

### Conceptual design of a pseudo-stationary gait rehabilitation robot

#### Abstract

Walking is an extraordinarily complex task that requires the involvement of the entire nervous system, being affected by several neurological abnormalities. All current gait rehabilitation exoskeletons, despite potentially showing improvements, have not conclusively proven their functional superiority to conventional therapy. Furthermore, current robotic devices and gait rehabilitation exoskeletons do not specifically train weight transfer or require a good functional status to be used. This paper presents the conceptual model of an ambulatory robotic system coupled to the Exo-H3 exoskeleton for gait rehabilitation using reinforcement learning strategies. In this way, the aim is to promote neural plasticity by providing greater freedom for the user to explore new movement patterns and to increase their voluntary motor control and active participation, while the exoskeleton adapts and ensures balance and stability. Future steps include the design and fabrication of every robotic subsystem, testing their individual and global performance, with the participation of healthy and pathological subjects.

*Keywords:* Ambulatory exoskeleton, gait rehabilitation, rehabilitation engineering, reinforcement learning, robot assisted gait training, spinal cord injury, stroke, wearable robot.

## 1. Introducción

La dificultad para caminar representa una de las principales afectaciones de las personas que sufren enfermedades

neurológicas, tales como ictus o Parkinson, o lesión medular espinal (LME) (Baker, 2018). Diferentes patologías y deficiencias culminan en la manifestación de una marcha anormal o reducida, dando lugar posteriormente a la aparición de afecciones médicas secundarias tales como dolor,

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

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

disminución de la densidad ósea o afectaciones de órganos internos (Mekki et al., 2018; Pearson et al., 2004). La pérdida de la movilidad y de la capacidad de caminar y mantener el equilibrio tienen un impacto significativo en la independencia y la calidad de vida de la persona, siendo la recuperación de estas actividades de la vida diaria aquello que los pacientes más valoran y que priorizan recuperar (Burns et al., 2011; Chiou & Burnett, 1985; Ditunno et al., 2008; Simpson et al., 2012).

Las terapias de rehabilitación tienen como objetivo explotar la plasticidad neuronal, al mismo tiempo que se enfocan en el entrenamiento de los músculos activos restantes (Van Hedel & Dietz, 2010). Mantener el entrenamiento de manera repetitiva y prolongada en el tiempo, y de forma intensiva, tiene el potencial de inducir cambios plásticos tanto a nivel de la médula espinal como en la corteza sensorial motora, acentuando su importancia en el proceso rehabilitador (Dietz, 2003; Hubli & Dietz, 2013).

Para conseguir mejoras significativas en la capacidad de caminar, la inclusión de un entrenamiento específico de la marcha debe ser una parte prioritaria de la terapia (Middleton, 2010; Yang & Musselman, 2013). Este entrenamiento puede involucrar la participación activa de un terapeuta o la intervención de sistemas robóticos, o de otros medios. Además, la iniciación temprana de este tipo de entrenamiento se revela como un factor determinante para potenciar mejoras en el pronóstico y la recuperación de la función motora de los miembros inferiores, así como de la marcha (Benito-Penalva et al., 2012; B. Dobkin et al., 2006; Yang & Musselman, 2013).

Dado que el entrenamiento convencional requiere de un esfuerzo físico intenso por parte de los terapeutas, se han desarrollado sistemas de entrenamiento asistido por robot que ofrecen una mayor capacidad de repetición, control y tiempo de entrenamiento (Arazpour et al., 2012; Krakauer, 2006; Rodríguez-Fernández et al., 2021). Asimismo, las evidencias apuntan al impacto positivo en afecciones médicas secundarias (Mekki et al., 2018). A pesar de estos avances, aún no se cuenta con evidencia sólida que respalde su superioridad en comparación con la terapia convencional (Lam et al., 2019; Mehrholz et al., 2017, 2020) y las ganancias funcionales hasta el momento son limitadas y no concluyentes (Dijkers et al., 2021; Fisahn et al., 2016; Holanda et al., 2017; Mekki et al., 2018; Rodríguez-Fernández et al., 2021).

En la actualidad, algunos de los dispositivos robóticos pueden ser utilizados sobre un tapiz rodante, tales como Lokomat, LOPES o ALEX (Urendes et al., 2019). Estos dispositivos ofrecen la ventaja de poder realizar sesiones de mayor duración e intensidad, al mismo tiempo que registran medidas objetivas. Sin embargo, estos entrenadores robóticos proporcionan una situación terapéutica distorsionada de la realidad, debido al hecho de que el paciente no se desplaza libremente, permaneciendo estático y caminando sobre una estructura externa durante toda la terapia. Esta limitación impacta negativamente a la estimulación de la propiocepción, del control de la postura y del equilibrio dinámico, recibiendo estímulos alterados respecto a los generados durante marcha en el suelo (Mekki et al., 2018; Urendes et al., 2019).

En respuesta a estas limitaciones, ha surgido la propuesta de utilizar exoesqueletos robóticos ambulatorios. Esta innovación tiene como objetivo fomentar el entrenamiento sobre el suelo a la vez que es asistido por un robot, recreando así una

situación terapéutica más cercana a la marcha real. Esto origina preferencias visuales y funcionales más parecidas a las experimentadas durante una marcha en entornos reales (Bayón et al., 2018). Sin embargo, también supone un desafío considerable para el paciente, especialmente en lo que respecta al mantenimiento del equilibrio y la demanda energética asociada. Por esto, la utilización de exoesqueletos robóticos requiere de la utilización de ayudas técnicas por parte del paciente y/o de la intervención física de un fisioterapeuta. Esta necesidad de asistencia adicional hace que esta configuración sea inviable para aquellos pacientes que carecen de fuerza en la parte superior del cuerpo o que no cuentan con la coordinación suficiente (Urendes et al., 2019).

Una estrategia para evitar estos problemas podría ser la utilización de sistemas de soporte parcial del peso corporal (PBWS) combinados con sistemas que faciliten la deambulación en el suelo, como el dispositivo Andago® V2.0 (van Hedel et al., 2021) o HYBRID (Urendes et al., 2019). Estos minimizan el esfuerzo muscular requerido (Barbeau & Blunt, 1991). Varios estudios han demostrado los beneficios potenciales que las soluciones PBWS tienen en la práctica clínica (Wernig et al., 1998; Wernig & Müller, 1991). Por el contrario, estos dispositivos a menudo proporcionan un entorno de entrenamiento más restringido, en el que se ven afectadas la referencia visual, el equilibrio dinámico y la variabilidad del movimiento (B. H. Dobkin & Duncan, 2012).

Junto a todos estos factores, además, es esencial tener en cuenta que el control del equilibrio lateral desempeña un papel fundamental para lograr caminar de forma independiente (Scivoletto et al., 2008). La capacidad de desplazar el centro de masas (CM) hacia la pierna de apoyo se revela como un elemento indispensable para alcanzar la deambulación de manera efectiva. Las personas con afectación en las extremidades inferiores tienden a compensar esta disfunción mediante la utilización del tronco y de las extremidades superiores, lo que, a su vez, genera un aumento tanto en la demanda energética como en la dificultad de la ejecución de la marcha (Chisholm et al., 2015; MacKinnon & Winter, 1993; Yang et al., 2011). Aun así, a pesar de estas estrategias compensatorias, la mayor parte de los exoesqueletos de miembro inferior se han centrado predominantemente en los movimientos en el plano sagital (Rodríguez-Fernández et al., 2021), restringiendo así gran parte de los movimientos naturales durante la marcha. Dentro de este grupo de dispositivos, se encuentran, entre otros, Walktrainer (Stauffer et al., 2008), o NaTure-gaits (Luu et al., 2014). Ambos añaden 3 y 6 grados de libertad, respectivamente, al movimiento de la pelvis. Estos se consiguen de forma mecánica y muy compleja, añadiendo al sistema un motor por cada grado de libertad, acoplado a la parte trasera del dispositivo mediante estructuras rígidas o brazos robóticos. No se encuentran artículos científicos sobre los mismos desde los años 2010 y 2014, respectivamente. Ambos dispositivos cuentan con sistemas de descarga de peso.

