

Jornadas de Automática

Evolución del diseño mecánico de un robot de rehabilitación en entorno acuático

Fco. Javier Miñano^{a*}, Daniel Díaz-Díaz^a, Javier Chinchilla-Pastor^a, Yolanda Vales^a, Andrea Blanco-Ivorra^{a,b}, Nicolas García-Aracil^a

^a Grupo de Robótica e Inteligencia Artificial, Instituto de Bioingeniería, Universidad Miguel Hernández, Av. de la Universidad, s/n. 03202 Elche, España
^b Departamento de Ciencia de Materiales, Óptica y Tecnología Electrónica, Universidad Miguel Hernández, Av. de la Universidad, s/n. 03202 Elche, España.

To cite this article: Miñano, F.J., Díaz-Díaz, D., Chinchilla-Pastor, J., Vales, Y., Blanco-Ivorra, A., García-Aracil, N. 2026. Evolution of the mechanical design of a rehabilitation robot in an aquatic environment. *Jornadas de Automática*, 47. <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2026.47.13786>

Resumen

Los trastornos neurológicos, tales como el ictus, la esclerosis múltiple o las neuropatías graves, impactan drásticamente la autonomía y la calidad de vida de los pacientes. A pesar de que las tecnologías de rehabilitación han demostrado un gran potencial, su aplicación es limitada en pacientes con afectaciones severas, especialmente aquellos que presentan altos niveles de espasticidad. En este contexto, la terapia acuática destaca por su capacidad para reducir dicha espasticidad mediante las propiedades físicas del agua, las cuales facilitan el movimiento y promueven la relajación muscular. Bajo esta premisa surge el proyecto MIRRA, una iniciativa innovadora que combina tecnologías robóticas con los beneficios del medio acuático. Este artículo presenta la evolución en el diseño mecánico de un nuevo sistema robótico concebido específicamente para la rehabilitación de la mano en entornos subacuáticos, describiendo el desarrollo y las mejoras respecto a sus etapas previas.

Palabras clave: Mecatrónica, Mecatrónica biomédica, Tecnología asistencial e ingeniería de rehabilitación, Tecnología robótica

Evolution of the Mechanical Design of a Rehabilitation Robot in an Aquatic Environment

Abstract

Neurological disorders, such as stroke, multiple sclerosis, or severe neuropathies, drastically impact patient autonomy and quality of life. Although rehabilitation technologies have demonstrated great potential, their application remains limited in patients with severe impairments, particularly those presenting high levels of spasticity. In this context, aquatic therapy stands out for its capacity to reduce such spasticity through the physical properties of water, which facilitate movement and promote muscle relaxation. Under this premise, the MIRRA project emerged, an innovative initiative that combines robotic technologies with the benefits of the aquatic environment. This paper presents the evolution in the mechanical design of a new robotic system specifically conceived for hand rehabilitation in subaquatic environments, describing its development and improvements relative to its previous stages.

Keywords: Mechatronics, Biomedical mechatronics, Assistive technology and rehabilitation engineering, Robotics technology

1. Introducción

Cientos de miles de personas en Europa sufren una drástica reducción de su autonomía debido a trastornos neurológicos severos, como accidentes cerebrovasculares (ACV) y esclerosis múltiple (United Nations Population Division, 2022). Aunque la robótica de rehabilitación ha demostrado ser una herramienta eficaz para promover la neuroplasticidad y la recuperación motora (Wang et al., 2024; Mehrholz et al., 2020), los dispositivos actuales presentan limitaciones significativas frente a sintomatologías

agudas. Específicamente, los pacientes con espasticidad severa que ven alterada su dinámica articular y tienen comprometida su movilidad funcional (Qu et al., 2023), suelen ser excluidos de los protocolos de rehabilitación robotizada. Esto se debe a que los diseños biomecánicos y las estrategias de control convencionales no logran adaptarse de forma segura y eficaz a estos incrementos anómalos del tono muscular (Kiyono et al., 2024; Zanatta et al., 2022; Forbrigger et al., 2023).

