

# DISEÑO DE UN PROTOTIPO DE EXOESQUELETO PARA REHABILITACIÓN DE MANO

***Berith Atemoztli de la Cruz Sánchez***

Universidad Tecnológica de la Mixteca

*berithcruzs@gmail.com*

***Manuel Arias Montiel***

Universidad Tecnológica de la Mixteca

*mam@mixteco.utm.mx*

***Esther Lugo González***

CONACYT-Universidad Tecnológica de la Mixteca

*elugog@mixteco.utm.mx*

## **Resumen**

En el presente artículo se muestra el diseño y el análisis cinemático de un prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación de mano. El dispositivo se diseña para que sea capaz de desarrollar movimientos independientes en cada uno de los dedos, tomando en cuenta la antropometría de personas mexicanas y considerando factores de ergonomía, funcionalidad, diseño para el ensamble y la manufactura. Como resultado se presenta el prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano, indicando los materiales utilizados, así como el análisis cinemático de los dedos. El diseño es evaluado mediante simulaciones numéricas en MATLAB® para el análisis cinemático del exoesqueleto, mostrando su espacio de trabajo.

**Palabra(s) Clave:** Diseño mecánico, Exoesqueleto, Rehabilitación.

## **Abstract**

*The present article shows the design of an exoskeleton prototype for hand rehabilitation. The device has been designed to develop independent movement in each finger and taking into account the Mexican people's anthropometry and considering ergonomic factors, functionality, design for assembly and for manufacturing. As results we present the prototype of exoskeleton for hand rehabilitation, indicating the used materials, as well as the kinematic analysis of the fingers. The design is evaluated by numerical simulations in MATLAB® for the exoskeleton kinematic analysis, showing its workspace.*

**Keywords:** *Exoskeleton, Mechanical design, Rehabilitation.*

## **1. Introducción**

Uno de los problemas de salud pública en México son las enfermedades cerebrovasculares, 5.1% de la población nacional sufre discapacidad relacionada con la vista o la movilidad, de acuerdo con datos del INEGI (2016). La creciente demanda en centros de salud, clínicas y hospitales hace que los procesos de rehabilitación sean muy tardados e inclusive ineficientes. Considerando esto, el desarrollo de dispositivos que asistan en la rehabilitación de pacientes resulta viable, logrando compartir la carga de trabajo con los terapeutas y ofreciendo un medio de detección y evaluación de la rehabilitación de forma cuantitativa.

La rehabilitación asistida se ha centrado en sobrevivientes de accidentes cerebrovasculares, ya que el deterioro de la función de la mano es uno de los déficits más comunes después de un accidente de este tipo. De tales casos, aproximadamente el 60% sufren alguna forma de deterioro motor asociado con su mano, como rigidez y debilidad muscular [1]. La recuperación de la movilidad de la mano es una de las funciones más deseadas por los pacientes que sufrieron alguna enfermedad cerebrovascular [10].

En los últimos años, el desarrollo de sistemas mecatrónicos para el apoyo a la rehabilitación ha tenido un incremento considerable, en el mercado se pueden encontrar opciones de este tipo de dispositivos para distintas partes del cuerpo como los desarrollados por la empresa VITIA® (2015) y la empresa JACE™—

Systems (2016), pero cabe mencionar que esta tecnología en México se encuentra en una etapa temprana de desarrollo, siendo necesaria su importación de países como EUA, Alemania, Japón, entre otros. Varios sistemas han dejado de lado los requerimientos necesarios para su uso diario, como es la portabilidad y la ergonomía, lo que conlleva a dispositivos poco prácticos y con limitada capacidad de uso. Hasta el momento los dispositivos reportados para la rehabilitación de la mano varían en términos de rango de movimiento, grados de libertad y estrategias de diseño, sin tener algún dispositivo que cumpla con todos los requerimientos. Otro problema a resolver es la coincidencia del centro de rotación del mecanismo con el de las articulaciones humanas, ya que un desfase puede provocar movimientos limitados y lesiones en la mano del paciente.

