

Desarrollo de un exoesqueleto para asistencia y rehabilitación de mano

Pérez, J.^a, Llorca-Schenk, J. M.^b, Bernat, L.^a, Casanova, A.^a, Úbeda, A.^a, Jara, C. A.^a

^aGrupo Human Robotics, Universidad de Alicante, Crta. de San Vicente del Raspeig S/N, 03690, San Vicente del Raspeig, España.

^bGrupo Diseño en ingeniería y desarrollo tecnológico, Universidad de Alicante, Crta. de San Vicente del Raspeig S/N, 03690, San Vicente del Raspeig, España.

Resumen

Aproximadamente un tercio de la población mundial se ve afectada por afecciones neurológicas, especialmente en países de bajos ingresos donde el tratamiento suele ser inaccesible. La pérdida de funcionalidad del miembro superior está fuertemente relacionada con una menor independencia, la incapacidad para realizar Actividades de la Vida Diaria (AVD) y el deterioro de la calidad de vida. Las soluciones basadas en exoesqueletos de bajo coste representan un enfoque prometedor para mejorar la terapia tradicional, ya que permiten reducir la carga de trabajo de los terapeutas mientras que aumentan la intensidad del tratamiento. Los exoesqueletos robóticos garantizan la alta repetición y la consistencia necesarias para la recuperación motora. Este estudio presenta el diseño y desarrollo del sistema Exoglove, un prototipo inicial de un exoesqueleto de mano, junto con pruebas preliminares de validación. Exoglove es un dispositivo robótico vestible diseñado para asistir tanto a la mano como al antebrazo, y cuenta con una interfaz orientada a fomentar la autonomía del usuario.

Palabras clave: Tecnología de asistencia e ingeniería de rehabilitación, Sistemas hombre-máquina, Robótica, Sistemas mecatrónicos, Sistemas biomédicos

Development of an exoskeleton for hand assistance and rehabilitation

Abstract

Approximately one third of the world's population is affected by neurological conditions, especially in low-income countries where treatment is often inaccessible. Loss of upper limb functionality is strongly associated with reduced independence, the inability to perform Activities of Daily Living (ADLs), and a decline in quality of life. Low-cost exoskeleton-based solutions represent a promising approach to enhancing traditional therapy, as they help reduce therapists' workload while increasing treatment intensity. Robotic exoskeletons ensure the high repetition and consistency required for motor recovery. This study presents the design and development of the Exoglove system, an initial prototype of a hand exoskeleton, along with preliminary validation testing. Exoglove is a wearable robotic device designed to assist both the hand and forearm, and it features an interface aimed at promoting user autonomy.

Keywords: Assistive technology and rehabilitation engineering, Human Machine Systems, Robotics, Mechatronics systems, Biomedical systems

1. Introducción

Las patologías neurológicas como los accidentes cardiovasculares o las lesiones de médula espinal resultan en la mayoría de casos en una pérdida de la función motora en las extremidades superiores. Este hecho representa uno de los desafíos más críticos de la medicina en la actualidad. La recuperación motora se fundamenta en la neuroplasticidad, un proceso de terapias intensivas, repetitivas y orientadas a tareas específicas. Existe

una brecha entre la terapia física convencional y las necesidades clínicas de los pacientes, debida a la escasez de recursos junto con la limitada disponibilidad del personal terapéutico, que impide la consecución de los objetivos propuestos en una rehabilitación clínica.

La robótica se posiciona como una de las tecnologías más prometedoras para llevar a cabo el proceso de rehabilitación integral debido a los requisitos de tiempo y carga de trabajo. El papel de los robots es complementario a la terapia individual-

*Autor para correspondencia: andres.ubeda@ua.es

lizada y permite extender las actividades de rehabilitación al espacio domiciliario.

Los exoesqueletos de rehabilitación de miembro superior definidos como robots vestibles se caracterizan por ser de estructura adaptada al paciente y materiales ligeros para evitar introducir carga adicional en la extremidad. Además, el concepto de simbiosis del exoesqueleto con el paciente es fundamental para asegurar la transparencia de movimientos, es decir, asegurar que el paciente no se ve restringido ni perjudicado en su rango de movimiento al vestirlo.