En el ámbito de las estrategias de control implementadas en los exoesqueletos de rehabilitación de la marcha, en la actualidad se observa una división predominante entre el control por seguimiento de la trayectoria y el control de la asistencia según la necesidad (*Assisted As Needed*, AAN) (Chen et al., 2016). El primero se orienta a entrenar a los

usuarios de forma pasiva para que sigan una trayectoria de referencia. Sin embargo, esta modalidad tiende a disminuir el aprendizaje motor, el esfuerzo y la participación activa del usuario. Por el contrario, la estrategia AAN sugiere que el usuario realice un esfuerzo activo, mientras que el dispositivo proporcionará tanta asistencia como el paciente necesite para guiar el movimiento a lo largo de una trayectoria deseada (Chen et al., 2016). Sin embargo, durante el proceso de entrenamiento, el sistema locomotor, cuando comete pocos errores en el movimiento, tiende a dejarse llevar por el sistema, reduciendo su activación muscular para optimizar su eficiencia (Reinkensmeyer et al., 2004). Este fenómeno puede, a su vez, tener un impacto negativo en el esfuerzo y la participación del individuo.

Estas estrategias de control no contienen dos factores esenciales del aprendizaje motor: la introducción de perturbaciones en el movimiento que fomenta el aprendizaje de nuevos patrones motores (Marchal-Crespo et al., 2014), y la presencia de pequeños errores que estimulan la motivación intrínseca y la implicación activa (Basalp et al., 2021). Ambos aspectos constituyen la base fundamental del paradigma del Aprendizaje por Refuerzo (*Reinforcement Learning, RL*) en el que examinar e investigar nuevas tareas y movimientos por parte del paciente es un elemento prioritario para potenciar el aprendizaje. Sin embargo, hay que tener en cuenta que cometer errores grandes y de forma repetitiva se asocia con una disminución de la motivación y puede llevar a resultados menos favorables (Marchal-Crespo et al., 2019).

El objetivo de este trabajo es presentar el diseño conceptual y el desarrollo de un sistema robótico que, al acoplarse con un exoesqueleto robótico ambulatorio, posibilite la asistencia de la marcha ambulatoria a través del exoesqueleto prescindiendo de la necesidad de utilizar ayudas técnicas adicionales. Todo ello servirá como fundamento robótico para implementar una estrategia terapéutica basada en Aprendizaje por Refuerzo, buscando así ampliar las posibilidades y mejorar la eficacia en el proceso de rehabilitación de la marcha.

## 2. Materiales y métodos

El sistema robótico propuesto tiene como objetivo cumplir dos tareas principales: proporcionar una mayor libertad al usuario con el fin de explorar unos nuevos patrones de movimiento por sí mismo, sin la restricción de un patrón de marcha predefinido en el control del robot, al tiempo que asegura la estabilidad y la correcta basculación pélvica, prescindiendo de la necesidad de emplear ayudas técnicas como muletas o andadores.

Con este propósito de facultar al usuario para explorar y aprender nuevos patrones de movimiento, se implementará una estrategia terapéutica basada en Aprendizaje por Refuerzo, de forma que se le permita cometer pequeños errores en la trayectoria y fomentar un proceso de aprendizaje dinámico y adaptativo. Para poder medir estos errores, además de la diferencia en las trayectorias articulares y otros parámetros espaciotemporales, cinemáticos o dinámicos de la marcha, y para que el usuario sea consciente de los mismos, se integra en el sistema robótico un proyector de objetivos (Figura 1), de forma que el usuario intente alcanzarlos de manera activa y voluntaria durante la marcha. La distancia entre estos será fijada por el terapeuta y podrá ser modificada durante la

terapia, para que los errores no sean demasiados grandes y no disminuya su motivación. Con esto se espera que el usuario aumente su control motor voluntario, su motivación y su participación activa.

Por otro lado, este sistema robótico debe garantizar la estabilidad y la seguridad del usuario durante la marcha. Principalmente, esto se traduce en asegurar que el exoesqueleto levante el pie del suelo una altura mínima durante la fase de balanceo para que no tropiece y evitar el colapso de las articulaciones durante la fase de apoyo. Además, se acoplará este exoesqueleto a una estructura de soporte ambulatoria (Figura 1) que se desplazará siguiendo al exoesqueleto durante la marcha mientras mantiene su estabilidad para no requerir ayudas técnicas externas y a un sistema de descarga parcial del peso corporal (Figura 1) con el fin de mejorar la posición del usuario, disminuir las fuerzas y cargas sobre el sistema musculoesquelético afectado y permitir la deambulación directamente sobre el suelo. Por último, con el propósito de mejorar la estabilidad y el entrenamiento del equilibrio, se acopla un actuador pélvico (Figura 1) a la estructura de soporte ambulatoria destinado a acompañar y asistir los movimientos de la pelvis y el desplazamiento del centro de masas durante las diferentes fases de la marcha.

De esta manera, el sistema robótico completo (Figura 1) se construirá sobre un diseño modular, permitiendo acoplar y desacoplar estos dispositivos en función de las necesidades del usuario y del plan terapéutico. Así, este sistema estará compuesto por un exoesqueleto, una estructura de soporte ambulatoria con un sistema de descarga parcial de peso, un actuador pélvico y un sistema de proyección de objetivos.

### 2.1. Exoesqueleto Exo-H3

El exoesqueleto empleado en este estudio es el Exo-H3 (Technaid S.L., Madrid, España) (Figura 2). Se trata de un exoesqueleto vestible diseñado para miembros inferiores con tracción bilateral que ofrece 6 grados de libertad, 3 en cada pierna. Este dispositivo utiliza seis motores de corriente continua sin escobillas que le capacitan para actuar sobre todos sus grados de libertad, siendo estos las rotaciones de ambas caderas, rodillas y tobillos en el plano sagital. Con el objetivo de proporcionar información detallada sobre el movimiento,

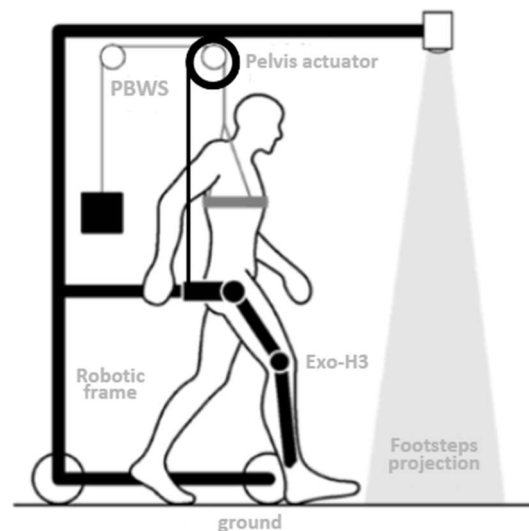


Figura 1. Diagrama de los componentes del sistema robótico.



Figura 2. Exoesqueleto Exo-H3 (Technaid S.L., Madrid, España)

cada articulación incorpora un sensor de posición y de fuerza, complementados por 2 sensores de presión en cada una de las plantillas de los pies, permitiendo diferenciar las fases del ciclo de la marcha.

El exoesqueleto permite su adaptación a las características antropométricas del sujeto ajustando su geometría mediante barras telescópicas. Este sistema de ajuste facilita la personalización, habilitando la modificación de la longitud de los segmentos de las tibias y los muslos, así como ajustar la distancia entre las caderas. La unión del exoesqueleto con el usuario se establece mediante cinchas ajustadas alrededor del muslo y de la pierna, complementadas con un corsé en la pelvis y en el abdomen.

Dado que el dispositivo gestiona e interconecta diversos subsistemas, las comunicaciones se garantizan haciendo uso de diversas tecnologías y protocolos de comunicación, tales como bus CAN, Bluetooth, Wifi y ROS (*Robot Operating System*), que permite interactuar con los controladores de bajo nivel de las articulaciones, facilitando la integración fluida con diversas plataformas y con sistemas de monitoreo externos, ampliando así las posibilidades de personalización y de supervisión durante la terapia.

