

See discussions, stats, and author profiles for this publication at: <https://www.researchgate.net/publication/363677835>

# Control de exoesqueleto de rehabilitación de mano con Leap Motion Controller

Chapter · September 2022

DOI: 10.17979/spudc.9788497498418.0141

---

CITATIONS

2

---

READS

107

4 authors, including:



**Javier Pérez-Turiel**  
Universidad de Valladolid

105 PUBLICATIONS 507 CITATIONS

SEE PROFILE



**Juan-Carlos Fraile**  
Universidad de Valladolid

98 PUBLICATIONS 596 CITATIONS

SEE PROFILE

# CONTROL DE EXOESQUELETO DE REHABILITACIÓN DE MANO CON LEAP MOTION CONTROLLER

David Sierra Rodríguez, Guillermo Sánchez Brizuela, Javier P. Turiel, Juan C. Fraile  
ITAP – Instituto de las Tecnologías Avanzadas de la Producción, Universidad de Valladolid  
david.sierra@uva.es; guillermo.sanchez.brizuela@uva.es; turriel@eii.uva.es; jcfraile@eii.uva.es

## Resumen

*En este trabajo se presenta un nuevo algoritmo de control para dispositivos electromecánicos de rehabilitación de mano basado en la detección de la estructura y de los movimientos de la mano realizados con Leap Motion Controller (LMC). Este nuevo algoritmo de control permite la realización de terapias de tipo bilateral sin la necesidad de utilizar elementos de contacto como guantes o electrodos. El funcionamiento del sistema ha sido validado en la realización de pruebas preliminares con personas sanas y se encuentra en fase de validación dentro de un entorno hospitalario con pacientes que han sufrido un ACV.*

**Palabras clave:** Leap Motion Controller, Exoesqueleto, Terapias bilaterales, ACV, Neurorehabilitación.

## 1 INTRODUCCIÓN

Los accidentes cerebrovasculares (ACV) son una de las principales causas de muerte a nivel mundial. Además, es común que deriven en serias secuelas afectando gravemente al nivel de actividad y de participación de la vida de las personas que los sufren. Una de las secuelas más extendidas en los pacientes que han sufrido un ACV es la aparición hemiparesia en las extremidades superiores. Aproximadamente el 80% de los pacientes de este tipo presentan deficiencias motoras en las extremidades superiores, afectando con mayor gravedad a la movilidad de la mano [1]–[3].

El proceso de rehabilitación de esta afectación consiste principalmente en la realización de multitud de repeticiones de movimientos concretos y tareas. Este tipo de terapias conllevan un alto coste temporal y de personal dentro de los centros sanitarios. Además, se ha demostrado que aumentar la motivación y la implicación del paciente en su proceso de rehabilitación, maximiza los beneficios de las terapias [1]–[3]. Por ello, el uso de equipos de rehabilitación robótica se considera una de las soluciones potenciales que pueden conseguir la reducción de costes temporales y económicos en este

tipo de terapias, aumentar las horas de entrenamiento de los pacientes y, a su vez, aumentar la motivación de los mismos consiguiendo una rehabilitación más eficaz [4].

El objetivo de este trabajo es desarrollar un nuevo algoritmo de control que permita la realización de terapias de tipo bilateral con sistemas electromecánicos de movilización ya existentes para ampliar sus funcionalidades, aportando un mayor rango de posibilidades en el proceso de rehabilitación con robots. En concreto, se implementará el algoritmo planteado para el exoesqueleto de mano RobHand [5][6].

## 2 MATERIALES Y MÉTODOS

### 2.1 EXOESQUELETO ROBHAND

RobHand es un exoesqueleto de mano diseñado para la neuro-rehabilitación de pacientes que han sufrido un ACV. Es un sistema ligero, fácil de usar y versátil desarrollado por el Instituto de las Tecnologías Avanzadas de la Producción (ITAP) de la Universidad de Valladolid, España. Su uso está especialmente indicado para pacientes que sufren espasticidad en los dedos de la mano al permitir, a través de un diseño subactuado (emplea un único actuador por cada dedo, aprovechando el acoplamiento de sus grados de libertad), la movilización de los mismos alcanzando un rango de movimiento (ROM) de  $-60^\circ$  de flexión y  $8^\circ$  de hiperextensión en los ángulos de las articulaciones metacarpofalángicas (MCP) y de  $-30^\circ$  de flexión y  $0^\circ$  de extensión en las articulaciones interfalángicas proximal (PIP) y en las articulaciones interfalángicas distales (DIP) [5], [6]. En la Figura 1 se muestra la versión actual del exoesqueleto de mano RobHand.

