

Jornadas de Automática

Exoesqueleto modular para rehabilitación de manos basado en hidrogeles inteligentes

Sanguino, David^a, de la Morena, Jesús^a, Adán, Antonio^b, Vázquez, Andrés S.^a, Ramos, Francisco^{a,*}

^a*Escuela Técnica Superior de Ingeniería Industrial, Av/ Camilo José Cela SN, 13071, Ciudad Real, España.*

^b*3D Visual Computing & Robotics Lab, Universidad de Castilla-La Mancha, 13071 Ciudad Real, España*

To cite this article: Sanguino, David, de la Morena, Jesús, Adán, Antonio, Vázquez, Andrés S., Ramos, Francisco.

2025. Modular exoskeleton for hands rehabilitation based on smart hydrogels.

Jornadas de Automática, 46. <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2025.46.12210>

Resumen

Los trastornos motores en las manos son un grave problema de salud, especialmente entre personas de avanzada edad, que puede dificultar la consecución de tareas cotidianas y empeorar notablemente la calidad de vida del paciente. Las terapias de rehabilitación son fundamentales para contrarrestar sus síntomas y devolver autonomía a los enfermos. La tecnología y, en concreto, la robótica, se integran cada vez más en este tipo de tratamientos para mejorar su eficacia. En este trabajo, presentamos el desarrollo en curso de un exoesqueleto blando para rehabilitación de manos, fabricado con materiales inteligentes. Mediante un sistema experto basado en ontologías, se busca adaptar automáticamente el diseño del guante robótico a las articulaciones afectadas y las deformaciones de cada paciente, aprovechando la modularidad del actuador. Mostraremos la implementación real para un caso particular de este dispositivo, capaz de flexionar cuatro dedos, detallando los componentes de su diseño y explicando el sistema hardware y software utilizado para su control.

Palabras clave: Tecnología asistiva e ingeniería de rehabilitación, Mecatrónica biomédica, Cuantificación de parámetros fisiológicos para el diagnóstico y la evaluación del tratamiento, Automatización y diseño centrados en el ser humano, Ingeniería del conocimiento y sistemas basados en el conocimiento, Robótica blanda

Modular exoskeleton for hands rehabilitation based on smart hydrogels

Abstract

Hand movement disorders are severe health afflictions, especially among the elderly, which can hinder the ability to perform daily tasks and significantly worsen the patient's quality of life. Rehabilitation therapies are fundamental for counteracting symptoms and restoring the patient's autonomy. Technology and, specifically, robotics, is increasingly integrated into this kind of treatment to improve its performance. In this work, we present the current development of a soft exoskeleton for hand rehabilitation, composed of hydrogel pneumatic actuators. Using an expert system based on ontologies, we want to adapt the robotic glove design automatically to the afflicted joints and deformations of the patient, taking advantage of the actuator modularity. We will show a real implementation for a particular case of this device (which is able to flex four fingers), detail its design components, and explain the hardware and software used for its control.

Keywords: Assistive technology and rehabilitation engineering, Biomedical Mechatronics, Quantification of physiological parameters for diagnosis and treatment assessment, Human-centered automation and design, Knowledge engineering and knowledge-based systems, Soft robotics

* Autor para correspondencia: francisco.ramos@uclm.es
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

1. Introducción

Las manos son una parte crucial en la vida cotidiana de cualquier persona, permitiéndonos interactuar con el entorno y realizar tareas de numerosas índoles y grados de complejidad. Por ello, el tratamiento de las patologías que afectan a su desempeño normal, capaces de reducir gravemente la calidad de vida de los pacientes, adquiere una importancia vital.

Los trastornos del movimiento pueden ser de carácter neurológico, como el parkinson o la distonía; y de carácter físico, como las contracturas o la queiroartropatía. Estos trastornos son especialmente preocupantes en la edad anciana, donde su incidencia sigue creciendo por el envejecimiento de la población (Wan et al., 2022), (Dorsey et al., 2018). Su capacidad de recuperación dependerá del trastorno en cuestión y de su gravedad; no obstante, la fisioterapia y las terapias de rehabilitación juegan un papel fundamental, buscando restaurar la movilidad del paciente en la medida de lo posible y, con ello, mejorar su bienestar en el día a día.