El exoesqueleto se encarga de desempeñar dos funciones principales en el proceso terapéutico: en primer lugar, proporcionar transparencia y libertad de movimiento al usuario, permitiéndole explorar de manera libre la trayectoria para alcanzar sus objetivos durante la fase de balanceo. En segundo lugar, garantizar estabilidad y seguridad a lo largo de toda la terapia. De este modo, el usuario deberá asumir el papel de guiar y modificar la trayectoria durante la marcha en tiempo real, mientras que el exoesqueleto será el encargado de adaptarse a la misma y a la intención del paciente, asegurando la estabilidad y previniendo posibles colapsos durante el apoyo y evitando tropiezos durante el balanceo.

## 2.2. Bastidor robótico con sistema de soporte parcial de peso

Para llevar la estrategia terapéutica objetivo, se plantea el diseño y la construcción de una estructura robótica compuesta por un bastidor móvil y un sistema de soporte parcial del peso corporal. Este dispositivo se concibe con el objetivo de proporcionar condiciones de entrenamiento controladas, de forma comparable a los entrenadores robóticos estacionarios,

al tiempo que incorpora los beneficios característicos del entrenamiento ambulatorio de los exoesqueletos. De esta forma, este dispositivo permitirá no solo asegurar una entrada visual coherente, sino también motivar la participación activa del paciente, creando un entorno de rehabilitación más dinámico y adaptable a diversas situaciones terapéuticas. Al mismo tiempo, deberá:

- 1) Proporcionar la descarga parcial del peso corporal. Con el objetivo de eliminar la necesidad del uso de ayudas técnicas, una de las partes esenciales será soportar el peso del paciente, a la vez que se permite el desplazamiento en dirección vertical del centro de masas siguiendo de manera fluida y coherente el ciclo normal de la marcha.
- 2) Proveer una referencia mecánica para el Exo-H3. Más allá de simplemente proporcionar la descarga de peso para eliminar el uso de ayudas técnicas, se busca que el equilibrio dinámico esté garantizado. Para lograr esta tarea, la estructura diseñada debe disponer de una unión mecánica específica que asegure que el exoesqueleto se integre de manera sinérgica con la estructura de forma que proporcione seguridad y estabilidad a nivel de la pelvis.
- 3) Permitir los movimientos naturales de la pelvis y del centro de masas del paciente durante la marcha. De cara a permitir la movilización de la pelvis en los planos frontal (elevación) y coronal (desplazamiento lateral), es necesario diseñar un sistema de conexión entre la estructura móvil y el exoesqueleto. Este sistema debe habilitar estos movimientos específicos a la vez que proporciona la estabilidad necesaria para asegurar un entorno de entrenamiento seguro y eficaz. Esta interacción entre la estructura y el exoesqueleto no debe afectar a la movilidad natural de la pelvis durante la marcha.
- 4) Desplazarse de manera sincronizada con el exoesqueleto. A medida que el exoesqueleto y el paciente avanzan dando pasos, la estructura robótica debe moverse de manera coordinada para que ambos sistemas mantengan permanentemente la alineación. Para lograr esta sincronización, la unión mecánica con el exoesqueleto, además de garantizar la estabilidad, debe incorporar un grado de libertad adicional. Este componente permitiría registrar el desplazamiento relativo entre el exoesqueleto y la estructura de soporte ambulatoria y utilizar esta información para ajustar de manera dinámica y continua la posición de la estructura y asegurar una alineación permanente durante la sesión terapéutica.
- 5) Alojarse el sistema de proyección de objetivos. Estos objetivos desempeñarán un papel fundamental para proporcionar retroalimentación al usuario tras cada paso y poder llevar a cabo la terapia basada en Aprendizaje por Refuerzo. Para ello, este sistema tendrá que ser capaz de compensar de manera efectiva los desplazamientos causados por el avance de la estructura de soporte ambulatoria para garantizar de esta forma que la posición del objetivo permanezca constante en el plano cartesiano hasta la conclusión del paso del usuario y del exoesqueleto.

En consecuencia, esta estructura proporcionará la flexibilidad y la estabilidad necesaria para que la terapia pueda ser realizada por personas con gran afectación, incluyendo en el tren superior. Además, posibilitará que la terapia sea llevada a cabo durante un periodo de tiempo prolongado y pueda comenzar de manera temprana, sin necesidad de un extenso periodo de adaptación al exoesqueleto antes de iniciar la terapia.

### 2.3. Actuador pélvico

A través de un sistema de cables y poleas comandados por motores, se diseñará e implementará una articulación activa de tres grados de libertad para movilizar el corsé del exoesqueleto. Este enfoque permitirá, a diferencia de los dispositivos robóticos ambulatorios actuales, la movilización de la pelvis del paciente de acuerdo con el ciclo natural de la marcha prescindiendo de la necesidad de contar con la implicación física externa por parte de un terapeuta. Este subconjunto robótico colaborará para facilitar el desplazamiento del centro de masas del paciente tanto en la dirección vertical como en la medio-lateral, a la vez que brinda la posibilidad de controlar la elevación pélvica. En otras palabras, la función principal de este subconjunto será asistir en la transferencia del peso del paciente a la pierna de apoyo, mientras actúa sobre la elevación de la hemipelvis de la pierna que va a comenzar el próximo paso.

De la misma manera, el actuador pélvico deberá mantener la tensión en los cables para conservar la elevación de la pierna durante el comienzo de la fase de balanceo y contribuir a un inicio suave y controlado del paso. Posteriormente, a medida que avanza el ciclo de la marcha, el actuador pélvico tendrá que acompañar y permitir el descenso de la hemipelvis y, por consiguiente, de la pierna, para habilitar el nuevo contacto del pie con el suelo, marcando el fin del paso y del ciclo completo. A su vez, este proceso debe contribuir a un retorno gradual y controlado del centro de masas hacia el centro, promoviendo una transición suave y coordinada en cada fase del ciclo de la marcha. Al tratarse de tareas diferenciadas en función de la fase de la marcha en que se encuentre el usuario, el actuador pélvico será controlado por una máquina de estados que regule la posición del centro de masas y/o la fuerza ejercida por los cables.

Este actuador se encontrará acoplado de forma modular a la estructura de soporte ambulatoria y estará alineado en todo momento con el exoesqueleto y el usuario debido al sincronismo entre el avance del exoesqueleto y de la estructura de soporte ambulatoria. La integración de este actuador de manera modular fortalecerá la eficacia global del sistema, proporcionando así una experiencia de rehabilitación más personalizada y centrada en las necesidades individuales de cada paciente.

### 2.4. Sistema de proyección de objetivos

En adición a los sistemas anteriores, se incorporará un proyector anclado en la parte superior de la estructura robótica. Este proyecto, haciendo uso de la realidad aumentada, proyectará objetivos visuales para que el usuario los alcance con cada pisada durante la marcha. Este enfoque tiene como

objetivo principal mantener la motivación y el compromiso del usuario a lo largo de toda la sesión terapéutica. Se espera que este nivel de compromiso del paciente tenga un impacto significativo en su participación activa, generando estímulos positivos que fomenten así la plasticidad cortical y potenciando mejoras neurológicas.

La distancia entre los objetivos será un parámetro esencial de entrada proporcionado por el terapeuta y podrá ser modificado en tiempo real, según las necesidades específicas de cada sesión de terapia y de cada paciente. La posición relativa de estos objetivos, con respecto a la proyección del centro de masas del paciente, se calculará basándose en la cinemática real del exoesqueleto y la estimación de la colocación de los pies, los errores en los pasos anteriores, y teniendo en cuenta el modelo de neurorrehabilitación o la entrada proporcionada directamente por el terapeuta. Este enfoque integral busca no solo mejorar la eficacia de la terapia, sino también personalizarla de manera precisa y adaptable a las necesidades individuales de cada paciente, optimizando así los resultados.