Estudios como *L-Exos* Frisoli et al. [2012] demuestran la mejora significativa que tiene involucrar exoesqueletos en las tareas de rehabilitación. *L-Exos* es un exoesqueleto redundante a nivel articular que permite la recuperación del rango de movimiento espacial del brazo mediante un sistema de transmisión basado en tendones, siendo por tanto reversible a nivel mecánico. Esto implica que el usuario puede mover el mecanismo desde la salida hacia el origen del par articular en el motor.

La complejidad neuromecánica de la mano hace que sea el mayor desafío para un exoesqueleto de rehabilitación. Aparte de las tendencias basadas en estructuras rígidas como *Hand of Hope* Hu et al. [2013], actualmente la robótica blanda basada en actuadores compuestos por cables a modo de tendones permite englobar todo el exoesqueleto en un guante vestible. *X-glove* Fischer et al. [2016] es un perfecto ejemplo de un sistema de cables que permite la extensión de los dedos mediante motores lineales.

El proyecto **Exoglove** propone un diseño de exoesqueleto cuyo sistema de actuación está basado en tendones, que permite realizar la rehabilitación de antebrazo facilitando movimientos de pronación y supinación, así como asistir en la flexión de dedos de forma activa y en la extensión de forma pasiva. Se trata de un sistema de actuación desacoplado de la articulación permitiendo movilidad del brazo sin penalizar con sobrecargas. A nivel de control, se propone un sistema en bucle abierto, que permite enviar consignas de velocidad durante breves periodos de tiempo para actuar la articulación de la muñeca o asistir en el cierre de la mano. El control de acciones está orquestado por una pequeña interfaz física con botones que permiten realizar las diversas acciones.

En comparación con otras soluciones vestibles similares de la literatura *Wearable Actuated Soft Exoskeleton* Bützer et al. [2021], el sistema propuesto presenta un diseño de actuación más simple y versátil para la mano. Asimismo, destaca por su alta portabilidad, permitiendo su uso continuado durante las Actividades de la Vida Diaria (ADL). Esto representa una ventaja significativa frente a dispositivos orientados exclusivamente a la recuperación del rango de movimiento (*Wrist Gimbal* Martínez et al. [2013]), los cuales dificultan las prácticas de rehabilitación funcional que requieren integrar el agarre con la pronosupinación, movimientos fundamentales para la manipulación natural de objetos.

2. Arquitectura del sistema: Hardware & Software

La estructura del exoesqueleto y los componentes del sistema mecatrónico se fabricaron mediante manufactura aditiva en ácido poliláctico (PLA) utilizando una impresora Bambu Lab H2D Wiki. El sistema de transmisión se basa en un mecanismo

de tendones compuesto por hilos de polímero de alta resistencia guiados por tubos de PTFE y un conjunto de poleas con rodamientos metálicos acoplados al eje motor. Para garantizar la extensión pasiva de los dedos, se integraron láminas de acero de 0.5 mm de espesor a modo de falanges, mientras que el acople ergonómico al miembro superior se resuelve mediante cierres de velcro. Se emplea lubricación con cera sintética para reducir la fricción entre piezas móviles de PLA.

El sistema de accionamiento está compuesto por dos motores Brushless DC (BLDC) D5065 de 270kv (ODrive Robotics) equipados con encoders incrementales de 20,480 CPR, permitiendo un control lineal de alta resolución. Como fuente de alimentación se utiliza una batería LiPo 6S (22.2V - 10000 mAh). Se ha implementado un interruptor de emergencia vinculado a un relé de potencia que permite el aislamiento entre la fuente de energía y la etapa de potencia a modo de medida de seguridad. El control motor se gestiona mediante la controladora ODrive v3.6 ODrive Robotics [a], vinculada vía USB a una Raspberry Pi 5, la cual actúa como unidad central de procesamiento y gobierna el flujo lógico. La interfaz física se complementa con un Arduino Nano ESP32, una pantalla OLED y diversos interruptores tipo rocker.