Para superar estas barreras tecnológicas, la integración de sistemas robóticos en entornos de terapia acuática representa

un paradigma emergente y altamente prometedor (Palladino et al., 2023). El medio acuático proporciona un entorno de gravedad compensada donde la flotabilidad, la presión hidrostática y las fuerzas viscosas alteran favorablemente la dinámica del movimiento. Estas propiedades, combinadas con efectos termoterapéuticos, disminuyen la excitabilidad y reducen la espasticidad, creando un espacio de trabajo biomecánicamente óptimo para la interacción humano-robot (Xiang et al., 2024).

En este marco de actuación surge el proyecto MIRRA, cuyo objetivo es investigar y desarrollar nuevas interfaces robóticas que aprovechen los efectos neuromotores del entorno acuático. En este artículo se presenta el rediseño mecánico de un sistema robótico subacuático orientado específicamente a la rehabilitación de la mano espástica, así como las mejoras implementadas tras diversos prototipos abordándolo desde un punto de vista biomecánico. El dispositivo propuesto permite la inmersión parcial del miembro superior para la movilización independiente de los cinco dedos. Su concepto innovador combina el control de trayectorias en ejercicios de rehabilitación con la regulación de la temperatura del agua y estimulación fluidodinámica (chorros), configurando una solución integral que aborda simultáneamente la estimulación muscular y la asistencia motora fina.

2. Descripción general del dispositivo robótico

La configuración actual del dispositivo robótico constituye una evolución directa de los modelos preliminares y de las investigaciones antecedentes (Miñano Ruiz, Fco Javier, et al. 2025).

2.1. Descripción general

Como se aprecia en la vista general de la Figura 1, el sistema está diseñado para ser utilizado por un usuario sentado de manera lateral. El dispositivo presenta simetría bilateral, lo que permite su manipulación con ambas manos de forma no simultánea.

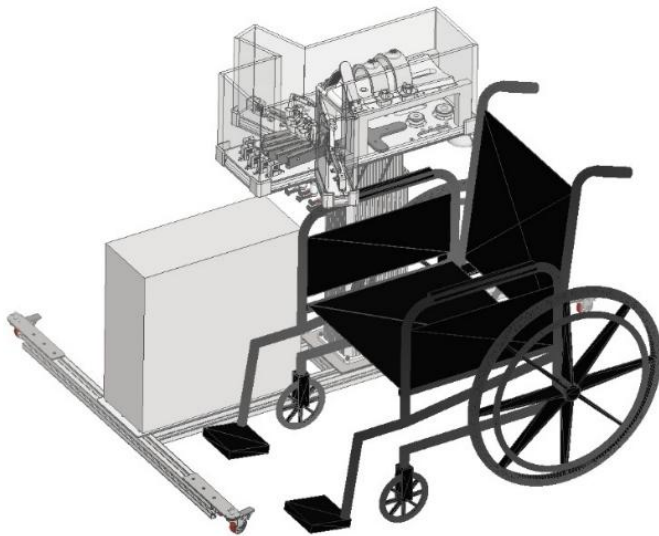


Figura 1: Vista general del dispositivo

El sistema de actuación para la flexo-extensión de las falanges se aloja en el interior de un tanque de inmersión, garantizando que el miembro superior del usuario permanezca sumergido parcialmente de forma continua (Figura 2).

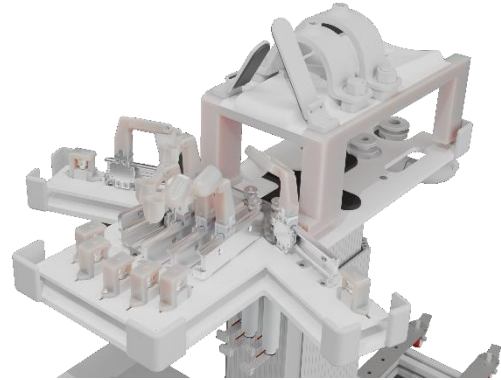


Figura 2: Detalle del mecanismo de flexión-extensión de los dedos

El dispositivo cuenta con control termorregulado del medio acuático e integra un módulo de estimulación hidrodinámica focalizada dentro de la interfaz de sujeción del brazo. Este sistema de difusores hidráulicos está diseñado para estimular los grupos musculares responsables de la biomecánica de flexo-extensión de la mano (Figura 3).