La distancia a estos objetivos se establecerá de manera que requiera un esfuerzo considerable y una participación activa por parte del usuario. Este diseño tiene el objetivo de inducir pequeños errores durante la pisada, buscando a su vez aumentar la motivación del usuario y facilitar el aprendizaje del paciente mediante desafíos graduales y ajustados a sus capacidades. Para ello, el objetivo deberá permanecer estático en el suelo durante toda la duración del paso, aunque se desplace la estructura de soporte ambulatoria. Para lograr este efecto, el sistema de proyección deberá compensar el movimiento de avance de la estructura de soporte ambulatoria para mantener la alineación del exoesqueleto y asegurar la posición estática del objetivo en el suelo. Una vez finalizado el paso, el sistema deberá proyectar el siguiente objetivo teniendo en cuenta los parámetros mencionados anteriormente.

### 2.5. Comunicaciones

El sistema que se presenta en este artículo ha sido concebido como un sistema modular, en el que cada módulo o subsistema puede trabajar de forma autónoma. Además de permitir el desarrollo y validación para cada módulo de forma independiente, se consigue dotar al robot de gran flexibilidad y adaptabilidad, tanto a los procesos terapéuticos como a los usuarios. Sin embargo, esta aproximación obliga a diseñar un complejo sistema de comunicaciones que garantice la sincronización entre los distintos módulos. El sistema de comunicaciones debe garantizar la compatibilidad e interoperabilidad de los sistemas descritos anteriormente. Además de realizar las tareas de supervisión y control de cada uno de los módulos. Este concepto permite que se puedan realizar inicializaciones, reconfiguraciones y análisis del estado del sistema completo y de cada subsistema. Además, independientemente del hardware y firmware utilizado en cada módulo, se podría gestionar los datos y comandos, así como garantizar una buena sincronización entre los subsistemas para así poder optimizar el comportamiento del proceso.

Para cumplir con estos objetivos, la utilización de ROS 2, con su arquitectura avanzada, ofrece una serie de características que mejoran significativamente la



interoperabilidad y la comunicación entre los diversos componentes, permitiendo adaptarse de forma eficiente a diversas configuraciones.

### 3. Resultados

Hasta el momento, se ha llevado a cabo el diseño conceptual y tridimensional, así como la fabricación de la estructura robótica. Esta estructura ha sido diseñada para soportar de manera eficiente el peso tanto del exoesqueleto como del paciente. Además, ha sido diseñada para permitir la integración con el resto de los subsistemas del sistema robótico. La estructura está diseñada para acoplarse con el exoesqueleto de manera que se habiliten los movimientos pélvicos comandados por el actuador pélvico. Este proceso de diseño y fabricación se ha llevado a cabo utilizando el software *Autodesk Inventor*.

El diseño del bastidor (Figura 3) ha sido concebido tomando en consideración los parámetros asociados a la marcha no patológica a velocidades normales y lentas, puesto que, en el caso de la marcha patológica, se observa una disminución en la longitud de paso y en la velocidad natural escogida (Sanz, 2003). De esta forma se diseña la estructura para mantener un margen de seguridad adecuado entre la unión persona-exoesqueleto y la estructura. La longitud de paso a velocidad lenta y normal se sitúa entre 50-65 cm (Öberg et al., 1993). Para cumplir con este requisito, se ajusta la distancia desde la parte trasera del bastidor hasta el anclaje pélvico a 70 cm. Adicionalmente, las ruedas delanteras se colocan a 50 cm por delante del exoesqueleto para respetar la condición de vuelco debido al peso corporal descargado sobre la parte superior de la estructura.

En cuanto al resto de dimensiones, la altura del bastidor se fija en 2 metros, superando así la altura máxima de inclusión de pacientes para el estudio (1,90 m), y la anchura se establece en 1 m, teniendo en cuenta que el exoesqueleto tiene una anchura máxima de 65 cm. Como resultado, las dimensiones totales de la estructura serán 2x1x1,2 m<sup>3</sup>, alto, ancho y largo, respectivamente, y su peso total aproximado se estima en 50 kg.

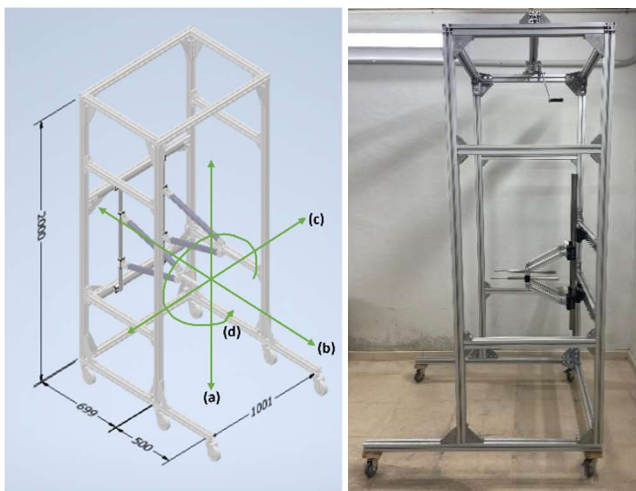


Figura 3. Diseño del bastidor robótico en Autodesk Inventor (izquierda) y su fabricación real vista de perfil (derecha). Medidas en milímetros. a) Traslación del centro de masas en vertical. b) Traslación del centro de masas en el sentido de la marcha. c) Traslación del centro de masas en horizontal en sentido medio-lateral. d) Rotación de la pelvis en el plano frontal.

El marco está equipado con cuatro ruedas de castor no actuadas, lo que proporciona una mayor maniobrabilidad y facilita giros más eficientes. Además, cuenta con dos motores y encoders dispuestos en paralelo al exoesqueleto permitiendo un control de su movimiento de forma automatizada. La velocidad máxima deseada es de 0,5 m/s, a obtener en 1 segundo al inicio. En consecuencia, la aceleración deseada para este proceso es de 0,5 m/s<sup>2</sup>, teniendo que asegurar un arranque gradual y controlado del marco.

El cálculo del momento necesario,  $\tau$ , que tienen que suministrar los motores para comenzar el movimiento de la estructura responde a la fórmula  $\tau = FTot \cdot r$ , siendo  $FTot$  el resultado de sumar la Fuerza de inercia ( $F_{inercia} = m \cdot a$ ) y la Fuerza de rodadura ( $F_{rodadura} = \mu \cdot F_{normal}$ ), donde  $m$  es la masa de la estructura completa, el exoesqueleto y el paciente (aproximadamente 150 kg en total),  $a$  la aceleración deseada de 0,5 m/s<sup>2</sup> y  $\mu$  el coeficiente de rodadura de las ruedas sobre el suelo. Para los cálculos, se ha considerado un valor de  $\mu=0,01$ , al ser el utilizado para ruedas de sillas de ruedas que utilizan ruedas similares a las empleadas en este proyecto (Wargula et al., 2019), y  $F_{normal} \sim 1500$  N. Por lo tanto, el momento de rotación del motor tendrá que vencer una fuerza total de 90 N, el cual dependerá del radio de la rueda seleccionada ( $r$ ). En este escenario, para una rueda de 12,5 cm de diámetro, el momento necesario será de 5,62 Nm, es decir, 2,81 Nm por motor.

El motor escogido es un motor DC con caja reductora y con escobillas que opera con una tensión de alimentación de 24 V. Este motor presenta una velocidad de salida de 100 revoluciones por minuto, un par máximo de 20 Nm y un par nominal de 3 Nm, asegurando que los motores cuentan con la potencia necesaria para superar las demandas de torque y velocidad. Estos aseguran lograr un inicio de movimiento preciso, eficiente y controlado.

Se ha diseñado un casquillo externo cuya finalidad es acoplar el eje del motor, la rueda y la polea, facilitando la transmisión del movimiento al encoder. La incorporación de este casquillo y la polea contribuye a la cohesión estructural y funcional del conjunto, permitiendo una transferencia de movimiento más precisa y fiable. Se establece una relación 2:1 entre los radios de la polea del motor y del encoder, respectivamente, para mejorar la resolución de la medida, conectadas por una correa de poliuretano. Para asegurar la integración efectiva del motor y el encoder en la estructura, se utiliza una pletina de aluminio diseñada específicamente para acoplar ambos componentes a la parte inferior de la estructura robótica (Figura 4).