El control de alto nivel se ejecuta en la Raspberry Pi 5 (Python 3), estableciendo comunicación con la interfaz física del Arduino Nano ESP32 (C++) mediante el protocolo Bluetooth Low Energy (BLE). La gestión de los actuadores se basa en la librería nativa de ODrive ODrive Robotics [b] para un control preciso, mientras que una arquitectura multihilo asegura la concurrencia operativa en tiempo real. El código fuente está disponible en Repositorio Juan Pérez.

3. Diseño 3D del exoesqueleto

El diseño del exoesqueleto se divide en dos partes; las piezas del antebrazo orientadas a permitir el giro de la muñeca y las piezas que conforman la estructura vestible sobre un guante vestido, considerando solo los dedos pulgar, índice y corazón (Figura 1). La idea del diseño global es componer el exoesqueleto para permitir la actuación mediante un sistema de tendones (cables) que recorra la estructura y permita tanto el giro de muñeca como la flexión sincrónica de los dedos para permitir un agarre de pinza como se observa en Su et al. [2024]. Con el fin de realizar este agarre se decide actuar únicamente los dedos mencionados.

Aparte de las propias medidas y el dimensionamiento, al diseñar un exoesqueleto se deben considerar otros aspectos clave como la ergonomía, el área de superficie en contacto con la piel, qué método de fijación al cuerpo es más conveniente y asegurar una equivalencia articular relativa para evitar la restricción de movimiento Simonetti et al. [2018].

El diseño de todas las piezas que se observan en la Figura 1 se ha realizado con el programa Autodesk Inventor Professional 2025. Mediante el software de Bambu Studio se han configurado ciertos parámetros para conseguir piezas de alta calidad. Resaltar el planchado de superficies, la altura adaptativa, el patrón de relleno interno (*gyroid*) o la orientación para imprimir radios y conductos en el plano paralelo a la cama de impresión. Se ha empleado la configuración por defecto de impresión de PLA con la Bambu Lab H2D.



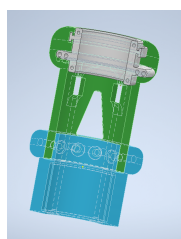
Figura 1: Detalle del guante Exoglove y vista general del prototipo. A la izquierda, vista superior del prototipo funcional Exoglove vestido. A la derecha, vistas superiores del detalle del guante mostrando la distribución de tendones (arriba) y el sistema en estado de actuación activa (abajo).

3.1. Exoesqueleto de brazo

El exoesqueleto del brazo (Figura 2) se compone de 3 piezas: una fijada al brazo mediante un velcro (pieza azul), otra a modo de enlace (pieza verde) y estructura para la guía sobre la que se desplaza la pieza móvil (pieza blanca). En los extremos del canal interno de la pieza móvil se fijan los cables. Este prototipo tiene como objetivo permitir alcanzar los valores de estándar de pronación - supinación así como minimizar las pérdidas por fricción al acoplar piezas de PLA entre sí.



(a) Vista externa del exoesqueleto



(b) Detalle de vista interna

Figura 2: Ensamblaje del exoesqueleto de brazo.

La geometría de transición del conducto de los cables a lo largo del exoesqueleto, suavizar las curvas para reducir la fricción superficial del cable o determinar el radio de las caras en contacto con el brazo se encuentran entre los mayores desafíos que ha supuesto su diseño.

3.2. Exoesqueleto de mano

El exoesqueleto vestido sobre el guante se compone de una lámina de acero delgada a modo de falange, dos anillos a modo de fijación sobre el dedo y un dedal en la punta. Este dedal

permite fijar el extremo de la lámina y guiar el cable. Para posibilitar la flexión de la lámina se emplea una guía fija con velcro al guante y una pieza móvil unida a la lámina en su extremo. Los cables se conducen por el interior de la palma de la mano con ayuda de los anillos hasta los tubos de PTFE. En una iteración avanzada del prototipo que se observa en la Figura 1, el caso del dedo pulgar conlleva reducir la longitud de la lámina de metal dado que su rango de movimiento es menor respecto al resto.

