

# Jornadas de Automática

## Dispositivo Háptico para la Rehabilitación de Dedo: Estudio Preliminar

Almendro, D.<sup>a</sup>, Cisnal, A.<sup>a,\*</sup>, Turiel, J.P.<sup>a</sup>, Fraile, J.C.<sup>a</sup>

<sup>a</sup> Instituto de las Tecnologías Avanzadas de la Producción, Universidad de Valladolid, Paseo Prado de la Magdalena 3-5, 47011, Valladolid, España.

**To cite this article:** Almendro, D., Cisnal, A., Turiel, J.C., Fraile, J.C. 2024. A Haptic Device for Finger Rehabilitation. A Preliminary Study. Jornadas de Automática, 45.  
<https://doi.org/10.17979/ja-cea.2024.45.10823>

### Resumen

La rehabilitación es crucial para pacientes que han sufrido un accidente cerebrovascular. En este ámbito, los sistemas robóticos posibilitan ejercicios repetitivos y precisos, esenciales para la recuperación motora. RobHand, un exoesqueleto de mano desarrollado por el Instituto de Tecnologías Avanzadas de la Producción de la Universidad de Valladolid, permite la realización de terapias pasivas y bilaterales, asistiendo la flexión y extensión individual de los dedos. No obstante, para superar las limitaciones de los servomotores actuales, se propone sustituirlos por motores lineales LM2070-040-11 de Faulhaber, que destacan por su alta calidad, precisión y backdrivability. Presentamos un estudio preliminar de la implementación de un control de impedancia y un algoritmo de asistencia a medida utilizando estos nuevos motores lineales. Aunque este estudio se focaliza en un dedo, su aplicación es extrapolable a toda la mano. Los resultados muestran que esta actualización mejoraría significativamente el sistema.

*Palabras clave:* Control adaptativo, Control en tiempo real, Ingeniería de rehabilitación y prestación de servicios de salud, Robótica, Tecnología asistida e ingeniería de rehabilitación.

### A Haptic Device for Finger Rehabilitation: A Preliminary Study

#### Abstract

Rehabilitation is crucial for patients who have suffered a cerebrovascular accident. In this context, robotic systems enable repetitive and precise exercises, essential for motor recovery. RobHand, a hand exoskeleton developed by the Institute of Advanced Production Technologies at the University of Valladolid, allows for passive and bilateral therapies, assisting in the individual flexion and extension of the fingers. However, to overcome the limitations of current servomotors, it is proposed to replace them with Faulhaber's linear motors LM2070-040-11, known for their high quality, precision, and back-drivability. We present a preliminary study of implementing impedance control and an assist-as-needed algorithm using these new linear motors. Although this study focuses on one finger, its application is extrapolatable to the entire hand. The results show that this update would significantly improve the system.

*Keywords:* Adaptive control, Assistive technology and rehabilitation engineering, Real-time control, Rehabilitation engineering and healthcare delivery, Robotics.

### 1. Introducción

La principal causa de minusvalía en adultos a nivel global son los accidentes cerebrovasculares (ACV), los cuales afectaron a 12,2 millones de personas en el año 2019 (Feigen, 2022). La mitad de las víctimas de ACV pierden parte o la totalidad de la movilidad de al menos una mano a corto y largo plazo (Welmer, 2008). Una dolencia o restricción de tanto las

manos como los dedos de una persona resulta en una pérdida significativa de calidad de vida, afectando muy negativamente al desarrollo de las actividades de la vida diaria (AVD). La mayoría de los pacientes experimentan una recuperación neurológica espontánea, ya sea parcial o total, durante los primeros meses después de sufrir el ACV. No obstante, este proceso es lento y termina estancándose (Kwakkel, 2006). Ciertas terapias de rehabilitación aceleran la recuperación y

\*Autor para correspondencia: ana.cisnal@uva.es

reducen los efectos del ACV a largo plazo en casi la totalidad de las víctimas (Langhorne, 1996).

Uno de los principales inconvenientes de las terapias de rehabilitación tradicionales reside en su coste económico el cual se estima en unos 25.000 € durante el primer año de rehabilitación para pacientes no ingresados (van Meijeren-Pont, 2021). Estos costes pueden imposibilitar el acceso a la rehabilitación a las personas más necesitadas en países donde no existe la sanidad pública.