Ambos motores serán comandados mediante un *Controlador de 2 canales Cytron MDD20A* acoplado a un microcontrolador *STM32 de STMicroelectronics*, permitiendo actuar ambos motores a la vez, tanto en posición como en velocidad.

La actuación de los motores será dependiente del desplazamiento del exoesqueleto, con la finalidad de conservar constante la distancia relativa entre el marco y la pelvis del exoesqueleto. Para lograr esto, se ha diseñado un grado de libertad adicional que permite el movimiento relativo entre el marco y el exoesqueleto. La incorporación de este grado de libertad se consigue anclando la pelvis del exoesqueleto a la parte posterior de la estructura mediante dos barras

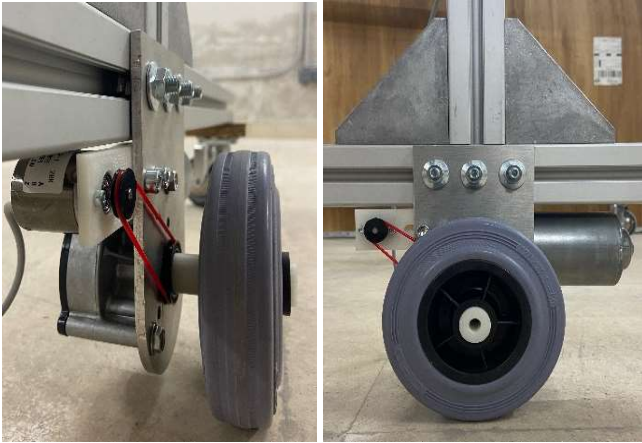


Figura 4. Acoplamiento del motor y el encoder al marco robótico.

telescopicas concéntricas (Figura 3). Estas barras posibilitan una traslación relativa de la barra interior con respecto a la exterior, proporcionando así el grado de libertad extra. La barra interior se fija mediante soldadura a una lámina que se atornilla a la parte trasera de la pelvis del exoesqueleto, permitiendo su anclaje de forma modular y habilitando y acompañando la rotación de la pelvis del exoesqueleto (Figura 5). Además, en el caso de pacientes con suficiente equilibrio y capacidad ambulatoria, esta lámina permitirá también el anclaje directamente a un arnés pélvico.

La medida de este desplazamiento se llevará a cabo mediante la integración de sensores ópticos de proximidad *STMicroelectronics VL6180XV0NR/1* colocados sobre la barra externa. Así, inmediatamente tras el avance del exoesqueleto y, por consiguiente, de la barra interna, los motores de la estructura robótica serán activados para desplazarla la misma distancia, asegurando la conservación de la alineación entre la estructura y el exoesqueleto en todo momento. La longitud del pistón se ha establecido en 15 cm, limitando así el avance relativo máximo del exoesqueleto con respecto al marco. Por otro lado, cuando la barra interior se encuentre completamente recogida, ésta servirá para proporcionar un impulso adicional



Figura 5. Acoplamiento del exoesqueleto al marco robótico.

al usuario en caso de que le sea complicado comenzar el paso y avanzar la pelvis por sus propios medios.

Además, se ha simulado y validado este diseño para garantizar su resistencia a las fuerzas de interacción generadas por el sujeto y permitir el movimiento pélvico en todo el espacio de trabajo deseado. Para ello, esta estructura de acople, además de incorporar las barras telescópicas que permiten la rotación pélvica en el plano transversal, se compone adicionalmente de guías rígidas y carritos deslizantes. Éstas se acoplan mediante dos perfiles de aluminio a la barra telescópica para permitir la traslación sinusoidal del centro de masas en los planos sagital y frontal junto con las correspondientes rotaciones pélvicas. De esta forma, el diseño aporta 4 grados de libertad al exoesqueleto con respecto a la estructura (Figura 6).

Para evitar que el peso de estas barras ejerza un momento sobre su anclaje en la parte trasera de la estructura o sobre la pelvis del usuario, se anclan mediante cables elásticos a la parte superior de la estructura para la descarga de su peso. La elasticidad de los cables permite que las barras basculen y roten junto a la pelvis, habilitando un movimiento suave y cómodo sin interferir en la terapia.

La traslación del CM en la marcha no patológica se encuentra alrededor de 5 cm en ambas direcciones, vertical y horizontal (Neumann, 2016; Perry & Burnfield, 2010), mientras que en la patológica existen diversas variantes (Cavagna et al., 1983). Por ello, y para contar con un margen de seguridad, inicialmente se ha establecido un espacio de trabajo de  $\pm 30$  cm en horizontal y  $\pm 20$  cm en vertical, desde la posición inicial de reposo del centro de masas (Figura 7). Este espacio de trabajo puede restringirse mecánicamente en cualquier momento, aportando flexibilidad y adaptabilidad específica a cada usuario.

Para completar el diseño, se implementa un sistema de descarga de peso mediante la integración de un trinquete manual sobre la parte superior de la estructura. Este sistema de descarga de peso es independiente al actuador pélvico y funciona de forma pasiva, es decir, sin estar actuado. Por ello, para conseguir el movimiento deseado del centro de masas

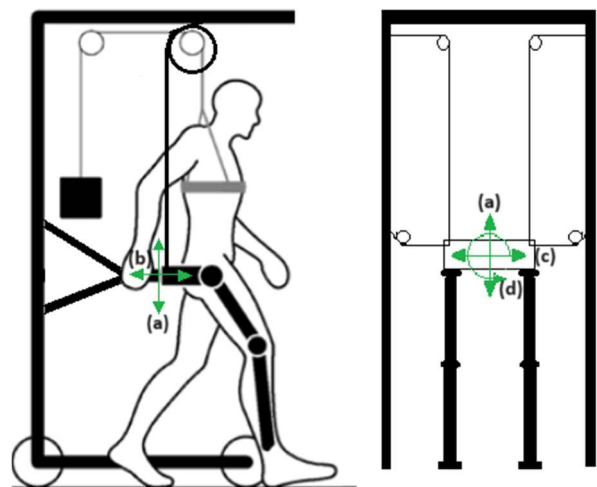


Figura 6. Grados de libertad habilitados en los planos sagital (izquierda) y frontal (derecha). a) Traslación del centro de masas en vertical. b) Traslación del centro de masas en el sentido de la marcha. c) Traslación del centro de masas en horizontal en sentido medio-lateral. d) Rotación de la pelvis en el plano frontal.

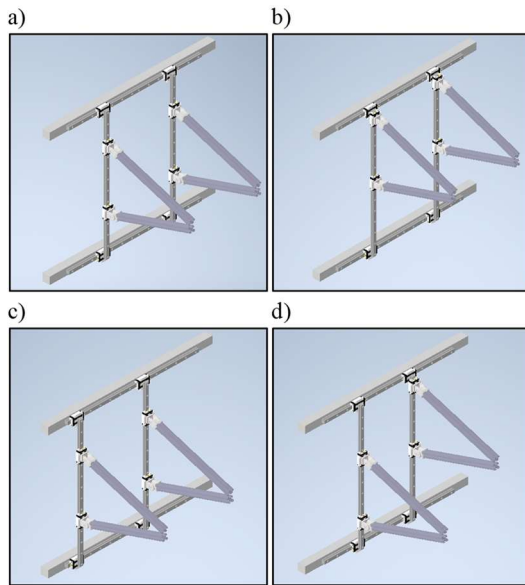


Figura 7. Movimientos habilitados en la estructura de acoplamiento. a) posición inicial; b) desplazamiento vertical del CM hasta  $\pm 20$  cm; c) desplazamiento lateral del CM hasta  $\pm 30$  cm; d) rotación.

provocado por el actuador pélvico, este sistema de descarga parcial de peso incluye un cable elástico con el objetivo de permitir la basculación del centro de masas y el movimiento vertical, sin perturbar al actuador de la pelvis. La cuantificación del porcentaje de descarga que se aplica se registra mediante una célula de carga ubicada en la base del trinquete y se establecerá según el criterio clínico, dependiendo del estado físico y la capacidad del usuario para llevar a cabo la basculación de su propio peso.