4. Control del exoesqueleto

Se ha propuesto un control de velocidad en bucle abierto a partir del controlador en cascada que integra ODrive según el esquema de la Figura 3. Por tanto, se desprecia el bloque de control de posición y a efectos prácticos solo se considera el bloque de control en velocidad (controlador PI) en adelante. La señal desde la interfaz física se traduce en una consigna de velocidad positiva o negativa (*velocity command*) para hacer girar el motor siguiendo un perfil de rampa.

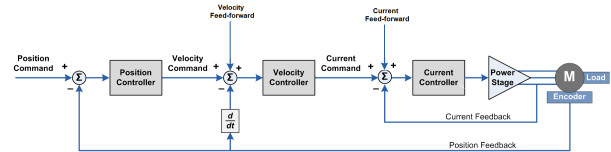


Figura 3: Lazo de control en cascada de ODrive.

4.1. Calibración

La calibración del motor y asignación de parámetros de control se realiza siempre al inicio de cualquier experimento, empleando un archivo en formato JSON que contiene los valores necesarios. Para determinar las constantes del controlador PI de velocidad se procede según ODrive Robotics [d].

4.2. Controlador PI de Velocidad

La Figura 4 presenta los resultados obtenidos tras la sintonización del controlador, estableciendo una ganancia proporcional (K_p) de 0.085, una ganancia integral (K_i) de 0.06 y una rampa de velocidad (*vel_ramp_rate*) de 20 rev/s². Como se puede apreciar, el sistema alcanza la estabilidad en régimen permanente exhibiendo un error de velocidad prácticamente nulo y una oscilación mínima al aproximarse al valor de consigna. Esta configuración proporciona una respuesta altamente estable y controlada cuando el eje del motor opera en vacío (sin carga mecánica aplicada).

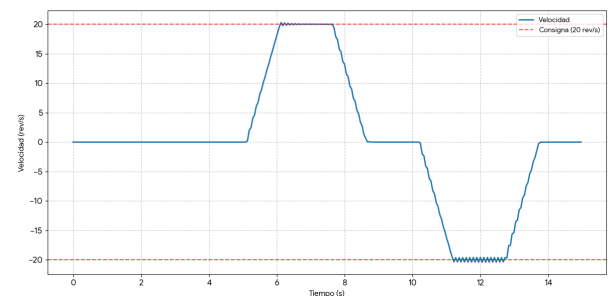


Figura 4: Velocidad del eje del motor tras ajuste de parámetros.

4.3. Control de velocidad con perfil rampa

La elección de este tipo de perfil de velocidad es esencial para evitar saltos en aceleración y asegurar la estabilidad en régimen permanente del sistema. Por otro lado, a nivel mecánico reduce el impacto dado que se suaviza tanto el frenado como el arranque del motor. ODrive mediante el parámetro vel_ramp_rate (rev/s^2) limita la aceleración y, permite incrementar el tiempo de establecimiento del sistema.

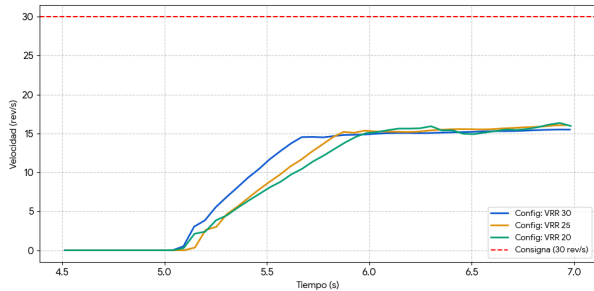


Figura 5: Velocidad del eje del motor para diferentes valores de VRR.

Para los datos de la Figura 5 se ha realizado el control en velocidad sin carga en el eje del motor con el fin de analizar la relación entre el VRR y la consigna de velocidad. Se observa que si el VRR se aproxima a la consigna de velocidad se reduce la oscilación del sistema al alcanzar el régimen estacionario. En caso de trabajar con una consigna dinámica VRR debe ser configurado con un valor idealmente igual o mayor a la consigna de velocidad como se indica en ODrive Robotics [c]. Notar que el error en velocidad observable (Figura 5) se debe a la limitación de corriente eléctrica via hardware impuesta como medida de seguridad en 12 Amperios.