Existen múltiples tipos de terapia, en muchos de los cuales se integra la tecnología para mejorar la eficacia del tratamiento. Concretamente, el desarrollo de robots para asistir en la rehabilitación de manos está teniendo un gran auge en los últimos años, mejorando la fuerza y precisión de los movimientos realizados durante los ejercicios de terapia. Estos dispositivos pueden ser externos (por ejemplo, para realizar ejercicio físico), o bien exoesqueletos acoplados a la mano (Yue et al., 2017). También hay otros aspectos a considerar, como su transmisión (de eslabón o de cable), su modalidad de entrenamiento, sus patrones de movimiento, su sensorización o su interacción y control por parte del paciente (Aggeri et al., 2019). Por ejemplo, el trabajo en (Leonardis et al., 2015) desarrolla un exoesqueleto para la rehabilitación de la mano mediante transmisión de movimiento con eslabones, y mide la mejora de correlación R^2 entre los movimientos de referencia del ejercicio y los realizados por el paciente.

Gran parte de estos robots emplean articulaciones rígidas constituidas por componentes metálicos. Esto conlleva algunas limitaciones importantes, como la complejidad e incomodidad de su diseño, un coste elevado, o la necesidad de integrar sistemas de seguridad para evitar daños sobre el paciente si ocurre algún fallo de funcionamiento. Además, aunque estos robots ayudan a combatir las discapacidades motrices, algunos análisis señalan que no se produce una mejora significativa sobre las actividades de la vida diaria del paciente (Maciejasz et al., 2014). Esto puede relacionarse con la rigidez de las articulaciones que, al no adaptarse con suficiente flexibilidad a la forma y estructura biológica de la mano, reduce la variedad de movimientos sobre los que se puede trabajar (Chu and Patterson, 2018).

La robótica blanda es una alternativa novedosa y prometedora para afrontar estos desafíos, utilizando componentes elásticos para la estructura y la transmisión del movimiento. En la rehabilitación de manos, estos robots presentan ventajas como una portabilidad mucho mayor, un diseño mucho más simple y seguro, con sensores muchas veces integrados dentro del propio material blando; y una gran flexibilidad, ofreciendo muchos grados de libertad sin sacrificar demasiado en complejidad (Chu and Patterson, 2018). Muchos de estos dispositivos son, como resultado, notablemente más ligeros, rondando los

0.5 kg. El trabajo en (Shi et al., 2021) ratifica la mejora producida por un guante blando en varios pacientes de ictus crónico, utilizando exámenes de calificación clínicos. En (Jeong et al., 2013) también se presenta un diseño de exoesqueleto blando, mostrando el grado de mejora alcanzado por los pacientes.

En este trabajo presentamos una nueva propuesta de exoesqueleto modular blando para rehabilitación de manos; exponiendo, en primer lugar, su concepto de diseño y principales características. Tras ello, explicaremos en detalle el prototipo que se ha implementado para un caso particular, incluyendo su sistema de control a nivel de hardware y software.

2. Planteamiento del diseño

Comenzaremos señalando la motivación con la que se ha planteado este diseño: elaborar un exoesqueleto de rehabilitación adaptable a las múltiples patologías y malformaciones que pueden presentar los pacientes. Mostraremos, a continuación, los aspectos claves de nuestra propuesta: el funcionamiento de los actuadores, la estructura modular, y los mecanismos de funcionamiento.

2.1. Requisitos funcionales

La mano es una estructura anatómica notablemente compleja. Cada dedo posee tres articulaciones distintas: las interfalángicas, que permiten realizar movimientos de flexión y extensión; y la metacarpofalángica, que añade los movimientos de abducción y aducción. El pulgar, a pesar de tener una articulación interfalángica menos, es capaz de realizar un movimiento adicional: el de oposición. Así, en total, distinguimos cinco tipos de movimiento con los dedos.

Por otro lado, existen múltiples tipos de deformaciones, ya sean adquiridas o congénitas, que alteran la estructura anatómica de la mano y reducen la amplitud de sus movimientos. Podemos encontrar posturas anormales e incómodas, alteraciones en la longitud de las falanges, e incluso pérdida completa de falanges o dedos. Estas deformaciones pueden ser tanto causa como consecuencia de trastornos motrices.

Todas estas condiciones denotan la conveniencia de desarrollar un diseño flexible y adaptable a las necesidades específicas de cada paciente. De esta manera, se busca abarcar la dificultad que muchos dispositivos robóticos, especialmente aquellos más rígidos y complejos, pueden tener a la hora de adecuarse a esta gran variedad de trastornos.