RobHand permite la realización de terapias pasivas, en las que el exoesqueleto moviliza la extremidad afectada del paciente dependiendo del número de repeticiones y del rango de movimiento establecido antes de comenzar la terapia, y terapias de tipo bilateral en las que el exoesqueleto replica los movimientos realizados por la mano sana del paciente. Para ello, cuenta con una sistema de registro y procesamiento de señales electromiográficas (EMG) de diseño propio capaz de

detectar los gestos realizados en extremidad sana del paciente con un 97% de precisión [5], [6].



Figura 1. Exoesqueleto de mano RobHand

## 2.2 LEAP MOTION CONTROLLER

Leap Motion Controller (LMC) es un dispositivo comercial de bajo coste (aproximadamente 125 €). Este dispositivo está equipado con dos avanzadas cámaras, cada una operando a 200 FPS, que integran lentes con focal gran angular y con tres emisores infrarrojos. El dispositivo puede actualizar la información extremadamente rápido, con un campo de 150 grados de vista en forma de pirámide invertida de 28 dm<sup>3</sup> y con un rango efectivo de detección que se extiende desde 3 cm a 60 cm por encima del dispositivo [3], [7].



Figura 2. Leap Motion Controller [8]

LMC provee información sobre la mano, los dedos, los huesos y las articulaciones en cada frame capturado donde detecta, al menos, una mano en su espacio de trabajo (Figura 2). Entre otros parámetros, LMC permite conocer la posición en el espacio (tomando como sistema de referencia su posición en la mesa o en el dispositivo montado en la cabeza - HMD) de las articulaciones de la mano y de las puntas de los dedos, el ancho y el largo de los dedos y el vector director de cada falange.

## 2.3 MODELO DE CONTROL DEL SISTEMA

### 2.3.1 Modelo conceptual del sistema

Para el diseño de la arquitectura de control del sistema planteado se ha modificado la desarrollada para la versión anterior del sistema de rehabilitación RobHand. Obteniendo así, una arquitectura de control dividida en tres capas (Figura 3):

- La capa L1 supone el nivel de control superior y se encuentra implementada en un PC. Esta capa recibe la información del estado del exoesqueleto de la capa L2 y envía las consignas de posición a esa misma capa de control. Además, la capa L1 es la encargada de comunicarse con los motores gráficos desarrollados, con el interfaz de usuario y con el gestor de la base de datos del sistema. La comunicación entre los distintos procesos implementados se realiza a través de sockets TCP/IP siguiendo el paradigma cliente/servidor.
- La capa L2 es el nivel intermedio de control y se encuentra implementada en un microcontrolador TMS300F28069M de Texas Instruments.
- La capa L3 supone el nivel inferior de control y en ella se encuentran implementados los drivers de los actuadores del exoesqueleto.

El algoritmo de extracción de información de LMC y del cálculo de ángulos se encuentra dentro de la capa de control L1.

### 2.3.2 Modo de funcionamiento del sistema

Utilizando el modelo de control detallado en el punto anterior, se consigue implementar terapias de tipo bilateral utilizando el dispositivo LMC y el exoesqueleto RobHand. De esta forma, se registran los movimientos de la extremidad sana del paciente a través de las cámaras y sensores incluidos en la LMC. Posteriormente, y en la capa de control L1, se realiza un análisis de la información obtenida y se extraen los datos de posicionamiento de cada articulación y falange en cada frame capturado. Procesando esta información, se consigue calcular el ángulo MCP de cada uno de los dedos para cada frame capturado por LMC (método explicado en el Punto 2.4.2 de este trabajo). Una vez calculados los ángulos MCP, se envía la consigna de posición correspondiente a la capa de control L2 para replicar los movimientos de la mano sana en la extremidad afectada ubicada en el exoesqueleto RobHand.