En cuanto a la arquitectura de comunicaciones (Figura 8), con el objetivo de fomentar la modularidad entre los sistemas, se propone la utilización de ROS 2. Éste está basado en una arquitectura de grafos en la cual el procesamiento se realiza en nodos conectados a través de una red Ethernet, o mediante comunicación serie. Estos nodos poseen la capacidad de recibir, enviar y multiplexar mensajes desde sensores, sistemas

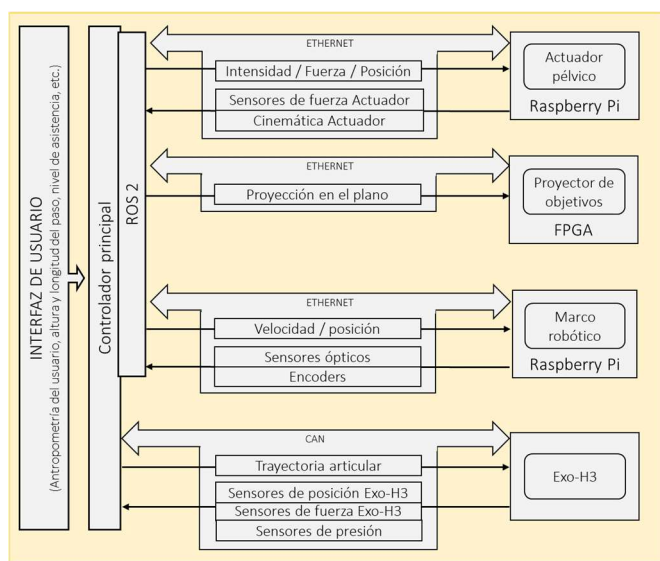


Figura 8. Esquema de la arquitectura de comunicaciones del sistema completo.

de control, estados, planificaciones o actuadores, entre otros. La decisión de utilizar ROS 2 en lugar de ROS se fundamenta en la tendencia actual de migrar todos los sistemas hacia ROS 2, pudiendo quedar ROS obsoleto a futuro.

Cada uno de los subsistemas: exoesqueleto, estructura de soporte ambulatoria, actuador pélvico y proyector de objetivos, formará un nodo de ROS 2, siendo capaces de ejecutar labores propias de control y de recepción y entrega de información que garantice el funcionamiento armónico del sistema de forma modular. Cada subsistema contará con sus propios sensores y esta información estará disponible para ser enviada y recibida para el uso de todos los subsistemas conectados a la red. Además, todos estos subsistemas estarán conectados mediante ROS 2 al controlador principal, encargado mayormente de la seguridad y supervisión de todo el conjunto y del proceso terapéutico. Por el contrario, el exoesqueleto estará conectado mediante bus CAN a este controlador principal debido a que no se cuenta con librerías de ROS 2 para su control. Por este motivo, y con el objetivo de poder de crear y depurar código con facilidad y ser ejecutado en tiempo real, el controlador va a ser programado haciendo uso de Simulink.

De la misma manera, para conseguir la modularidad del sistema, es necesario que cada dispositivo cuente con su propia arquitectura electrónica, garantizando el intercambio de información hacia y desde los diferentes niveles y nodos. Así, tanto el control de la estructura de soporte ambulatoria como el del actuador pélvico se implementarán en una Raspberry Pi 4, mientras que el sistema de proyección de objetivos se implementará en una FPGA, debido a la flexibilidad y capacidades de estos dispositivos para el procesamiento en tiempo real de imágenes. Inicialmente, para el control del marco robótico se integra un controlador STM32 junto con microRos como sustituto de la actividad de la Raspberry Pi, aportando flexibilidad e independencia en el diseño y ajuste del lazo de control, debido a que ésta carece de elementos necesarios por sí misma, tales como el convertidor analógico-digital.

Al tener los nodos de control en diferentes dispositivos de manera descentralizada, no solo se mejora la eficiencia del sistema, sino que también contribuye a desarrollarse en paralelo y a aumentar la tolerancia a fallos al evitar puntos únicos de falla. En situaciones donde la redundancia y la confiabilidad son cruciales, esta arquitectura distribuida de ROS 2 se convierte en una ventaja clave. Además, simplifica la incorporación de nuevas funcionalidades y la adaptación a cambios en los requisitos del sistema, brindando una flexibilidad crucial en un entorno dinámico.

#### 4. Discusión

Este proyecto resume la concepción, el diseño y el desarrollo conceptual de un dispositivo robótico ambulatorio destinado a la rehabilitación de la marcha cuyo objetivo será, posteriormente, la implementación de fundamentos basados en las teorías de aprendizaje por refuerzo durante la terapia.

En primer lugar, la utilización de un exoesqueleto ambulatorio se fundamenta en los inconvenientes observados de los exoesqueletos utilizados sobre cinta rodante (Mekki et al., 2018; Urendes et al., 2019), en comparación con aquellos exoesqueletos utilizados directamente sobre el suelo (Bayón et al., 2018). Esta decisión se central especialmente en aspectos



críticos como son el equilibrio, el ejercicio físico y la retroalimentación visual y funcional. Además, con el objetivo de mejorar la deambulacion del individuo y para garantizar su estabilidad y su equilibrio, al mismo tiempo que se minimiza la implicación física del terapeuta, se acopla el exoesqueleto ambulatorio Exo-H3 (Technaid S.L., Madrid, España) a un bastidor robótico diseñado para acompañar y asegurar su desplazamiento de manera sincronizada (Figura 3).

Otro factor fundamental para mejorar la capacidad de desplazamiento en pacientes afectados por patologías neurológicas radica en el entrenamiento específico de la basculación pélvica (Scivoletto et al., 2008), de forma que con este enfoque se favorezca la transferencia de peso de manera efectiva y el desplazamiento del centro de masas del paciente en las direcciones vertical y medio-lateral. Sin embargo, a pesar de la trascendencia de este movimiento, los dispositivos de rehabilitación de la marcha que se utilizan en la actualidad suelen restringir estos movimientos y centrarse predominantemente en aquellos que se producen en el plano sagital (Rodríguez-Fernández et al., 2021). La incorporación de este movimiento en los dispositivos robóticos puede llevar asociado un incremento del desplazamiento lateral de la pelvis y una reducción del desplazamiento lateral del tórax durante la marcha, acompañado de una disminución de los movimientos compensatorios del tronco (Aurich-Schuler et al., 2019). Además, este movimiento debe ser ajustable y adaptable a las necesidades específicas de cada usuario con el fin de optimizar su patrón de la marcha (Aurich (-Schuler) et al., 2023). Con este fin, se acopla un actuador pélvico accionado mediante cables al conjunto de sistemas robóticos. Este actuador tiene la función de movilizar la pelvis ajustándose de forma específica a las características de cada usuario y actuando de la manera adecuada en función de la fase del ciclo de la marcha correspondiente.

Adicionalmente, a este bastidor se acopla un sistema de descarga parcial del peso corporal, diseñado con el propósito de disminuir las fuerzas ejercidas sobre el sistema esquelético del usuario (Barbeau & Blunt, 1991). También se integra un sistema de proyección de objetivos (Figura 1) en forma de huellas con la intención de motivar al usuario y aumentar su participación activa en el proceso terapéutico. Este enfoque busca, en última instancia, promover la plasticidad neuronal (Rodríguez-Fernández et al., 2021).

Por último, hay que destacar que gran parte de los exoesqueletos ambulatorios de uso en la actualidad emplean estrategias de control fundamentadas en aportar asistencia según necesidad (AAN) (Chen et al., 2016), lo cual está en consonancia con las recomendaciones de Rodríguez-Fernández et al. (Rodríguez-Fernández et al., 2021) para promover la plasticidad neuronal. Sin embargo, según el fenómeno de *slacking* propuesto por Reinkensmeyer et al. (Reinkensmeyer et al., 2004), se observa que el sistema locomotor tiende a relajarse y a disminuir su activación muscular cuando éste no comete errores. Por ello, la propuesta a futuro de este estudio consiste en la implementación de estrategias de RL que permitan y motiven al paciente a explorar de manera libre el movimiento propuesto, al mismo tiempo que mantiene la motivación de forma continuada. Estas estrategias de aprendizaje por refuerzo se implementarán modificando la distancia del objetivo a alcanzar, las

trayectorias articulares esperadas o el porcentaje de asistencia de la marcha, entre otros parámetros, buscando maximizar la motivación y el alcance de los objetivos.