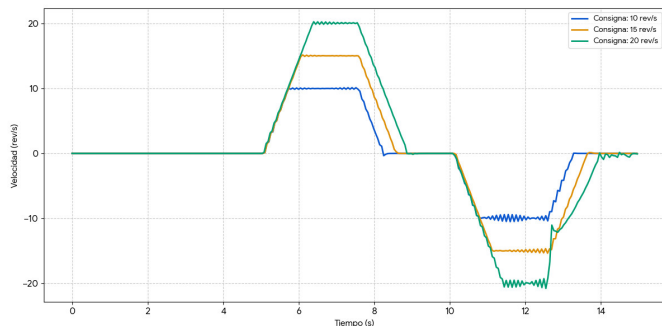


Figura 6: Velocidad del eje del motor para diferentes consignas.

Los datos obtenidos en la Figura 6 son reveladores dado que permiten analizar el efecto de una consigna dinámica sobre el sistema calibrado con VRR a $15 rev/s^2$. Mencionar conclusiones obtenidas sobre valor de calibración inicial del VRR.

5. Sistema mecatrónico

En la Figura 7 se observa el montaje para la experimentación y validación empleando una fuente de alimentación 24VDC conectada a un relé controlado por el pulsador verde. El sistema de poleas oculto en la carcasa situada encima del eje

del motor que permite guiar los cables en direcciones opuestas para conseguir con una polea de doble carril realizar los movimientos de pronación / supinación. Los cables van recubiertos por los tubos de PTFE desde la salida del sistema de actuación hasta el interior del exoesqueleto.

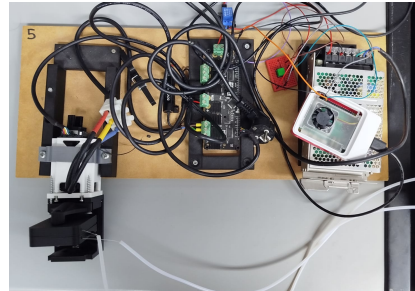


Figura 7: Montaje para un motor - Sistema de actuación.

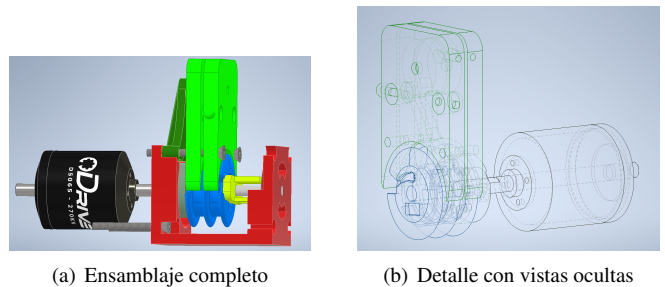


Figura 8: Vistas del sistema de mecánico de actuación para un motor. (a) Sistema completo. (b) Sistema de poleas y engranaje al eje del motor.

En la Figura 8(a) se observa el ensamblaje del sistema de poleas diseñado. Este se atornilla directamente al chasis del motor (piezas blancas en la Figura 7). El sistema permite desengranar la polea conectada al exoesqueleto del eje del motor, lo cual soluciona la problemática de calibrar el motor mientras se encuentre el exoesqueleto conectado al sistema de poleas (Figura 8(b)). Además, la carcasa cuenta con un conducto interno que da salida a los cables en la misma dirección mientras que se enrollan sobre la polea en diferente sentido. La pieza amarilla está fijada a la polea azul permitiendo desengranar durante la calibración del motor al tirar de ella (Figura (7)).