Se han desarrollado dispositivos para la rehabilitación de la mano con diferentes enfoques, sobre todo en el sistema de actuación, usando medios neumáticos [3,11], hidráulicos [16] o cables [4]. El dispositivo desarrollado en [6,18], resuelve los problemas de movimiento y adaptabilidad a la mano del usuario, adoptando un mecanismo de piñón y cremallera simétrico (SPRM, por sus siglas en inglés), que consta de un engranaje que gira sobre una cremallera mediante la rotación relativa de dos partes, el desplazamiento de su eje proporciona el movimiento de una parte de la cremallera. En [2] se presenta el diseño mecatrónico de un exoesqueleto para rehabilitación de mano llamado HANDEOX, el diseño consta de cinco dedos independientes con una estructura de concha, cada falange tiene un sensor, la estructura está cubierta por dentro con una capa de neopreno de 3 mm. El sistema de accionamiento es ligero, modular, reconfigurable y situado a distancia; cuenta con una unidad de flexión y una de extensión utilizando poleas locas para la tensión de cable Bowden, que va desde la unidad de accionamiento hasta la punta de la falange distal.

El dispositivo cuenta con 3 grados de libertad (GDL) activos y juntas de transmisión que funcionan como GDL pasivos. El Instituto Italiano de Tecnología (IIT) y la Universidad de Génova, desarrollaron un dispositivo de rehabilitación dirigido a pacientes que sufrieron algún accidente cerebrovascular [8], basado en

un diseño de fuerza/par tratando de igualar las capacidades de la fuerza humana, es uno de los dispositivos con niveles de fuerza más altos (45 N), permite al usuario utilizarlo durante periodos largos (1 a 2 horas) sin causarle fatiga, ofrece retroalimentación de posición y de las fuerzas ejercidas por el paciente, para ser analizadas por el terapeuta. Cada dedo es accionado por un motor de corriente directa (CD), con un 1 GDL activo para la flexión/extensión y 1 GDL pasivo para la abducción/aducción, el dispositivo fue fabricado de aluminio, acero y la base de éste con plástico ABS, logrando un peso total de 1 kg.

A nivel nacional, se han desarrollado rehabilitadores como el diseñado y construido en el Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico (CCADET) de la UNAM (2016) y el robot ExoKab desarrollado por el Instituto Tecnológico de Orizaba en conjunto con la Universidad Nacional Autónoma de México [12], este dispositivo fue diseñado para rehabilitación pasiva y activa; contiene 6 GDL por cada dedo, el movimiento se logra con tornillos sinfín y engranes rectos para la transmisión de potencia, con un sistema eléctrico para controlar 10 motores de CD y para medir 10 fuerzas, 10 posiciones angulares y 4 señales de posición lineal, teniendo un peso total de 731 g.

Con base en las investigaciones mencionadas anteriormente, en este artículo se propone el diseño 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 [13], [14]. El diseño es evaluado utilizando simulaciones numéricas en MATLAB® para el análisis cinemático del exoesqueleto y la definición del espacio de trabajo.

## 2. Métodos

### Diseño conceptual

El diseño conceptual para el exoesqueleto se realiza mediante el proceso frontal detallado en [14] y la metodología de diseño para el ensamble y la manufactura [13]. Para la generación de conceptos se usa una serie de requerimientos obtenidos a partir del estudio bibliográfico realizado, como cumplir con los rangos de movimiento de las falanges distal y media de cada dedo, el peso del dispositivo en un rango de 731g a 1500g, un sistema de accionamiento de CD para cada dedo y movimiento independiente de cada uno. Para la selección de conceptos se utiliza la matriz de selección de conceptos de Pugh [14], en la cual se evaluaron los mecanismos presentados en [2, 5, 6, 8, 12, 18], tabla 1.

Tabla 1 Evaluación de los sistemas rehabilitadores de mano.

	%	ExoKab [12]	HANDEOX [2]	SPRM [18], [6]	Exoesqueleto HIT [8]	Centros remotos [5]
Criterios	Evaluación 1 - 5					
Análisis cinemático	8	4	2	3	2	3
Peso	10	5	2	3	2	2
Fuerza aplicada	7	4	3	4	2	3
Número de piezas	11	3	23	3	1	3
Diseño para el ensamble	9	3	3	3	3	1
Complejidad de las piezas	12	4	2	4	2	2
Grados de libertad	10	4	3	3	3	3
Maquinabilidad	15	4	3	3	3	4
Actuadores por dedo	8	4	2	3	2	3
Apariencia	10	4	3	3	2	4
Total	100	3.9	2.65	3.19	2.23	2.85
Ponderación		1	4	2	5	3

Con base en los diseños de [6] y [12] que obtuvieron la mayor ponderación, se crea el concepto como una combinación de ambos mecanismos para el desarrollo del exoesqueleto. En la figura 1, se muestra el mecanismo base del dispositivo reportado en [6], al cual se le realiza una optimización de parámetros, logrando que el centro instantáneo de velocidad del mecanismo coincida con el centro de rotación de las falanges.

