

EXOESQUELETO HÍBRIDO PARA REHABILITACIÓN DE LAS EXTREMIDADES SUPERIORES

Aldo-Francisco Contreras-González, David Pont-Esteban, José Luis Samper-Escudero, David Cantalejo-Escobar, Miguel-Ángel Sánchez-Urán, Manuel Ferre (m.ferre@upm.es)

CAR UPM-CSIC, Universidad Politécnica de Madrid

Resumen

Las últimas décadas han sido testigos de un rápido y vasto desarrollo de robots para la rehabilitación física que permiten una planificación eficiente del proceso de rehabilitación en términos de costo, duración de sesiones y disponibilidad del terapeuta. Este proyecto tiene como objetivo evaluar cualitativamente un exoesqueleto para la rehabilitación del tren superior. El dispositivo expone un acercamiento al desarrollo de un dispositivo con el efector final anclado a tierra que realiza la actuación sobre un exoesqueleto acoplado al cuerpo del sujeto mediante cables. Se documenta la experimentación con pacientes que padecen del tendón supraespinoso realizando una serie de movimientos dictados por un médico.

Palabras clave: exoesqueleto, rehabilitación robótica, miembros superiores.

1 INTRODUCCIÓN

En la actualidad se está observando un auge en la incorporación de robots en el sistema de salud, principalmente en aplicaciones de rehabilitación y cirugía [1]–[3]. La rehabilitación se define como un conjunto de intervenciones encaminadas a optimizar el funcionamiento y reducir la discapacidad en personas con afecciones de salud en la interacción con su entorno [4]. La rehabilitación física es el tipo de rehabilitación más popular y se puede lograr de manera convencional a través de la interacción física entre los pacientes y los terapeutas. Sin embargo, es un proceso costoso y requiere el trabajo a tiempo completo de un fisioterapeuta sobre el paciente.

Por otro lado, la incorporación de sistemas automáticos ha creado un cambio de paradigma en la rehabilitación médica en la última década, debido al crucial papel que juegan estos en la restauración total o parcial de las funciones motoras. El uso de robots de rehabilitación permite la planificación eficiente del proceso de rehabilitación en términos de costo, duración de las sesiones, las herramientas necesarias y la disponibilidad de un

terapeuta [5], [6]. Según la clasificación de Gassert [7] para robots de rehabilitación, ésta abarca tres diferentes ramas: exoesqueletos fijos, robots con el efector final fijo y Exoesqueletos Adaptables al Cuerpo (EAC) (del inglés, *Wearable Exoskeleton*), siendo esta última una tecnología emergente. Los dispositivos con efectores finales anclados a tierra ó con efector final fijo, son aquellos que su estructura está anclada al suelo y únicamente el efector final interactúa sobre el usuario. Generalmente lograrán una mayor dinámica de movimiento y permitirán la representación de una gama más amplia de impedancias que los dispositivos de exoesqueleto fijos donde las articulaciones proximales necesitan mover las articulaciones distales. Actualmente existen desarrollos de dispositivos como [8]–[11] que actúan mediante cables para realizar movimientos sobre las extremidades superiores.



Figura 1: Exoesqueleto híbrido para rehabilitación

Este documento propone un acercamiento al desarrollo de un dispositivo con el efector final fijo que realiza la actuación sobre un EAC mediante cables y acoplamientos semi rígidos (Fig. 1), utilizando algoritmos de control personalizados y dispositivos electrónicos desarrollados específicamente para realizar movimientos del hombro. En la Sección 2 se abordan diferentes propuestas por los autores que dan pauta al desarrollo del estudio presentado en la Sección 3, donde se abordan el desarrollo mecánico, electrónico y el de

control. En la Sección 4 se explican las pruebas realizadas y las características de los sujetos de la validación experimental y finalmente en la Sección 5 se exponen a detalle las conclusiones.