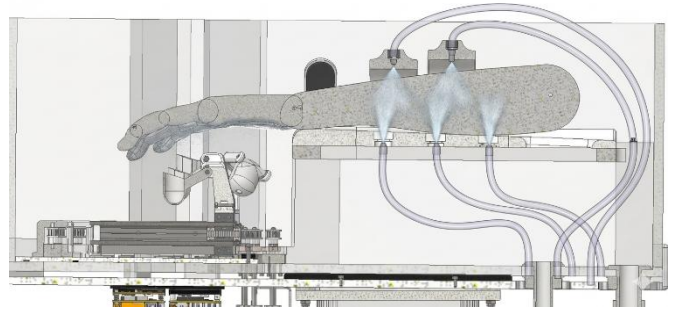


Figura 3: Sistema de estimulación muscular

3. Rediseño de subsistemas

Tras las pruebas experimentales llevadas a cabo con el primer prototipo fabricado, se detectaron diversos puntos de mejora desde el punto de vista mecánico y biomecánico. A continuación, se describen los puntos abordados.

3.1. Modificación del conjunto motor

Se constató un déficit de par motor ante escenarios de máxima resistencia por parte del usuario, registrándose picos de corriente que excedían el umbral de seguridad del actuador. Con el objetivo de incrementar el par disponible y asegurar un factor de seguridad superior al nominal, se reconfiguró el conjunto motor implementando una mayor relación de reducción. Esta modificación fue viable debido a que la velocidad angular no constituye un requerimiento crítico para el conjunto. Se seleccionaron de esta forma los motores de la marca Maxon Motor® DCX22L EB KL 12V de 29.5 mNm de par nominal, configurados con la reductora GPX22HP que

ofrece una reducción de 62:1, obteniendo un total de 1.829 Nm de par a la salida del conjunto. De este modo, se garantiza la estabilidad mecánica del dispositivo frente a los elevados pares de torsión generados durante la flexión de los dígitos por personas con espasticidad severa.

3.2. Redimensionamiento del tanque de inmersión

A diferencia del diseño inicial de geometría rectangular, el tanque de inmersión actual presenta una configuración anatómica adaptada a la mano (Figura 4). Este rediseño minimiza el volumen de agua innecesario, mejorando la distribución de masas y la posición del centro de gravedad del sistema. Adicionalmente, esta optimización espacial maximiza el acceso y la proximidad del paciente durante la terapia.

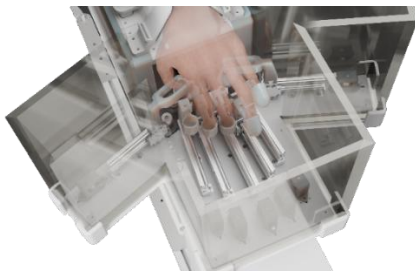


Figura 4: Tanque de inmersión

3.3. Nueva distribución de los carriles de guiado

En su versión anterior se repartía en seis carriles, cuatro centrales para los dedos índice hasta el meñique y dos laterales destinados a los pulgares, de los cuales se habilitaba únicamente uno en función de la lateralidad de la mano. No obstante, dicha disposición resultó técnicamente deficiente en términos de ergonomía debido a dos limitaciones principales. La primera, la línea neutra del brazo y de la mano no se correspondían, estando ligeramente desplazada, estableciéndose entre los dedos corazón y anular. La segunda, la distribución de cuatro carriles centrales obligaba a compartir simetría al pivote del dedo meñique y del dedo índice, siendo estos dos muy dispares generalmente en tamaño.

La solución es la incorporación de un séptimo carril, como se aprecia en la Figura 5.