## 2.4 CÁLCULO DE ÁNGULOS MCP

### 2.4.1 LMC para la cuantificación de ángulos

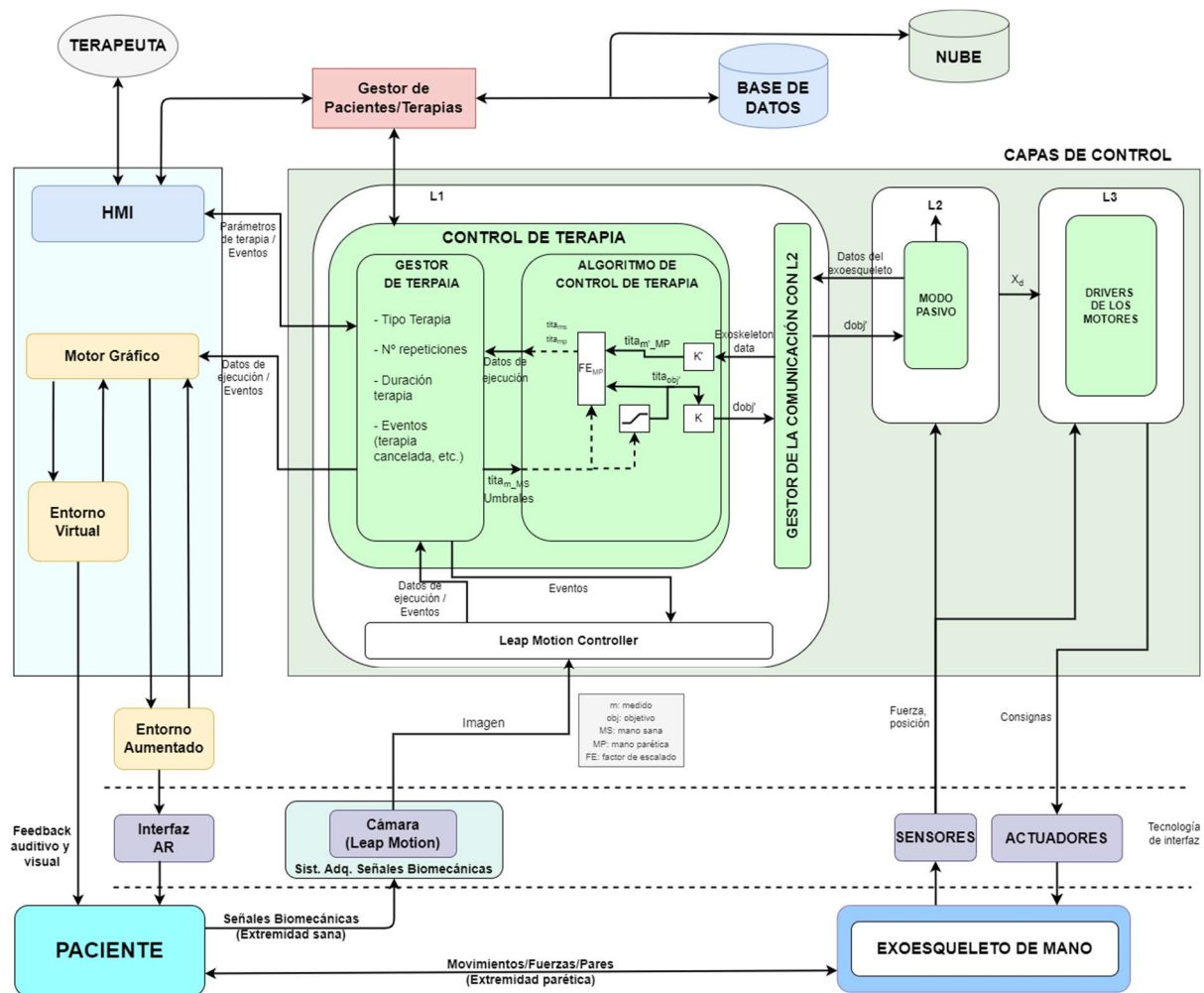


Figura 3. Modelo conceptual del sistema

El dispositivo LMC ha sido utilizado en desarrollos previos para la cuantificación del ángulo de las articulaciones MCP y PIP de la mano con el objetivo de intentar sustituir los métodos tradicionales de evaluación del ROM en entornos clínicos, basados principalmente en la utilización de goniómetros. La utilización de goniómetros puede introducir errores inter-observador (al depender fuertemente del profesional sanitario que realiza la medición), puede afectar en la medición del ROM pasivo al ejercer pequeñas fuerzas sobre la mano del paciente cuando se apoya el dispositivo en el dorso de la mano y supone un gran coste temporal al necesitar una gran cantidad de tiempo para evaluar el ROM de todas las articulaciones de una mano (aproximadamente media hora por mano evaluada [9]). LMC se considera como una posible solución a estos problemas ya que no depende de ningún personal sanitario para la evaluación (evitando con ello el error inter-observador), no introduce errores en la medición del ROM pasivo al no necesitar contacto directo con la extremidad del paciente a evaluar y la medición de todos los ángulos de la extremidad existente se realiza en cada frame, ahorrando grandes costes temporales [9]–[16].

Aunque, en términos de precisión de la medición de estos ángulos, existen tanto estudios que concluyen que el rendimiento de LMC es menor que el de los métodos tradicionales [10] como estudios que validan su utilización como un método fiable y preciso [9], [11]–[16]. Todos los estudios analizados observan la gran utilidad de LMC para obtener medidas aproximadas en un tiempo mucho menor y avalan su gran potencial dentro de un marco clínico [9]–[16].