2 ANTECEDENTES

El equipo de investigación ha propuesto anteriormente un diseño textil adaptable al cuerpo que ayuda a la actuación para los movimientos de hombro combinando capas textiles con costuras que se ajustan a la fuerza. Este diseño también incluye piezas para guiado, anclaje y soporte de cables. Estas piezas emplean diferentes métodos de confección para facilitar la fabricación, el uso y la limpieza [12]. Por otro lado, el equipo ha desarrollado un exoesqueleto con cable y textil que se puede llevar puesto para ayudar a flexionar el codo y el hombro. En esta interfaz de acoplamiento se combinan diferentes tejidos y patrones de costura para promover la distribución de la fuerza y la adaptación a la anatomía del usuario [13]. Además, se ha desarrollado un exoesqueleto flexible que está equipado con una transmisión por cable en la que el par es generado por dos motores de corriente continua. Se ha simulado e implementado un controlador de modo de deslizante *super twisting* [14] para los movimientos de flexión y extensión de codos y hombros [15]. Finalmente, se han estudiado métodos para estimar la orientación y posición del hombro utilizando diferentes tipos de sensores y algoritmos [16][17].

3 DISEÑO DEL EXOESQUELETO

Este artículo presenta el exoesqueleto ExoFlex. Este exoesqueleto tiene como objetivo ser una herramienta útil en terapias de rehabilitación pasiva para el hombro. De acuerdo al estudio desarrollado en [18] las terapias de rehabilitación se pueden dividir en dos grandes grupos. Por un lado, la rehabilitación pasiva, en la que el usuario deja su extremidad inerte y el exoesqueleto la moviliza. Se utiliza comúnmente en etapas iniciales de la rehabilitación para prevenir la atrofia muscular. Por otro lado, se encuentra la rehabilitación activa, que engloba las terapias en las que el usuario realiza una movilización de la articulación en cuestión y el robot la asiste o la frena, según el objetivo de la terapia.

El rango de movimiento del hombro alcanzable por el exoesqueleto (Fig.2) está comprendido entre los 0° y los 160° para cualquier movimiento del hombro comprendido entre la flexión-extensión pura y la abducción-aducción pura [19].

3.1 MECANISMOS DE ACTUACIÓN

El objetivo de la estructura fija, es colocar una polea como efector final en una posición calculada, realizando la actuación en forma de trayectorias que moverá a través de un cable de acero inoxidable con recubrimiento de nylon de alto rendimiento, el textil que se acopla en el brazo del usuario, generando movimientos en forma de rehabilitación.

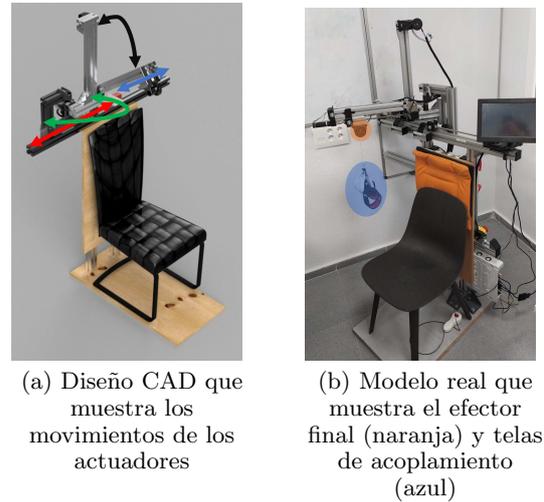


Figura 2: Diseño del exoesqueleto

3.1.1 Diseño mecánico

Utilizando perfiles de aluminio ligero de 45mm x 45mm con ranura de 10mm, se ha construido de forma modular una estructura fija que compone al exoesqueleto (Fig. 2a). En todas las uniones se han utilizado tornillos M8.

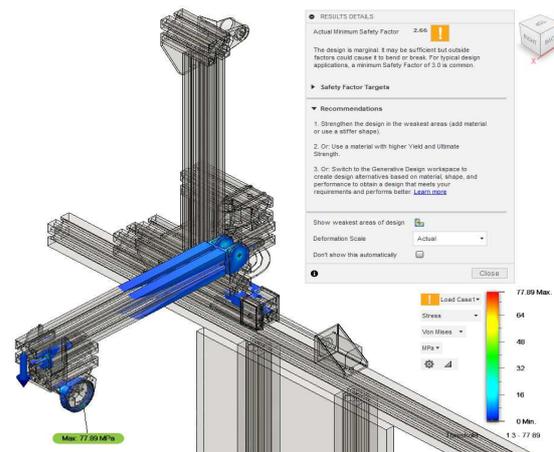


Figura 3: Estrés en la estructura y factor de seguridad de 2.66 para 100 N en el punto más alejado del centro de rotación

