

Jornadas de Automática

Sistema de rigidez variable controlable para exoesqueletos de rehabilitación

Die-Pancorbo, Sofía M.^{a,*}, Copaci, Dorin^a, Blanco, Dolores^a

^aDepartamento de Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad Carlos III de Madrid, Av. de la Universidad, 30, 28911 Leganés, Madrid

To cite this article: Die-Pancorbo, Sofia M., Copaci, Dorin, Blanco, Dolores. 2025. Controllable variable rigidity system for rehabilitation exoskeletons. Jornadas de Automática, 46. <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2025.46.12209>

Resumen

La creciente necesidad de terapias de rehabilitación efectivas ha impulsado el desarrollo de exoesqueletos robóticos, particularmente los blandos, por su mayor adaptabilidad y comodidad frente a sistemas rígidos convencionales. Este trabajo presenta el diseño de un sistema inteligente de rigidez variable (SRV) aplicable a exoesqueletos blandos de rehabilitación, controlado mediante actuadores de aleaciones con memoria de forma (SMA) y sensorizado en fuerza y posición. El SRV propuesto permite alternar entre estados de rigidez y flexibilidad para asistir tanto en terapias pasivas como activas, proporcionando resistencia controlada e inmovilización selectiva de grados de libertad, y promoviendo así la neuroactivación y el fortalecimiento muscular. Además, la integración de sensores permite cuantificar métricas relevantes para la evaluación clínica objetiva del progreso del paciente. El trabajo presenta el diseño de la arquitectura del sistema y la evaluación de los criterios de diseño, escalabilidad y viabilidad del sistema, destacando su potencial para mejorar la eficacia de programas de rehabilitación y promover su estandarización y accesibilidad.

Palabras clave: Mecatrónica Biomédica, Mecatrónica Humana y Robótica, Estructuras inteligentes, Sistemas de control de movimiento, Computación centrada en el ser humano, Modelado del rendimiento humano, Diseño analítico

Controllable variable rigidity system for rehabilitation exoskeletons

Abstract

The growing need for effective rehabilitation therapies has driven the development of robotic exoskeletons, particularly soft exoskeletons, due to their greater adaptability and comfort compared to conventional rigid systems. This work presents the design of a smart variable rigidity system (VRS) applicable to soft rehabilitation exoskeletons, controlled by shape memory alloy (SMA) actuators and sensorised in force and position. The proposed VRS allows switching between stiffness and flexibility states to assist both passive and active therapies, providing controlled resistance and selective immobilization of degrees of freedom, thus promoting neuroactivation and muscle strengthening. In addition, the integration of sensors allows the quantification of relevant metrics for objective clinical assessment of patient progress. The paper presents the design of the system architecture and the evaluation of the system's design criteria, scalability, and feasibility, highlighting its potential to improve the effectiveness of rehabilitation programs and to promote its standardization and accessibility.

Keywords: Biomedical Mechatronics, Human and Robot mechatronics, Smart structures, Motion control systems, Human-centered computing, Modeling of human performance, Analytic design

1. Robótica blanda para rehabilitación: beneficios y necesidades

Según el estudio global (Cieza et al., 2020), una de cada tres personas necesitará rehabilitación a lo largo de su vida

debido a lesiones o enfermedades. Estas suelen deberse a trastornos musculoesqueléticos y neurológicos, y frecuentemente se presentan con comorbilidades. Se ha demostrado que una rehabilitación temprana puede disminuir la prevalencia

*Autor para correspondencia: sdie@ing.uc3m.es
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

de estas afecciones y retrasar la aparición de discapacidades crónicas, lo que subraya la necesidad de ampliar los servicios de rehabilitación en los sistemas sanitarios (Potcovaru et al., 2024). Tradicionalmente, los programas se han basado en movilizaciones pasivas repetitivas y técnicas convencionales para mejorar fuerza y movilidad, pero carecen de una estandarización y, a menudo, de evaluaciones objetivas que cuantifiquen el progreso del paciente (Federici et al., 2015).

Algunos estudios han mostrado que los dispositivos robóticos de rehabilitación pueden ofrecer mejores resultados que las terapias convencionales (Khande et al., 2024). Estos permiten incorporar terapias activas, haciendo los programas más eficientes y efectivos. Además, facilitan aumentar la frecuencia y duración de las sesiones, tanto presenciales como telemáticas, y posibilitan una mayor estandarización mediante la cuantificación de métricas médico-biomecánicas. La rehabilitación robótica puede además mejorar la adherencia al tratamiento y la calidad de vida, ayudando a retrasar o mitigar enfermedades crónicas (Banyai and Brişan, 2024). Asimismo, las tecnologías robóticas pueden permitir realizar tareas funcionales, a diferencia de la repetición pasiva presente en terapias convencionales.