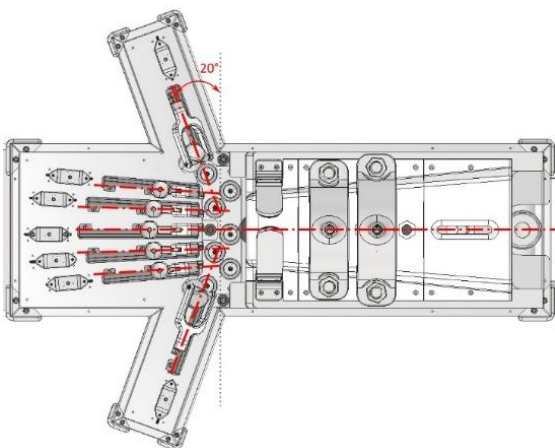


Figura 5: Trayectorias de los carriles de guiado

Esto establece la simetría del dispositivo justo en la línea neutra del brazo y de la mano, mejorando la ergonomía del dispositivo. Asimismo, este añadido mejora la disposición cinemática de los dedos, ya que la nueva distribución dota a casi todos los dedos de carriles y pivotes independientes. Únicamente el dedo índice y el dedo anular comparten un nodo de articulación común al alternar la lateralidad del dispositivo, una solución fundamentada en la similitud morfológica existente entre sus falanges. Mediante esta configuración de siete carriles, dos de las vías (específicamente las correspondientes al dedo meñique y al pulgar de la mano opuesta) se excluyen del área operativa del dispositivo en función de la lateralidad seleccionada para la intervención.

Por otro lado, los ángulos de los carriles se adaptaron para esta disposición, siendo el carril del dedo corazón el único que permanece recto. Los dedos índice y anular se ajustan a 3° y los meñiques a 5° respecto al eje neutro. Los pulgares se posicionan a 20° respecto a la perpendicular de la línea neutra. La definición de estos parámetros geométricos es el resultado de un proceso iterativo de pruebas posicionales y el estudio de diversos artículos antropométricos que definen los rangos de la cinemática de la mano (Taboadela, C. H. ,2007).

3.4. Rediseño del mecanismo de flexión-extensión de los dedos

En la Figura 6 se muestra una maqueta realizada del primer prototipo que se llevó a cabo, que permitió identificar la necesidad de mejorar la eficiencia del sistema de actuación y empuje del carro.

Las correas de transmisión estaban fijadas al carro realizando un lazo sobre un perno y bloqueándolas con una pieza superior de impresión FDM a modo de mordaza. No obstante, ante la aplicación de cargas mecánicas elevadas, presentaba fallos por rotura al superar el límite de resistencia a la tracción del material.



Figura 6: Rotura de la correa en la maqueta de prueba de la primera versión

Asimismo, las guías y carros simples seleccionados presentaban una holgura mecánica que, ante el momento flector inducido por el empuje de los dedos en el plano Y, provocaba un desalineamiento angular. Este fenómeno causaba el acunamiento del carro sobre la guía, bloqueando su desplazamiento natural.

Con el propósito de mitigar ambas limitaciones, se procedió a un rediseño integral de la arquitectura del carro,

asegurando la conservación del principio original de transmisión por correa.

En primer lugar, se cambiaron las guías lineales por unas en miniatura de doble eje con disposición vertical (Figura 7). Esto en la práctica hace que el movimiento del carro sea mucho más fluido y evite el bloqueo ante un par de trabajo elevado en el plano Y.

Por otro lado, el carro y la mordaza de la correa se ha reversionado para su fabricación mecanizada de un bruto de aluminio (Figura 7) que le permite resistir las fuerzas aplicadas sin incrementar demasiado el peso del conjunto. Además, la mordaza cierra la correa justo en la línea central de las dos guías, lo que mejora sustancialmente el comportamiento de la transmisión, dado que antes se encontraba desplazada del eje.