La rehabilitación por medio de dispositivos robotizados permite reducir la carga de trabajo del terapeuta durante la terapia reduciendo costes, pudiendo tratar a un mayor número de pacientes de forma simultánea. Otra ventaja asociada al uso de robots para la rehabilitación es que las terapias son altamente repetibles y personalizables. Además, existe la posibilidad de llevar un registro automatizado de determinados datos (rangos, velocidades, fuerzas, puntuación, estadísticas etc.) de cada terapia y paciente, permitiendo así observar su evolución.

Por otro lado, la robótica de rehabilitación ofrece a los pacientes la oportunidad de realizar la rehabilitación utilizando medio de videojuegos (también conocidos como *serious games*). Se ha demostrado que los serious games proporcionan motivación a los pacientes, lo que puede aumentar la intensidad de la rehabilitación y, en consecuencia, promover la recuperación motora (Corbetta, 2015).

### 1.1. Neurorehabilitación

La neurorehabilitación es la subespecialidad clínica dedicada a la restauración y maximización de las funciones perdidas por daños o enfermedades del sistema nervioso. En contraposición a los descubrimientos de Santiago Ramón y Cajal y sus contemporáneos de la primera mitad del siglo veinte, se ha descubierto que el sistema nervioso, especialmente el córtex motor (región del cerebro responsable de las funciones neuromusculares), no es estático. Más bien, experimenta cambios continuos, tanto en su estructura como en su funcionamiento, en respuesta al entorno y las actividades realizadas (Selzer, 2014). Esta propiedad se denomina neuroplasticidad, y es responsable de la recuperación neuromotora de víctimas de condiciones tan graves como los ACV (Langhorne, 2011).

La rehabilitación que reciben los pacientes de ACV está enfocada al aprendizaje de mover un músculo o un conjunto de músculos de forma controlada desde el cerebro cuya zona responsable ha sido dañada por el ACV. Este proceso no solo implica la creación de nuevas conexiones sinápticas entre neuronas para eludir la zona dañada, sino que además el paciente debe descubrirlas y aprender a utilizar un músculo a través de estas nuevas vías. Para ello, resulta de gran interés asistir al paciente para que de forma consciente realice ejercicios sobre los movimientos que se desea mejorar. Consecuentemente y a base de repeticiones del movimiento en cuestión, el paciente estará expuesto a unas condiciones que favorecerán la recuperación de la movilidad deseada de forma progresiva.

### 1.2. Rehabilitación robótica

Los robots de rehabilitación permiten automatizar en gran medida las terapias tradicionales y facilitan su integración con entornos virtuales, bases de datos y parámetros altamente personalizables. La inclusión de entornos virtuales suele incentivar al paciente a realizar más repeticiones de movimientos y ejercicios, aumentando la intensidad de los gestos de interés y, en consecuencia, mejorando los resultados de la recuperación motora. Existen diferentes tipos de terapias de rehabilitación en función de la interacción humano-robot.

- Terapias pasivas: El paciente no realiza ningún esfuerzo. Los robots replican externamente el movimiento deseado mediante lazos de control de posición.
- Terapias activas: el paciente aporta cierta fuerza o intención de movimiento. Estas terapias se dividen a su vez en terapias activas-asistidas y activas-resistivas. En las primeras, el robot ayuda al paciente a completar los movimientos programados, mientras que en las resistivas el robot se opone al movimiento.

Cada tipo de terapia se adapta a una etapa específica de la rehabilitación del paciente. Si el paciente tiene poca o nula movilidad, comenzará con terapias pasivas. En caso de poseer cierta movilidad, se optará por terapias activas. Las terapias activas-asistidas buscan mejorar aún más la movilidad, mientras que las terapias activas-resistivas están diseñadas específicamente para aumentar el tono muscular.

## 2. Motivación

RobHand es un exoesqueleto de mano diseñado para la neurorehabilitación de pacientes que han sufrido un ACV (Figura 1). Este sistema, desarrollado por el Instituto de Tecnologías Avanzadas de la Producción (ITAP) de la Universidad de Valladolid, es ligero, fácil de usar y versátil. Está especialmente indicado para pacientes con espasticidad en los dedos, gracias a sus anillos que facilitan la colocación. La movilización de los dedos se lleva a cabo mediante un mecanismo de cuatro eslabones subactuado que utiliza un único actuador por dedo, aprovechando el acoplamiento de sus grados de libertad. RobHand ofrece un rango de movimiento (ROM) de  $-60^\circ$  de flexión a  $8^\circ$  de hiperextensión en las articulaciones metacarpofalángicas (MCP) y de  $-30^\circ$  de flexión a  $0^\circ$  de extensión en las articulaciones interfalángicas proximales (PIP) y distales (DIP) (Moreno-SanJuan, 2021).