Actualmente, la mayoría de sistemas robóticos para rehabilitación son exoesqueletos rígidos (Khalid et al., 2023). Sin embargo, estos sistemas presentan una falta de naturalidad y transparencia durante el control del movimiento y de la fuerza debido a la presencia de estructuras rígidas en ciertos grados de libertad y la falta de alineación de los ejes de movimiento del exoesqueleto con los del usuario. Esto además puede causar molestias e incomodidades y resultar en movimientos no fluidos, pudiendo provocar el rechazo de los pacientes del uso de la tecnología (Chen et al., 2024).

Los exoesqueletos blandos ofrecen ciertas ventajas frente a los rígidos, como el uso de materiales flexibles y ligeros que permiten un control más natural y reducen los problemas de desalineación entre el usuario y el dispositivo. Al no tener estructuras fijas, se adaptan mejor al rango de movimiento de las articulaciones siguiendo un diseño biomimético. La mayoría de los sistemas blandos actuales usan motores y actuadores neumáticos (Pan et al., 2022), cuyos componentes suelen concentrarse en una caja pesada, lo que dificulta su uso en terapias móviles como la marcha. El uso de actuadores ligeros y silenciosos como los *Shape Memory Alloy* (SMA) puede reducir el peso y el ruido durante la terapia (Lee et al., 2025). Sin embargo, la falta de rigidez limita su capacidad para transmitir fuerza y dirigir el movimiento (Serrano et al., 2023). Un sistema híbrido con estructuras de rigidez variable podría reducir el impacto de estos problemas, aprovechando las ventajas tanto de las tecnologías rígidas como de las blandas (Wang et al., 2023). Estos sistemas permitirían el movimiento libre de las articulaciones, cuando no están activados, o rigidificarse al activarse en momentos, niveles y zonas específicas, facilitando la transmisión de fuerza, y oponiendo resistencia controlada o inmovilizando la articulación según la necesidad.

Por otro lado, los sistemas de rehabilitación activa con exoesqueletos permiten que el paciente participe activamente en la terapia durante fases avanzadas, favoreciendo la neuroactivación y mejorando la recuperación frente a terapias pasivas. Suelen incorporar sensores que cierran el bucle de control, involucrando activamente al paciente en el proceso. En-

tre otros se incluyen sensores de electromiografía (EMG), interfaces cerebro-ordenador (BCI) y sensores de fuerza o presión. Estos dispositivos permiten detectar la intención de movimiento del paciente y utilizar esa información con distintos fines (Banyai and Brişan, 2024). Los exoesqueletos activos rígidos, por lo general, emplean control de impedancia para asistir el movimiento con una resistencia controlada, completar el movimiento iniciado por el usuario, guiar el miembro afectado, ofrecer soporte dinámico o construir modelos neurológicos detallados que permitan evaluar su evolución (Yang et al., 2023).

El uso en exoesqueletos blandos de un SRV como el que se pretende desarrollar permitiría sensorizar el exoesqueleto y proporcionar información detallada al sistema con la integración de distintos sensores para suplir los propósitos convencionales de rehabilitación activa y pasiva. En comparación con el uso de sistemas de control de impedancia en exoesqueletos rígidos, el SRV propuesto permitiría adaptarse a la geometría del cuerpo cuando no está activado, dejando libre el movimiento de la totalidad de los grados de libertad, y rigidificarse y bloquear el movimiento en los puntos y momentos requeridos de la terapia gracias a su flexibilidad y rigidificación controlada. Por otro lado, el SRV permitiría llevar a cabo terapias activas más avanzadas en las que dinámicamente se varíe la fuerza opuesta al movimiento para fortalecer la musculatura y la neuroactivación. Esto también permitiría hacer un análisis más completo y objetivo que apoye la evaluación médica y la predicción de la evolución de las lesiones.

1.1. Objetivos y requerimientos del diseño del SRV

El trabajo presentado propone el diseño de una solución al desafío del desarrollo de sistemas de rigidez variable controlable empleando un sistema inteligente centrado en el usuario y sensorizado en fuerza y posición a través del control de actuadores basados en aleaciones de SMA. El sistema diseñado tiene como objetivo el permitir el control de la rigidificación a demanda para involucrar al paciente en la terapia de forma activa al ejercer una resistencia sobre el movimiento o bloqueando determinados grados de libertad, pero permitiendo el movimiento libre de la articulación cuando el SRV no esté siendo actuado y adaptar su forma al contacto con el cuerpo gracias a su flexibilidad controlada. Para el diseño de este sistema se requiere además que el SRV pueda ser escalable en tamaño; que tenga capacidades de rigidificación variables, aunque no necesariamente muy altas pues el rango de fuerzas observado en rehabilitación es menor que en otros ámbitos; de bajo peso y bajo coste; que puedan diseñarse interfaces de seguridad para el usuario sin alta complejidad; que la rigidificación y su isometría puedan ser controlables; y que la velocidad de actuación sea moderada, pues el ancho de banda demandado en rehabilitación no es tan elevado.