2.2. Concepto del dispositivo

Como solución a este problema, presentamos un exoesqueleto de rehabilitación para manos compuesto por actuadores neumáticos fabricados con *Hidrogel CN*, un tipo de material inteligente desarrollado por nuestro grupo en colaboración con el MSOC-Nanochemistry de la UCLM (Naranjo et al., 2020). La elección de este material se debe a sus propiedades inteligentes, que le dotan de una serie de características diferenciadoras a nivel de diseño y funcionalidad. En esta aplicación, su mayor ventaja es la capacidad de *autoadhesión*. Esta propiedad se basa en el grado de absorción o *swelling degree* (SD) del Hidrogel CN, que es la relación entre la masa total

del polímero y la masa de agua que este contiene. El hidrogel intercambia agua constantemente con el ambiente: cuando se encuentra en equilibrio, aparece una capa de solvatación que propicia la aparición de puentes de hidrógeno. Estos puentes permiten que dos superficies de hidrogel queden adheridas entre sí a nivel estructural. Si el hidrogel se encuentra demasiado húmedo o seco, por el contrario, la capa de solvatación desaparece, actuando como mecanismo de despegado. Basándonos en este mismo principio, también cabe destacar la *autocuración* del Hidrogel CN, que permite que los actuadores neumáticos se recuperen por sí solos frente a roturas y perforaciones al cabo de 24 horas.

La capacidad de *autoadhesión*, por tanto, otorga modularidad al diseño del exoesqueleto, tanto a nivel de fabricación (Sección 2.3) como a nivel de estructura externa (Sección 2.4). Tal y como se muestra en la Figura 1, esta propiedad permite encadenar diferentes actuadores modulares para trabajar sobre articulaciones específicas, adaptarse a falanges deformadas o perdidas, y ejercitar diversos tipos de movimientos. Estos actuadores constituyen los componentes fundamentales del exoesqueleto.

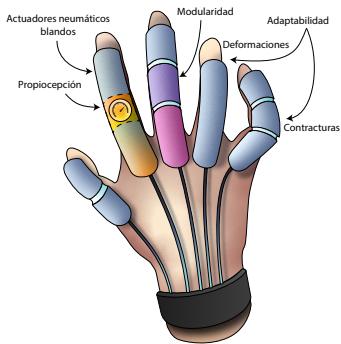


Figura 1: Diseño del exoesqueleto de rehabilitación. La modularidad de los actuadores de hidrogel permite adaptarse a las articulaciones, deformaciones y/o amputaciones de la mano.

2.3. Actuadores neumáticos blandos modulares

La *estructura interna* del actuador neumático consiste en un cilindro de Hidrogel CN, con uno de sus extremos cerrado, y el otro ocupado por un racor para permitir el conexionado con los conductos neumáticos. Esta estructura actúa a modo de cámara de aire, expandiéndose y encogiéndose en función de la presión introducida, gracias a las propiedades elásticas del material.

El cilindro se recubre con un *refuerzo externo* o *costillar*, fabricado con TPU mediante una impresora 3D. Este refuerzo posee espacios rectangulares en una de sus caras, dispuestas en forma de costillar. Al introducir presión en la cámara, la cara cerrada del refuerzo limita la deformación que puede alcanzar el hidrogel; por tanto, donde más se expandirá será a través de los espacios del costillar. Así se logra guiar la forma del actuador, trazando una trayectoria curva como resultado.

En la cara interna del refuerzo, se coloca una serie de *electrodos* de cobre para medir la resistencia eléctrica del hidrogel y, con ello, su deformación actual, aprovechando así la capacidad de *propiocepción* de este material. Los electrodos en los extremos inyectan una corriente eléctrica al actuador, mientras que el resto se encarga de medir su resistencia a través de distintos tramos.

Modificando la geometría de este refuerzo, también podemos alterar la deformación del actuador y adaptarla más fielmente al movimiento del dedo afectado, modificando su grado de curvatura e incluso haciéndolo variable a lo largo de su longitud (como se puede ver en la Figura 3).

A nivel de fabricación, los actuadores pueden estar compuestos por más de una cámara interna, uniendo varios módulos entre sí mediante la autoadhesión. De esta manera, cada cámara es capaz de curvarse en una dirección distinta, permitiendo ejercitar diferentes movimientos con un único actuador (Figura 2). Por ejemplo, podemos producir actuadores de dos cámaras, capaces de ejercitar los movimientos de flexión y extensión del dedo; mientras que, por el contrario, los actuadores de una cámara solo permiten controlar el movimiento de flexión.

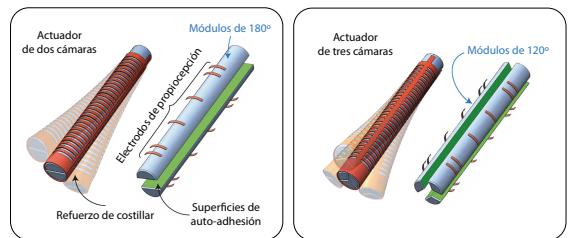


Figura 2: Estructura de un actuador neumático de Hidrogel CN. La modularidad permite añadir cámaras internas para realizar más movimientos.

En trabajos previos, se ha obtenido un *modelo dinámico* de orden entero para poder realizar un control automático de curvatura del actuador (López Díaz del Campo et al., 2024). No obstante, este primer modelo, además de ser de un orden elevado, sufre varios problemas derivados por las no linealidades del Hidrogel CN, como la variación de rigidez, la hiperelasticidad, o la histéresis que sufre en conjunto con el sistema neumático. Como solución, se ha desarrollado más recientemente un modelo de *orden fraccionario*, con muchos menos parámetros, capaz de reflejar con mayor precisión las no linealidades del actuador (De La Morena et al., 2024). Como consecuencia, el diseño del controlador también se ha simplificado notablemente, pudiendo obtenerse a partir de una inversión del modelo de planta.

2.4. Exoesqueleto modular

La modularidad del exoesqueleto se obtiene, de nuevo, gracias al principio de *autoadhesión* del Hidrogel CN. Esta propiedad nos permite unir diferentes actuadores entre sí de forma secuencial para ensamblar una estructura modular, como se muestra en la Figura 3. Mediante este diseño modular, podemos reforzar y controlar de manera precisa la posición de articulaciones concretas, evitar movimientos que puedan ser perjudiciales para la rehabilitación, y adaptar con más precisión los movimientos del guante a la fisonomía de la mano.

Por otra parte, la estructura de soporte del exoesqueleto está distribuida en dos secciones principales: los mecanismos de carril, y el soporte neumático. Ambos elementos cumplen la función de mantener los actuadores en posición sin reducir su eficacia.

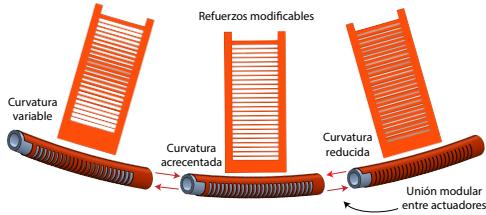


Figura 3: Refuerzos modificados para obtener distintas curvaturas con los actuadores. Debajo, conexión modular entre actuadores mediante el mecanismo de autoadhesión.

El *mecanismo de carril* se puede observar en la Figura 4. El guante, sobre cada dedo, tiene colocadas tres piezas (a las que denominamos ‘carriles’) en serie, una para cada falange. Por otro lado, el refuerzo del actuador, en su superficie inferior, tiene acoplada una lámina muy delgada y flexible de PLA. Esta lámina se inserta a través de los carriles del dedo, manteniendo así el actuador sujeto a ellos y sirviendo como puntos de anclaje para la trayectoria curva que debe trazar al flexionar. Sin embargo, el actuador no puede estar siempre en la misma posición sobre el dedo. Cuando se inyecta presión y comienza a curvarse, ensanchándose, su longitud total se reduce. Mantener el actuador totalmente fijo sobre estos anclajes se opondría a dicha reducción de longitud, creando una gran resistencia en la que el actuador perdería su fuerza.

Para solventar este problema, los carriles permiten que la lámina de PLA deslice libremente a través de ellos. De esta manera, logramos que el actuador pueda moverse sobre el dedo longitudinalmente, facilitando su desplazamiento natural al curvarse; pero, al mismo tiempo, evitamos que se desvíe o separe en otras direcciones, obligándolo a trazar la curva deseada y a actuar sobre el dedo. Además, el primer y el último carril de cada dedo (los situados en la base y en la punta) están ligeramente inclinados hacia arriba y hacia abajo, respectivamente. Este sistema también ayuda a guiar la trayectoria curva del actuador.