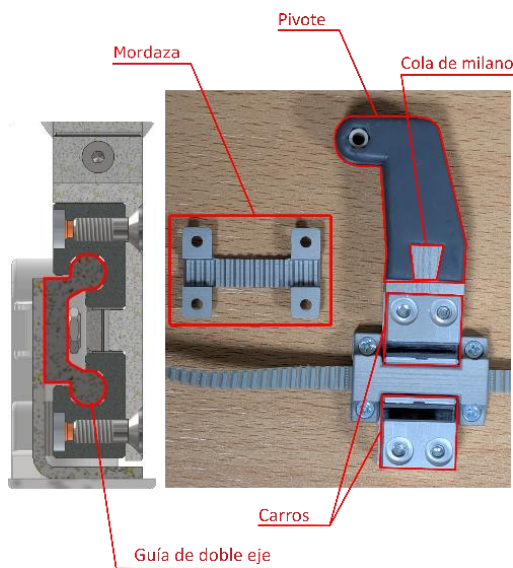


Figura 7: Vista de corte de guía y conjunto pivote, carro y mordaza

Para el acople del pivote de articulación se ha incorporado una cola de milano que permite alternar con facilidad distintos modelos con alturas distintas dependiendo del dedo requerido. Éste queda bloqueado a través de un tornillo transversal que evita su extracción.

Cabe destacar que el pivote del pulgar debe analizarse de manera independiente al resto, ya que tiene una anatomía diferente al resto de los dedos, pues solo cuenta con dos falanges.

La principal problemática observada fue su posición de asiento en el dedal. El pivote original incorporaba una articulación recta; sin embargo, durante las pruebas experimentales con el primer prototipo, se observó que esta configuración no movilizaba el pulgar siguiendo su trayectoria cinemática natural.

El pulgar dispone de un ángulo de inclinación con respecto al plano de la palma, al cual haremos referencia con la letra α (Figura 8). Por supuesto este ángulo depende de la articulación metacarpofalángica para cada persona, estando aproximada la media de la población a $33.4 \pm 6.6^\circ$ la inclinación y capacidad de pronosupinación-supinación del pulgar (Nanayakkara VK, 2017).

Para compensar esta inclinación, se ha implementado el máximo ángulo permitido por el sistema de 32.5° (Figura 8), para que no golpee el casquillo con el resto de los pivotes.

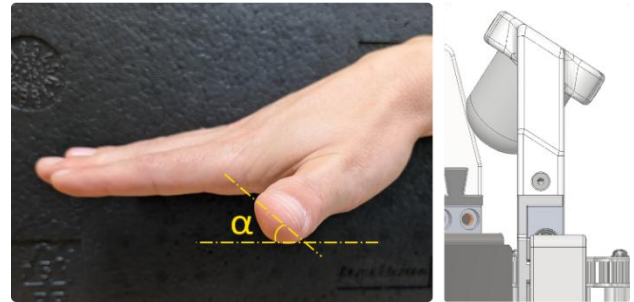


Figura 8: Ángulo de inclinación y pivote del pulgar

Para lograrlo se ha modificado la articulación del dedal, realizando la rotación de los pulgares desde la parte externa con una horquilla.

3.5. Replanteamiento de la fijación de las falanges

En la versión anterior la fijación se realizaba mediante una tira de velcro fijando la falange media al dispositivo. Las pruebas realizadas demostraron que las dimensiones reducidas del entorno dificultaban la colocación del velcro por parte del terapeuta, además de comprometer la seguridad en su uso continuo debido a fallos intermitentes en el mecanismo de retención en situaciones de máxima resistencia por parte del usuario, concluyendo que el sistema no era óptimo.

El nuevo sistema de fijación actúa sobre la falange distal, y se plantea con un conjunto de dedales de silicona de distintas medidas que se adaptan a las necesidades anatómicas de cada usuario, bloqueando la falange con el dedal mediante vacío. Los dedales disponen de distintos anillos de retención que separan cámaras de aire, como se aprecia en la Figura 9.

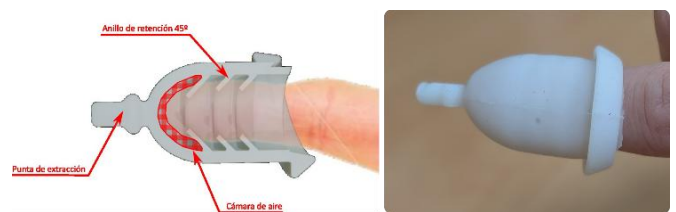


Figura 9: Vista de corte y detalle del dedal de silicona

Los anillos tienen una disposición a 45° hacia el interior, lo que facilita introducir la falange, pero no su extracción. Al introducir el dedo, las cámaras de aire permiten escapar el aire retenido entre la punta de la falange y el dedal, generando un vacío que succiona y evita su desacople, salvo que se deforme manualmente su geometría tirando de la punta, permitiendo de nuevo la entrada de aire.