1.2. Estructura del documento

El contenido que se presenta a continuación de este documento se estructura en las siguientes secciones:

- Sección 2: esta sección contiene un análisis del estado del arte de sistemas de rigidez variable y propone un diseño del SRV basado en un estudio de viabilidad de las tecnologías en función de los requerimientos del sistema identificados.

- Sección 3: en esta sección se describe el diseño del SRV propuesto y se muestran los resultados preliminares obtenidos.
- Sección 4: la última sección analiza las ventajas del diseño preliminar del SRV propuesto y los resultados preliminares obtenidos.

2. Sistemas de rigidez variable: estado del arte

En la naturaleza existen mecanismos de rigidificación controlada en tejidos orgánicos, como las fibras musculares, que al recibir una señal eléctrica se contraen, modificando sus propiedades mecánicas. Esto permite transmitir fuerza para generar movimiento y luego regresar a su estado basal sin deformación permanente. En la literatura se han descrito diversas tecnologías capaces de cambiar sus características elásticas. Según cómo se intercambia la energía, los SRV se clasifican como sistemas activos, que requieren aporte y extracción de energía externa, o semi-activos, donde solo se disipa energía. A continuación, se describe el estado del arte del uso de estas tecnologías en exoesqueletos.

2.1. Sistemas fluidicos flexibles

Los sistemas fluidicos flexibles activos han sido estudiados ampliamente en distintos formatos. Consisten en distintas estructuras inflables en las que, según se diseñen las cámaras interiores y con qué materiales se elaboren, se deforman en distintas maneras. Entre este tipo de actuadores se encuentran los actuadores de McKibben, los actuadores de origami y los sistemas basados en cámaras elastoméricas como los PneuNets y los PneuFlex entre otros. Estos sistemas neumáticos han sido utilizados en diversos exoesqueletos como actuadores. Todos ellos presentan alta complejidad de diseño, generalmente requieren de motores y pueden resultar difíciles de escalar, en especial a menor tamaño, para adaptarse a distintos formatos de exoesqueletos, en especial en el caso de los McKibben y origami. Por otro lado, la capacidad de rigidificación es media, y la velocidad de activación y desactivación es moderada y depende del motor utilizado. Además, en este tipo de sistemas el control de la isometría de la rigidificación puede resultar complejo (Pagoli et al., 2021).

2.2. Sistemas basados en muelles

Alternativamente, se ha empleado muelles en distintas configuraciones tanto activas como pasivas en exoesqueletos con objetivos como amortiguar el impacto sobre las articulaciones y la fatiga muscular, reutilizar la energía generada para asistir la caminata (Diller et al., 2016), (Zhu et al., 2022), reducir los requerimientos del motor, controlar sistemas fluidicos sin la necesidad de motores. Su capacidad de rigidificación depende de las características elásticas del muelle y de la estructuración de los componentes dentro del sistema mecánico. Su rigidez varía según el nivel de compresión de los muelles, su velocidad de actuación es alta y su complejidad y escalabilidad dependen de la configuración del sistema. Generalmente requieren de motores que actúen la compresión y la descompresión de estos muelles (Mao et al., 2022), (Zhu et al., 2022).

2.3. Polímeros electroactivos, electroreológicos y magneto-reológicos

Existen algunos estudios en los que se utiliza polímeros electroactivos como actuadores activos blandos en exoesqueletos (Pagoli et al., 2021). Estos polímeros son capaces de deformarse al aplicar un voltaje sobre ellos, el cual se transforma en energía mecánica. Sin embargo, requieren de altos voltajes para conseguir modificar sus propiedades mecánicas y la construcción de un modelo cinemático del material es complejo debido a la falta de isometría de la rigidificación (Dewang et al., 2025). Por otro lado, los materiales electroreológicos y magnetoreológicos han sido utilizados para rigidificar estructuras que contienen estas partículas al someterlas a campos magnéticos o eléctricos externos. Además, presentan una alta complejidad de control y diseño y debe emplearse grandes esfuerzos en diseñar sistemas de seguridad que los aislen y los hagan adecuados para ser utilizados sobre el cuerpo (El-Atab et al., 2020).