### 2.4.2 Método de cálculo de los ángulos MCP

En la bibliografía analizada, se utilizan distintos métodos de cálculo del ángulo de estas articulaciones a partir de la información proporcionada por LMC. Entre los desarrollos analizados se han encontrado algoritmos basados en el producto escalar [11], [12], [16], en el teorema del coseno [15] y en matrices de transformación homogéneas y cinemática inversa [13], [14].

El algoritmo presentado en este trabajo se fundamenta en el producto escalar entre dos vectores para calcular el ángulo formado entre ellos en el

espacio tridimensional. En cada frame capturado por LMC se utiliza la información proporcionada por este dispositivo sobre los vectores directores de las falanges distales (DT), las falanges medias (PD), las falanges proximales (MP) y los metacarpios (WM) de cada uno de los dedos de la mano (Figura 4). Despejando de la fórmula del producto escalar el ángulo formado entre dos vectores (ecuaciones (1), (2) y (3)), se obtienen los ángulos MCP, PIP y DIP de cada mano detectada dentro del campo de vista de LMC.

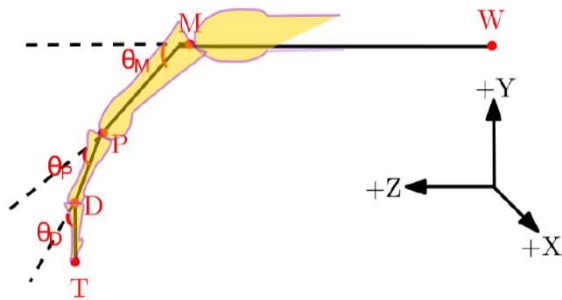


Figura 4. Esquema geométrico de un dedo desde la articulación de la muñeca que representa los ángulos articulares MCP ( $\theta_M$ ), PIP ( $\theta_P$ ) y DIP ( $\theta_D$ ). Siendo: W- articulación de la muñeca; M - articulación MCP; P - articulación PIP; D - articulación DIP; T - punta del dedo [12]

$$\theta_M = \cos^{-1} \left( \frac{\overline{WM} \cdot \overline{MP}}{\|\overline{WM}\| \|\overline{MP}\|} \right) \quad (1)$$

$$\theta_P = \cos^{-1} \left( \frac{\overline{MP} \cdot \overline{PD}}{\|\overline{MP}\| \|\overline{PD}\|} \right) \quad (2)$$

$$\theta_D = \cos^{-1} \left( \frac{\overline{PD} \cdot \overline{DT}}{\|\overline{PD}\| \|\overline{DT}\|} \right) \quad (3)$$

El algoritmo implementado realiza el cálculo de los ángulos articulares MCP, PIP y DIP. Sin embargo, como el exoesqueleto RobHand [5] es un dispositivo electromecánico *subactuado* sólo se utiliza como consigna en el lazo de control el ángulo MCP calculado en cada frame.