Figura 1: Exoesqueleto de rehabilitación de mano RobHand.

Este dispositivo permite realizar terapias pasivas, donde el exoesqueleto mueve la extremidad afectada del paciente según el número de repeticiones y el rango de movimiento

preestablecido antes de comenzar la terapia. También permite terapias bilaterales, replicando los movimientos de la mano sana del paciente mediante el análisis de señales electromiográficas (EMG) (Cisnal, 2021) o los datos proporcionados por Leap Motion Controller (Sierra, 2022). Diversos estudios con pacientes de ACV han mostrado resultados satisfactorios utilizando RobHand (Cisnal, 2022), (Barria, 2023), (Cisnal, 2024).

A pesar del éxito de RobHand, este exoesqueleto está compuesto por cinco servomotores lineales LM12-30-100-6-I (Actuonix) que solo admiten consignas de posición. Aunque la fuerza o par ejercido por un motor de corriente continua es aproximadamente proporcional a la corriente que lo atraviesa, los servomotores de RobHand convierten el movimiento rotativo a lineal a través de un mecanismo de tornillo-tuerca, lo que complica y distorsiona la estimación de la fuerza. Además, este mecanismo no permite la bidireccionalidad de los esfuerzos y trabajos, resultando en una actuación y respuesta de los servomotores irremediablemente lenta.

Debido a estas limitaciones, se propone sustituir los servomotores por motores lineales LM2070-040-11 de Faulhaber. Estos motores se destacan por su alta calidad y precisión, ligereza y fricción negligible en su vástago. La transmisión de esfuerzos y movimiento entre el entorno y el vástago es directa, sin necesidad de mecanismos de conversión, lo que los hace backdrivable. Esta característica es ideal para implementar un control de impedancia, permitiendo un intercambio eficiente de trabajo con el entorno y una transmisión completa de la fuerza ejercida, sin disipación por fricción ni inercias.

En esta comunicación se presentan los resultados preliminares y el análisis de las posibilidades, efectividad y viabilidad del uso del nuevo motor lineal LM2070-040-11. Aunque RobHand es un exoesqueleto de mano, este estudio preliminar se centrará en la rehabilitación de un único dedo. A continuación, se describen los componentes del sistema, la arquitectura de control y los resultados de las pruebas preliminares realizadas.

### 3. Descripción del sistema

El diseño mecánico de RobHand fue modificado ligeramente para permitir la sustitución del motor de Actuonix por el nuevo motor de Faulhaber. Dado que el vástago del motor es puramente lineal, se tuvo que elevar e inclinar la placa base que sirve de soporte a los motores para evitar que el vástago chocara con el antebrazo del usuario. Debido a esta elevación de la placa base, las dimensiones del mecanismo de cuatro eslabones, que transmite el movimiento lineal del vástago a movimientos de flexión/extensión de los dedos, tuvieron que ser ajustadas y adaptadas para asegurar una flexión/extensión natural de los dedos (Figura 2).

El LM 2070-040-11 de Faulhaber motor lineal de corriente continua con sensores Hall analógicos. Es capaz de ejercer hasta 27.6 N de pico y mantener hasta 9.2 N de forma continua mientras circulan 0,79 A por sus bobinas. Presenta un diseño compacto cuya carcasa de apenas 70x20x30 mm soporta mediante dos camisas de polímero un vástago de 12 mm de diámetro, 40 mm de carrera y tan solo 110 gramos. El vástago posee orificios roscado en sus extremos para permitir el

acoplamiento de estructuras u otros elementos sobre los que se pretenda actuar.



Figura 2: Prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación de dedo: actualización de RobHand con el nuevo motor.

El driver MC 5005S RS de Faulhaber está diseñado para gobernar directamente una serie de motores de su fabricante. El driver se programa mediante el software *Motion Manager*, que permite realizar operaciones básicas de calibrado, diagnóstico y puesta en marcha, así como configurar las comunicaciones del driver y elaborar y ejecutar programas en lenguaje BASIC para aplicaciones de automatización.