2.4. Sistemas basados en materiales con memoria de forma

Existen materiales que, tras una deformación plástica, recuperan su forma y propiedades mecánicas mediante un cambio de fase inducido. Estos materiales se han usado en SRV de forma activa y semi-activa, destacando las aleaciones con memoria de forma (SMAs). Usualmente utilizados en forma de hilo, los SMAs cambian de fase al calentarse por efecto Joule al aplicar voltaje, reduciendo su módulo de Young, y recuperan su forma y propiedades al enfriarse (Šittner et al., 2014), (Seo et al., 2015). Por ello, se emplean como actuadores de rigidez variable, y también en configuraciones activas para rigidificar estructuras mediante el acortamiento de los hilos (Henke and Gerlach, 2016). Aunque presentan histéresis y una velocidad de actuación menor frente a otros sistemas como los polímeros electroactivos o motores, tienen ventajas clave para su uso en exoesqueletos blandos de rehabilitación. Ofrecen gran escalabilidad, versatilidad en el diseño según la aleación y configuración, control de la isometría de rigidificación, bajo peso y coste moderado. Además, los hilos de SMA pueden aislarse eléctrica y térmicamente con facilidad mediante cables de Bowden y tubos de Teflón (Serrano et al., 2023).

En la Tabla 1 se ha evaluado la adecuación de cada familia de SRV observadas en el estado del arte para cada uno de los requisitos que se consideran de mayor relevancia en el diseño del SRV en el contexto descrito. La familia de SRV que mejor puntuación obtiene es la de los sistemas diseñados con materiales con memoria de forma. Por todo ello, y considerando los requerimientos mencionados de diseño del sistema SRV para su aplicación en exoesqueletos blandos que incorporen sistemas de rehabilitación activa, se considera que el uso de SMAs en configuración de SRV activo puede resultar adecuado para este propósito.

3. Diseño de un SRV para exoesqueletos blandos actuado con SMA

Tras haber realizado el análisis comparativo de las familias de SRV para cuantificar la idoneidad de su uso para integrarlo en exoesqueletos blandos, se ha considerado que la

Tabla 1: Análisis comparativo de las familias de SRV en cuanto a los requisitos principales de diseño. Se muestra para cada requisito el baremo de ponderación de la puntuación correspondiente según relevancia de 1 a 3. Todas las categorías se evalúan para cada familia de SRV como “Baja”, “Moderada” o “Alta” y puntúan con 1, 2 y 3 respectivamente según el resultado obtenido. La categoría “Necesidad de motores” se evalúa con 0 (sí) o 1 (no) respectivamente.

Familia SRV	Necesidad de motores	Escalabilidad	Capacidad de rigidificación	Velocidad de actuación	Control de rigidificación	Complejidad de diseño	Seguridad	Adaptabilidad	Puntos
Ponderación	2	3	2	1	3	2	3	3	60 (máx.)
Actuadores fluidicos flexibles	Sí	Baja	Moderada	Moderada	Baja	Alta	Moderada	Alta	33
Actuadores basados en muelles	Sí	Baja	Moderada	Moderada	Alta	Moderada	Alta	Moderada	37
Polímeros electroactivos	No	Moderada	Moderada	Alta	Baja	Alta	Baja	Moderada	33
Materiales electro-reológicos y magneto-reológicos	No	Moderada	Moderada	Baja	Baja	Alta	Baja	Baja	28
Materiales con memoria de forma	No	Alta	Moderada	Moderada	Alta	Moderada	Alta	Alta	48

integración de hilos de SMA como mecanismos de actuación agonista-antagonista. Así, al ser activados y acortarse, se consigue la rigidificación de la estructura en la que estos hilos están embebidos o integrados al producir un acercamiento de los componentes (Figura 1).