### 3 RESULTADOS

Para validar el sistema desarrollado se han realizado pruebas con 3 sujetos sin deficiencias motoras (dos varones y una mujer), todos ellos menores de 30 años y trabajadores de la Universidad de Valladolid. Todos los sujetos participantes en estas pruebas firmaron un consentimiento informado previo al inicio de las mismas. El protocolo de pruebas establecido consistía en la realización de tres terapias

de tipo bilateral de un minuto de duración cada una en la que se les solicitaba la realización de aperturas y cierres completos de la mano sensorizada con LMC a ritmo constante y realizando los descansos que creyeran necesarios. El sistema se encargaba del cálculo de los ángulos MCP y de la replicación de los movimientos realizados en la extremidad colocada en el exoesqueleto. Tanto los ángulos calculados por el algoritmo desarrollado como los ángulos alcanzados por el exoesqueleto en cada instante fueron almacenados en la base de datos del sistema para su posterior análisis.

En la Figura 6 se muestra el detalle de los ángulos MCP calculados a través del algoritmo desarrollado, y explicado en el punto anterior de este trabajo, frente a los ángulos MCP alcanzados por el exoesqueleto RobHand a lo largo de una terapia bilateral de un minuto de duración, para el dedo índice de uno de los sujetos participantes en las pruebas de validación. En esta figura se muestra como el exoesqueleto replica los movimientos realizados por la mano sensorizada con LMC. Sin embargo, existe una clara diferencia entre los máximos ángulos de flexión y extensión calculados por el algoritmo basado en la información que proporciona LMC de una mano y los alcanzados por el exoesqueleto RobHand en la otra. Esto se debe a las limitaciones actuales de rango de movimiento de este dispositivo de rehabilitación [5], [6].

En cada uno de los gestos de apertura y cierre de la mano del sujeto se puede observar un pequeño retraso temporal en el inicio del movimiento del exoesqueleto y un cierto tiempo necesario para la consecución de la posición máxima del mismo. En la Figura 6 se muestra en mayor detalle un gesto de cierre durante la realización de la terapia de prueba. El tiempo de inicio del movimiento (Motion-Onset Time – MOT) [6] definido como el intervalo de tiempo desde la detección del movimiento de la mano hasta el instante en el que el exoesqueleto inicia el movimiento no ha superado en ninguna de las pruebas realizadas los 0.5s. Por otra parte, el tiempo necesario para la finalización del movimiento y la consecución del ángulo máximo de apertura o cierre del exoesqueleto supera en la mayoría de los casos los 3.3 s, sin superar nunca los 4.5 s. Este segundo tiempo, aunque se podría reducir aumentando la velocidad de los actuadores e incluso sustituyendo estos por otros con mejores prestaciones, no es aconsejable reducirlo puesto que los movimientos bruscos o rápidos podrían ocasionar daños en la mano parética de los pacientes.