Hasta el momento, se ha completado el diseño de la estructura robótica, se ha realizado la validación cinemática y dinámica y se ha llevado a cabo la fabricación correspondiente. El siguiente paso implica la validación del control de tracción del marco y la precisión de su desplazamiento en comparación con el del usuario. Este proceso se llevará a cabo en sujetos sanos, evaluándose a diversas velocidades constantes y con cambios de velocidad y considerando situaciones sin descarga parcial de peso y situaciones con descarga. Estos ensayos de validación no involucrarán el acople del exoesqueleto.

A continuación, será necesario diseñar, fabricar y validar de manera individual cada uno de los subsistemas involucrados en el sistema completo. En el caso del actuador pélvico, su objetivo principal radica en posibilitar la transferencia de peso entre las piernas de apoyo, con el propósito de fomentar y facilitar que el usuario dé el paso por sí mismo. El funcionamiento de este sistema se validará en sujetos sanos, sin la utilización del exoesqueleto, integrando sensores de presión en la planta de cada pie. Este proceso abarcará ensayos en situaciones estáticas y dinámicas durante la marcha, tanto haciendo uso del sistema de descarga del peso corporal como sin hacer uso de éste. Una vez completada esta validación, se procederá a evaluar la capacidad del actuador pélvico de influir sobre la basculación pélvica cuando el usuario viste el exoesqueleto.

En lo que respecta a los algoritmos de control del exoesqueleto, habrá que garantizar la idoneidad de la generación de las trayectorias articulares a partir de las indicaciones proporcionadas por el terapeuta, tales como la altura o la longitud del paso. Asimismo, se debe asegurar la transparencia del exoesqueleto durante la fase de balanceo y su transición a la hora de mantener la estabilidad tras cada nuevo contacto del talón con el suelo. Este proceso de validación se llevará a cabo en tres fases distintas: inicialmente, mediante simulaciones computacionales; luego, mediante ensayos con un maniquí actuado; y, finalmente, con la participación de sujetos sanos. En esta última fase, los ensayos se podrán realizar integrando el exoesqueleto a la estructura de soporte ambulatoria y al sistema de descarga de peso para aportar estabilidad y seguridad o, directamente, utilizando muletas, andador u otros sistemas de asistencia.

En última instancia, la proyección de objetivos deberá ser consistente y coherente con el desplazamiento del marco y el movimiento del exoesqueleto. Esto implica la necesidad de actualizar la posición del siguiente objetivo en tiempo real y adaptarse a diversas velocidades y longitudes de paso del usuario. La validación de este subsistema también se llevará a cabo con la participación de sujetos sanos, utilizando la estructura de soporte ambulatoria, sin y con el sistema de descarga de peso, caminando a diversas velocidades.

Finalmente, será necesario validar el sistema completo. En primer lugar, se llevará a cabo con usuarios sanos con el objetivo de evaluar la funcionalidad y usabilidad del sistema y la satisfacción de los usuarios. Posteriormente, la validación se extenderá a usuarios con gran afectación y poca preservación de la capacidad de marcha, con patologías, tales como lesión medular espinal, esclerosis o ictus, incorporando también la

valuación de aspectos funcionales y recabando la realimentación tanto de los usuarios como de los terapeutas y rehabilitadores involucrados en los distintos aspectos de usabilidad y satisfacción. Este enfoque integral garantizará la efectividad y adaptabilidad del sistema en un entorno clínico.

En cuanto a los desafíos y riesgos que presenta el desarrollo y los pasos futuros del proyecto, existen algunos que requerirán una atención y precaución especial. En primer lugar, es crucial la comunicación y sincronización efectiva de todos los subsistemas robóticos (exoesqueleto, estructura de soporte ambulatoria, actuador pélvico y sistema de proyección de objetivos) para poder llevar a cabo el desarrollo de la terapia basada en paradigmas de RL de forma satisfactoria atendiendo a las entradas y salidas de cada uno de los sistemas. También será crítico el cumplimiento de los rangos de trabajo establecidos para los subsistemas robóticos, con especial énfasis en el control del marco en sincronía con el movimiento del exoesqueleto. Esto asegurará el mantenimiento de la distancia relativa entre el exoesqueleto y el marco, obligando a que los cables del actuador pélvico se encuentren operando siempre en el plano frontal. Además, será necesario verificar que se producen los movimientos pélvicos deseados, debido a que el exoesqueleto Exo-H3, al ser rígido, limita movimientos esenciales para la deambulación tales como la abducción-aducción de cadera o la inversión-eversión del tobillo. Inicialmente, no se pretenden implementar modificaciones, ya que tal y como ocurre con la utilización de este tipo de exoesqueletos por parte de pacientes, el anclaje entre el corsé y las piernas del exoesqueleto, así como la deformación elástica de la articulación de tobillo y la estructura, permiten cierto movimiento de abducción-aducción que, si bien no es óptimo, puede permitir la transferencia de peso. Tras la evaluación del sistema, se considerará la posibilidad de realizar modificaciones si fuese necesario. Por último, será necesario dimensionar los consumos para activar y controlar todos los subsistemas, sensores, procesadores, actuadores, etc., y establecer los protocolos y estrategias de seguridad debido a los altos requerimientos del sistema en términos de consumo.

## 5. Conclusiones

En este artículo se presenta de forma conceptual un innovador sistema robótico de rehabilitación de la marcha fundamentado en paradigmas de aprendizaje por refuerzo. El objetivo principal de este sistema es proporcionar mayor libertad al usuario, permitiéndole explorar nuevos patrones de movimiento de manera autónoma, al mismo tiempo que se potencia el fortalecimiento del equilibrio y del control motor voluntario. Para ello, este sistema utilizará el exoesqueleto Exo-H3 (Technaid S.L., Madrid, España) acoplado a un bastidor robótico, un actuador pélvico, un sistema de descarga de peso y un sistema de proyección de objetivos.

Este concepto robótico permite la movilización de la pelvis del exoesqueleto durante la deambulación libre por el suelo. Además, integra un sistema de descarga parcial del peso corporal, eliminando así la necesidad de depender de ayudas técnicas externas para la marcha. La inclusión del sistema de proyección en este conjunto permite la implementación de estrategias de control terapéutico, las cuales se basan en la modificación de las características del ciclo y del paso.

Asimismo, promueve la involucración y la participación activa del paciente mediante la utilización de la realidad aumentada.

Hasta el momento, se ha llevado a cabo el diseño y la validación cinemática y dinámica del bastidor robótico, asegurando su acoplamiento al exoesqueleto de manera que permita los movimientos pélvicos naturales y el desplazamiento fluido de ambos componentes. A continuación, se ha procedido a la fabricación del bastidor, y se está en proceso de desarrollo del resto de los sistemas, destacando la importancia de lograr una sincronización efectiva entre ellos. La fase subsiguiente incluirá la validación, englobando el funcionamiento de cada uno de los sistemas de manera individual y en conjunto, llevándose a cabo tanto con sujetos sanos como con aquellos que presentan patologías.

## 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”.

De igual manera, los autores presentan su agradecimiento a los Dres. Rubén Nieto-Capuchino y Santiago Murano por su participación en el proceso de desarrollo, redacción y revisión de este artículo. También al Dr. Antonio J. del-Ama, investigador principal del proyecto mencionado.