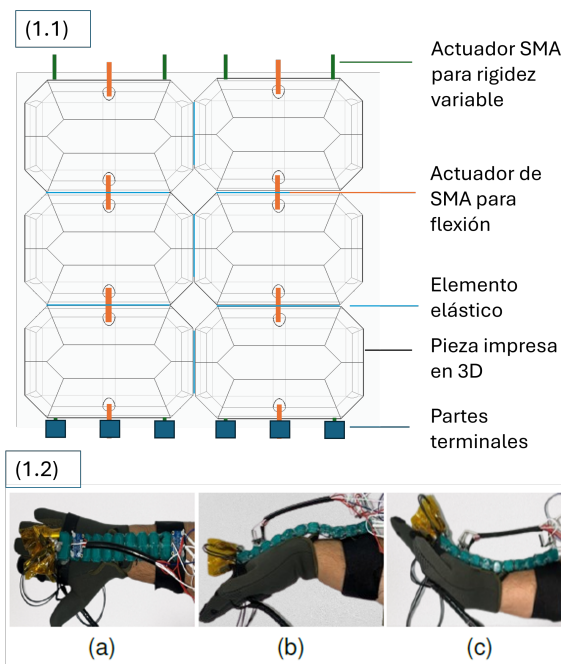


Figura 1: Diseño del SRV propuesto. (1.1) Estructura modular del SRV diseñado. Los módulos están interconectados mediante elementos elásticos e hilos de SMA que sirven para la flexión y el control de rigidez del sistema. (1.2) Prototipo del SRV en exoesqueleto de muñeca en (a) posición neutra, (b) flexión y (c) extensión.

De esta manera, se conseguiría desarrollar un sistema inteligente rigidificable y controlable que puede ser adaptado a exoesqueletos de rehabilitación que permitan hacer terapias activas y pasivas. Al no utilizar motores, el sistema resultante es de bajo peso, bajo coste y silencioso. Además, debido a que

los hilos de SMA necesarios para los rangos de fuerza a trabajar esperados en el contexto de rehabilitación no superan el milímetro de diámetro, el sistema permite ser miniaturizable.

Por otro lado, el SRV, o la combinación de varias unidades del sistema diseñado posicionadas estratégicamente sobre el exoesqueleto, permiten la rigidificación en diversas direcciones según el movimiento y programa de rehabilitación seleccionado. Actualmente, este SRV no tiene como función principal la de ser utilizado como actuador del exoesqueleto, sino como un sistema periférico que trabaje sincronamente con el sistema de actuación y consiga rigidificar o bloquear los grados de libertad deseados. Sin embargo, en futuras optimizaciones del dispositivo se integrará el control del sistema de actuación del exoesqueleto con el del SRV. El desarrollo del dispositivo es centrado en el usuario y, al estar sensorizado, permite además observar métricas que cuantifiquen de manera objetiva la capacidad de los pacientes de realizar la terapia y así apoyar y fundamentar la valoración del profesional sanitario sobre el estado, la evolución y la predicción los mismos del paciente.

3.1. Arquitectura de control del SRV diseñado

El exoesqueleto sobre el que se integre el SRV tendrá dos sistemas de control distintos: uno para el movimiento del exoesqueleto y, por extensión, del movimiento de las articulaciones del usuario; y otro para el control del propio SRV. El SRV se integra en un exoesqueleto mediante una arquitectura modular de comunicaciones (Figura 2). La arquitectura se divide en tres grandes niveles: sensorial, control base y control de ontología y eventos.

Nivel sensorial y de actuación. En el nivel sensorial se encuentran los dos módulos de actuación física (PA, del inglés *Physical Actuator*) del exoesqueleto (el del SRV y el del exoesqueleto) y tres módulos que proporcionan información exteroceptiva, interoceptiva y propioceptiva del exoesqueleto. Los módulos de actuación son el PA_VRS (VRS, del inglés *Variable Rigidity System*) y el PA_EXO. La información exte-

roceptiva se proporciona en la interfaz sensorial exteroceptiva (ESI, del inglés *Exteroceptive Sensorial Interface*) entre la que se encuentran medidas de los factores ambientales y datos relativos al usuario como la actividad muscular adquirida mediante sensores EMG entre otros. Los datos interoceptivos son producidos por la interfaz sensorial interoceptiva (ISI, del inglés *Interoceptive Sensorial Interface*) en la que, en el caso del SRV, se recibe información sobre el estado del resto de componentes del exoesqueleto como la posición y la fuerza de los actuadores que producen el movimiento de las articulaciones. Los datos propioceptivos se generan en la interfaz sensorial propioceptiva (PSI, del inglés *Proprioceptive Sensorial Interface*). En el caso del SRV, la información recibida desde el PSI es relativa al propio estado del SRV, de su posición en el espacio, su movimiento y la fuerza ejercida, todo ello gracias a la sensorización del SRV.