Para establecer la comunicación con el driver independientemente del software, se ha utilizado un enlace RS232 incorporado en el driver, junto con un Arduino Mega. El microcontrolador ATmega2560 dispone de cuatro puertos de comunicación serie independientes, permitiendo dos conexiones simultáneas. En este caso, el microcontrolador se comunicará con el driver del motor y con el ordenador personal que dirige la terapia. Para la comunicación entre el Arduino y el driver, se empleó un módulo conversor a RS232 de Digilent (PmodRS232), que gestiona el protocolo RS232, ya que el Arduino no lo soporta directamente.

El driver posee 26 variables de 32 bits que pueden ser leídas y modificadas externamente. Al utilizar adecuadamente estas variables para almacenar las consignas de posición y los parámetros de control deseados es posible controlar los niveles funcionales del driver desde niveles superiores sin interferir en la ejecución de los algoritmos de control de niveles inferiores.

### 4. Arquitectura de control

La arquitectura de control utilizada sigue el modelo de RobHand (Cisnal, 2018) y se organiza en tres capas (Figura 3): superior (L-1), intermedia (L-2) e inferior (L-3). La capa superior recibe información sobre las terapias y envía las consignas correspondientes a la capa intermedia. La capa intermedia recibe estas consignas y las procesa para determinar y transmitir nuevas instrucciones a la capa L-3, de manera que el robot de rehabilitación adquiera la impedancia mecánica especificada por la capa L-1. La capa inferior controla directamente el motor, ejecutando las consignas recibidas de L-2.

A continuación, se describen el control de fuerza implementado en la capa inferior (L-3), el control de

impedancia en la capa intermedia (L-2) y el algoritmo de asistencia a medida integrado en la capa superior (L-1).

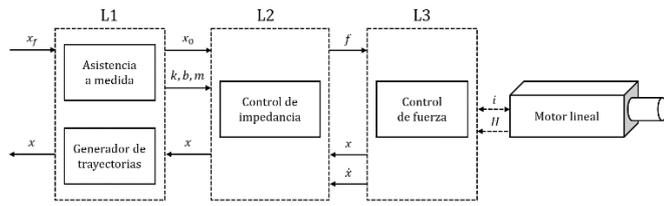


Figura 3: Arquitectura de control por niveles.

#### 4.1. Control de fuerza

El driver ofrece varios modos de funcionamiento preprogramados para gobernar el motor lineal, incluyendo control de posición, control de velocidad y control de fuerza. En este caso, se emplea el control de fuerza (Figura 4), que permite establecer la fuerza  $f$  a aplicar y el driver genera la consigna de intensidad  $i$  correspondiente. Adicionalmente, el driver tiene acceso a las tensiones de los sensores de efecto Hall  $H$ , permitiendo obtener la posición  $x$  y la velocidad  $\dot{x}$  del vástago.

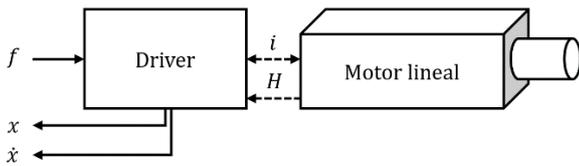


Figura 4: Control de fuerza del motor lineal.

#### 4.2. Control de impedancia

En el contexto de la robótica, existen dos tipos de dispositivos hápticos: impedancia y admitancia. Los dispositivos de impedancia miden el movimiento y aplican una fuerza, siendo generalmente backdrivables y de baja inercia. Por otro lado, los de admitancia miden fuerzas y generan movimiento. Estos dispositivos suelen tener alta inercia, no son backdrivables y requieren sensores de fuerza/par en el punto de contacto con el entorno (Mihelj, 2013). Considerando que nuestro sistema es backdrivable, se ha implementado un control de impedancia basado en un sistema masa-muelle-amortiguador (Figura 5).

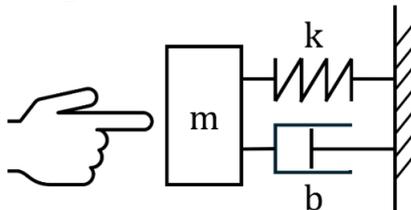


Figura 5: Sistema masa-muelle-amortiguador.

