

## Diseño y Construcción de un Prototipo de Exoesqueleto para Rehabilitación de Mano

B. A. De La Cruz Sánchez<sup>1,\*</sup>, M. Arias Montiel<sup>1,\*\*</sup>, E. Lugo González<sup>1,\*\*\*</sup>

<sup>1</sup> Instituto de Electrónica y Mecatrónica, Universidad Tecnológica de la Mixteca, Huajuapán de León, Oaxaca, México

\* berithcruzs@gmail.com, \*\*mam@mixteco.utm.mx, \*\*\*elugog@mixteco.utm.mx

*Resumen*— El presente trabajo describe el diseño y la construcción de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano. El dispositivo se diseña con capacidad de desarrollar movimientos independientes en cada uno de los dedos, tomando en cuenta la antropometría de personas mexicanas y considerando metodologías de diseño para el ensamble y la manufactura. Se presentan las etapas de diseño, caracterización cinemática del mecanismo, control de posición y orientación y el ensamble del prototipo. Como resultado, presenta un primer prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano, indicando los materiales usados en las diferentes piezas, construcción y realización de algunas pruebas físicas para la validación del mecanismo.

*Palabras clave*—Exoesqueleto, Diseño mecánico, Rehabilitación

### I. INTRODUCCIÓN

La mano es una de las partes del cuerpo con mayor uso en la vida diaria, por lo que se encuentra expuesta a sufrir lesiones por enfermedades o accidentes durante las actividades en el trabajo o en casa, generando en algunas ocasiones discapacidades que imposibilitan la reintegración de los afectados a la vida cotidiana. La rehabilitación permite mejorar esas deficiencias buscando la recuperación de las capacidades de los pacientes, lo que ha llevado a distintas universidades, institutos y empresas privadas, a incursionar en el diseño y fabricación de dispositivos de rehabilitación. Este tipo de dispositivos conlleva ciertas ventajas, como ayudar al terapeuta con la carga de trabajo, ayudar en movimiento repetitivos, aumentar el número de terapias [1], acelerar el proceso de recuperación de los pacientes, de manera segura y confiable, incremento en la fuerza, mejoría de la coordinación, modificaciones al tono muscular y mayor independencia funcional [2].

En los últimos años, el desarrollo de sistemas mecatrónicos para el apoyo a la rehabilitación ha tenido un auge e incremento considerable, en el mercado se pueden encontrar opciones de este tipo de dispositivos para distintas partes del cuerpo, pero cabe mencionar que esta tecnología en México apenas se está desarrollando, siendo necesaria la importación de países como EUA, Alemania, Japón entre otros. La importancia de mejorar la función de la mano

después de sufrir alguna lesión ha estimulado el desarrollo de dispositivos exoesqueléticos con diferentes enfoques al problema para este miembro del cuerpo, diseñados con diferentes tipos de accionamiento, ya sea neumático [3], hidráulico [4] o por cables [5]. Pero características como el peso, los grados de libertad y la limitación al tipo de terapia de aplicación, los convierten en dispositivos poco competitivos para los requisitos de portabilidad y uso.

Uno de los problemas principales durante el desarrollo de dispositivos de rehabilitación, es la coincidencia del centro de rotación del mecanismo con el de las articulaciones humanas, ya que este error que puede existir en diferentes mecanismos puede provocar limitaciones para cubrir los rangos de movimiento o inclusive ocasionar lesiones al paciente. El dispositivo desarrollado en [6] resuelve este problema, al proponer un nuevo mecanismo de articulación llamado enlace indirecto, adoptando un mecanismo de cremallera y piñón simétricos (SPRM, por sus siglas en inglés). Otro dispositivo que resuelve este problema es el exoesqueleto desarrollado en [7] por el Instituto Tecnológico de Orizaba en conjunto con la Universidad Nacional Autónoma de México, este dispositivo fue diseñado para la rehabilitación pasiva y activa, el movimiento se logra con tornillos sin fin y engranes rectos para la transmisión de potencia, tiene un peso total de 731 g, siendo uno de los dispositivos más ligeros reportados en la literatura. La selección del material para la construcción de este tipo de dispositivos es muy importante, ya que permite la obtención de dispositivos ligeros y resistentes.