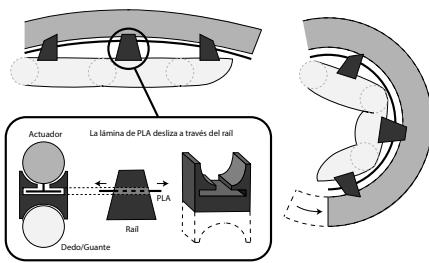


Figura 4: Mecanismo de carril para la sujeción del actuador al dedo. El raión guía la curvatura del actuador, pero permite que la lámina de PLA en la base del actuador deslice libremente a través de él.

Pasando al *soporte neumático* (situado en la muñeca del guante y sujetado con un velcro, como se puede ver en la Figura 5), su principal función es evitar que los conductos del sistema neumático, encargados de inyectar aire en los actuadores, ejerzan mucha tensión sobre ellos y los desvíen de su posición deseada, dada su elevada rigidez. El soporte contiene racores neumáticos en su interior, uno por cada dedo, ligeramente desviados entre sí para mantener a los actuadores separados. Los racores inyectan la presión del sistema neumático en los actuadores mediante unos conductos neumáticos cortos, sobre

el dorsal de la mano, de posición también fija.

Estos conductos, además, están ajustados en longitud para que el inicio de cada actuador coincida con la primera articulación del dedo. De esta manera, se busca que el actuador apoye lo máximo posible sobre el propio dedo, curvándose con facilidad a lo largo de todo su recorrido. Esto se puede observar en la Figura 5, donde se muestra cómo, con un conducto fijo demasiado corto, una gran parte del actuador (marcada en rojo) se verá obstruida por el dorsal de la mano al intentar curvarse. La resistencia causada por la mano hará que el actuador pierda parte de su fuerza y se curve mucho menos.

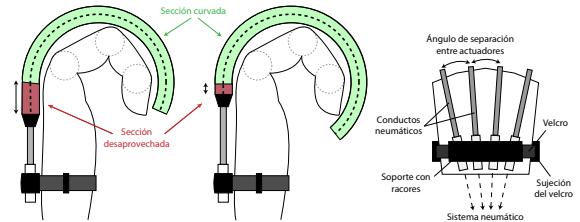


Figura 5: Soporte con velcro para los conductos neumáticos de los actuadores. La sección roja muestra la parte del actuador que, debido a una mala colocación de su base, no podrá curvar correctamente, haciendo que pierda fuerza en el movimiento. A la derecha, un esquema del soporte visto desde el dorsal, con los racores ligeramente inclinados para separar los actuadores.

2.5. Diseño inteligente

Una de las grandes ventajas de utilizar un sistema de diseño modular es la posibilidad de crear prototipos específicos para patologías concretas. Sin embargo, esta adaptación es una tarea laboriosa, dada la complejidad y diversidad de síntomas que muestran este tipo de trastornos. Por ello, se está desarrollando un sistema experto basado en ontologías (*Ontología para Rehabilitación con sistemas Robóticos, ORehaRob*) que permite automatizar este proceso, siguiendo una metodología similar a la presentada en (Ramos et al., 2018) para el diseño automático de robots basado en habilidades. Aunque, para nuestro ámbito de trabajo, los diseños generados se restringen a guantes de rehabilitación, establecemos un marco ontológico para permitir su extensión a otros sistemas de tipo exoesqueleto para rehabilitación.

En ORehaRob se definen tres subontologías correspondientes a patologías, tratamientos y sistemas de rehabilitación. En la primera de ellas, *PatReha*, clasificamos en una taxonomía las patologías médicas relacionadas con trastornos del movimiento y deformaciones en las manos, indicando con axiomas los movimientos de rehabilitación recomendados para el tratamiento. La segunda, *TreReha*, define los tratamientos de rehabilitación aplicables a las articulaciones de una mano, relacionándolos con las partes robóticas que son necesarias para realizar esos movimientos. Por último, la subontología de sistemas de rehabilitación, *RobReha*, incluye los distintos módulos disponibles para el diseño, y sus funcionalidades en términos de posibilidad de movimientos.

Buscando la integración con ADROn (Ramos et al., 2018), se ha escogido el lenguaje OWL para definir las ontologías, pero manteniendo las relaciones con el estándar (IEEE, 2015) y con SUMO (Niles and Pease, 2001), que son las ontologías en que se basa ADROn. Además, puesto que esta ontología precisa incorporar términos médicos, se utiliza la terminología

estandarizada de la base de datos SNOMED CT¹ como referencia para ello. Todas estas relaciones se esquematizan en la Figura 6.