El control de impedancia se basa en medir el movimiento del sistema y aplicar una fuerza. La admitancia mecánica ( $Z$ ) se define como la ratio entre la fuerza y el desplazamiento (1).

$$Z(s) = \frac{f}{x} = ms^2 + bs + k \quad (1)$$

siendo  $k$  la constante elástica del muelle,  $b$  la fricción viscosa del amortiguador y  $m$  la masa.

El lazo de control implementado se muestra en la Figura 6. El driver del motor proporciona tanto la posición como la velocidad, por lo que solo es necesario calcular la aceleración. Debido a la presencia de ruido en la velocidad, no es posible diferenciar directamente la velocidad sin obtener picos pronunciados que afectarían negativamente al control. Para solucionar esto, se añade un filtro paso bajo de segundo orden para eliminar el ruido a altas frecuencias. Además, solo se consideran el error de posición ( $e$ ) en el término relativo al muelle, lo que hace que el control sea más robusto frente a cambios bruscos en la referencia.

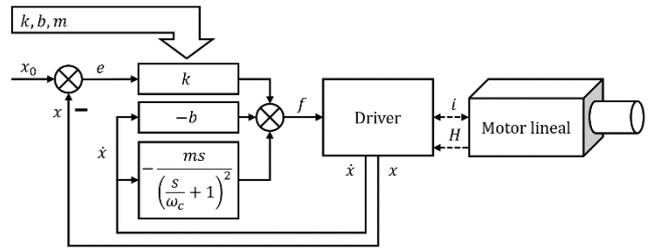


Figura 6: Lazo de control del sistema masa-muelle-amortiguador.

#### 4.3. Asistencia a medida

El control de asistencia a medida es ampliamente utilizado en la robótica de rehabilitación, ya que se ha demostrado que la dificultad personalizada conduce a mejores resultados de aprendizaje motor en comparación con una dificultad fija. La dificultad debe adaptarse a las capacidades del paciente sin excederlas, pues esto podría tener efectos negativos en su desempeño. La naturaleza adaptativa de la complejidad de las tareas aumenta la actividad en las áreas premotora y sensoriomotora del cerebro, lo que tiene efectos beneficiosos en la recuperación motora (Maier et al., 2019).

En el contexto de la asistencia personalizada, el objetivo es que el robot proporcione ayuda al paciente en la medida exacta y en el momento adecuado. Para ajustar el nivel de asistencia del robot, los parámetros que regulan el comportamiento del sistema masa-muelle-amortiguador son adaptados en tiempo real a partir del desempeño del paciente.

Cuando el paciente excede la velocidad prevista en las trayectorias, el sistema cambia de proporcionar asistencia a resistirse al movimiento, activando las terapias activa-resistivas. Por otro lado, si el paciente no sigue la referencia o se desvía significativamente, realizando la trayectoria más lentamente de lo previsto, el robot le proporcionará ayuda para completar el ejercicio (terapia activa-asistida).

Por el contrario, si el paciente sigue la referencia con precisión, tan solo experimentará fuerzas asociadas a la masa y al amortiguador. La masa es prescindible pero es necesario mantener una mínima amortiguación para asegurar la estabilidad. Sin embargo, a las velocidades típicas de una terapia, estos esfuerzos son insignificantes.

El algoritmo de asistencia a medida implementado varía los parámetros que definen el comportamiento de la impedancia en función del error de posición ( $e$ ) (Figura 6). En concreto, se establecen dos umbrales de error positivos ( $\epsilon_{min}$  y  $\epsilon_{max}$ ) contra los cuales se compara el valor absoluto del error de

posición ( $e$ ) respecto a la referencia. De esta manera, la constante elástica del muelle ( $k$ ) varía según ecuación (2), entre dos límites ( $k_{max}$  y  $k_{min}$ ) y con incrementos ( $\lambda$ ), siendo  $i$  el instante actual.

$$k_{i+1} = \begin{cases} \max(k_{max}, k_i - \lambda) & \text{si } |e| < \epsilon_{min} \\ k_i & \text{si } \epsilon_{min} < |e| < \epsilon_{max} \\ \max(k_{min}, k_i + \lambda) & \text{si } |e| > \epsilon_{max} \end{cases} \quad (2)$$