Una vez acoplados todos los dedales al usuario, el terapeuta debe introducirlos en su casquillo de pivote en el dedo correspondiente del mecanismo (Figura 10).

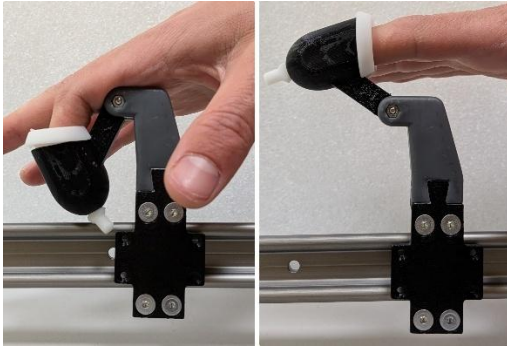


Figura 10: Funcionamiento del pivote con el dedal acoplado

4. Evaluación del dispositivo

4.1. Análisis dinámico de la articulación de pivote

Tras la fabricación de una maqueta de prueba se estudió en detalle la anatomía de los dedos y sus trayectorias para intentar adecuar el dispositivo a la posición más ergonómica posible y a unas transiciones que sigan mejor la biomecánica del dedo. Con este propósito, se modificó la cota vertical de los pivotes para alinear los casquillos con la caída natural de las falanges, considerando que la morfología de la mano en reposo presenta una disposición escalonada de las articulaciones interfalángicas.

La problemática surgida de esta disposición es el comportamiento dinámico del sistema. Bajo una hipótesis de simplificación, el comportamiento del mecanismo puede aproximarse al de un sistema biela-manivela. En la Figura 11 se ilustra el comportamiento del sistema, donde la biela se indica en color azul y la manivela en rojo. El casquillo del dedal actúa como interfaz de conexión entre ambos elementos, constituyendo el nodo 1. La diferencia fundamental entre los escenarios A y B radica en la longitud de articulación de la biela respecto al pivote, presentando el caso B una dimensión mayor.

Como se aprecia, la fase inicial de reposo para una persona con espasticidad donde se realice una fuerza de flexión en el nodo 1, genera un par de rotación de repliegue del casquillo que se opone al movimiento del conjunto.

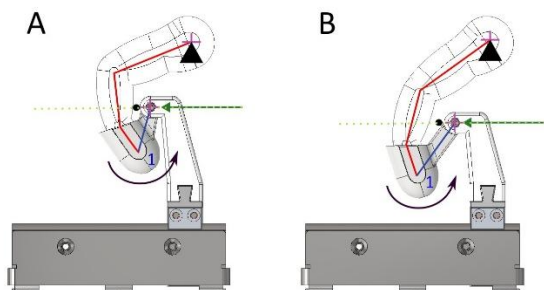


Figura 11: Dinámica del sistema en flexión

Este par resistivo es vencido por el empuje del pivote, que fuerza al dedo (la manivela) tras el contacto a rotar en dirección opuesta, comenzando en ese instante la extensión del dedo. Una vez que la biela sobrepasa el eje horizontal de

rotación, el movimiento de extensión experimenta una aceleración. Como se ilustra en la Figura 12, este incremento de velocidad hacia la extensión completa del dígito resulta más pronunciado y, por consiguiente, más brusco, a medida que aumenta la longitud de la biela.

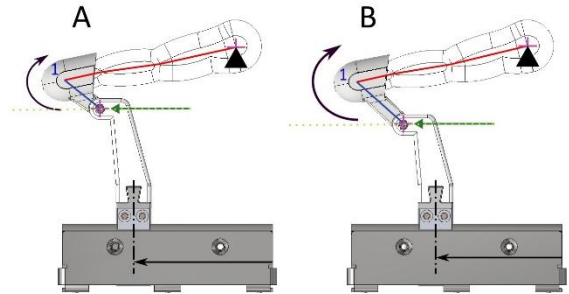


Figura 12: Dinámica del sistema en extensión

Asimismo, el recorrido de actuación del carro es mayor cuanto menos longitud dispone la biela. Por todo ello se constata que, sin alteraciones en el mecanismo, la transición más suave se dará en dedales con el punto de articulación en el pivote más corto, como en el dedo pulgar o el dedo meñique.