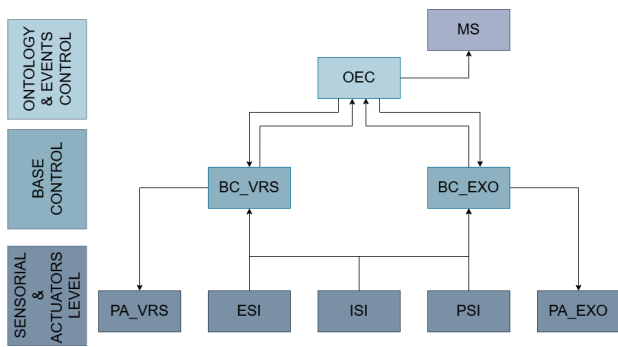


Figura 2: Arquitectura de comunicaciones del exoesqueleto con SRV

Nivel de control base. En este nivel de la arquitectura se encuentran los módulos de control de bajo nivel (BC, del inglés *Base Control*) tanto del movimiento del exoesqueleto (BC_EXO), como del SRV (BC_SRV). Estos módulos reciben la información sensorial exteroceptiva (ambiente y actividad del paciente), interoceptiva (información del estado del propio sistema de control ya sea del SRV o del exoesqueleto) y propioceptiva (información del estado del resto de componentes del dispositivo, ya sea del exoesqueleto o del SRV) y la procesan para generar comandos de control de movimiento y fuerza que son enviados a los módulos de actuación física (PA_EXO y PA_SRV).

Nivel de control de ontología y eventos. El sistema de control de ontología y eventos (OEC, del inglés *Ontology and Events Control*) funciona como un *manager* que recibe información procesada por los módulos de control base acerca del estado de los procesos en curso y envía comandos indicando los eventos que suceden en el ciclo de la terapia de rehabilitación escogida y según si se ha detectado alguna situación anómala o de emergencia en el sistema. Además, este módulo envía al sistema de métricas (MS, del inglés *Metrics System*) datos diagnósticos del proceso así como distintas métricas que serán relevantes para llevar a cabo un análisis objetivo del proceso rehabilitativo del usuario.

3.1.1. Sistema de control del SRV

El controlador del BC_VRS tiene como objetivo alcanzar unas trayectorias de referencia del SRV en posición y fuerza para bloquear o rigidificar y oponer una resistencia en la tera-

pia de rehabilitación escogida. Para ello, el módulo BC_VRS utiliza información proveniente del ESI (temperatura y lecturas de actividad musculares a través de sensores EMG), del ISI (posición tridimensional del exoesqueleto) y del PSI (fuerza y posición del propio SRV). Estos datos, agrupados periódicamente, serán utilizados para cerrar el bucle de control del SRV.

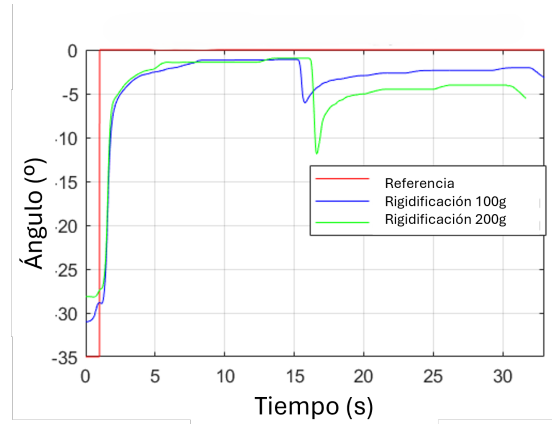


Figura 3: Resultados preliminares del control del sistema en respuesta a la aplicación de distintos pesos.

El algoritmo de control utilizado es un PID tradicional al que se le añade un término bi-lineal para linearizar la planta debido al comportamiento no lineal de los SMA causado por la histéresis. Este PID tiene como salida un modulador de ancho de pulsos (PWM, del inglés *Pulse Width Modulator*) que controla la activación (calentamiento) o desactivación (enfriamiento) de los SMAs del SRV que funcionan como actuadores. De esta manera se consigue el acercamiento o alejamiento respectivamente de los componentes del SRV y por tanto la rigidez resultante basada en la trayectoria de referencia del SRV. La Figura 3 muestra los resultados preliminares obtenidos al controlar la posición del SRV desde el estado de relajación a -30° hasta 0° aplicando pesos de 100 y 200 gramos sobre el extremo del SRV desarrollado. Estos resultados indican que, aunque el sistema de control debe ser mejorado para ajustarse mejor a las señales de referencia, el SRV podría ser utilizado para soportar fuerzas sin sufrir deformación, lo que se traduce en una resistencia que ofrecerá el dispositivo al movimiento de la articulación en el exoesqueleto. No obstante, se requiere de la realización de un mayor número de pruebas y mejoras sobre el prototipo desarrollado. Para ello sería necesario desarrollar un sistema de control más robusto y mejorar la capacidad de rigidificación del sistema acorde con los requerimientos físico-médicos de los pacientes.