Se han incorporado elementos de desplazamiento que con la ayuda de los actuadores se realizan

los movimientos lineales entre los perfiles. El mecanismo también cuenta con dos elementos de juntas angulares para los movimientos rotacionales. En la Figura 2a se muestran los desplazamientos de cada uno de los actuadores. En el plano anatómico, el desplazamiento lineal del exoesqueleto marcado en rojo, equivalente al eje del pano transversal y en verde una rotación sobre este mismo plano. En negro se representa a una rotación del perfil saliente en el plano sagital o coronal, dependiendo del ángulo de rotación verde. Finalmente, en azul, una traslación lineal sobre el perfil. Es posible realizar una elevación de forma manual a toda la estructura para dar ajuste a la altura. En la Figura 2b se denota en color naranja el efector final del exoesqueleto, y unido por un cable de acero con cobertura de nylon está la tela de acople para el brazo, como se muestra en la Figura 1.

Se ha simulado un estudio de estrés estático para los elementos que conforman la estructura utilizando una fuerza de 100N a 0.4 metros, que equivale al largo del brazo saliente de la estructura, obteniendo un factor de seguridad de 2.66 (Fig. 3). Cabe mencionar que el peso promedio de un brazo de adulto mayor es de aproximadamente 6 kg. Las piezas de la actuación final son las que mayor esfuerzo sufren, siendo el pasador del elemento de unión rotacional el que alberga mayor concentración de estrés.

3.1.2 Actuadores

Como sistemas de actuación se ha utilizado un motor lineal paso a paso Longrunner Nema-17 LD08, con un recorrido de 0.8m, tres motores de rotación de corriente continua Maxon DCX22S GB KL 48V con reductor planetario GPX26HP 794:1 y encoder ENX16 EASY 1024IMP, uno para el sistema de elevación y otro para la actuación de la polea que mueve a la tela del hombro y además, un actuador lineal Justech DC 12V Motor con 0.15m de recorrido para la rotación sobre el plano transversal. A cada actuador se le ha añadido un sensor de límite óptico EE-SX3009-P1/-SX4009-P1 para identificar los límites de inicio o fin de carrera.

3.2 ELECTRÓNICA Y CONTROL

En la presente sección se abordan el diseño del sistema electrónico del exoesqueleto junto con la arquitectura de control propuesta.

3.2.1 Sistema electrónico

El sistema electrónico del exoesqueleto se muestra en la figura 4. Se ha utilizado el microcontrolador de 32 bits y doble núcleo LAUNCHXL-F28379D

de Texas Instruments como interfaz con el sistema de actuación y para implementar el control de bajo nivel. El sistema de actuación está conformado por los propios actuadores (4 motores de corriente continua y un motor paso a paso), un encoder y un sensor de corriente para cada uno de los motores DC, y un driver para cada motor. Se ha diseñado una PCB llamada ALICE (*Assistive Limb Control Electronics*) que contiene todo el hardware necesario (sensores de corriente, ADCs, interfaces de comunicación y drivers para motores) en una forma modular y compacta. Esta placa de estilo *shield* se ensambla sobre la placa del microcontrolador.

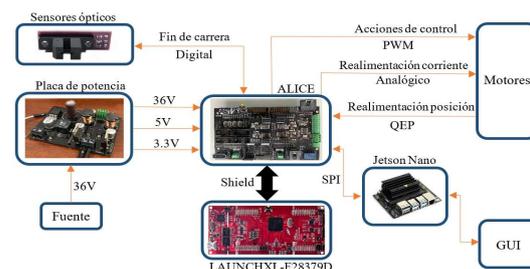


Figura 4: Sistema electrónico

Los encoders utilizados son de cuadratura y alta resolución. El conteo de los pulsos debe realizarse mediante un contador hardware, dado que la elevada frecuencia de recepción de pulsos no permite hacer un conteo mediante interrupciones. La placa LAUNCHXL-F28379D lleva embebidos tres módulos de conteo hardware para encoders, por lo que adicionalmente se ha añadido un módulo externo de conteo de pulsos que se comunica con el microcontrolador mediante SPI y aligera en gran medida la carga software del microcontrolador.

Se ha desarrollado una aplicación de tiempo real multi-hilo para controlar el exoesqueleto. De esta forma se tiene un control preciso sobre la frecuencia con la que se obtienen los datos provenientes de los distintos sensores, el periodo de control y la velocidad de las comunicaciones. El diseño de la aplicación es modular, lo que facilita adaptar el sistema ante nuevas necesidades que pueden ir surgiendo durante el desarrollo del dispositivo.