4.2. Influencia de la inclinación de la muñeca con el ángulo de trabajo del pulgar

Otro punto que evaluar es el plano de trabajo del pulgar. Este queda definido por la inclinación y la altura de apoyo de la muñeca. Si bien el resto de los dedos también se ven afectados, las guías correderas son capaces de absorber las variaciones de posición en ellos, dado que los planos de trabajo son paralelos a los carriles. Sin embargo, la flexión-extensión del pulgar se ve afectada en su totalidad por la posición e inclinación de la muñeca. Por lo que debe ser objeto de estudio para cada usuario, valorando la incorporación de un soporte que obligue a la mano a posicionar la muñeca a un ángulo determinado para asegurar el correcto funcionamiento.

4.3. Difusores hidráulicos

Actualmente el dispositivo dispone de cinco difusores hidráulicos, tres inferiores y dos superiores para la estimulación muscular durante la flexión y extensión. Estos se encuentran distribuidos a lo largo de toda la región del antebrazo. Cabe señalar la supresión del difusor situado en la región palmar inferior de la versión anterior, dado que dicha estructura estimulaba de manera contraproducente la flexión digital. Dado que el objetivo principal del dispositivo es asistir a usuarios con espasticidad severa, se busca estimular los extensores extrínsecos de la mano, como el extensor común de los dedos o el extensor corto y largo del pulgar. Su eficacia dependerá de la capacidad para estimular el patrón extensor, evitando la inducción de espasmos flexores reflejos. Asimismo, se valora la incorporación de difusores sobre el anverso de la mano que permita una estimulación adicional sobre los músculos intrínsecos.

5. Conclusiones y trabajos futuros

Los rediseños implementados mejoran el sistema tanto en ergonomía como en rendimiento con respecto a su versión predecesora y aseguran un comportamiento adecuado del mecanismo frente a cargas elevadas tras las experimentaciones realizadas con prototipos de los subconjuntos. Esta nueva versión del dispositivo robótico se encuentra actualmente en fase de fabricación y ensamblaje de su prototipo funcional.

Tras la evaluación del dispositivo, surgen diversos planteamientos que afrontar. Si bien actualmente el dispositivo solo puede usarse de manera plenamente asistida, se valora un control gradual de la fuerza para fomentar y permitir al usuario una actuación activa durante las terapias en estados menos severos de la enfermedad.

Por otra parte, existe un compromiso técnico entre la optimización ergonómica de la postura digital y la dinámica del movimiento, dado que ambas exigencias presentan un comportamiento antagónico. El empleo de una longitud menor en el dedal altera la configuración inicial de la mano. Por el contrario, priorizar una postura inicial óptima induce una transición abrupta durante la extensión de las falanges. Así pues, se necesita realizar ensayos para encontrar el punto óptimo en el diseño de los casquillos que suponga una solución intermedia entre la ergonomía de la mano y la dinámica de los dedos.

Por otro lado, se requiere optimizar el diseño geométrico de los casquillos dactilares para facilitar el acoplamiento y mejorar el uso del dispositivo en pacientes diagnosticados con espasticidad severa.

Asimismo, es necesario determinar la configuración espacial óptima y la cantidad de los difusores hidráulicos para maximizar el estímulo muscular de forma personalizada según las necesidades de cada usuario.

Finalmente se necesita desarrollar el entorno de control y operabilidad del software del sistema, implementando una consola de interfaz dedicada para facilitar la parametrización de las sesiones por parte del personal terapéutico.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por Agencia Estatal de Investigación, la Unión Europea-Next Generation EU y Generalitat Valenciana a través de los proyectos CIPROM/2022/12 y PID2022-139957OB-I00.