4. Conclusiones

Este trabajo ha presentado un diseño de un SRV aplicable a exoesqueletos blandos de rehabilitación que permite llevar a cabo terapias activas y pasivas mejorando la interfaz de control. En comparación con los sistemas convencionales rígidos que incorporan control de impedancia, el SRV en exoesqueletos blandos conformaría un sistema híbrido capaz de bloquear los grados de libertad deseados del exoesqueleto o permanecer

flexible y adaptado a la superficie de contacto con el usuario en ausencia de activación. Así, se optimizaría la transmisión del movimiento de la articulación en una dirección en comparación con la dificultad de los exoesqueletos blandos controlados por SMA al carecer de estructuras rígidas. Además, en terapias activas, el sistema será capaz de ofrecer una resistencia variable involucrando una mayor neuroactivación del usuario, permitiendo llevar a cabo terapias más complejas. Al estar sensorizado, sería capaz de generar ciertas métricas que permitan añadir información y fundamentar la valoración clínica sobre la terapia y el curso del paciente en el programa de rehabilitación. Esto facilitaría la objetivización de las valoraciones clínicas y colaboraría en la generación de programas estandarizados de rehabilitación.

Tras haber hecho un análisis del estado del arte de las tecnologías utilizadas como sistemas de rigidez variable en robótica blanda, se ha optado por diseñar un sistema controlado por hilos de SMA en base a los requerimientos del sistema definidos. Este SRV está basado en la regulación de la interacción de los componentes que integran los hilos que resulta en la modificación de la rigidez ofrecida al activar o desactivar los hilos de SMA. El diseño y elección de los materiales y las arquitecturas de comunicaciones y de control permitirían adaptar el SRV a diversos tipos de exoesqueletos blandos gracias a su versatilidad y capacidad de escalabilidad. Esta adaptabilidad puede variar en función del tamaño, del número de articulaciones y de los grados de libertad involucrados. La optimización de los exoesqueletos blandos de rehabilitación mediante el uso de SRV como el propuesto permitiría reducir los costes y el peso de estos dispositivos. Esto facilitaría la integración de estos sistemas en los programas de rehabilitación convencionales, reduciendo la carga de los profesionales y las listas de espera y permitiendo el acceso a más pacientes a este tipo de programas. Todo ello fomentaría la mejora de la calidad de vida de los pacientes al reducirse el riesgo de aparición de condiciones crónicas y de discapacidad. Los resultados preliminares obtenidos sobre el prototipo indican que el SRV desarrollado podría ser utilizado para los propósitos descritos. Sin embargo, se requiere de la elaboración de un mayor número de pruebas, de la optimización del sistema de control y del prototipo. Para ello se estima necesario identificar requerimientos físico-médicos que permitan adaptar el sistema a las necesidades del paciente y de los profesionales.

Agradecimientos

Esta publicación es parte del proyecto de I+D+i PID2023-149141OB-I00, financiado por MICIU/AEI/10.13039/501100011033 y por FEDER/UE.