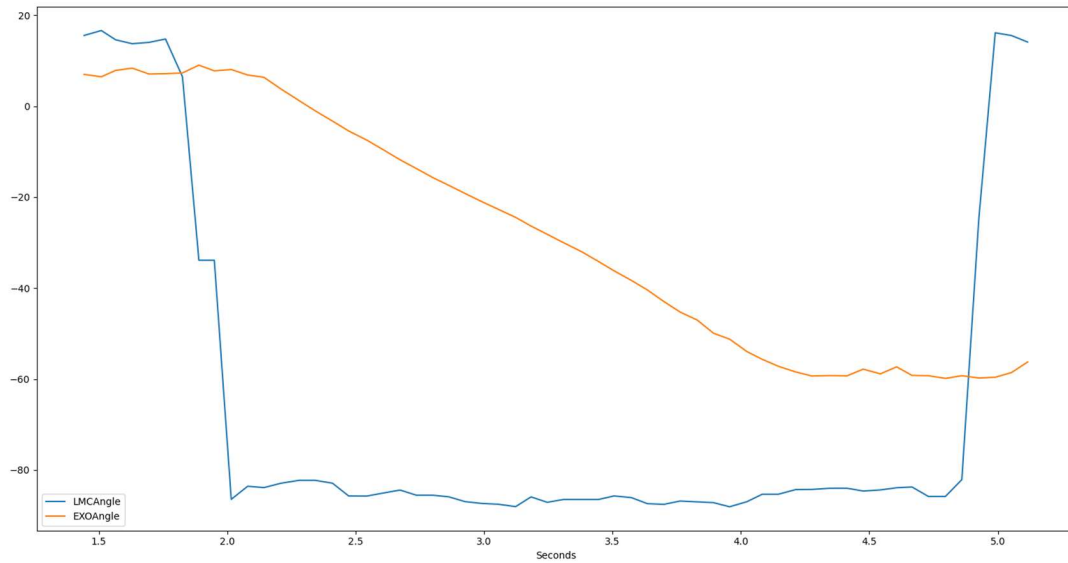


Figura 5. Detalle del gesto de cierre del exoesqueleto

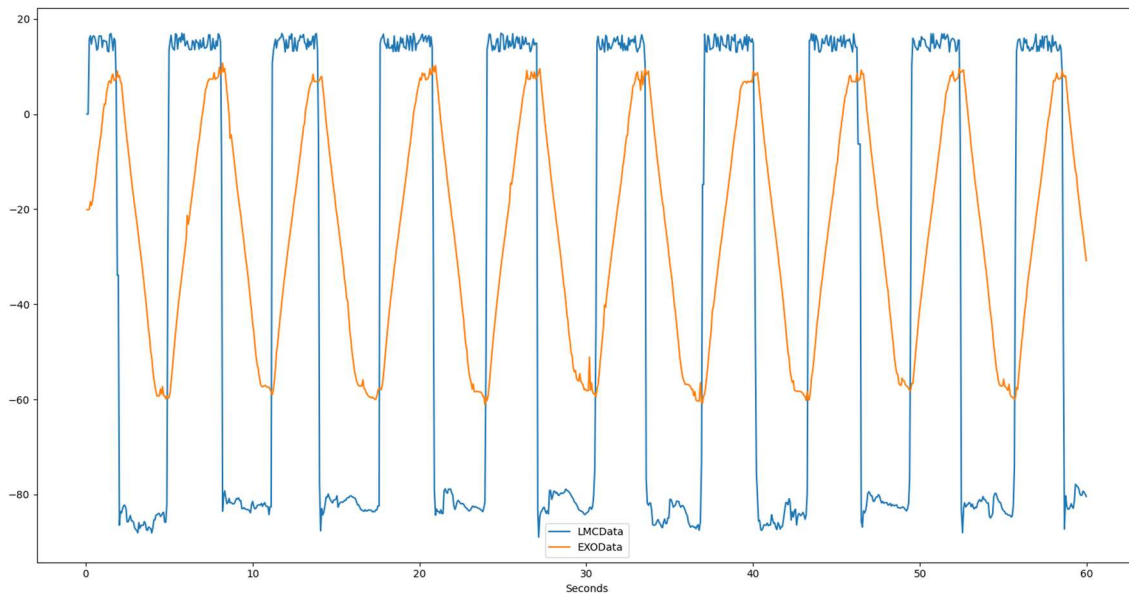


Figura 6. Comparación de los ángulos MCP calculados por el algoritmo basado en la información de LMC en un mano con los alcanzados por el exoesqueleto RobHand en la otra durante una terapia bilateral de un minuto de duración.

### 3 DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

En este trabajo se ha expuesto un novedoso algoritmo de control para exoesqueletos de mano que permiten la realización de terapias de tipo bilateral utilizando el rastreo de la estructura y de los movimientos de la mano que proporciona LMC. Aunque LMC se ha utilizado en otros estudios para la valoración del ROM de la mano y la sustitución de los métodos tradicionales basados en goniómetros, no se ha

encontrado apenas bibliografía que lo utilice como consigna en tiempo real para el control de dispositivos electromecánicos en terapias de tipo bilateral (ni en rehabilitación de mano, ni en rehabilitación de miembro superior en general).