## 5. Resultados experimentales

### 5.1. Estabilidad del sistema

En cuanto a los parámetros que regulan el comportamiento del sistema masa-muelle-amortiguador implementado en L2, es posible mantenerlos constantes, o bien ajustarlos en tiempo real a partir del desempeño del paciente. Para garantizar la estabilidad del sistema, se ha comprobado experimentalmente que si los valores de  $k \in [0,10] \text{ N/cm}$  y la masa permanece constante ( $m = 100 \text{ g}$ ), la fricción viscosa del amortiguador  $b$  debe recalcularse según (3).

$$b \left[ \frac{\text{N} \cdot \text{s}}{\text{m}} \right] = k \left[ \frac{\text{N}}{\text{cm}} \right] \cdot 1 \left[ \frac{\text{cm} \cdot \text{s}}{\text{m}} \right] + 1 \left[ \frac{\text{N} \cdot \text{s}}{\text{m}} \right] \quad (3)$$

### 5.2. Asistencia fija

Se llevaron a cabo tres pruebas en las que la constante elástica del muelle  $k$  se estableció en tres valores distintos: 1 N/cm, 2 N/cm y 4 N/cm, correspondientes a niveles de asistencia baja, media y alta, respectivamente. La masa  $m$  se fijó en 100 g y la fricción viscosa  $b$  se ajustó de acuerdo con (3). Para evaluar el sistema, se colocó un objeto frente al motor para generar resistencia, y se ordenó el desplazamiento del motor siguiendo una trayectoria de referencia.

En la Figura 7 se observa que, al incrementar el valor de la constante elástica  $k$ , la trayectoria seguida por el vástago se aproxima más al objetivo. Esto se debe a que, a medida que aumenta la rigidez del muelle  $k$ , la fuerza consignada al motor también aumenta, mejorando el seguimiento de la trayectoria objetivo.

### 5.3. Asistencia con parámetros variables

Los parámetros de la impedancia varían según el algoritmo de asistencia a medida propuesto (2), el cual depende del error de posición. Durante las pruebas experimentales, se ha retenido manualmente el vástago para facilitar la comprobación del funcionamiento del sistema.

El control tiene como objetivo que el vástago no exceda el umbral máximo de error (Figura 8): cuando el error supera este umbral, la constante elástica  $k$  aumenta hasta mantenerlo por debajo del límite fijado. Si el error es menor que el umbral inferior, la constante elástica disminuye progresivamente. Es importante recordar que el coeficiente de fricción viscosa  $b$  se redefine en cada instante según (3).