Referencias

- Cha, S. M., Shin, H. D., Kim, K. C., Park, J. W., 2014. Comparison of grip strength among 6 grip methods. *The Journal of Hand Surgery* 39 (11), 2277–2284.
- Forbrigger, S., DePaul, V. G., Davies, T. C., Morin, E., Hashtrudi-Zaad, K., 2023. Home-based upper limb stroke rehabilitation mechatronics: challenges and opportunities. *BioMedical Engineering OnLine* 22 (1), 67. DOI: 10.1186/s12938-023-01133-8
- Huang, Y., Yang, B., Wong, T. W.-L., Ng, S. S. M., Hu, X., 2024. Personalized robots for long-term telerehabilitation after stroke: a perspective on technological readiness and clinical translation. *Frontiers in Rehabilitation Sciences Volume 4* - 2023. DOI: 10.3389/fresc.2023.1329927
- Kiyono, K., Tanabe, S., Hirano, S., Ii, T., Nakagawa, Y., Tan, K., Saitoh, E., Otake, Y., 2024. Effectiveness of robotic devices for medical rehabilitation: An umbrella review. *Journal of Clinical Medicine* 13 (21). DOI: 10.3390/jcm13216616
- Lozano-Puertas, J., Torres-Sánchez, I., Cabrera-Martos, I., Ortiz-Rubio, A., López-López, L., Valenza, M. C., 2018. Efectividad de la terapia acuática en pacientes con accidente cerebrovascular: una revisión sistemática. *Fisioterapia* 40 (5), 265–272. DOI: 10.1016/j.ft.2018.04.001
- Mehrholz, J., Pollock, A., Pohl, M., Kugler, J., Elsner, B., 2020. Systematic review with network meta-analysis of randomized controlled trials of robotic-assisted arm training for improving activities of daily living and upper limb function after stroke. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* 17 (83), 1–14. DOI: 10.1186/s12984-020-00715-0
- Palladino, L., Ruotolo, I., Berardi, A., Carlizza, A., Galeoto, G., 2023. Efficacy of aquatic therapy in people with spinal cord injury: a systematic review and meta-analysis. *Spinal Cord* 61 (6), 317–322. DOI: 10.1038/s41393-023-00892-4
- Qu, P., Wang, H., Wang, W., Du, S., Peng, Z., Hu, Q., Tang, X., 2023. Efficacy and safety of duhuo-jisheng decoction in rheumatoid arthritis: A systematic review and meta-analysis of 42 randomized controlled trials. *Medicine* 102 (44), e35513. DOI: 10.1097/MD.00000000000035513
- United Nations Department of Economic and Social Affairs, Population Division, 2022. *World population prospects 2022: Summary of results*. DESA/POP/2022/TR/NO. 3., isbn: 978-92-1-148373-4.
- Wang, H., Wu, X., Li, Y., Yu, S., 2024. Efficacy of robot-assisted training on upper limb motor function after stroke: A systematic review and network meta-analysis. *Archives of Rehabilitation Research and Clinical Translation*, 100387. DOI: 10.1016/j.arrct.2024.100387
- Xiang, A., Fu, Y., Wang, C., Huang, D., Qi, J., Zhao, R., Wu, L., Fan, C., Zhang, Q., 2024. Aquatic therapy for spastic cerebral palsy: a scoping review. *European Journal of Medical Research* 29 (1), 569. DOI: 10.1186/s40001-024-02171-1
- Zanatta, F., Giardini, A., Pierobon, A., D'Addario, M., Steca, P., 2022. A systematic review on the usability of robotic and virtual reality devices in neuromotor rehabilitation: patients' and healthcare professionals' perspective. *BMC health services research* 22 (1), 523.
- Ruiz, Fco Javier Miñano, et al. "Diseño de un dispositivo de rehabilitación robótica para la mano en entorno acuático." *Jornadas de Automática* 46 (2025).
- Nanayakkara VK, Cotugno G, Vitzilaios N, Venetsanos D, Nanayakkara T and Sahinkaya MN (2017) The Role of Morphology of the Thumb in Anthropomorphic Grasping: A Review. *Front. Mech. Eng.* 3:5. doi: 10.3389/fmech.2017.00005
- Taboadela, C. H. (2007). Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales.