

## Diseño y Análisis de un Exoesqueleto para Rehabilitación del Dedo Índice

Ernesto Rincón<sup>1</sup>, Carlos-Hernández Santos<sup>1</sup>, Roxana-García Andrade<sup>1</sup>, Armando-Martínez Reyes<sup>1</sup>, Arnoldo-Fernández Ramírez<sup>1</sup>, Nain de la Cruz<sup>1</sup>, JJesus- Lopez Villalobos<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Tecnológico Nacional de México, Campus Nuevo León; Departamento de Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Av. Eloy Cavazos 2001, Tolteca, Guadalupe, N.L. 67170, México. Email principal: ernesto.jesus.rincon@itnl.edu.mx

### Resumen

*Las manos, a menudo afectadas por diversas patologías o lesiones, experimentan una pérdida de movilidad en los dedos que requiere intervención terapéutica. Mediante fisioterapia y la implementación de equipos biomecánicos, los pacientes pueden recuperar la motricidad integral de sus dedos.*

*Este trabajo de investigación presenta un análisis y diseño de un exoesqueleto para rehabilitación del dedo índice. El documento propone una arquitectura con un grado de libertad (GDL), realizando un análisis matemático antes de implementar el prototipo real, evitando daños costosos y ahorrando tiempo. Este prototipo permite al paciente ejecutar movimientos naturales de flexión y extensión en los dedos, replicando sus patrones biomecánicos*

*Además, se presentan soluciones en forma cerrada para la cinemática directa e inversa del exoesqueleto, complementadas con simulaciones realizadas en SolidWorks. Estas herramientas permiten validar y comparar el rango de movimiento del exoesqueleto tanto en su representación analítica como en su simulación. El desarrollo de este mecanismo resulta en un dispositivo que apoya los procesos de fisioterapia, facilitando la flexión y extensión del dedo índice con ángulos optimizados para cada falange.*

**Palabras clave**— Biomecánica; Exoesqueleto; Diseño de mecanismos; Motricidad; Rehabilitación funcional.

### Abstract

*Hands, often affected by various pathologies or injuries, experience a loss of mobility in the fingers that requires therapeutic intervention. Through physiotherapy and biomechanical equipment, patients can regain full motor function of their fingers.*

**This research presents an exoskeleton analysis and design** for index finger rehabilitation. *The paper proposes an architecture with one degree of freedom (DOF), performing a mathematical analysis before implementing the real prototype, thus avoiding costly damages and saving time. This prototype allows the patient to perform natural flexion and extension movements of the fingers, replicating their biomechanical patterns.*

*Additionally, closed-form solutions for the forward and inverse kinematics of the exoskeleton are presented, complemented by simulations carried out in SolidWorks. These tools allow for validating and comparing the range of motion of the exoskeleton in both its analytical representation and simulation. The development of this mechanism results in a device that supports physiotherapy processes, facilitating the flexion and extension of the index finger with optimized angles for each phalanx.*

**Keywords**— Biomechanics; Exoskeleton; Mechanism Design; Motor Skills; Functional Rehabilitation.

## 1. INTRODUCCIÓN

La mano humana es una de las estructuras más sofisticadas desde el punto de vista mecánico, especialmente al compararla con otras articulaciones del cuerpo. Su funcionalidad motora resulta fundamental para realizar tareas cotidianas, pero está altamente expuesta a lesiones, como las derivadas de accidentes laborales o enfermedades como la artrosis. Estas condiciones pueden causar pérdida de sensibilidad y de capacidades motoras, lo que resalta la necesidad de incorporar sistemas de apoyo en la terapia física para mantener la fuerza muscular y el rango de movimiento de la mano durante la rehabilitación.

Los accidentes cerebrovasculares (ACV) se encuentran entre las principales causas de muerte a nivel mundial.[1] Este tipo de evento ocurre cuando una arteria en el cerebro se obstruye o se rompe, lo que genera múltiples secuelas físicas que afectan de manera significativa el nivel de actividad física y la participación en la vida diaria de quienes los padecen. Una de las secuelas más comunes en personas que han sufrido un ACV es la parálisis en un lado del cuerpo, acompañada de debilidad en el control motor de las extremidades superiores e inferiores[2]. Se estima que cerca del 80 % de los pacientes con este tipo de afección presentan déficits motores en las extremidades superiores, impactando de forma más grave la movilidad de la mano [3-5]. Debido a restricciones de tiempo, recursos personales o económicas, los programas convencionales de rehabilitación suelen priorizar la recuperación de las extremidades inferiores, dejando en segundo plano la funcionalidad de las extremidades superiores. Sin embargo, la movilidad de los miembros superiores es esencial para realizar actividades diarias como sujetar o mover objetos, lo que hace crucial su rehabilitación para mejorar la autonomía del paciente. Esto destaca la importancia de explorar dispositivos robóticos de rehabilitación para las extremidades superiores, como los exoesqueletos diseñados para la rehabilitación de las manos.

Estos dispositivos robóticos pueden optimizar el proceso de rehabilitación en pacientes con alteraciones motoras. Estos permiten replicar los ejercicios realizados por un fisioterapeuta, proporcionando tratamientos más precisos y frecuentes. Además, estos dispositivos pueden actuar como herramientas de medición, cuantificando fuerzas y movimientos. Por último, mediante el uso de interfaces gráficas, es posible incorporar entornos de realidad virtual, lo que facilita y motiva aún más el proceso de rehabilitación del paciente [5-6].

En cualquier aplicación robótica, el diseño de un dispositivo comienza con el análisis del problema que se desea resolver. Esto implica identificar los movimientos que deberá realizar el

dispositivo y el rango de movimiento que cubrirá. Por lo tanto, en el caso de la robótica para la rehabilitación de extremidades superiores, es fundamental analizar la cinemática de esta región del cuerpo.

En las últimas dos décadas, numerosos estudios han enfocado sus esfuerzos en diseñar dispositivos de rehabilitación para las extremidades superiores [7-8]. Sin embargo, solo unos pocos han logrado una implementación significativa en el ámbito clínico, como los productos desarrollados por las compañías Kinetec, Kaiser Medical y Neofect.

El limitado éxito clínico de muchos dispositivos de rehabilitación se debe, en gran medida, a que no logran satisfacer las necesidades de los pacientes, los ejercicios de rehabilitación o los centros médicos. Estas exigencias son muy diferentes de las que suelen abordarse en aplicaciones industriales convencionales. Este cambio de enfoque implica importantes diferencias en el diseño y control de los dispositivos, y en algunos casos, los investigadores no han logrado adaptarse a estos nuevos requerimientos. Por ello, antes de diseñar un dispositivo robótico de rehabilitación, es crucial identificar los requisitos que deberá cumplir en funcionamiento, los cuales pueden agruparse en categorías económicas, operativas, funcionales y de seguridad.

La fisioterapia, combinada con la rehabilitación asistida por órtesis mecatrónicas, es clave para acelerar la recuperación y restablecer tanto la motricidad como la sensibilidad de los dedos afectados por un ACV. Esta integración permite recuperar la funcionalidad de la mano lesionada y previene la degeneración del sistema motor [9,10].

En este contexto, los exoesqueletos para la rehabilitación de la mano representan un importante avance tecnológico. Estos dispositivos, concebidos como interfaces hombre-máquina, asisten los movimientos de flexión y extensión de los dedos, favoreciendo una recuperación motora más efectiva, especialmente en pacientes con condiciones crónicas. La interacción entre la mano y el exoesqueleto se basa en un sistema de retroalimentación mutua, que ajusta fuerzas y movimientos para maximizar la eficacia del tratamiento. Por ello, factores como la ergonomía, la adaptabilidad y la seguridad del diseño son fundamentales para garantizar su funcionalidad[11].

Diversos estudios han demostrado la efectividad de los exoesqueletos en la rehabilitación motora[12]. Algunos operan bajo sistemas maestro-esclavo, mientras que otros emplean mecanismos con retroalimentación de fuerza. Sin embargo, presentan limitaciones significativas: muchos no consideran diferentes grados de libertad, lo que restringe los movimientos naturales, y no se adaptan a la diversidad de tamaños de mano. Además, las fuerzas de contacto entre el exoesqueleto y los dedos suelen no ser perpendiculares a los huesos, aumentando el riesgo de lesiones secundarias.

Este trabajo presenta el diseño y análisis de un exoesqueleto para rehabilitación del dedo índice. El documento propone una arquitectura con un grado de libertad, realizando un análisis

matemático antes de implementar el prototipo real, evitando daños costosos y ahorrando tiempo. Este prototipo permite al paciente ejecutar movimientos naturales de flexión y extensión en los dedos, replicando sus patrones biomecánicos. Su diseño prioriza la accesibilidad económica, reduciendo costos sin sacrificar efectividad. Su configuración facilita la adaptación a dedos de diferentes grosores, mientras que el sistema de eslabones asegura amplio rango de movilidad de cada articulación. Esto no solo reduce las cargas sobre los dedos, sino que también mejora la experiencia del usuario, promoviendo una rehabilitación más efectiva y segura.

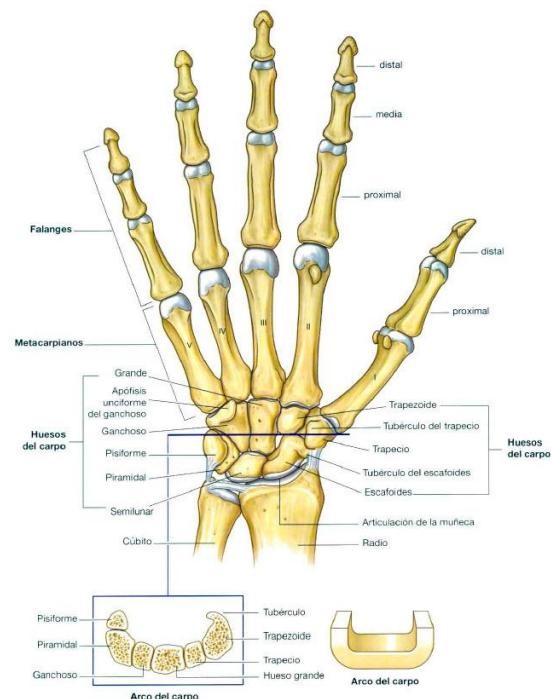
## 2. DESARROLLO

### 2.1 Biomecánica de la Mano

La fisioterapia es un conjunto de técnicas que permiten la pronta recuperación de las funciones normales del dedo índice, como pueden ser masajes, rutinas de flexión y extensión del dedo, donde se aplica a pacientes que pueden recibir un tratamiento físico. El exoesqueleto diseñado tiene como fin ayudar en la mejora de la terapia mediante agentes cinéticos o mecánicos, donde se emite y transmite fuerza o energía mecánica [13].

En el diseño de un exoesqueleto aplicado en miembros superiores como es los de dedos de la mano es necesario tener bien en cuenta la anatomía y patrones funcionales de la mano, que permitan extraer un modelo matemático [14-15]. El esqueleto de la mano se muestra en la Figura 1 y se compone de 27 huesos divididos en tres grupos: el carpo, los metacarpianos y las falanges [16].

Fig. 1. Esqueleto de la mano [16].



El movimiento del dedo índice se mide en términos de grado máximo de flexión hasta el grado máximo de extensión, la

hiperextensión esta medida con un ángulo negativo, entonces el rango total de movimiento de cada uno de los dedos se determina restando el ángulo de extensión del ángulo de flexión [16].

El modelo propuesto esta desarrollado con base en el movimiento de las articulaciones y longitudes antropométricas con el objetivo de cubrir completamente el movimiento del dedo índice y evitar interferencia con los otros dedos. La Tabla 1 muestra la comparación entre los rangos de movimiento del exoesqueleto propuesto y la mano humana para cada Grado de Libertad (GDL) [17,19].

Tabla 1. Comparación del rango de movimiento del exoesqueleto y la mano humana

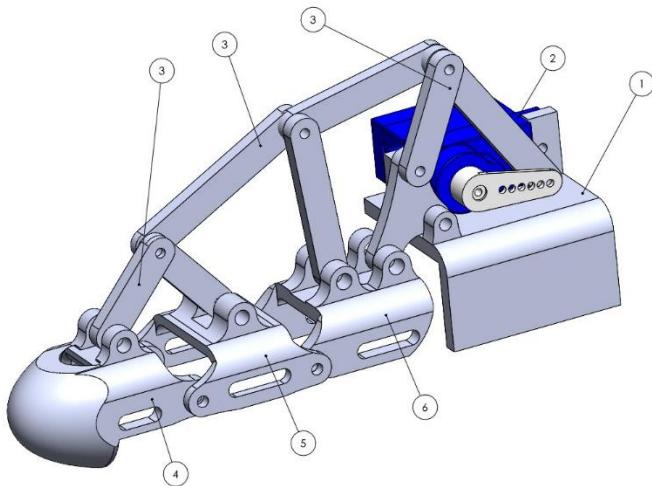
GDL	Articulación		Mano Humana (°)	Exoesqueleto (°)
1	Falange Proximal	Extensión	45	-
		Flexión	90	90
2	Falange Media	Extensión	-	-
		Flexión	100	100
3	Falange Distal	Extensión	10	-
		Flexión	90	70

Como se puede observar en la Tabla 1, algunos rangos de movimientos no se pueden lograr con el diseño del exoesqueleto, la principal razón es que existe interferencia mecánica entre partes del diseño.

## 2.2 Diseño del Exoesqueleto

El diseño propuesto consiste en un mecanismo de 1 GDL que permite el movimiento de flexión y extensión de los dedos de la mano, el cual está conformado por diferentes eslabones que se adhieren a la falange proximal y la falange media de los dedos, ver Figura 2.

Fig. 2. Partes principales del exoesqueleto.



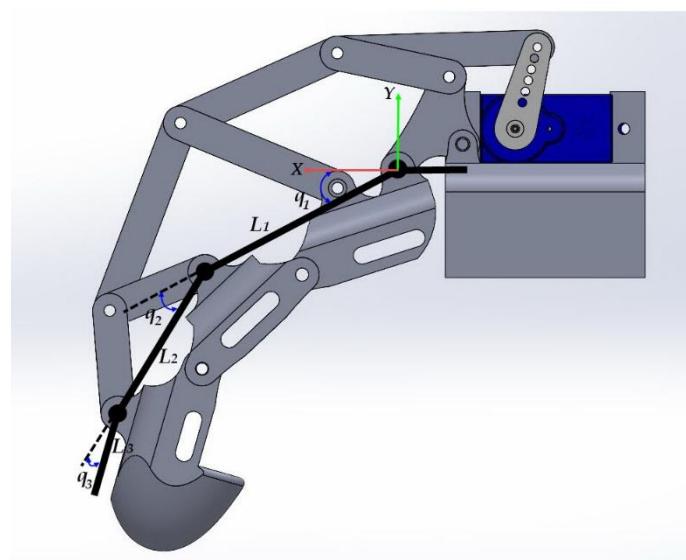
El diseño de los elementos del mecanismo, así como el ensamblaje de las piezas, se elaboraron con ayuda de la herramienta SolidWorks. El diseño propuesto se puede

dividir en seis partes principales, como se muestra en la Figura 2. El elemento 1 es la base principal del exoesqueleto, el elemento 2 representa el actuador para el desarrollo del movimiento de las falanges, los elementos 3 son las barras que transmiten el movimiento del actuador hacia las falanges, el elemento 4 es la falange proximal, el elemento 5 es la falange media y el elemento 6 es la falange distal.

## 2.3 Análisis Cinemático del exoesqueleto

La Figura 3 muestra la representación esquemática para realizar el análisis cinemático del exoesqueleto, se modela como un sistema de tres GDL, donde el modelo tiene tres eslabones  $L_1$ ,  $L_2$  y  $L_3$  que representan las falanges proximal, media y distal respectivamente y están unidas mediante las articulaciones rotacionales  $q_1$ ,  $q_2$  y  $q_3$ . Se tiene un sistema base ( $X$ ,  $Y$ ) en la articulación proximal como sistema de referencia global, a partir de cual son asignados los sistemas de referencia local para cada articulación. El análisis se desarrolló utilizando la convención de Denavit-Hartenberg (DH) para definir la posición y orientación de la falange distal [20].

Figura 3. Modelo cinemático del exoesqueleto.



El problema cinemático directo consiste en determinar la posición y orientación del efecto final, teniendo como entradas los valores de las articulaciones del robot [20]. El análisis se realizó utilizando la convención de DH, en la Tabla 2 se muestran los parámetros, donde  $q_i$  es el ángulo entre los ejes  $x_{i-1}$  y  $x_i$  medidos respecto del eje  $z_{i-1}$ ;  $d_i$  es la distancia desde los ejes  $x_{i-1}$  a  $x_i$  medidos a lo largo del eje  $z_i$ ;  $a_i$  es la distancia desde los ejes  $z_{i-1}$  a  $z_i$  medido a lo largo del eje  $x_{i-1}$ ;  $\alpha_i$  es el ángulo entre los ejes  $z_i$  y  $z_{i-1}$  medido respecto al eje  $x_i$ . Se consideran ángulos positivos medidos en sentido contrario a las manecillas del reloj.

Tabla 2. Parámetros DH para el exoesqueleto.

Parámetros DH	Articulación		
	1	2	3
$q_i$	$q_1$	$q_2$	$q_3$
$d_i$	0	0	0
$a_i$	$L_1$	$L_2$	$L_3$
$\alpha_i$	0	0	0

Con los valores de la Tabla 2 se obtienen las siguientes matrices:

$${}^0\mathbf{A}_1 = \begin{bmatrix} \cos q_1 & -\sin q_1 & 0 & L_1 * \cos q_1 \\ \sin q_1 & \cos q_1 & 0 & L_1 * \sin q_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

$${}^1\mathbf{A}_2 = \begin{bmatrix} \cos q_2 & -\sin q_2 & 0 & L_2 * \cos q_2 \\ \sin q_2 & \cos q_2 & 0 & L_2 * \sin q_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$y \quad {}^2\mathbf{A}_3 = \begin{bmatrix} \cos q_3 & -\sin q_3 & 0 & L_3 * \cos q_3 \\ \sin q_3 & \cos q_3 & 0 & L_3 * \sin q_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

La posición y orientación de la falange distal se puede obtener mediante las ecuaciones (4), (5) y (6).

$$P_x = L_1 * \cos q_1 + L_2 * \cos(q_1 + q_2) + L_3 * \cos(q_1 + q_2 + q_3) \quad (4)$$

$$P_y = L_1 * \sin q_1 + L_2 * \sin(q_1 + q_2) + L_3 * \sin(q_1 + q_2 + q_3) \quad (5)$$

$$y \quad P_z = 0 \quad (6)$$

Con la cinemática directa obtenida, el siguiente paso es obtener la solución para la cinemática inversa de los dedos, para obtener  $q_1$ ,  $q_2$  y  $q_3$ , en esta investigación se utiliza el método geométrico, donde de la Figura 3 las ecuaciones que resultan para el modelo del dedo son:

$$q_1 = \tan^{-1}\left(\frac{p_y}{p_x}\right) - \tan^{-1}\left(\frac{L_1 \sin(q_2) + L_3 \sin(2q_2)}{L_1 + L_2 \cos(q_2) + L_3 \cos(2q_2)}\right) \quad (3)$$

$$q_2 = \cos^{-1}\left(\frac{-2L_1L_2 + 2L_2L_3 \mp \sqrt{(2L_1L_2 + 2L_2L_3)^2 - 16L_1L_3(L_1^2 + L_2^2 + L_3^2 - p_x^2 - p_y^2 - 2L_1L_3)}}{8L_1L_3}\right) \quad (4)$$

$$y \quad q_3 = kq_2 \quad (5)$$

## 2.4 Simulación

Como se explicó anteriormente, el modelo en CAD se realizó en SolidWorks donde se obtuvieron los rangos de movimiento mostrados en la Tabla 1, se realizó el cálculo de manera analítica del rango de movimiento para las articulaciones del dedo utilizando las ecuaciones (4), (5) y (6), utilizando las longitudes  $L_1 = 50$  mm,  $L_2 = 37$  mm y  $L_3 = 30$  mm, para las falanges proximal, media y distal respectivamente. Para obtener un set de coordenadas que represente el espacio de trabajo de un dedo del diseño del exoesqueleto en el entorno virtual de SolidWorks, se obtuvieron variaciones en cada uno de los actuadores, hasta cubrir el rango máximo para el cual fue diseñado, para la falange proximal de  $0-90^\circ$  y la falange media de  $0-100^\circ$ . Obteniendo la siguiente gráfica representada en la Figura 4, la cual muestra el espacio de trabajo del exoesqueleto obteniendo el mismo rango de movimiento de la

Tabla 1. Este movimiento del dedo índice del exoesqueleto, que va del punto final de éste en relación con el marco de referencia. Claramente se observa en la figura 4 los parámetros de variación de longitud que presenta el exoesqueleto al realizar el movimiento de cada articulación.

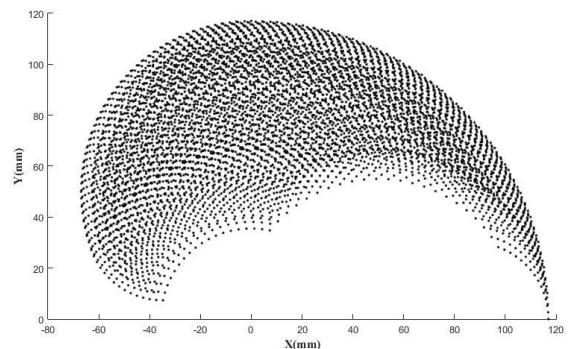


Figura 4. Espacio de trabajo del exoesqueleto.

## 3. RESULTADOS

Se presento la propuesta del diseño CAD de un exoesqueleto de 1 GDL para el movimiento de los dedos de la mano. La realización del prototipo fue basada en las medidas antropométricas de los dedos de la mano, así como de los rangos de movimiento de sus articulaciones.

En el desarrollo del análisis de posición y desplazamiento se determinó la posición de los eslabones del diseño propuesto con respecto a la posición del eslabón impulsor, que en este caso es el servomotor.

La obtención del análisis cinemático directo e inverso permitió obtener las ecuaciones representativas que describen la posición del extremo del robot con respecto a las coordenadas articulares (cinemática directa) y conocer el valor de las coordenadas articulares con respecto a las coordenadas del extremo del dedo (cinemática inversa). Para el análisis cinemático directo se determinó utilizando el método de las matrices de transformación homogénea por medio del sistema Denavit-Hartenberg (D-H). Sin embargo, en el caso del análisis cinemático inverso solo se empleó el método geométrico por el grado de complejidad de las ecuaciones obtenidas por el método D-H.

## 4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

Este trabajo resultó en el análisis y desarrollo de un mecanismo de un GDL diseñado como una herramienta de apoyo para la fisioterapia del dedo índice. El dispositivo permite realizar movimientos controlados de flexión y extensión, ajustando los ángulos de manera precisa para cada falange.

Como proyección a futuro, se pretende realizar una serie de mejoras al diseño planteado para optimizar su funcionalidad y eficacia en el ámbito de la rehabilitación. Entre las propuestas está el perfeccionamiento del diseño, ajustando con mayor precisión los parámetros y dimensiones del mecanismo a partir de medidas antropométricas de personas de diferentes edades, lo que garantizará un desempeño óptimo y una mejor adaptabilidad.

Asimismo, se considera incorporar sensores al mecanismo para monitorear en tiempo real los movimientos de las falanges que el

dispositivo moviliza, proporcionando información valiosa para evaluar y ajustar su rendimiento. También se contempla el uso de materiales alternativos que mejoren la fabricación de los eslabones, incrementando la resistencia y eficiencia del sistema.

Por último, dado que los dedos meñiques, anular, medio e índice comparten un comportamiento biomecánico similar, este prototipo tiene el potencial de evolucionar hacia una aplicación más completa y funcional.

## 5. 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.combiomed.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: 10.1007/s10439-014-1218-y.
- [5] V. Moreno-SanJuan, A. Cisnal, 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] Li M., He B., Liang Z., Zhao C. G., Chen J.Z., Zhuo Y.Y., Xu G.h., Xie J., Althoefer K. (2019) An Attention-Controlled Hand Exoskeleton for the Rehabilitation of Finger Extension and Flexion Using a Rigid-Soft Combined Mechanism. *Frontiers in neurorobotics*, 13: 34-47.
- [7] Fuhai Zhang, Lei Hua, Yili Fu, Hongwei Chen, Shuguo Wang. (2014) Design and development of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. *Mechanism and Machine Theory*, 73: 103-116.
- [8] S. Sargsyan, V. Arakelian, and S. Briot, "Robotic Rehabilitation Devices of Human Extremities: Design Concepts and Functional Particularities," *Bienn. Conf. Eng. Syst. Des. Anal.* 2012, 2012.
- [9] D. Reinkensmeyer, B. Schmit, and W. Rymer, "Assessment of Active and Passive Restraint During Guided Reaching After Chronic Brain Injury," *Ann. Biomed. Eng.*, vol. 27, no. 6, pp. 805–814, 1999.
- [10] M. d. R. H. Hernández, Manejo rehabilitatorio temprano de mano traumática con amputaciones parciales de dedos, *Medigraphic Artemisa* , 2008.
- [11]Lee, C.-Y.; Howe, T.-H. Effectiveness of Activity-Based Task-Oriented Training on Upper Extremity Recovery for Adults with Stroke: A Systematic Review. *Am. J. Occup. Ther.* **2024**, 78, 7802180070.
- [12]Rozevink, S.G.; Hijmans, J.M.; Horstink, K.A.; van der Sluis, C.K. Effectiveness of task-specific training using assistive devices and task-specific usual care on upper limb performance after stroke: A systematic review and meta-analysis. *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.* **2023**, 18, 1245–1258.
- [13]A. I. Kapandji, *Fisiología Articular*, 6th ed., no. 1. Panamericana, Editorial Medica, 2006.
- [14]R. Cailliet, *Anatomía funcional, biomecánica*. Marbán Libros, 2006.
- [15]F. H. Netter, W. B. Green, C. Boyter, and Madero García, *Netter : ortopedia*. Masson, 2007.
- [16]L. A. A. López, *Biomecánica y patrones funcionales de la mano*, Universidad Nacional de Colombia, 2012.
- [17]Richard L. Drake, *Anatomía para estudiantes*, Elsevier, 2005
- [18]Juan Carlos Belen Luna, José Martín Flores Albino, Héctor Rafael Orozco Aguirre, Carlos Omar González Morán, *Parametrización de terapia física para falanges de la mano humana*, *Research in Computing Science* 149(8), 2020
- [19]Steindler A. *Kinesiology of the human body under normal and pathological Conditions*. Thomas, Springfield, IL, 1955.
- [20] J. Denavit and R. S. Hartenberg, 1955, A kinematic notation for lower pair mechanisms based on matrices, *Trans ASME Journal of Applied Mechanisms*, vol. 23, pp. 215–223L. A. A. López, *Biomecánica y patrones funcionales de la mano*, Universidad Nacional de Colombia, 2012.