Una Jetson Nano se comunica con el microcontrolador vía SPI para transmitirle las referencias de movimiento y almacenar los datos obtenidos durante las sesiones de trabajo para su posterior análisis. Sobre la Jetson Nano se ha implementado una interfaz gráfica de usuario (GUI) para poder interactuar de forma sencilla y amigable con el exoesqueleto y monitorizar los datos en tiempo real. El hecho de que la electrónica y el software sean diseños propios permite obtener una arquitectura altamente adaptada a las necesidades del

exoesqueleto.

3.2.2 Control

A la hora de diseñar la arquitectura de control del sistema, se observan tres dificultades fundamentales. La primera de ellas es que algunos parámetros del modelo dependen de las características físicas del sujeto que vaya a utilizar el exoesqueleto. Ya que el brazo del sujeto es parte del modelo, parámetros como la masa (y su distribución) así como sus dimensiones, que pueden ser considerablemente variables entre sujetos, lo cual genera incertidumbre en la descripción matemática del sistema. Por otro lado, la parte flexible del sistema (el acople textil entre la estructura rígida y el brazo del usuario) es difícilmente situable sobre un sujeto en una posición exacta de forma sistemática. Adicionalmente, el acople textil resulta ser una fuente de no-linealidades, como holguras e histéresis. En último lugar, dado que el exoesqueleto es un sistema en el que existe interacción con el humano, es posible que éste, ya sea voluntaria o involuntariamente, genere perturbaciones sobre el sistema. El controlador debe ser robusto a estas posibles perturbaciones para garantizar un comportamiento estable y seguro durante las sesiones de rehabilitación.

Tal y como se ha mencionado en la sección 3, el exoesqueleto está concebido actualmente para terapias de rehabilitación pasiva, en las que las articulaciones de los sujetos se movilizan por parte del exoesqueleto acorde a trayectorias programadas. Esto conlleva ineludiblemente el diseño de un controlador de posición para controlar las rotaciones de las articulaciones. En terapias de rehabilitación activa, suele ser también necesario un controlador de posición para implementar controladores de admitancia/impedancia [20] [21], por lo que el control de posición se erige como un elemento fundamental en el control de exoesqueletos.

Por todos los motivos anteriores, se propone el uso de un controlador en modo deslizante (SMC) para el control de la orientación del hombro, similar al control utilizado en trabajos anteriores [14][15], dadas sus buenas propiedades de robustez ante perturbaciones e incertidumbre en el sistema. Concretamente, se propone el uso de un controlador *supertwisting*, que destaca frente a otros controladores en modo deslizante por su atenuación del *chattering*, ruido de alta frecuencia acoplado a las señales de control debido a la naturaleza discontinua de los controladores deslizantes. Este controlador se aplica sobre los cuatro motores de corriente continua del sistema. La ley de control para el motor i viene dada por (1) a 4

$$u_i = c_i |\sigma_i|^{\frac{1}{2}} \text{sign}(\sigma_i) + w_i \quad (1)$$

$$\dot{w}_i = b_i \text{sign}(\sigma_i) \quad (2)$$

$$c_i = 1.5\sqrt{C_i}; b_i = 1.1C_i \quad (3)$$

$$\sigma_i = \sigma_{i1}e_{i1} + \sigma_{i2}e_{i2} + \sigma_{i3}e_{i3} \quad (4)$$

donde, para el motor i , u_i es la acción de control, σ_i es su superficie de deslizamiento (dada por los coeficientes σ_{ik}), w_i es le término para la atenuación del *chattering*, C_i es un parámetro de control y los e_{ij} son los errores asociados a la referencia de estado del motor i , constituido por la posición, velocidad y corriente del mismo.

El motor paso a paso de posicionamiento horizontal de la estructura se controla en bucle abierto, lo cual es perfectamente factible puesto que, tanto la velocidad como el par a aplicar por el motor son lo suficientemente bajos como para que no se pierda ningún paso.

3.3 CONTROL DE ALTO NIVEL

Como se menciona anteriormente, se ha utilizando una computadora Jetson Nano de Nvidia, que dispone de diferentes puertos de comunicación. Se ha elegido el protocolo SPI para realizar la comunicación entre ambas placas. La interfaz gráfica (5) ha sido desarrollada utilizando Glade y con lenguaje C se han implementado todas las funcionalidades. La interfaz es capaz de almacenar toda la información recibida de los motores a una velocidad de ~ 500 Hz. Además es posible visualizar todos los estados y controlar cada motor por separado o en su modo de rehabilitación.

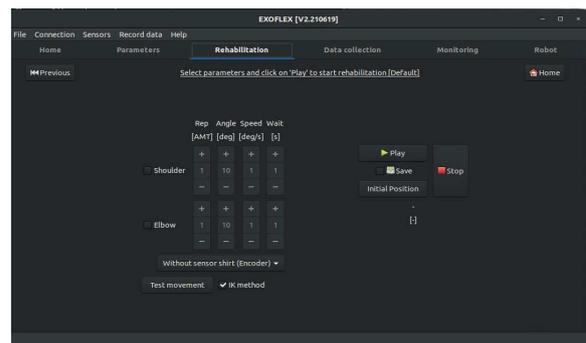


Figura 5: GUI: Modo rehabilitación

4 VALIDACIÓN EXPERIMENTAL

Se han realizado pruebas con dos pacientes que se encontraban actualmente en fase de rehabilitación. El primero de ellos es un varón de 78 años con cirugía de sutura del tendón supraespinoso. El

segundo sujeto es una mujer de 60 años con tendinitis del tendón supraespinoso. El objetivo de estas pruebas es tener una primera toma de contacto con pacientes de hombro para evaluar las impresiones y sensaciones que éstos tienen al realizar una serie de movimientos.

Dado que los pacientes no se encontraban en fases avanzadas de su tratamiento, la referencia angular de elevación del hombro siempre se mantuvo por debajo de los 90° . Durante las pruebas, siempre hubo un profesional sanitario para guiar el proceso. Se han realizado movimientos de flexión-extensión pura, abducción-aducción pura y un movimiento intermedio con el hombro girado 45° sobre el plano transversal.

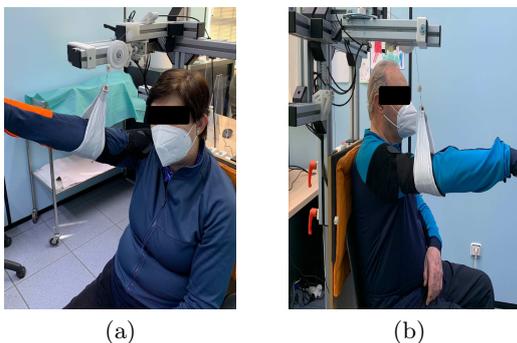


Figura 6: Pacientes utilizando el ExoFlex

Cada serie de movimientos se realizó de la siguiente manera. En primer lugar, el paciente se sentó en el espacio de trabajo. A continuación se configuró la estructura en la forma adecuada para realizar la elevación del hombro en el plano deseado (flexión, abducción o el plano intermedio). Posteriormente, se fue recogiendo cable poco a poco para ir elevando gradualmente el brazo en ese plano, según las indicaciones del terapeuta. Cuando el ángulo alcanzado por el brazo era del agrado del terapeuta (según las necesidades del paciente) se guardó dicha posición, se bajó el brazo a la posición de reposo y se comenzó con la realización de repeticiones en el plano deseado de movimiento, entre la posición de reposo y la de referencia.

Ninguno de los dos sujetos reportó haber sufrido incomodidad, tirantez o compresión por parte del acople textil. Uno de ellos, sin embargo, recomendó colocar éste justo en el codo, ya que al dejar el brazo inerte, le resultaba poco natural dejar que el codo sustentase el antebrazo en el movimiento de elevación. Las velocidades de elevación propuestas (nunca superiores a $5^\circ/s$) resultaron ser agradables para ambos sujetos, ya que en ningún momento reportaron sentirse asustados ni encerrados por el exoesqueleto.

5 CONCLUSIONES

Los desafíos de proporcionar una rehabilitación de movimiento asistido para las extremidades superiores con los muchos grados de libertad del hombro se están resolviendo mediante una amplia variedad de dispositivos robóticos. En este documento se ha presentado un exoesqueleto híbrido para rehabilitación de extremidades superiores con un enfoque robótico. Tanto el diseño mecánico como electrónico son de desarrollo propio, lo cual permite obtener un dispositivo con funcionalidades muy específicas.

Se ha realizado una primera toma de contacto con dos pacientes. Aunque el número de sujetos es reducido y los resultados son sumamente cualitativos, en este primer acercamiento, se ha buscado evaluar que los pacientes se sientan cómodos con el exoesqueleto, que no tengan miedo de utilizarlo y que lo vean como una herramienta más para su rehabilitación. Los resultados cualitativos han sido satisfactorios, obteniendo una buena aceptación por parte de los usuarios y sin que ninguno de ellos haya sentido que el exoesqueleto le ha generado dolor, más allá del habitual debido a su lesión. Los comentarios referentes a sensaciones personales con las velocidades de movimiento y el acople textil han sido valiosos, y serán tenidos en cuenta en próximas iteraciones del diseño.

Los próximos trabajos se van a centrar en evaluar la precisión con la que el ángulo de elevación deseado es alcanzado y se pretenden realizar pruebas con pacientes con mayor rango articular, para evaluar el funcionamiento del exoesqueleto en todo su rango de trabajo.

Agradecimientos

Los trabajos de este artículo han sido parcialmente financiados por el Ministerio de Ciencia e Innovación, bajo el proyecto LUXBIT (RTI2018-094346-B-100) y por el Programa Propio de I+D+i de la Universidad Politécnica de Madrid.

English summary

HYBRID EXOSKELETON FOR UPPER LIMB REHABILITATION

Abstract

The last decades have witnessed a rapid and vast development of robots for physical rehabilitation that allow efficient planning of the rehabilitation process in terms of cost, duration of sessions and availability of the therapist. This project aims to qual-

itatively evaluate an exoskeleton for upper body rehabilitation. The device presents an approach to the development of a device with the end-effector anchored to the ground that performs the actuation on an exoskeleton coupled to the body of the subject by cables. Experimentation with patients suffering from the supraspinatus tendon is documented by performing a series of movements dictated by a doctor.

Keywords: exoskeleton, robotic rehabilitation, upper limbs, human-robot interaction.

References

- [1] K. Makino, T. Ogura, M. Nakamura, and H. Terada, "Development of a switchable wearable robot for rehabilitation after surgery of knee," in *Symposium on Robot Design, Dynamics and Control*, Springer, 2020, pp. 60–67.
- [2] K. Yang, Q. F. Jiang, X. L. Wang, Y. W. Chen, and X. Y. Ma, "Structural design and modal analysis of exoskeleton robot for rehabilitation of lower limb," in *Journal of Physics: Conference Series*, IOP Publishing, vol. 1087, 2018, p. 062004.
- [3] J. B. Rowe, V. Chan, M. L. Ingemanson, S. C. Cramer, E. T. Wolbrecht, and D. J. Reinkensmeyer, "Robotic assistance for training finger movement using a hebbian model: A randomized controlled trial," *Neurorehabilitation and neural repair*, vol. 31, no. 8, pp. 769–780, 2017.
- [4] *Rehabilitación, Organización Mundial de la Salud*. [Online]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/rehabilitation>.
- [5] H. M. Qassim and W. Wan Hasan, "A review on upper limb rehabilitation robots," *Applied Sciences*, vol. 10, no. 19, p. 6976, 2020.
- [6] A. S. Gorgey, "Robotic exoskeletons: The current pros and cons," *World journal of orthopedics*, vol. 9, no. 9, p. 112, 2018.
- [7] R. Gassert and V. Dietz, "Rehabilitation robots for the treatment of sensorimotor deficits: A neurophysiological perspective," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 15, no. 1, pp. 1–15, 2018.
- [8] I. Ben Hamida, M. A. Laribi, A. Mlika, L. Romdhane, S. Zeghloul, and G. Carbone, "Multi-objective optimal design of a cable driven parallel robot for rehabilitation tasks," *Mechanism and Machine Theory*, vol. 156, p. 104141, 2021, ISSN: 0094-114X. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.mechmachtheory.2020.104141>. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0094114X2030358X>.
- [9] G. Rosati, S. Masiero, and A. Rossi, "On the use of cable-driven robots in early inpatient stroke rehabilitation," in *Advances in Italian Mechanism Science*, Springer, 2017, pp. 551–558.
- [10] P. Feys, K. Coninx, L. Kerkhofs, T. De Weyer, V. Truyens, A. Maris, and I. Lamers, "Robot-supported upper limb training in a virtual learning environment: A pilot randomized controlled trial in persons with ms," *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 12, no. 1, pp. 1–12, 2015.
- [11] I. Lamers, J. Raats, J. Spaas, M. Meuleman, L. Kerkhofs, S. Schouteden, and P. Feys, "Intensity-dependent clinical effects of an individualized technology-supported task-oriented upper limb training program in multiple sclerosis: A pilot randomized controlled trial," *Multiple Sclerosis and Related Disorders*, vol. 34, pp. 119–127, 2019, ISSN: 2211-0348. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.msard.2019.06.014>. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2211034819302585>.
- [12] J. L. Samper-Escudero, A. Giménez-Fernández, M. Á. Sánchez-Urán, and M. Ferre, "A cable-driven exosuit for upper limb flexion based on fibres compliance," *IEEE Access*, vol. 8, pp. 153 297–153 310, 2020.
- [13] J. L. Samper-Escudero, A. F. Contreras-González, D. Pont-Esteban, F. J. Sáez-Sáez, M. Á. Sanchez-Urán, and M. Ferre, "Assessment of an upper limb exosuit with textile coupling," in *2020 IEEE International Conference on Human-Machine Systems (ICHMS)*, 2020, pp. 1–6. DOI: 10.1109/ICHMS49158.2020.9209462.
- [14] D. Pont-Esteban, A. F. Contreras-González, J. L. Samper-Escudero, F. J. Sáez-Sáez, M. Ferre, and M. á. Sánchez-Urán, "Validation of an elbow position super-twisting sliding-mode controller for upper-limb exosuit using a soft position sensor," *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 1828, no. 1,

- p. 012074, Feb. 2021. DOI: 10.1088/1742-6596/1828/1/012074. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1828/1/012074>.
- [15] D. Pont, A. F. Contreras, J. L. Samper, F. J. Sáez, M. Ferre, M. Á. Sánchez, R. Ruiz, and Á. García, “Exoflex: An upper-limb cable-driven exosuit,” in *Robot 2019: Fourth Iberian Robotics Conference*, M. F. Silva, J. Luís Lima, L. P. Reis, A. Sanfeliu, and D. Tardioli, Eds., Cham: Springer International Publishing, 2020, pp. 417–428, ISBN: 978-3-030-36150-1.
- [16] A.-F. Contreras-González, M. Ferre, M. Á. Sánchez-Urán, F. J. Sáez-Sáez, and F. Blaya Haro, “Efficient upper limb position estimation based on angular displacement sensors for wearable devices,” *Sensors*, vol. 20, no. 22, 2020, ISSN: 1424-8220. DOI: 10.3390/s20226452. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/20/22/6452>.
- [17] J. L. Samper-Escudero, A. F. Contreras-González, M. Ferre, M. A. Sánchez-Urán, and D. Pont-Esteban, “Efficient multiaxial shoulder-motion tracking based on flexible resistive sensors applied to exosuits,” *Soft Robotics*, vol. 7, no. 3, pp. 370–385, 2020, PMID: 31905105. DOI: 10.1089/soro.2019.0040. eprint: <https://doi.org/10.1089/soro.2019.0040>. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1089/soro.2019.0040>.
- [18] P. Maciejasz, J. Eschweiler, K. Gerlach-Hahn, A. Jansen-Troy, and S. Leonhardt, “A survey on robotic devices for upper limb rehabilitation,” *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, vol. 11, no. 1, pp. 1–29, 2014.
- [19] R. F. Escamilla, K. Yamashiro, L. Paulos, and J. R. Andrews, “Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises,” *Sports medicine*, vol. 39, no. 8, pp. 663–685, 2009.
- [20] B. K. Dinh, M. Xiloyannis, C. W. Antuvan, L. Cappello, and L. Masia, “Hierarchical cascade controller for assistance modulation in a soft wearable arm exoskeleton,” *IEEE robotics and automation letters*, vol. 2, no. 3, pp. 1786–1793, 2017.
- [21] C. Jarrett and A. McDaid, “Robust control of a cable-driven soft exoskeleton joint for intrinsic human-robot interaction,” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 25, no. 7, pp. 976–986, 2017.



© 2021 by the authors. Submitted for possible open access publication under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution CC BY-NC-SA 4.0 license (<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/deed.es>).