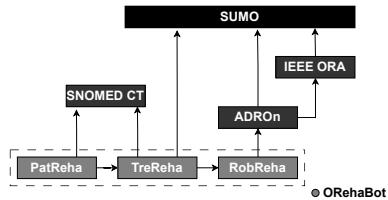


Figura 6: Relación entre las taxonomías que conforman ORehaRob (gris claro) y las ontologías de las que dependen (gris oscuro), con un gran peso en SUMO como ontología de alto nivel.

El funcionamiento del sistema experto tiene los siguientes pasos:

1. El usuario introduce una patología o una serie de ellas para las que se busca un sistema de rehabilitación.
2. Se infiere el tratamiento de rehabilitación (movimientos) sugerido para tratar la patología de referencia.
3. Se determinan los módulos que deben conformar el guante de rehabilitación. En caso de haber distintas posibles soluciones, se solicita al usuario más información hasta generar una solución única.
4. Se genera la instancia del guante con las distintas partes que lo componen.

En la Figura 7 se muestran las relaciones entre conceptos de las subontologías que forman parte de ORehaRob, en un ejemplo de tratamiento para una contractura de flexión del dedo índice.

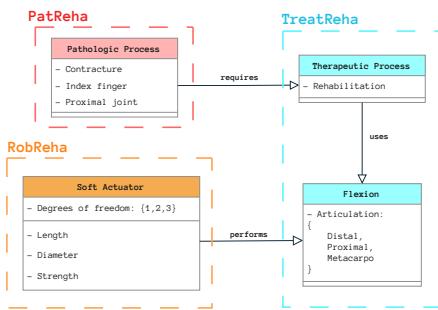


Figura 7: Ejemplo de funcionamiento del sistema experto. Las patologías del paciente (PatReha) determinan los tratamientos necesarios para su recuperación (TreatReha), y el sistema experto determina los módulos que son capaces de desempeñarlos (RobReha).

Además de utilizar el conocimiento estructurado en la plataforma SNOMED CT como base para ORehaBot, se cuenta con el asesoramiento de Profesores del Dpto. de Enfermería, Fisioterapia y Terapia Ocupacional de la UCLM para verificar la precisión y fiabilidad de las inferencias realizadas por este sistema experto.

3. Prototipo

El prototipo desarrollado en este trabajo (Figura 8) es un caso de implementación específico para el diseño del guante.

En particular, utiliza un único actuador de una cámara sobre cada dedo (a excepción del pulgar), lo que permite ejercitar los movimientos de flexión sobre el dedo completo.

Su finalidad de demostrar cómo los actuadores blandos pueden emplearse para el desplazamiento y control de posición de los dedos de la mano, utilizando la estructura detallada en la Sección 2.4. Para ello, se han utilizado sistemas de control software y hardware desarrollados y adaptados a partir de otros trabajos previos.

3.1. Hardware de control

El hardware de control está distribuido en tres funciones principales: el *sistema neumático*, el *control de flujo* y la *lógica de control*.

El *sistema neumático* está compuesto por un compresor de aire, un regulador de presión manual, y un regulador de presión electrónico. En primer lugar, el compresor entrega una presión neumática de 8 bares, que atraviesa el regulador manual y pasa a ser de 4 bares. Esta salida se bifurca en dos caminos: por un lado, actúa como presión piloto para las electroválvulas de control de flujo (que se explicarán a continuación); por otra parte, se envía al regulador electrónico, que determina la presión final que se inyectará en los actuadores.

El *control de flujo* se realiza a través de una serie de electroválvulas, que conectan el regulador de presión electrónico con los diferentes actuadores. Cada válvula está unida a un actuador distinto, y dispone de tres estados: inyectar el aire del regulador, bloquear el aire del actuador, o expulsarlo al exterior.

Finalmente, la *lógica de control* se ejecuta mediante un ordenador de sobremesa. Para comunicarse con los componentes del sistema utiliza la tarjeta de adquisición de datos PCIe-6323, de National Instruments, que dispone de varios puertos analógicos y digitales, tanto de entrada como de salida.