Existen, por otro lado, desarrollos de plataformas de rehabilitación que permiten la realización de terapias de tipo bilateral utilizando otras tecnologías para el registro de los movimientos de la extremidad sana

del paciente y la generación de la consigna para el control del dispositivo de movilización. Entre estas tecnologías destacan los guantes de datos [17] y el registro de las señales EMG a través de electrodos superficiales [6]. Sin embargo, la mayoría de estos sistemas son considerablemente caros, requieren de contacto directo con el paciente, suelen necesitar un gran tiempo de instalación y de calibración y plantean dificultades para ponerlos y quitarlos cuando el paciente muestra deformidades en las manos, debilidad muscular severa u otras afecciones [9]. Frente a ellos, el sistema desarrollado en este trabajo permite el registro de los movimientos de la extremidad del paciente sin necesidad de contacto directo con el paciente, no requiere de la realización de una calibración, se adapta a distintas tipologías y tamaños de mano con facilidad y se puede encontrar en el mercado a un precio asequible.

Durante el desarrollo del trabajo y la realización de las pruebas de validación se ha podido observar que la posición de la mano respecto al dispositivo LMC es determinante para el correcto funcionamiento del sistema. En algunas posiciones se producía una oclusión considerable y la precisión en el cálculo de los ángulos disminuía. Ubicando el dispositivo LMC encima de la mesa, se recomienda trabajar en posiciones de pronación completas (palma de la mano hacia abajo) en lugar de posiciones de supinación completas (palma de la mano hacia arriba) o posiciones intermedias.

El análisis cualitativo realizado mediante la observación de las gráficas comparativas de los ángulos calculados por el algoritmo basado en la información de LMC en un mano y los ángulos MCP alcanzados por el exoesqueleto RobHand en la otra, además de la satisfacción de todos los sujetos participantes en las pruebas de validación realizadas, permiten concluir que el sistema cumple los requisitos mínimos para la realización de terapias de tipo bilateral.

Sin embargo, hasta ahora sólo se dispone de resultados para sujetos sanos, sin dificultades de movimiento y un ROM completo en la flexión y extensión de los dedos de la mano. Por ello, nos encontramos realizando un ensayo clínico de validación del dispositivo en colaboración con el Centro Hospitalario Padre Benito Menni de Valladolid en el que se está probando el sistema de rehabilitación con pacientes que han sufrido un ACV.

### Agradecimientos

El trabajo reflejado en esta comunicación ha sido financiado por el Centro para el Desarrollo Tecnológico Industrial (CDTI) y el Fondo Europeo de Desarrollo Regional (FEDER) en el marco del

proyecto IDI 2017 0263 y por el Ministerio de Ciencia e Innovación en el proyecto Plataforma para rehabilitación neuromotora y cognitiva mediante terapias activas, en personas que han sufrido un accidente cerebrovascular – M3Rob (RTC2019-007350-1).

### English summary

## HAND REHABILITATION EXOSKELETON CONTROLLED BY LEAP MOTION CONTROLLED

### Abstract

*This paper presents a new control algorithm for electromechanical hand rehabilitation devices based on the tracking of the hand structure and movements performed with Leap Motion Controller (LMC). This new control algorithm allows the realization of bilateral therapies without the need to use contact elements such as gloves or electrodes. The operation of the system has been validated in preliminary tests with healthy people and is currently being validated in a hospital environment with patients who have suffered a stroke.*

**Keywords:** Leap Motion Controller, Exoskeleton, Bilateral Therapies, Neurorehabilitation, Stroke.

### Referencias

- [1] J. H. Shin, S. Bog Park, and S. Ho Jang, "Effects of game-based virtual reality on health-related quality of life in chronic stroke patients: A randomized, controlled study," *Comput. Biol. Med.*, vol. 63, pp. 92–98, 2015, doi: 10.1016/j.compbiomed.2015.03.011.
- [2] D. Tsoupikova *et al.*, "Virtual Immersion for Post-Stroke Hand Rehabilitation Therapy," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 43, no. 2, pp. 467–477, 2015, doi: 10.1007/s10439-014-1218-y.
- [3] M. Weiss Cohen and D. Regazzoni, "Hand rehabilitation assessment system using leap motion controller," *AI Soc.*, vol. 35, no. 3, pp. 581–594, 2020, doi: 10.1007/s00146-019-00925-8.
- [4] P. Tran, S. Jeong, K. R. Herrin, and J. P. Desai, "Review: Hand Exoskeleton Systems, Clinical Rehabilitation Practices, and Future Prospects," *IEEE Trans. Med. Robot. Bionics*, vol. 3, no. 3, pp. 606–622, 2021, doi:



- 10.1109/tmr.2021.3100625.
- [5] V. Moreno-SanJuan, A. Císnal, J. C. Fraile, J. Pérez-Turiel, and E. de-la-Fuente, “Design and characterization of a lightweight underactuated RACA hand exoskeleton for neurorehabilitation,” *Rob. Auton. Syst.*, vol. 143, p. 103828, 2021, doi: 10.1016/j.robot.2021.103828.
- [6] A. Císnal, J. Perez-Turiel, J. C. Fraile, D. Sierra, and E. De La Fuente, “RobHand: A Hand Exoskeleton with Real-Time EMG-Driven Embedded Control. Quantifying Hand Gesture Recognition Delays for Bilateral Rehabilitation,” *IEEE Access*, vol. 9, pp. 137809–137823, 2021, doi: 10.1109/ACCESS.2021.3118281.
- [7] A. Alamri, J. Cha, and A. El Saddik, “AR-REHAB : An Augmented Reality Framework for Poststroke-Patient Rehabilitation,” *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 59, pp. 2554–2563, 2010, doi: 10.1109/TIM.2010.2057750.
- [8] Ultraleap, “Leap Motion Controller.” <https://www.ultraleap.com/product/leap-motion-controller/> (accessed Jun. 15, 2022).
- [9] K. Nizamis, N. H. M. Rijken, A. Mendes, M. M. H. P. Janssen, A. Bergsma, and B. F. J. M. Koopman, “A novel setup and protocol to measure the range of motion of the wrist and the hand,” *Sensors (Switzerland)*, vol. 18, no. 10, pp. 1–14, 2018, doi: 10.3390/s18103230.
- [10] N. Arman, A. B. Oktay, D. Tarakci, E. Tarakci, and Y. S. Akgul, “The validity of an objective measurement method using the Leap Motion Controller for fingers wrist, and forearm ranges of motion,” *Hand Surg. Rehabil.*, vol. 40, no. 4, pp. 394–399, 2021, doi: 10.1016/j.hansur.2021.03.007.
- [11] R. L. Trejo, J. P. G. Vazquez, M. L. G. Ramirez, L. E. V. Corral, and I. R. Marquez, “Hand goniometric measurements using leap motion,” *2017 14th IEEE Annu. Consum. Commun. Netw. Conf. CCNC 2017*, pp. 137–141, 2017, doi: 10.1109/CCNC.2017.7983095.
- [12] A. Ganguly, G. Rashidi, and K. Mombaur, “Comparison of the performance of the leap motion controller with a standard marker-based motion capture system,” *Sensors*, vol. 21, no. 5, pp. 1–16, 2021, doi: 10.3390/s21051750.
- [13] H. T. Pham, P. N. Pathirana, and T. Caelli, “Functional range of movement of the hand: Declination angles to reachable space,” *2014 36th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBC 2014*, pp. 6230–6233, 2014, doi: 10.1109/EMBC.2014.6945052.
- [14] H. T. Pham and P. N. Pathirana, “Deducing the reachable space from fingertip positions,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, vol. 2015-Novem, pp. 7578–7581, 2015, doi: 10.1109/EMBC.2015.7320146.
- [15] C. A. Aguilar-Lazcano and E. J. Rechy-Ramirez, “Performance analysis of Leap motion controller for finger rehabilitation using serious games in two lighting environments,” *Meas. J. Int. Meas. Confed.*, vol. 157, p. 107677, 2020, doi: 10.1016/j.measurement.2020.107677.
- [16] P. Chophuk, S. Chumpen, S. Tungjitkusolmun, and P. Phasukkit, “Hand postures for evaluating trigger finger using leap motion controller,” *BMEiCON 2015 - 8th Biomed. Eng. Int. Conf.*, pp. 7–10, 2016, doi: 10.1109/BMEiCON.2015.7399560.
- [17] N. P. Oess, J. Wanek, and A. Curt, “Design and evaluation of a low-cost instrumented glove for hand function assessment,” pp. 1–11, 2012.



© 2022 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>).