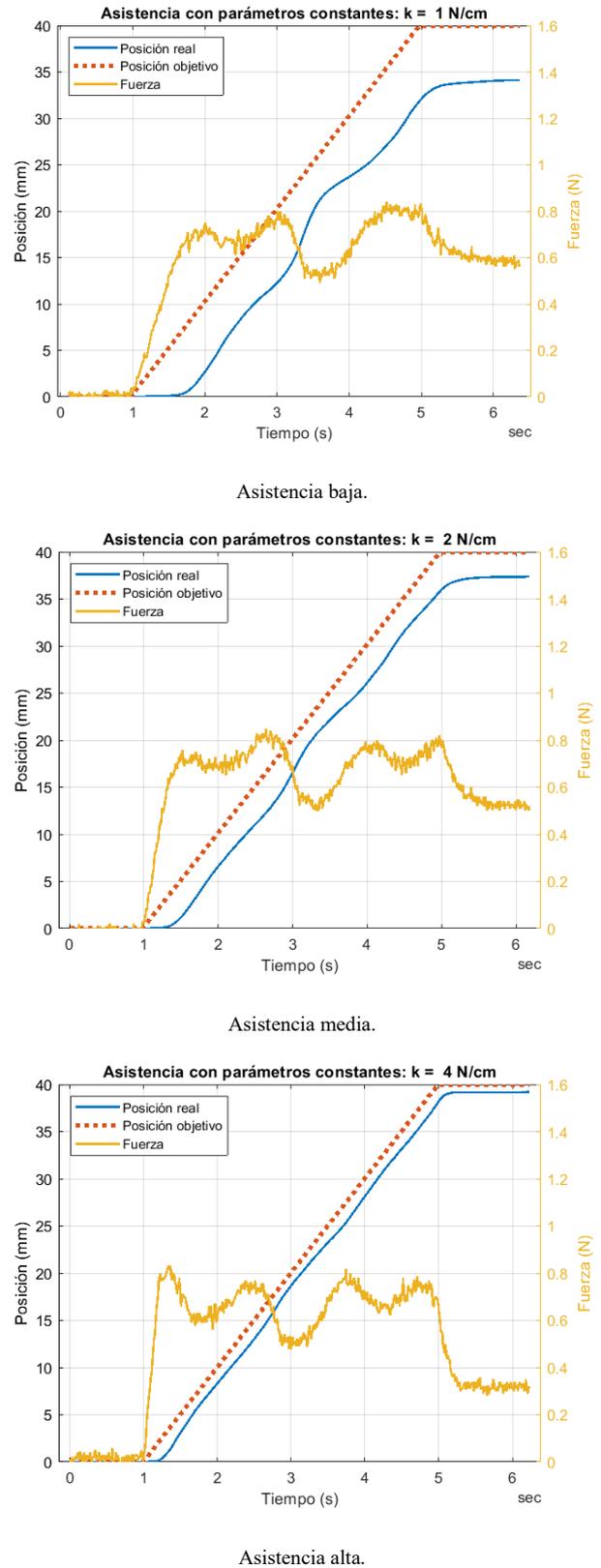


Figura 7: Posición real, posición objetivo y fuerza del del motor lineal con asistencia fija para diferentes valores de la constante elástica del muelle.

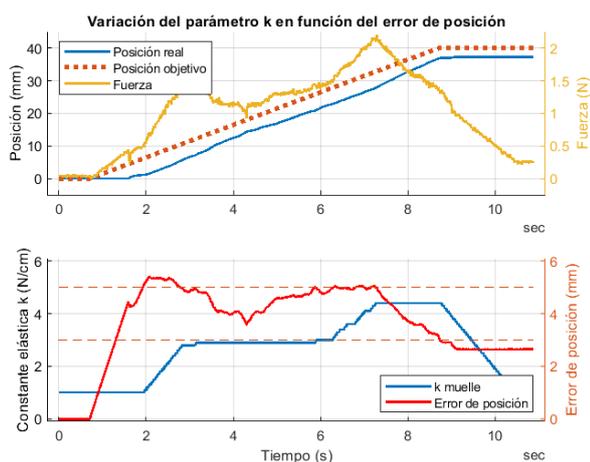


Figura 8: Control con asistencia variable: posición real y objetivo del motor lineal, fuerza, error de posición y constante elástica del muelle.

## 6. Conclusiones

Este estudio preliminar ha mostrado resultados prometedores. La sustitución de los motores ha permitido la implementación de un control de admitancia que ha demostrado un funcionamiento eficaz. Además, el algoritmo de asistencia a medida propuesto ha dado resultados positivos en las pruebas realizadas. No obstante, es importante considerar que el costo del sistema aumenta significativamente con la incorporación de los nuevos motores. Las futuras líneas de investigación deberían centrarse en mejorar el diseño mecánico del sistema, ya que la adaptación de la estructura original de RobHand y su mecanismo subactuado al nuevo motor lineal no se ha logrado de manera óptima. Optimizar esta adaptación es crucial para maximizar los beneficios del nuevo motor lineal y asegurar un rendimiento superior del dispositivo de rehabilitación.

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado parcialmente gracias al apoyo del Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades con los proyectos PID2022-138206OB-C33 y RTC2019-007350-1.

## Referencias

Barria, P., Riquelme, M., Reppich, H., Ciscal, A., Fraile, J.C., Pérez-Turiel, J., Sierra, D., Aguilar, R., Andrade, A., Nuñez-Espinosa, C., 2023. Hand rehabilitation based on the RobHand exoskeleton in stroke patients: A case series study. *Front. Robot. AI* 10, 1146018. DOI: 10.3389/frobt.2023.1146018.