Con base en lo mencionado anteriormente, en este artículo se propone el desarrollo de un prototipo de exoesqueleto, basado en un mecanismo de SPRM con actuación mediante motores de DC, enfocado a la rehabilitación de mano de pacientes que sufrieron algún accidente cerebrovascular. El dispositivo se diseña para el movimiento independiente de los dedos y para mantener la coincidencia del centro de rotación de las falanges con el mecanismo del exoesqueleto. Además, las juntas del mecanismo son capaces de cubrir los ángulos de movimiento de los dedos, considerando factores de ergonomía, funcionalidad, diseño para el ensamble y para la

manufactura [8], [9]. El diseño es evaluado utilizando simulaciones numéricas en MATLAB® para el análisis cinemático del exoesqueleto. Se realizó la construcción de un primer prototipo del exoesqueleto propuesto y se llevaron a cabo algunas pruebas en personas sanas para observar el ajuste del dispositivo.

## II. METODOLOGÍA

### A. Diseño conceptual

El diseño conceptual para el exoesqueleto se realiza mediante el proceso frontal detallado en [8] y la metodología de diseño para el ensamble y la manufactura [9]. El concepto se crea como una combinación de los diseños presentados en [6,7]. El mecanismo base consiste en dos juegos de engranes-cremalleras como se muestra en la Fig. 1.

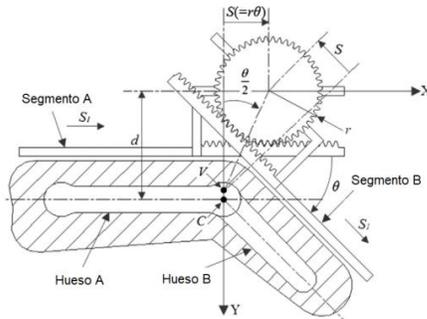


Fig. 1. Representación cinemática del mecanismo base [6].

Es posible observar que para reducir el error entre los centros de velocidad instantáneos de la falange (C) y el mecanismo (V), es necesario considerar una variable (x) que permita relacionar la distancia (P) entre estos dos centros, para hacer esta distancia tan pequeña como sea posible. La distancia (d) entre el centro de rotación de la falange y el centro del engranaje del mecanismo puede ser relacionada con el radio del engrane como  $r = xd$ . Al realizar algunas relaciones trigonométricas y algebraicas, es posible obtener el desplazamiento  $S_1$  que tendrá el mecanismo en relación con  $\theta$  mediante (1), permitiendo la estimación del valor de x que satisface las condiciones iniciales. Una descripción detallada de la propuesta de diseño para los mecanismos del exoesqueleto se puede consultar en [10].

$$S_1 = d \cdot \tan(\theta/2) - S = d(\tan(\theta/2) - x\theta) \quad (1)$$

### B. Análisis cinemático

Cada dedo del exoesqueleto cuenta con 2 GDL rotacionales que se analizaron de forma independiente. En la Fig. 2 se muestra una representación esquemática de los eslabones del dedo que se utilizó para la obtención de la cinemática.

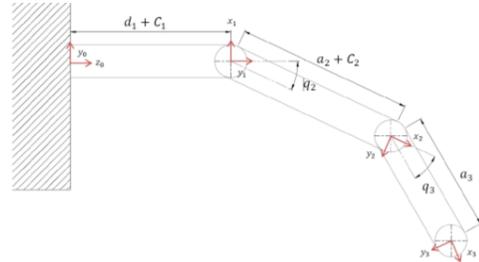


Fig. 2. Eslabones de un dedo del exoesqueleto de mano.

La Tabla 1 muestra los parámetros de Denavit-Hartenberg utilizados, permitiendo obtener la matriz de transformación homogénea, para un dedo del exoesqueleto.

TABLA I  
PARÁMETROS DE DENAVIT-HARTENBERG

Articulación	$\theta_i$	$d_i$	$a_i$	$\alpha_i$
1	$\pi/2$	$d_1 + c_1 *$	0	$\pi/2$
2	$q_2 + \pi/2$	0	$a_2 + c_2 *$	0
3	$q_3 *$	0	$a_3$	0

La relación de las velocidades de articulaciones y las velocidades lineales y angulares, en el efector final, pueden describirse por la matriz Jacobiana, también conocida simplemente como Jacobiano [11]. El Jacobiano analítico se obtiene utilizando el Jacobiano geométrico ( $J$ ) dado por la fórmula estándar (2), donde la matriz  $T(\phi)$  se obtiene de los ángulos de Euler a partir del método Roll-Pitch-Yaw para los ángulos  $\phi = [\varphi \ \theta \ \psi]^T$  que representan la rotación con respecto a un punto fijo colocado en el centro de masa del sistema.

$$J_A = \begin{bmatrix} I & 0 \\ 0 & T(\phi) \end{bmatrix} J \quad (2)$$

Como cada dedo del exoesqueleto tiene dos grados de libertad, se obtiene la matriz jacobiana de  $[6 \times 2]$ , las primeras tres filas corresponden a la velocidad lineal y las tres filas inferiores corresponden a la velocidad de rotación.

Si se desean conocer las velocidades articulares a partir de la velocidad del efector final, es necesario calcular la inversa de la matriz jacobiana, por medio del procedimiento de la obtención de la matriz jacobiana pseudoinversa a la izquierda, si es mayor el número de renglones que columnas, o la matriz jacobiana pseudoinversa a la derecha

si es mayor el número de columnas que renglones. En la ecuación (3) se muestra la relación de las velocidades de las articulaciones con la inversa de la matriz Jacobiana.

$$\dot{q} = J_A^{-1} \dot{x} \quad (3)$$

Donde  $\dot{x}$  es el vector de velocidades lineales y rotacionales del efector final [6x2], en el espacio cartesiano (x y z).

### C. Control de posición y orientación

Con la matriz Jacobiana Analítica Inversa de un dedo del Exoesqueleto de mano, es posible la implementación de un control proporcional de posición y orientación, para la validación del modelo cinemático de un dedo del exoesqueleto. Siguiendo el esquema de control propuesto por [11] se muestra la Fig. 3 la implementación en Simulink. Se realizaron diferentes pruebas de posición con la información obtenida de posición y orientación del espacio de trabajo al introducir un punto deseado  $x_d$ .

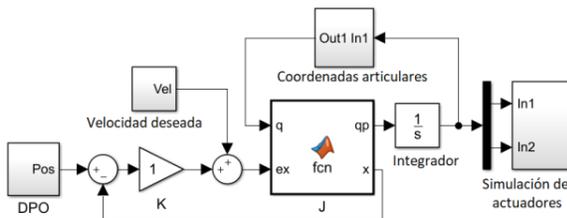


Fig. 3. Simulación del control de posición en Simulink.

En la Fig. 4 es posible observar gráficamente mediante una simulación de Simscape Multibody de Simulink/Matlab, la posición del mecanismo para una posición deseada, en este caso las posiciones mostradas son el reposo y 45° para cada falange.



Fig. 5. Simulación en Simscape Multibody de Simulink/Matlab.

### B. Ensamble del exoesqueleto

Para el desarrollo del prototipo, se decidió utilizar la impresión 3D mediante Modelado por Deposición Fundida (FDM). Para el movimiento de cada falange del exoesqueleto, se utilizó 1 motorreductor de CD con un par máximo de 2,9 kg-cm y un peso de 10 g. El software ADAMS View se usó para calcular el par requerido para

cada motor. Se fabricaron un total de 40 engranajes a partir de la aleación de aluminio 1060, que pasó por diferentes procesos de fabricación para obtener los distintos juegos de piñones y coronas para la transmisión de potencia. En la Fig. 4a) se muestra el ensamble correspondiente al movimiento de la falange proximal, mientras que en la Fig. 4b) se presenta el ensamble del motor y las bases para la transmisión de potencia. En la Fig. 5 muestra el acoplamiento del prototipo del exoesqueleto en la mano de una persona masculina sana. El exoesqueleto se probó con tres personas diferentes con diferentes espesores y tamaños de manos, con medidas de longitud de la mano de 16 cm, 16,7 cm y 17,8 cm. Para observar el ajuste que el exoesqueleto tiene y evitar lastimar al usuario, el interior de la base está cubierto con una capa de esponja y una capa de tela.

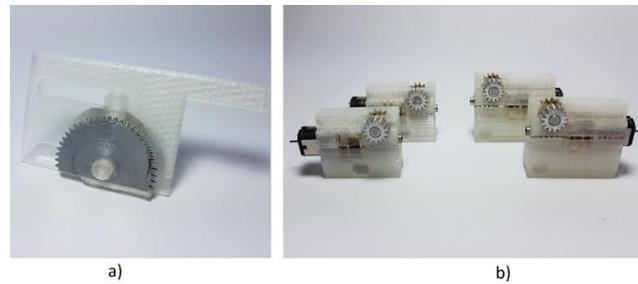


Fig. 4. Ensamble componentes.

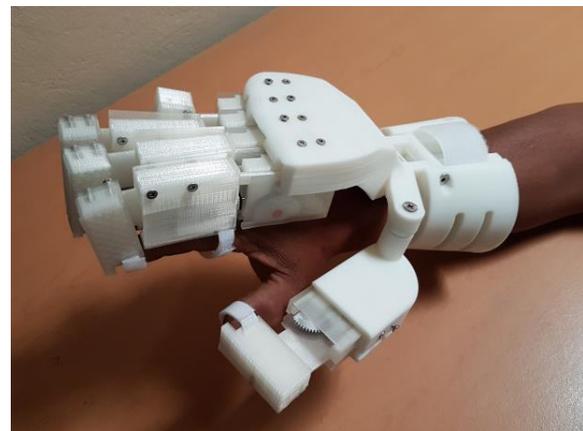


Fig. 5. Prueba física del prototipo.

Todas las pruebas se realizan con un dedo del exoesqueleto, donde cada motor tiene un codificador magnético. Para el control bidireccional de los motores, se utilizó una tarjeta de marca Polulu con un controlador Toshiba TB6612FNG [12], que permite el control de dos motores mediante la generación de una señal de modulación por ancho de pulso (PWM), estas pruebas fueron realizadas en lazo abierto para observar de manera física que el

mecanismo lograba los rangos de movimiento. Para la manipulación de los motores fue necesario desarrollar un programa que se carga en la tarjeta de desarrollo Arduino, con la cual es posible modificar los parámetros de la señal PWM que se introducirán en el controlador. De la misma manera, es posible alterar la dirección de rotación de los motores y gestionar el tiempo de trabajo de estos.

### III. RESULTADOS

El diseño mecánico propuesto del exoesqueleto tiene un peso total de 702.9 g, 2 GDL activos y 2 GDL pasivos en los dedos índice, medio y anular, 1 GDL activo y 1 GDL pasivo para el dedo pulgar y meñique. La geometría de las piezas fue diseñada para impresión 3D y un ensamble intuitivo. El exoesqueleto cubre satisfactoriamente el rango de movimiento de las falanges, para la falange proximal se obtuvo un rango de movimiento de 0°-87.5° para la falange media se obtuvo un rango de movimiento de 0°-109°, la longitud disponible para poder acoplar el exoesqueleto a manos más grandes, es de 10 mm y 6 mm en cada falange, lo que representa que se cubrió un 46.2% y un 50% de los valores propuestos para la falange proximal y media respectivamente.

### IV. DISCUSIÓN

El diseño propuesto del exoesqueleto propuesto tiene la capacidad de alcanzar los rangos de movimiento de las articulaciones de una mano sana, haciendo viable su aplicación en rutinas de rehabilitación. El prototipo de exoesqueleto construido tiene un peso de 702.9 g, lo cual lo convierte en uno de los más ligeros en comparación con los reportados en la literatura consultada. El dispositivo fue construido a base de piezas fabricadas mediante impresión 3D, engranes maquinados en aluminio y piezas disponibles comercialmente. Su diseño permite un ensamble fácil e intuitivo, permitiendo el reemplazo o la modificación de los componentes.

### V. CONCLUSIÓN

En este trabajo se presentó el diseño mecánico, el análisis cinemático, la manufactura y el ensamble de un primer prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano, el cual fue diseñado considerando la antropometría mexicana, ofreciendo una ventaja en comparación a la gran mayoría de dispositivos presentados en el estado del arte, capaz de desarrollar movimiento independiente de cada uno de los dedos con la capacidad de alcanzar los rangos de movimiento de las articulaciones de una mano sana,

haciendo viable su aplicación en la generación de rutinas de rehabilitación.

El diseño está enfocado a minimizar el error que existe entre el centro instantáneo de velocidad del mecanismo con respecto al centro de rotación de las falanges, para lo cual fue necesario considerar la fisiología de la mano y la antropometría de la población mexicana. El diseño presentado, es una primera aproximación a un modelo que pueda ser funcional, por lo tanto es susceptible a mejoras y cambios en el diseño, implementar y desarrollar los sistemas de instrumentación y control de manera física que permitan la realización de pruebas con manos de usuarios.

### BIBLIOGRAFÍA

- [1] Tsoi YH, Xie SQ. Design and control of a parallel robot for ankle rehabilitation. *International Journal of Intelligent Systems Technologies and Applications*. 8(1-4):100-113, 2009.
- [2] Magaña PL. Introducción a la rehabilitación robótica para el tratamiento de la enfermedad vascular cerebral: revisión. *Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación*. 27(2):44-48, 2015.
- [3] Stilli A, Cremona A, Bianchi M, Ridolfi A, Gerri F, Vannetti F, Wurdemann HA, Allotta B, Althoefer K. AirExGlove—A novel pneumatic exoskeleton glove for adaptive hand rehabilitation in post-stroke patients. In 2018 IEEE International Conference on Soft Robotics (RoboSoft). IEEE, 2018.
- [4] Yap HK, Khin PM, Koh TH, Sun Y, Liang X, Lim JH, Yeow CH. A fully fabric-based bidirectional soft robotic glove for assistance and rehabilitation of hand impaired patients. *IEEE Robotics and Automation Letters*. 2(3):1383-90, 2017.
- [5] Agarwal P, Deshpande AD. Subject-specific Assist-as-needed Controllers for a Hand Exoskeleton for Rehabilitation. *IEEE Robotics and Automation Letters*. 3(1):508-15, 2018.
- [6] Zhang F, Hua L, Fu Y, Chen H, Wang S. Design and development of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. *Mechanism and Machine Theory*, 73:103-106, 2014.
- [7] Sandoval-Gonzalez O, Jacinto-Villegas J, Herrera-Aguilar I, Portillo-Rodriguez O, Tripicchio P, Hernandez-Ramos M, Flores-Cuautle A, Avizzano C. Design and development of a hand exoskeleton robot for active and passive rehabilitation. *International Journal of Advanced Robotic Systems*. 13(2):66, 2016.
- [8] Ulrich-Karl T, Eddinger SD. Diseño y desarrollo de productos-enfoque multidisciplinario. Madrid: Editorial McGraw Hill. 2004.
- [9] Ullman DG. The mechanical design process. New York: McGraw-Hill; 1992.
- [10] De La Cruz Sánchez BA. Diseño de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano. Ingeniería en Mecatrónica, Tesis de Licenciatura. Universidad Tecnológica de la Mixteca. Huajuapán de León, Oaxaca. 2017.
- [11] Sciacivico L, Siciliano B. Modelling and control of robot manipulators. Springer Science & Business Media; 2012.
- [12] Pololu. [https://www.pololu.com/docs/pdf/0J55/dualmc33926\\_motordrivershield.pdf](https://www.pololu.com/docs/pdf/0J55/dualmc33926_motordrivershield.pdf). Consulted [1/02/2018].