Referencias

- Banyai, A.D., Brişan, C., 2024. Robotics in physical rehabilitation: Systematic review. *Healthcare* 2024, Vol. 12, Page 1720 12, 1720. doi:10.3390/HEALTHCARE12171720.
- Chen, L., Zhou, D., Leng, Y., 2024. A systematic review on rigid exoskeleton robot design for wearing comfort: Joint self-alignment, attachment interface, and structure customization. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 32, 3815–3827. doi:10.1109/TNSRE.2024.3479283.
- Cieza, A., Causey, K., Kamenov, K., Hanson, S.W., Chatterji, S., Vos, T., 2020. Global estimates of the need for rehabilitation based on the global burden of disease study 2019: a systematic analysis for the global burden of disease study 2019. *The Lancet* 396, 2006–2017. doi:10.1016/S0140-6736(20)32340-0.
- Dewang, Y., Sharma, V., Baliyan, V.K., Soundappan, T., Singla, Y.K., 2025. Research progress in electroactive polymers for soft robotics and artificial muscle applications. *Polymers* 2025, Vol. 17, Page 746 17, 746. doi:10.3390/POLYM17060746.
- Diller, S., Majidi, C., Collins, S.H., 2016. A lightweight, low-power electro-adhesive clutch and spring for exoskeleton actuation. *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation* 2016-June, 682–689. doi:10.1109/ICRA.2016.7487194.
- El-Atab, N., Mishra, R.B., Al-Modaf, F., Joharji, L., Alsharif, A.A., Alamoudi, H., Diaz, M., Qaiser, N., Hussain, M.M., 2020. Soft actuators for soft robotic applications: A review. *Advanced Intelligent Systems* 2, 2000128. doi:10.1002/AISY.202000128.
- Federici, S., Meloni, F., Bracalenti, M., Filippis, M.L.D., 2015. The effectiveness of powered, active lower limb exoskeletons in neurorehabilitation: A systematic review. *NeuroRehabilitation* 37, 321–340. doi:10.3233/NRE-151265.
- Henke, M., Gerlach, G., 2016. A multi-layered variable stiffness device based on smart form closure actuators. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures* 27, 375–383. doi:10.1177/1045389X15577645.
- Khalid, S., Alnajjar, F., Gochoo, M., Renawi, A., Shimoda, S., 2023. Robotic assistive and rehabilitation devices leading to motor recovery in upper limb: a systematic review. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology* 18, 658–672. doi:10.1080/17483107.2021.1906960.
- Khande, C.K., Verma, V., Regmi, A., Ifthekar, S., Sudhakar, P.V., Sethy, S.S., Kandwal, P., Sarkar, B., 2024. Effect on functional outcome of robotic assisted rehabilitation versus conventional rehabilitation in patients with complete spinal cord injury: a prospective comparative study. *Spinal Cord* 62, 228–236. doi:10.1038/S41393-024-00970-1.
- Lee, K.H., Yu, M., Kim, Y.M., Jeong, L.H., Kwon, T.K., 2025. Muscle strength assistance of a shape memory alloy exoskeleton during lifting and lowering tasks. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* 26, 1013–1022. doi:10.1007/S12541-024-01184-4/TABLES/2.
- Mao, Z., Wang, C., Rui, Y., Huang, X., Zhang, Z., Li, Y., Yang, Y., 2022. Variable stiffness mechanism for single-joint lower limb wearable exoskeleton: A review. 2022 6th International Conference on Automation, Control and Robots, ICACR 2022, 75–82. doi:10.1109/ICACR55854.2022.9935528.
- Pagoli, A., Chapelle, F., Corrales-Ramon, J.A., Mezouar, Y., Lapusta, Y., 2021. Review of soft fluidic actuators: classification and materials modeling analysis. *Smart Materials and Structures* 31, 013001. doi:10.1088/1361-665X/AC383A.
- Pan, M., Yuan, C., Liang, X., Dong, T., Liu, T., Zhang, J., Zou, J., Yang, H., Bowen, C., 2022. Soft actuators and robotic devices for rehabilitation and assistance. *Advanced Intelligent Systems* 4, 2100140. doi:10.1002/AISY.202100140.
- Potcovaru, C.G., Salmen, T., Bîgu, D., Săndulescu, M.I., Filip, P.V., Diaconu, L.S., Pop, C., Ciobanu, I., Cintează, D., Berceanu, M., 2024. Assessing the effectiveness of rehabilitation interventions through the world health organization disability assessment schedule 2.0 on disability—a systematic review. *Journal of Clinical Medicine* 2024, Vol. 13, Page 1252 13, 1252. doi:10.3390/JCM13051252.
- Seo, J., Kim, Y.C., Hu, J.W., 2015. Pilot study for investigating the cyclic behavior of slit damper systems with recentering shape memory alloy (sma) bending bars used for seismic restrainers. *Applied Sciences* 2015, Vol. 5, Pages 187–208 5, 187–208. doi:10.3390/APP5030187.
- Serrano, D., Copaci, D., Arias, J., Moreno, L.E., Blanco, D., 2023. Sma-based soft exo-glove. *IEEE Robotics and Automation Letters* 8, 5448–5455. doi:10.1109/LRA.2023.3295994.
- Wang, Z., Zhou, Z., Ruan, L., Duan, X., Wang, Q., 2023. Mechatronic design and control of a rigid-soft hybrid knee exoskeleton for gait intervention. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 28, 2553–2564. doi:10.1109/TMECH.2023.3245810.
- Yang, S., Li, M., Wang, J., Shi, Z., He, B., Xie, J., Xu, G., 2023. A low-cost and portable wrist exoskeleton using eeg-semg combined strategy for prolonged active rehabilitation. *Frontiers in Neurobotics* 17, 1161187. doi:10.3389/FNBOT.2023.1161187/BIBTEX.
- Zhu, Y., Wu, Q., Chen, B., Xu, D., Shao, Z., 2022. Design and evaluation of a novel torque-controllable variable stiffness actuator with reconfigurability. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* 27, 292–303. doi:10.1109/TMECH.2021.3063374.
- Šittner, P., Heller, L., Pilch, J., Curfs, C., Alonso, T., Favier, D., 2014. Young's modulus of austenite and martensite phases in superelastic niti wires. *Journal of Materials Engineering and Performance* 23, 2303–2314. doi:10.1007/S11665-014-0976-X.