## 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. <https://doi.org/10.1038/sc.2012.162>
- Aurich (-Schuler), T., van Dellen, F., & Labruyère, R. (2023). The FreeD module's lateral translation timing in the gait robot Lokomat: a manual adaptation is necessary. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 20(1), 109. <https://doi.org/10.1186/s12984-023-01227-3>
- Aurich-Schuler, T., Gut, A., & Labruyère, R. (2019). The FreeD module for the Lokomat facilitates a physiological movement pattern in healthy people – a proof of concept study. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 16(1), 26. <https://doi.org/10.1186/s12984-019-0496-x>
- Baker, J. M. (2018). Gait Disorders. *The American Journal of Medicine*, 131(6), 602–607. <https://doi.org/10.1016/J.AMJMED.2017.11.051>
- 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.
- 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. <https://doi.org/10.1109/TOH.2021.3104518>
- Bayón, C., Martín-Lorenzo, T., Moral-Saiz, B., Ramírez, Ó., Pérez-Somarriba, Á., Lerma-Lara, S., Martínez, I., & Rocon, E. (2018). A robot-based gait training therapy for pediatric population with cerebral palsy: Goal setting, proposal and preliminary clinical implementation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 15(1), 1–15. <https://doi.org/10.1186/S12984-018-0412-9>
- Benito-Penalva, J., Edwards, D. J., Opisso, E., Cortes, M., Lopez-Blazquez, R., Murillo, N., Costa, U., Tormos, J. M., Vidal-Samsó, J., Valls-Solé, J., & Medina, J. (2012). Gait Training in Human Spinal Cord Injury Using Electromechanical Systems: Effect of Device Type and Patient Characteristics. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 93(3), 404–412. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.apmr.2011.08.028>
- 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. <https://doi.org/10.1177/1545968310376756>

- Cavagna, G. A., Tesio, L., Fuchimoto, T., & Heglund, N. C. (1983). Ergometric evaluation of pathological gait. *Journal of Applied Physiology*, 55(2), 606–613. <https://doi.org/10.1152/japfl.1983.55.2.606>
- 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. <https://doi.org/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. <https://doi.org/10.1093/PTJ/65.6.901>
- Chisholm, A. E., Qaiser, T., & Lam, T. (2015). *Neuromuscular control of curved walking in people with stroke: Case report*. 52(7). <https://doi.org/10.1682/JRRD.2014.08.0189>
- Dietz, V. (2003). Spinal cord pattern generators for locomotion. *Clinical Neurophysiology*, 114(8), 1379–1389. [https://doi.org/10.1016/S1388-2457\(03\)00120-2](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(03)00120-2)
- 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. <https://doi.org/10.1016/J.APMR.2019.01.025>
- 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. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3102172>
- Dobkin, B., Apple, D., Barbeau, H., Basso, M., Behrman, A., Deforge, D., Ditunno, J., Dudley, G., Elashoff, R., Fugate, L., Harkema, S., Saulino, M., Scott, M., & the Spinal Cord Injury Locomotor Trial (SCILT) Group. (2006). Weight-supported treadmill vs over-ground training for walking after acute incomplete SCI. *Neurology*, 66(4), 484–493. <https://doi.org/https://doi.org/10.1212/01.wnl.0000202600.72018.39>
- Dobkin, B. H., & Duncan, P. W. (2012). Should Body Weight-Supported Treadmill Training and Robotic-Assistive Steppers for Locomotor Training Trot Back to the Starting Gate? *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 26(4), 308–317. <https://doi.org/10.1177/1545968312439687>
- 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 EBSJ Special Section: Systematic Review*. <https://doi.org/10.1055/s-0036-1593805>
- Holanda, L. J., Silva, P. M. M., Amorim, T. C., Lacerda, M. O., Simão, C. R., & Morya, 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), 1–7. <https://doi.org/10.1186/S12984-017-0338-7>
- Hubli, M., & Dietz, V. (2013). The physiological basis of neurorehabilitation - Locomotor training after spinal cord injury. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 10(1), 1–8. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-10-5/FIGURES/2>
- Krakauer, J. W. (2006). Motor learning: Its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. *Current Opinion in Neurology*, 19(1), 84–90. <https://doi.org/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](http://www.scireproject.com)
- Luu, T.P., Low, K.H., Qu, X., Lim, H.B. & Hoon, K.H (2014). Hardware development and locomotion control strategy for an over-ground gait trainer: NaTure-Gaits. *IEEE J. Transl. Eng. Health Med.*, 2, 1–9.
- 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. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(93\)90027-C](https://doi.org/10.1016/0021-9290(93)90027-C)
- 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. <https://doi.org/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. <https://doi.org/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. <https://doi.org/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). <https://doi.org/10.1002/14651858.CD006185.PUB5>
- Mekki, M., Delgado, A. D., Fry, A., Putrino, D., & Huang, V. (2018). Robotic Rehabilitation and Spinal Cord Injury: a Narrative Review. *Neurotherapeutics* 2018 15:3, 15(3), 604–617. <https://doi.org/10.1007/S13311-018-0642-3>
- Middleton, S. (2010). *Clinical guidelines for stroke management 2010*. <https://acuresearchbank.acu.edu.au/item/8xzwz/clinical-guidelines-for-stroke-management-2010>
- Neumann, D. A. (2016). *Kinesiology of the musculoskeletal system-e-book: foundations for rehabilitation*. Elsevier Health Sciences.
- 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.
- Pearson, O. R., Busse, M. E., Van Deursen, R. W. M., & Wiles, C. M. (2004). Quantification of walking mobility in neurological disorders. *QJM: Monthly Journal of the Association of Physicians*, 97(8), 463–475. <https://doi.org/10.1093/QJMED/HCH084>
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). Gait analysis. Normal and pathological function 2nd ed. *California: Slack*.
- Reinkensmeyer, D., Aoyagi, D., Emken, J., Galvez, J., Ichinose, W., Kerdanyan, G., Nessler, J., Manekobkunwong, 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. <https://doi.org/10.1186/S12984-021-00815-5>
- Sanz, C. M. (2003). Marcha patológica. *Revista Del Pie y Tobillo*, 17(1).
- 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. <https://doi.org/10.1097/BRS.0B013E3181626AB0>
- 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. <https://doi.org/10.1089/NEU.2011.2226>
- Stauffer, Y., Allemand, Y., Bouri, M., Fournier, J., Clavel, R., Métrailler, P., Brodard, R. & Reynard, F (2008). The WalkTrainer-A new generation of walking reeducation device combining orthoses and muscle stimulation. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 17, 38–45.
- Urendes, E., Asín-Prieto, G., Ceres, R., García-Carmona, R., Raya, R., & Pons, J. L. (2019). HYBRID: Ambulatory Robotic Gait Trainer with Movement Induction and Partial Weight Support. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 19(21). <https://doi.org/10.3390/S19214773>
- Van Hedel, H. J. A., & Dietz, V. (2010). Rehabilitation of locomotion after spinal cord injury. *Restorative Neurology and Neuroscience*, 28(1), 123–134. <https://doi.org/10.3233/RNN-2010-0508>
- van Hedel, H.J.A., Rosselli, I. & Baumgartner-Ricklin, S. (2021). Clinical utility of the over-ground bodyweight-supporting walking system Andago in children and youths with gait impairments. *J NeuroEngineering Rehabil* 18, 29. <https://doi.org/10.1186/s12984-021-00827-1>
- Wargula, Ł., Wiczorek, B., & Kukla, M. (2019). The determination of the rolling resistance coefficient of objects equipped with the wheels and suspension system – results of preliminary tests. *MATEC Web of Conferences*, 254, 01005. <https://doi.org/10.1051/MATECONF/201925401005>
- Wernig, A., & Müller, S. (1991). Improvement of walking in spinal cord injured persons after treadmill training. *Restorative Neurology, Plasticity of Motoneuronal Connections*, 5, 475–485.
- Wernig, A., Nanassy, A., & Müller, S. (1998). Maintenance of locomotor abilities following Laufband (treadmill) therapy in para- and tetraplegic persons: follow-up studies. *Spinal Cord* 1998 36:11, 36(11), 744–749. <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3100670>
- Yang, J. F., & Musselman, K. E. (2013). 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. <https://doi.org/10.1179/2045772312Y.0000000036>
- Yang, J. F., Norton, J., Nevett-Duchcherer, J., Roy, F. D., Gross, D. P., & Gorassini, 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. <https://doi.org/10.2522/PTJ.20100163>