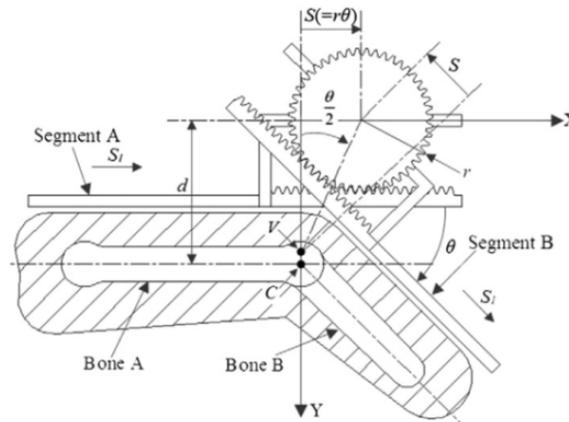


Figura 1 Representación cinemática del mecanismo base [6].

El desplazamiento lineal producido por el engrane en la cremallera está denotado por  $S$ , para el ajuste a varios tamaños de dedos se tiene una extensión lineal extra denotada como  $S_1$  que se encuentra relacionada con  $S$ . Donde  $d$  corresponde a la distancia que hay entre el eje del centro de rotación de la falange y el eje del punto de flexión del mecanismo, que corresponde al centro del engrane; éste se encuentra determinado por el radio  $r$  del engrane, el cual puede ser modificado. Como el centro instantáneo de velocidad del mecanismo  $V$  no coincide con el eje de rotación de la falange del usuario  $C$  durante todo el movimiento de flexión-extensión de la falange, se denota con  $P$  a la distancia que hay entre ellos y que se puede expresar mediante ecuación 1.

$$P = d - \frac{S}{\tan\left(\frac{\theta}{2}\right)} = d - r \frac{\theta}{\tan\left(\frac{\theta}{2}\right)} \quad (1)$$

Se busca un parámetro  $x$  que optimice el radio  $r$ , pero este se encuentra en función de la distancia  $d$ , donde  $r = xd$ . Como se busca que la distancia  $P$  sea lo más pequeña posible, teniendo en cuenta que el mecanismo está definido para un intervalo de funcionamiento de  $\theta \in [0, 90^\circ]$ , para un valor de  $\theta$  muy pequeño cercano a cero, y un valor de  $\theta$  muy cercano a  $90^\circ$ , se obtiene que  $x = 0.6366$  y  $x = 0.5$  de la ecuación 1, por lo tanto el parámetro de optimización se encuentra en el intervalo de  $0.5d < x < 0.6366d$ .

La relación del desplazamiento  $S_1$  y  $\theta$  se expresa en ecuación 2.

$$S_1 = d * \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) - S = d\left(\tan\left(\frac{\theta}{2}\right) - x\theta\right) \quad (2)$$

De la ecuación 2, se asignaron valores a  $x$  para buscar el valor del parámetro que durante el rango de movimiento minimice la distancia  $P$ . En la figura 2, se grafica  $S_1/d$  contra  $\theta$ , donde cada una de las curvas mostradas son un valor de  $x$ .

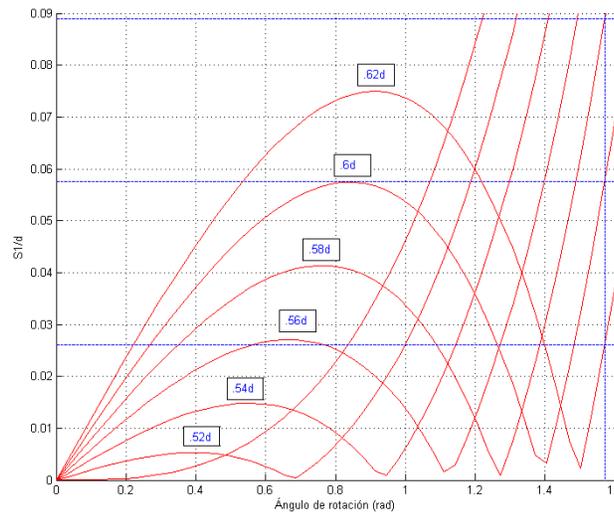


Figura 2 Variación de las curvas para obtención del parámetro  $x$ .

Como se observa, el valor que se mantiene dentro del rango de movimiento corresponde a  $x = 0.6d$ . Posteriormente se realizó el dimensionamiento del mecanismo, tomando como base el dedo índice para el diseño, considerando el valor de  $x$ , y tomando las medidas del grosor de los dedos y de la palma de la mano obtenidas en [12], estas medidas corresponden a un estudio antropométrico de la mano a partir de una muestra de población de 500 personas de nacionalidad mexicana. Los valores de los parámetros se muestran en la tabla 2.