6. Human Robot Interaction

6.1. Comunicaciones

La arquitectura de comunicaciones que habilita la interacción del usuario con el exoesqueleto sigue una topología en cascada para enlazar acciones con la respuesta mecánica correspondiente. Las señales de entrada, capturadas por la interfaz física, se transmiten mediante un bus local al microcontrolador Arduino Nano ESP32. Este dispositivo encapsula la información y la envía a la unidad central (Raspberry Pi 5) a través de un enlace inalámbrico Bluetooth Low Energy (BLE) configurado como una interfaz UART. Una vez procesados los comandos de alto nivel, la Raspberry Pi 5 los deriva mediante una conexión física USB a la placa controladora ODrive, la cual ejecuta la etapa de potencia y el accionamiento final sobre los motores M1 y M2.

6.2. Interfaz física

La interfaz física presenta una pantalla OLED para la visualización de información del sistema (Figura 9). La interfaz soporta visualizaciones estructuradas, como la monitorización de acciones, donde se presenta una lista de etiquetas estáticas ('STOP', 'OPN', 'CLS', 'PRN', 'SUP') junto a valores de estado dinámicos (0 o 1). Los valores de las etiquetas se modifican pulsando los botones. El botón de *Stop* opera mediante lógica activa a nivel bajo como un interruptor de habilitación continua (*dead-man switch*). Por motivos de seguridad y para evitar la sobrecarga cognitiva del usuario, el sistema exige mantenerlo pulsado para enviar comandos y bloquea estrictamente la ejecución de acciones simultáneas.



Figura 9: Prototipo de interfaz física.

6.3. Flujo de funcionamiento

La arquitectura de software que regula el funcionamiento del exoesqueleto sigue un flujo lógico estructurado. El sistema inicia con una fase de inicialización donde se configuran los módulos de hardware y la interfaz gráfica de usuario (HW+GUI), lanzando los procesos en paralelo. A continuación, se ejecuta una etapa de configuración para confirmar que el controlador ODrive y la comunicación BLE están listos para operar. El núcleo del control reside en un bucle de comandos BLE, encargado de recibir las acciones y convertirlas en comandos de velocidad (`velocity_cmd`) para los actuadores. Este bucle interactúa de forma bidireccional con la interfaz de usuario (UI) para actualizar las consignas (*setpoints*) y mostrar el estado del sistema. Paralelamente, un módulo de seguridad tipo *Watchdog* monitorea continuamente la conexión BLE y los motores ODrive, preparado para ejecutar un frenado de emergencia en caso de pérdida de señal. Finalmente, el flujo concluye con una rutina de cierre, comandada desde la UI, que garantiza la parada segura del motor y el apagado del relé principal.

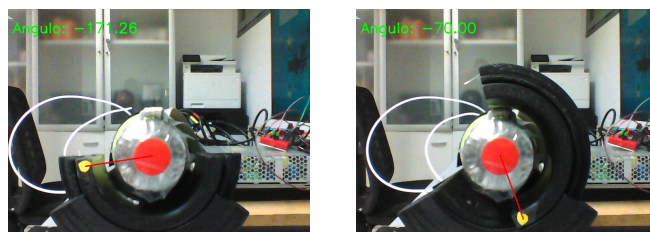
7. Validación del sistema

Para la validación cinemática del exoesqueleto, se emplea un *pipeline* de visión por computador destinado a la obtención de métricas cuantitativas. Este procedimiento se basa en la segmentación de puntos claves de las articulaciones para analizar su rango de movimiento frente a diferentes consignas de velocidad con un límite de aceleración (VRR) fijado a 20 rev/s².



Figura 10: Montaje para validar el exoesqueleto de brazo.

El procedimiento para obtener las métricas ha sido capturar mediante una cámara tipo webcam el estado inicial y final del exoesqueleto tras realizar una acción. El posicionamiento de la cámara se realiza de forma que el plano de la imagen sea paralelo al plano de movimiento de los puntos clave (Figura 10). Por otro lado, para reducir el error debido a la distorsión de la lente, se ha empleado un dataset reducido de imágenes del patrón de tablero de ajedrez para obtener los parámetros intrínsecos de la cámara.



(a) Estado inicial

(b) Estado tras realizar la acción

Figura 11: Experimentación con el exoesqueleto de brazo.

Para analizar el ROM (Range Of Movement) del exoesqueleto del brazo se han marcado dos puntos claves según se observa en la Figura 11. Uno móvil situado en la pieza de la muñeca y otro fijo en una simplificación del eje de rotación del antebrazo. La variación angular de la línea que forman ambos puntos respecto al eje horizontal de la imagen permite hallar el rango de movimiento correspondiente a acciones de pronación o supinación del exoesqueleto. Validar el ROM de los dedos mediante la captura en tiempo real de los puntos claves es una tarea compleja debido a que llevar el guante puesto impide utilizar frameworks como Mediapipe para la segmentación. En consecuencia, se ha optado por capturar en vídeo el experimento para marcar los puntos de interés de forma offline, y emplear una metodología similar sobre los frames seleccionados y etiquetados con los puntos de interés.

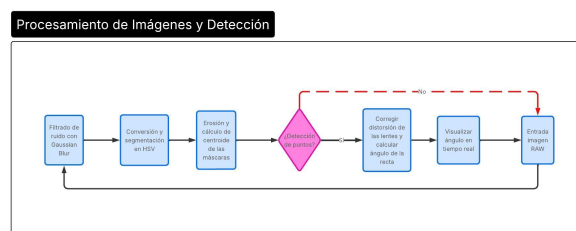


Figura 12: Flujo de procesamiento de imagen.

El algoritmo de procesamiento de imagen empleado en la

validación del prototipo (Figura 12) procesa la imagen RAW mediante un filtro gaussiano y la convierte al espacio HSV para facilitar la segmentación por color. Tras aplicar erosión morfológica con el objetivo de evitar falsos positivos, se calculan los centroides de cada máscara. Si la detección es positiva, se corrige la distorsión de la lente y se calcula geoméricamente el ángulo de la recta respecto a la horizontal. El uso de esta aproximación clásica garantiza alta eficiencia computacional y baja latencia sin requerir aceleradores gráficos dedicados. Sin embargo, al basarse en la umbralización de color, el sistema exige un entorno experimental con iluminación homogénea y estrictamente controlada para mantener su precisión.

8. Resultados

Durante la experimentación se pudieron recopilar diferentes rangos de amplitud con un muestreo de diferentes consignas para acciones de pronación y supinación. Se emplearon 5 muestras por acción con consignas en el rango de 12 hasta 16 rev/s (Figura 13). En cuanto a la flexión del dedo, se realizaron solo un par de tests dado que la estructura posee poca fricción y las consignas eran muy bajas en comparación con las consignas empleadas para el giro de muñeca.

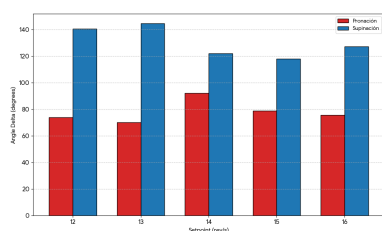


Figura 13: Datos obtenidos en la validación del exoesqueleto de brazo.

Como se observa en los resultados experimentales, existe una disparidad cinemática entre las amplitudes de supinación y pronación para una misma consigna de velocidad. Esta diferencia mecánica se atribuye a la geometría del enrutamiento de los tendones, que presenta un perfil de menor curvatura durante el gesto de supinación, reduciendo así las pérdidas por fricción. Esta respuesta asimétrica puede compensarse a nivel de *software* introduciendo un factor de ponderación direccional en el bucle de control. El rango de movimiento (ROM) fisiológico del antebrazo oscila entre 80°-90° para la supinación y 75°-80° para la pronación. Las pruebas en vacío evidencian que el exoesqueleto satisface holgadamente estos requerimientos biomecánicos funcionales. La incertidumbre asociada al *pipeline* de visión por computador —agregando errores de calibración óptica, perspectiva y ruido de imagen— supone un error absoluto estimado del 2% al 3% sobre el ROM calculado. Las futuras líneas de trabajo se centrarán en la validación del sistema acoplado al usuario, con el objetivo de caracterizar el par articular efectivo ante la carga anatómica, la fricción real y las no linealidades del sistema, así como en la cuantificación de la fuerza de prensión para tareas de agarre durante la rehabilitación.