- Ciscal, A., Lobo, V., Moreno, V., Fraile, J.C., 2018. RobHand, un Exoesqueleto de Mano para la Rehabilitación Neuromotora Aplicando Terapias Activas y Pasivas, XXXIX Jornadas de Automática, Badajoz 34-4. DOI: 10.17979/spudc.9788497497565.0034.
- Ciscal, A., Pérez-Turiel, J., Fraile, J. -C., Sierra, D., de la Fuente, E., 2021. RobHand: A Hand Exoskeleton With Real-Time EMG-Driven Embedded Control. Quantifying Hand Gesture Recognition Delays for Bilateral Rehabilitation. *IEEE Access* 9, 137809-137823. DOI: 10.1109/ACCESS.2021.3118281.
- Ciscal, A., Moreno-SanJuan, V., Fraile, J.C., Turiel, J.P., de-la-Fuente, E., Sánchez-Brizuela, G., 2022. Assessment of the Patient's Emotional Response with the RobHand Rehabilitation Platform: A Case Series Study. *Journal of Clinical Medicine* 11 15, 4442. DOI: 10.3390/jcm11154442.
- Ciscal, A., Alonso-Linaje, G., Fraile, J.C., Pérez-Turiel, J., Álvarez, P., Martínez, S., 2024. Tackling Post-COVID-19 Rehabilitation Challenges: A Pilot Clinical Trial Investigating the Role of Robotic-Assisted Hand Rehabilitation. *Journal of Clinical Medicine* 13 6, 1543. DOI: 10.3390/jcm13061543.
- Corbetta, D., Imeri, F., Gatti, R., 2015. Rehabilitation that incorporates virtual reality is more effective than standard rehabilitation for improving walking speed, balance and mobility after stroke: a systematic review. *Journal of Physiotherapy* 61, 117-124. DOI: 10.1016/J.JPHYS.2015.05.017
- Feigin, V.L., Brainin, M., Norrving, B., Martins, S., Sacco, R.L., Hacke, W., Fisher, M., Pandian, J., Lindsay, P., 2022. World Stroke Organization (WSO): Global Stroke Fact Sheet 2022. *International Journal of Stroke* 17 1, 18-29. DOI: 10.1177/17474930211065917.
- Kwakkel, G., Kollen, B. T. J., 2006. Impact of Time on Improvement of Outcome After Stroke. *Stroke* 37, 2348-2353. DOI: 10.1161/01.STR.0000238594.91938.1e.
- Langhorne, P., Bernhardt, J., Kwakkel, G., 2011. Stroke Rehabilitation. *The Lancet* 377, 9778, 1693-1702. DOI: 10.1016/S0140-6736(11)60325-5.
- Langhorne, P., Wagenaar, R., Partridge, C., 1996. Physiotherapy after stroke: More is better?. *Physiotherapy Research International* 1, 2, 75-88. DOI: 1996;1(2):75-88. doi: 10.1002/pri.6120010204.
- Maier, M., Ballester, B.R., Verschure, P.F.M.J., 2019. Principles of Neurorehabilitation After Stroke Based on Motor Learning and Brain Plasticity Mechanisms. *Frontiers in Systems Neuroscience* 13, 1-18. DOI: 10.3389/fnsys.2019.00074.
- Mihelj, M., Podobnik, J., 2013. Haptics for Virtual Reality and Teleoperation. Springer Dordrecht. DOI: 10.1007/978-94-007-5718-9.
- Moreno-SanJuan, V., Ciscal, A., Fraile, J.C., Pérez-Turiel, J., de-la-Fuente, E., 2021. Design and characterization of a lightweight underactuated RACA hand exoskeleton for neurorehabilitation. *Robotics and Autonomous Systems* 143, 103828. DOI: 10.1016/j.robot.2021.103828.
- Selzer, M., Clarke, S., Cohen, L., Kwakkel, G., Miller, R., 2014. Introduction to Neural Repair and Rehabilitation. In *Textbook of Neural Repair and Rehabilitation*. Cambridge University Press, Cambridge, pp. 18-24
- Sierra, D., Sánchez Brizuela, G., Pérez-Turiel, J., Fraile, J.C., 2022. Control de exoesqueleto de rehabilitación de mano con Leap Motion Controller, XLIII Jornadas de Automática, 141-147. DOI: 10.17979/spudc.9788497498418.0141
- van Meijeren-Pont, W., Tamminga, S.J., Goossens, P.H., Groeneveld, I.F., Arwert, H., Meesters, J.J.L., Mishre, R.R., Vlieland, T.P.M., van den Hout, W.B., 2021. The Stroke Cohort Outcomes of Rehabilitation (SCORE) study group. Societal burden of stroke rehabilitation: Costs and health outcomes after admission to stroke rehabilitation. *Journal of Rehabilitation Medicine* 53 6. DOI: 10.2340/16501977-2829.
- Welmer, A.-K., Holmqvist, L. W., Sommerfeld, D. K., 2008. Limited fine hand use after stroke and its association with other disabilities. *Journal of Rehabilitation Medicine* 40 8, 603-608. DOI: 10.2340/16501977-0218.