Tabla 2 Valores de los parámetros para el diseño del exoesqueleto.

Articulación	$\theta$	$d$ (mm)	$r$ (mm)	$S_{max}$ (mm)	$S_{1max}$ (mm)
Metacarpiano (MCP)	0-90°	22-24.5	13.95	21.91	2.59
Interfalángica proximal (PIP)	0-110°	16.5-18	10.35	19.87	5.83

En la figura 3 se graficó la relación del desplazamiento angular  $\theta$  con respecto al desplazamiento lineal en mm, con base en los parámetros obtenidos en la tabla 2, se observa que se cubre completamente el rango de movimiento, y que éste se encuentra dentro de la zona acotada por las curvas que representa  $S_{max} + S_{1max}$  y  $S_{max} - S_{1max}$ .

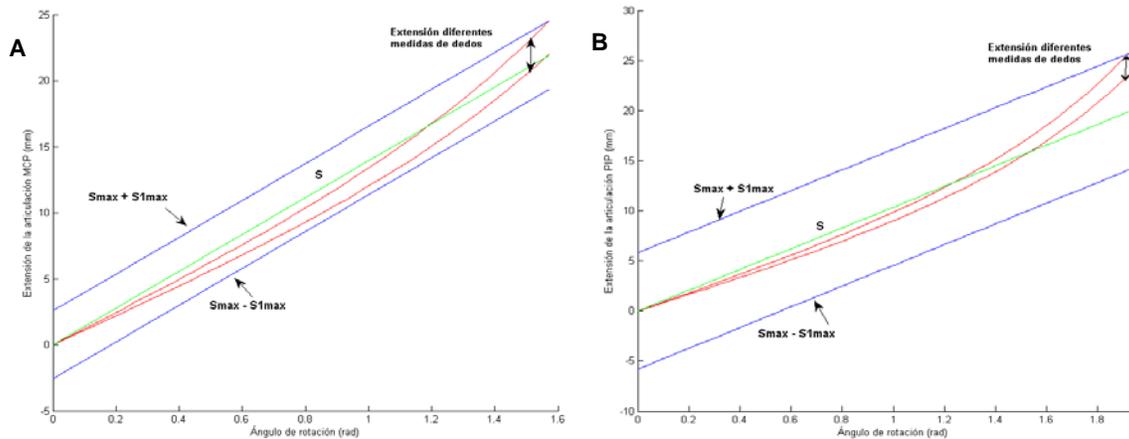


Figura 3 Curvas de extensión de la articulación A) MCP y B) PIP.

### Diseño detallado

Con los valores que se muestran en la tabla 2, se diseñaron los elementos que conforman al mecanismo del exoesqueleto. Cada dedo se dividió en tres bloques: el primero ubicado sobre el hueso metacarpiano y asegurado a la base del exoesqueleto, el cual se encarga del movimiento de la falange proximal; el segundo se encuentra ubicado sobre la falange proximal y se encarga del movimiento de la falange medial y el último ubicado sobre la falange distal, que funciona como receptor del movimiento. Para el movimiento de cada falange, los dos primeros bloques del mecanismo son idénticos y se encuentran divididos en tres partes principales. La primera parte del mecanismo, como se muestra en la figura 4, consta de un tornillo sinfín y una corona con una relación de filete ( $\alpha$ ) de  $10^\circ$  acoplado al motor y a la base, el tornillo sinfín con una longitud roscada ( $L_r$ ) de 11.45 mm transmite la potencia a la corona con una reducción 1:14 y posteriormente es transmitido al resto del mecanismo.

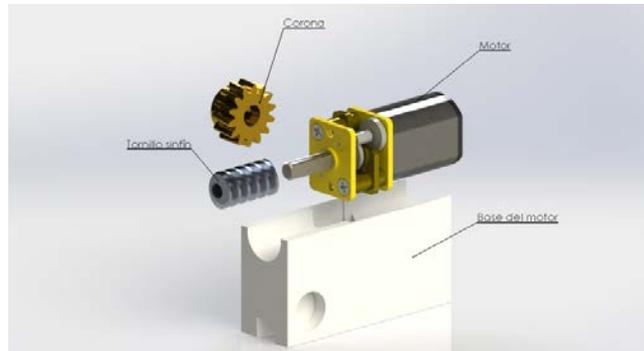


Figura 4 Tornillo sinfín-corona del mecanismo de un dedo del exoesqueleto.