9. Conclusiones

El trabajo presentado describe el diseño y desarrollo de Exoglove, un exoesqueleto de mano y antebrazo de bajo coste

basado en transmisión por tendones, capaz de ejecutar movimientos de pronación-supinación y de asistir la flexión de los dedos de forma funcional para tareas de rehabilitación. Los resultados experimentales muestran que el rango de movimiento obtenido en el antebrazo se encuentra dentro de los valores considerados normales a nivel biomecánico, lo que indica que el prototipo cumple los requisitos mínimos para su futura validación clínica. Como líneas de trabajo futuro, se plantea la integración de estrategias de control en lazo cerrado, la incorporación de sensores para monitorizar la interacción usuario-dispositivo y la realización de estudios con pacientes que permitan evaluar su impacto real en la recuperación motora y en la autonomía durante las actividades de la vida diaria.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido desarrollado en el marco del proyecto GARMOR (PID2022-139105OB-I00), financiados por el Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades y la Agencia Estatal de Investigación MCIN/AEI/10.13039/501100011033.

Referencias

- Tobias Bützer, Olivier Lambercy, Jumpei Arata, and Roger Gassert. Fully wearable actuated soft exoskeleton for grasping assistance in everyday activities. *Soft Robotics*, 8(2):128–143, 2021. doi:10.1089/soro.2019.0135.
- H. C. Fischer, K. M. Triandafilou, K. O. Thielbar, et al. Use of a portable assistive glove to facilitate rehabilitation in stroke survivors with severe hand impairment. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 24(3):344–351, 2016. doi:10.1109/TNSRE.2015.2513675.
- Antonio Frisoli, C. Procopio, C. Chisari, et al. Positive effects of robotic exoskeleton training of upper limb reaching movements after stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 9(36), 2012. doi:10.1186/1743-0003-9-36.
- X. L. Hu, K. Y. Tong, X. J. Wei, et al. The effects of post-stroke upper-limb training with an electromyography (emg)-driven hand robot. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(5):1065–1074, 2013. doi:10.1016/j.jelekin.2013.07.007.
- John A. Martinez, Paul Ng, Son Lu, McKenzie S. Campagna, and Ozkan Celik. Design of Wrist Gimbal: A forearm and wrist exoskeleton for stroke rehabilitation. In *2013 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, Seattle, WA, USA, 2013. IEEE.
- ODrive Robotics. Odrive v3.6 - high performance motor controller. <https://shop.odriverobotics.com/products/odrive-v36>, a.
- ODrive Robotics. Python package. <https://docs.odriverobotics.com/v/latest/guides/python-package.html>, b.
- ODrive Robotics. Controller — ODrive documentation 0.6.11: Ramped velocity control. <https://docs.odriverobotics.com/v/latest/manual/control.html#ramped-velocity-control>, c. Accedido: 2026.
- ODrive Robotics. Tuning the controller — ODrive documentation 0.6.11. <https://docs.odriverobotics.com/v/latest/guides/tuning.html>, d. Accedido: 2026.
- Repositorio Juan Pérez. <https://github.com/JuanPerez07/EXOGLOVE>. git.
- Davide Simonetti, Nevio L. Tagliamonte, Loredana Zollo, Dino Accoto, and Eugenio Guglielmelli. Biomechanical design criteria of systems for robot-mediated rehabilitation therapy. In *Rehabilitation Robotics*, chapter 3, pages 32–33. Elsevier, 2018. doi:10.1016/B978-0-12-811995-2.00032-1.
- Huimin Su, Francesco Missiroli, Xiaohui Zhang, Cristina Becchio, Hyung-Soon Park, and Lorenzo Masia. Advanced soft wearable robotics for rehabilitation: Incorporating forearm rotation in a glove exosuit to augment grasping capabilities and improve therapeutic outcomes. *IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*, (10):2–5, 2024. doi:10.1109/BioRob60516.2024.10719915.
- Bambu Lab Wiki. H2d series. <https://wiki.bambulab.com/>. Accessed: 25-Feb-2026.