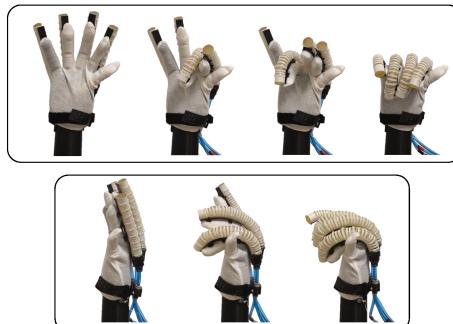


Figura 8: Prototipo del guante desarrollado para este trabajo, capaz de flexionar los dedos. Se muestra cómo cada dedo puede ser actuado de manera independiente, y el grado de curvatura que los actuadores pueden alcanzar.

3.2. Software de control

El software de control se ha desarrollado mediante *Simulink Desktop Real-Time*, que permite su ejecución en tiempo real. Todo el sistema se puede monitorizar desde la interfaz principal, donde se puede ver el estado actual de presión y curvatura de cada actuador, y establecer sus respectivas referencias de control. Además, existen dos configuraciones clave:

¹<https://www.snomed.org/>

la elección del parámetro de control (presión o curvatura) y la elección del modo de control (manual o autónomo).

El modo manual permite elegir directamente el estado de cada uno de los componentes del sistema: presión del regulador, estado de las electroválvulas, o curvatura de los actuadores. El modo autónomo, en cambio, posiciona los dedos uno a uno en las referencias de posición o presión elegidas por el usuario, determinando por sí mismo las señales de control necesarias en cada instante de ejecución.

Además, se ha implementado un modo de simulación en el que los actuadores se representan mediante modelos dinámicos, permitiendo realizar pruebas con distintos reguladores y lógicas de control de manera segura antes de pasar al sistema real.

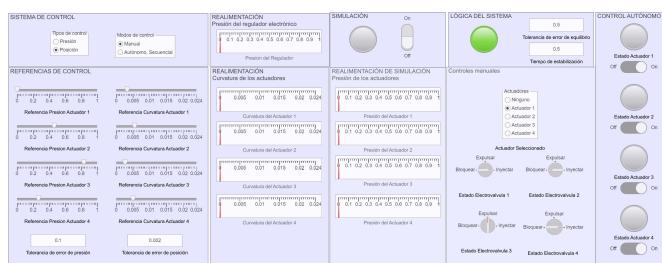


Figura 9: Interfaz del software de control de la mano: selección de referencias, modo y parámetro de control, realimentación de presión y curvatura, simulación, y lógica de control autónoma y manual.

4. Conclusiones

Hasta la fecha, el grupo *Robótica Blanda y Visión por Computador 3D* (SORO&3DCV) de la UCLM ha realizado numerosas aportaciones en la investigación y aplicación del Hidrogel CN como actuador neumático, trabajos que han constituido la base para el desarrollo de este dispositivo (como la geometría de los refuerzos, o su diseño modular). En concreto, este proyecto ha sido extensión de los manipuladores robóticos realizados con estos actuadores neumáticos, adaptando su hardware e implementando el control de curvatura mediante los modelos dinámicos mencionados en la Sección 2.3.

El diseño de este guante muestra resultados prometedores, habiendo satisfecho sus principales objetivos: adaptar lo máximo posible la curvatura de los actuadores a la forma de los dedos, sin limitar en exceso su movimiento, y logrando gran repetitividad en los resultados. Como siguiente paso para este diseño, se está trabajando en la implementación de actuadores de doble cámara, capaces de ejecutar tanto movimientos de flexión como de extensión. También se continúa con el desarrollo de la ontología, definiendo su estructura e incorporando patologías y síntomas relevantes para los trastornos motrices en manos. En paralelo, se está progresando con el desarrollo de los actuadores modulares, a fin de poder actuar sobre cada articulación del dedo de forma independiente.

Por otra parte, los principales problemas encontrados durante el desarrollo de este dispositivo derivan de la variabilidad del Hidrogel CN, debido a su interacción con el ambiente. Para solventarlo, se está progresando en el desarrollo de estructuras bicapa que permitan aislar al Hidrogel CN del entorno sin perjudicar sus propiedades mecánicas.

Agradecimientos

Este estudio forma parte del Programa de Materiales Avanzados y es apoyado por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades (MCIN) con financiación de la European Union NextGenerationEU (PRTR-C17. I 1), de la Junta de Comunidades de Castilla-La Mancha (Proyecto SBPLY/21/180501/000135), y de la Universidad de Castilla-La Mancha (Proyecto 2022-GRIN-34302).