La figura 5 muestra la segunda parte del mecanismo, la cual realiza el movimiento traslacional para cumplir el rango de movimiento de la falange distal con respecto al hueso metacarpiano, ésta recibe la potencia de la corona acoplada al tornillo sinfín. Se utilizan los parámetros de optimización del desplazamiento  $S_{max}$  y  $S_1$  en relación con la distancia del centro de la falange hasta el centro del engrane. Se tiene un engrane denotado por A, de 52 dientes con diámetro de paso de 31.2 mm, el cual se encuentra acoplado a un engrane inversor denotado por C, de 14 dientes y diámetro de paso de 8.4 mm, que realiza el desplazamiento a lo largo de la cremallera, denotada por M de longitud  $L = 24.5 \text{ mm}$ . El engrane A hace el movimiento de  $\theta$  que puede variar entre  $0 - 90^\circ$ , posteriormente éste es transmitido a la tercera parte del mecanismo.

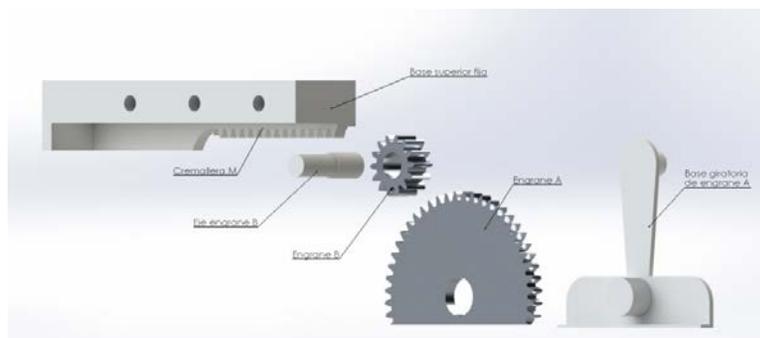


Figura 5 Elementos encargados del movimiento lineal en la falange proximal.

La tercera parte del mecanismo, como se muestra en la figura 6, realiza el movimiento rotacional de todo el mecanismo, siguiendo la trayectoria de la falange

distal con respecto al hueso metacarpiano. Para el diseño de estos elementos del mecanismo se utilizaron las mismas medidas de engranes A y C. En esta parte, el engrane A transfiere la potencia al engrane inversor B, haciendo que la cremallera se desplace y se obtenga un movimiento angular, permitiendo la extensión del mecanismo para transmitir el movimiento a la siguiente falange.



Figura 6 Elementos generadores del movimiento rotacional en la falange proximal.

La segunda parte del dedo, que genera el movimiento de la falange media, está constituida por las mismas partes del mecanismo que realizan el movimiento de la falange proximal, pero el posicionamiento es contrario para el correcto acoplamiento. En la tabla 3 se muestran los parámetros dimensionales de los engranes que se diseñaron en base a los parámetros de optimización y que con anterioridad fueron descritos dentro del funcionamiento de un dedo del exoesqueleto.

Tabla 3 Parámetros dimensionales de engranes.

Elemento	$m$ (mm)	$N$	$dp$ (mm)	$p$ (mm)	Barreno	Ancho de cara (mm)	Otro
Engrane A	0.6	52	31.2	1.88	6.2	1.9	-
Engrane B	0.6	14	8.4	1.88	4	4	-
Engrane C	0.6	14	8.4	1.88	4	1.9	-
Engrane D	0.6	45	27	1.88	6	1.9	-
Corona	0.64	14	9	2.03	3.5	5.83	$\alpha=10^\circ$
Tornillo Sinfín	0.64	-	-	2.03	2	$L_r=11.45\text{mm}$	$\alpha=10^\circ$
Cremallera M	0.6	-	-	1.88	-	-	$L=24.5\text{mm}$
Cremallera N	0.6	-	-	1.88	-	-	$L=25.7\text{mm}$

### Análisis cinemático

Cada dedo del exoesqueleto cuenta con 2 GDL rotacionales que se analizaron de forma independiente. En la figura 7 se muestra una representación esquemática de los eslabones del dedo que se utilizó para la obtención de la cinemática.

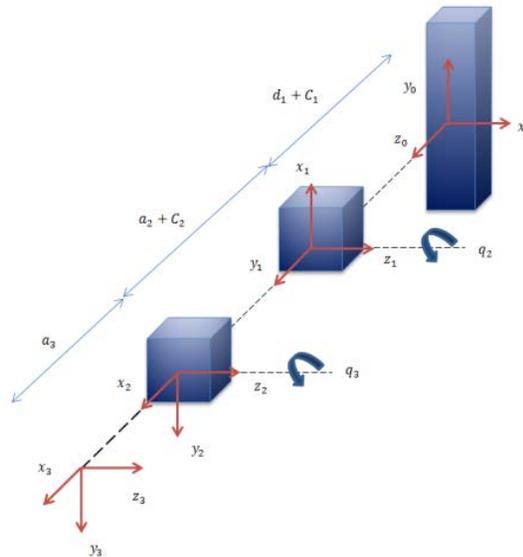


Figura 7 Eslabones de un dedo del exoesqueleto de mano.

Los valores para los parámetros del mecanismo para el dedo analizado se muestran en la tabla 4.  $C_1$  y  $C_2$  corresponden al desplazamiento lineal que se realiza mediante los engranes y las cremalleras,  $q_2$  y  $q_3$  corresponden a los ángulos de movimiento del metacarpiano y la falange proximal respectivamente,  $a_2$  y  $a_3$  corresponden a la distancia medida entre los centros de los engranes que generan el movimiento rotacional y lineal. El valor  $d_1$  corresponde a la distancia de un punto fijo ubicado en la base del dedo al centro del engrane.

Tabla 4 Parámetros Denavit-Hartenberg.

Parámetro	$q_2$	$q_3$	$d_1$ (mm)	$a_2$ (mm)	$a_3$ (mm)	$C_1$ (mm)	$C_2$ (mm)
Valor (mm)	0-90°	0-110°	32.84	42.42	42	24.5	25.7

Con los parámetros de la tabla 2 se genera el área de trabajo del dedo índice del exoesqueleto, que va del punto final de éste en relación con el marco de referencia. En la figura 8 se muestra la gráfica obtenida con un programa que se desarrolló en MATLAB®, con los parámetros de variación de longitud que presenta el exoesqueleto al realizar el movimiento de cada articulación.

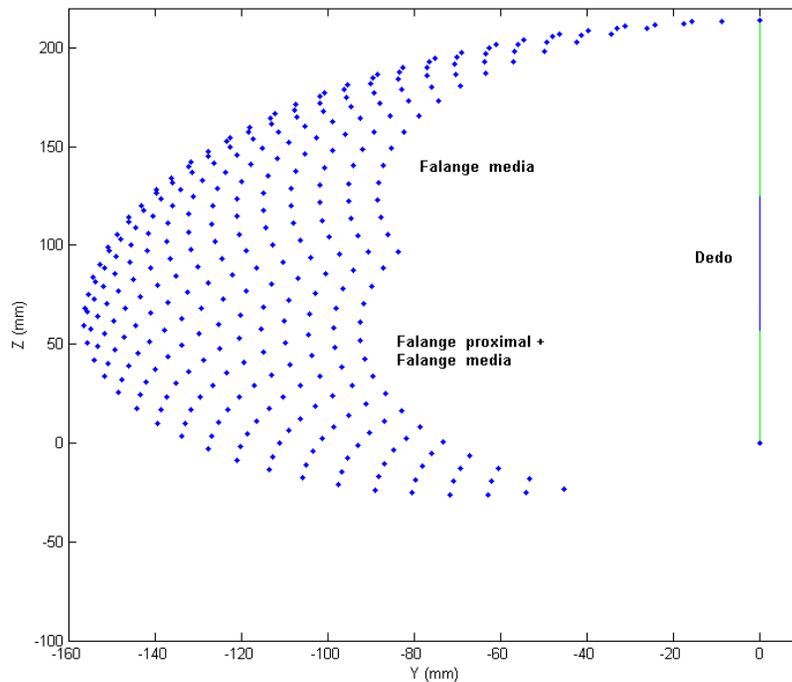


Figura 8 Espacio de trabajo en el plano YZ.

### 3. Resultados

Se obtiene el diseño del prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano, con base en los requerimientos y parámetros obtenidos descritos anteriormente, éste fue diseñado en SolidWorks®, seleccionando PLA (ácido poliláctico) como material para los soportes y las bases, haciendo viable su manufactura mediante impresión 3D. Para los elementos que se encontrarán sometidos a mayor desgaste como los engranes, se propuso una aleación de aluminio 1060, debido a las propiedades mecánicas y disponibilidad comercial de este material. En la figura 9 se muestra el diseño final del prototipo.

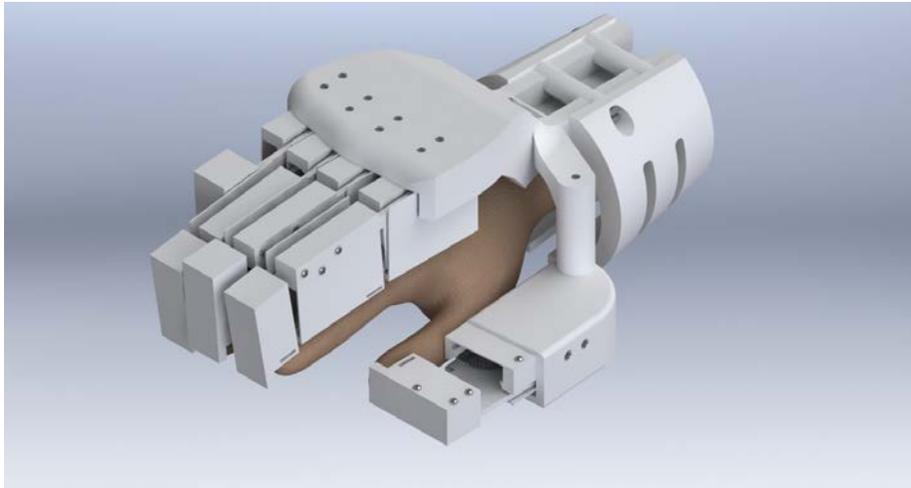


Figura 9 Prototipo virtual del exoesqueleto en SolidWorks.®

#### **4. Discusión**

En este trabajo se presentó una propuesta de diseño de exoesqueleto para mano 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 mecánico propuesto tiene un peso total estimado de 814g, 2 GDL de libertad activos y 2 GDL pasivos en cada dedo, con geometrías de piezas diseñadas para impresión 3D, 19 piezas por dedo y para un ensamble intuitivo. El exoesqueleto cubre el rango de movimiento de las falanges como se muestra en la figura 10, con una vista parcial del mecanismo de un dedo del exoesqueleto, donde se puede observar que la distancia del centro de los engranes que son la parte principal del mecanismo, con respecto al centro de rotación de la falange, se mantiene constante para las diferentes amplitudes de movimiento.

Actualmente el primer prototipo mecánico está en etapa de construcción, la mayoría de las piezas son realizadas en impresión 3D y los engranes maquinados con aluminio. Como trabajo futuro, se plantea la implementación de las etapas de electrónica, instrumentación y validación que permitirán la realización de pruebas en un entorno real.

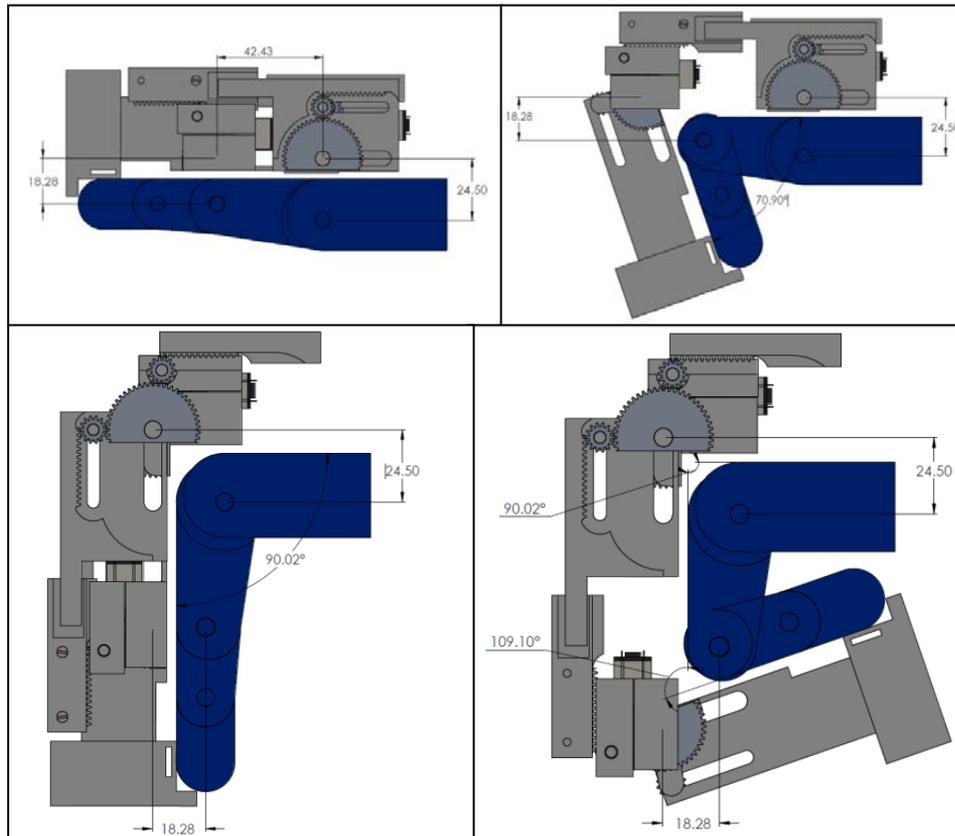


Figura 10 Representación del mecanismo en diferentes amplitudes de movimiento.

## 5. Bibliografía y Referencias

- [1] Balasubramanian S., Klein J., and Burdet E. Robot-assisted rehabilitation of hand function. *Current Opinion in Neurology*, 23(6):661-670, 2010.
- [2] Chiri, A., Vitiello, N., Giovacchini, F., Roccella, S., Vecchi, F. and Carrozza, M. C. Mechatronic design and characterization of the index finger module of a hand exoskeleton for post-stroke rehabilitation. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 17(5):884-894, October 2012.
- [3] Connelly, L., Jia, Y., Toro, M. L., Stoykov, M. E., Kenyon, R. V. and Kamper, D. G. A pneumatic glove and immersive virtual reality environment for hand rehabilitative training after stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 18(5):551-559, 2010.
- [4] Delph, M. A., Fischer, S. A., Gauthier, P. W., Luna, C. H. M., Clancy, E. A. and Fischer, G. S. A soft robotic exomusculature glove with integrated semg

- sensing for hand rehabilitation. In Proc. IEEE Int Rehabilitation Robotics (ICORR) Conf, pp. 1-7, 2013.
- [5] Fontana M., Fabio, S., Marcheschi, S., and Bergamasco, M. Haptic hand exoskeleton for precision grasp simulation. *Journal of Mechanisms and Robotics*, 5(4):041014, 2013.
- [6] Fu Y., Zhang Q., Zhang F., and Gan Z. Design and development of a hand rehabilitation robot for patient-cooperative therapy following stroke. In *Mechatronics and Automation (ICMA)*, 2011 International Conference on, pp. 112-117, 2011.
- [7] Instituto Nacional de Estadística y Geografía. <http://www.inegi.org.mx>. 2016. Consultado [26/11/2016].
- [8] Iqbal, J., Khan, H., Tsagarakis, N. G., and Caldwell, D. G. A novel exoskeleton robotic system for hand rehabilitation. Conceptualization to prototyping. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 32(2):79-89, 2014.
- [9] JASE Systems. <http://www.jasesystems.com/>. 2016.
- [10] Lamercy O., Dovat L., Gassert R., Burdet E., Leong Teo C., and Milner T. A haptic knob for rehabilitation of hand function. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(3):356-366, 2007.
- [11] Polygerinos, P., Lyne, S., Wang, Z., Nicolini, L. F., Mosadegh, B., Whitesides, G. M. and Walsh, C. J. Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation. In Proc. IEEE/RSJ Int. Conf. Intelligent Robots and Systems, pp. 1512-1517, 2013.
- [12] Sandoval Gonzalez O., Jacinto Villegas J., Herrera Aguilar I., Portill Rodriguez O., Tripicchio P., Hernandez Ramos M., Flores Cuautle A., and Avizzano C. Design and development of a hand exoskeleton robot for active and passive rehabilitation. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, 13(66):1-12, 2016.
- [13] Ullman, D. G. The mechanical design process, chapter Product Evaluation: Design for cost, manufacture, assembly and other measures, pages 315-362. McGraw-Hill New York, 4 ed., 1992.

- [14] Ulrich K. T. and Eppinger S. D. *Diseño y desarrollo de productos: enfoque multidisciplinario*. McGraw-Hill, 2004.
- [15] UNAM. <http://www.dgcs.unam.mx>. UNAM. 2016.
- [16] Unluhisarcikli, O., Weinberg, B., Sivak, M., Mirelman, A., Bonato, P. and Mavroidis, C. A robotic hand rehabilitation system with interactive gaming using novel electro-rheological fluid based actuators. In *Proc. IEEE Int Robotics and Automation (ICRA) Conf*, pp. 1846-1851, 2010.
- [17] Vitia. <http://www.vitia.es/>. 2015.
- [18] Zhang F., Hua L., Fu Y., Chen H., and Wang S. Design and development of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. *Mechanism and Machine Theory*, 73:103-116, 2014.