Referencias

- Aggogeri, F., Mikolajczyk, T., O'Kane, J., 2019. Robotics for rehabilitation of hand movement in stroke survivors. *Advances in Mechanical Engineering* 11 (4), 1687814019841921.
DOI: 10.1177/1687814019841921
- Chu, C.-Y., Patterson, R. M., 2018. Soft robotic devices for hand rehabilitation and assistance: a narrative review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 15 (1), 9.
DOI: 10.1186/s12984-018-0350-6
- De La Morena, J., Redrejo, D., Ramos, F., Feliu, V., Vázquez, A. S., 2024. Fractional order modeling and control of hydrogel-based soft pneumatic bending actuators. In: 2024 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). pp. 11362–11367.
DOI: 10.1109/IROS58592.2024.10802659
- Dorsey, E. R., Elbaz, A., Nichols, E., Abbasi, N., Abd-Allah, F., et al., 2018. Global, regional, and national burden of parkinson's disease, 1990–2016: a systematic analysis for the global burden of disease study 2016. *The Lancet Neurology* 17 (11), 939–953.
DOI: 10.1016/S1474-4422(18)30295-3
- IEEE, 2015. IEEE standard ontologies for robotics and automation. IEEE Std 1872-2015, 1–60.
DOI: 10.1109/IEEESTD.2015.7084073
- Jeong, U., In, H.-K., Cho, K.-J., 2013. Implementation of various control algorithms for hand rehabilitation exercise using wearable robotic hand. *Intelligent Service Robotics* 6 (4), 181–189.
DOI: 10.1007/s11370-013-0135-5
- Leonardis, D., Barsotti, M., Loconsole, C., Solazzi, M., Troncossi, M., Mazzotti, C., Castelli, V. P., Procopio, C., Lamola, G., Chisari, C., Bergamasco, M., Frisoli, A., 2015. An emg-controlled robotic hand exoskeleton for bilateral rehabilitation. *IEEE Transactions on Haptics* 8 (2), 140–151.
DOI: 10.1109/TOH.2015.2417570
- López Díaz del Campo, A., Morena, J., Braic, A., Serna, C., Ramos, F., Vázquez, E., Vazquez, A., 04 2024. Proprioception and control of a soft pneumatic actuator made of a self-healable hydrogel. *Soft robotics* 11.
DOI: 10.1089/soro.2023.0180
- Maciejasz, P., Eschweiler, J., Gerlach-Hahn, K., Jansen-Troy, A., Leonhardt, S., 2014. A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 11 (1), 3.
DOI: 10.1186/1743-0003-11-3
- Naranjo, A., Martín, C., López-Díaz, A., Martín-Pacheco, A., Rodríguez, A. M., Patiño, F. J., Herrero, M. A., Vázquez, A. S., Vázquez, E., 2020. Autonomous self-healing hydrogel with anti-drying properties and applications in soft robotics. *Applied Materials Today* 21, 100806.
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.apmt.2020.100806>
- Niles, I., Pease, A., 10 2001. Towards a standard upper ontology. *Formal Ontology in Information Systems: Collected Papers from the Second International Conference*, 2–9.
DOI: 10.1145/505168.505170
- Ramos, F., Vazquez, A., Fernández, R., Olivares-Alarcos, A., 02 2018. Ontology based design, control and programming of modular robots. *Integrated Computer-Aided Engineering* 25, 1–20.
DOI: 10.3233/ICA-180569
- Shi, X. Q., Heung, H. L., Tang, Z. Q., Li, Z., Tong, K. Y., 2021. Effects of a soft robotic hand for hand rehabilitation in chronic stroke survivors. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases* 30 (7), 105812.
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2021.105812>
- Wan, J., Qian, X., He, Z., Zhu, Z., Cheng, P., Chen, A., 2022. Epidemiological trends of hand osteoarthritis from 1990 to 2019: Estimates from the 2019 global burden of disease study. *Frontiers in Medicine* 9.
DOI: 10.3389/fmed.2022.922321
- Yue, Z., Zhang, X., Wang, J., 2017. Hand rehabilitation robotics on poststroke motor recovery. *Behavioural Neurology* 2017 (1), 3908135.
DOI: <https://doi.org/10.1155/2017/3908135>