

## Diseño Personalizado de Prótesis Parcial de Mano Basada en un Mecanismo de Cuatro Barras

Customized Design of a Partial Hand Prosthesis Based on a Four-Bar Mechanism

Jazmín Cecilia Escobar Sánchez<sup>1</sup>, Ariel Fuerte Hernández<sup>2</sup>, Juan Campos Puentes<sup>3</sup>,  
Carlos Alberto González Rodríguez<sup>4</sup>, Martha Angélica García Olivo<sup>5</sup>

<sup>1,2,3,4</sup>Universidad Politécnica del Valle de México, 54910, Tultitlán, Estado de México

<sup>5</sup>Tecnológico de Estudios Superiores de Cuautitlán Izcalli, 54740, Cuautitlán Izcalli, Estado de México.

<sup>1</sup>jazmin.escobar.sanchez@upvm.edu.mx, <sup>2</sup>ariel.fuerte@upvm.edu.mx,  
<sup>3</sup>juan.campos.puentes@upvm.edu.mx, <sup>4</sup>carlos.gonzalez@upvm.edu.mx,  
<sup>5</sup>martha.go@cuautitlan.tecnm.mx

**Resumen.** Esta investigación se centra en el diseño de una prótesis parcial de mano que comprende los cinco dedos, destinada a un paciente que perdió las falanges a causa de un accidente laboral. El desarrollo del dispositivo se basó en el estudio anatómico del miembro residual y en la aplicación de diversas técnicas, incluyendo el moldeo tradicional con escayola, el escaneo tridimensional del miembro residual y la elaboración de un molde positivo en yeso. Asimismo, se incorporó la cinemática de mecanismos de cuatro barras y se empleó tecnología aditiva mediante impresión 3D para la fabricación y evaluación funcional del prototipo.

**Abstract.** This research is primarily based on the design of a partial hand prosthesis, specifically for the five fingers, intended for a patient who lost the phalanges in a workplace accident. It is grounded on the study of the anatomy of the residual limb and employs traditional molding with plaster, three-dimensional scanning of the residual limb, and a positive plaster mold. Additionally, it applies the kinematics of four-bar mechanisms and uses additive manufacturing (3D printing) technology to conduct tests and verify its functionality.

**Palabras Clave:** Prótesis, dedos, mecanismo, escaneo, tridimensional

## 1 Introducción

En los últimos años, los avances tecnológicos han impulsado el desarrollo de una amplia variedad de prótesis de mano, contribuyendo significativamente a mejorar la calidad de vida de las personas que han sufrido amputaciones en diferentes niveles, como por encima o por debajo del codo, así como amputaciones parciales de la mano. La amputación de dedo es una de las pérdidas más comunes entre los pacientes que requieren prótesis. Sin embargo, la mayoría de las prótesis disponibles están diseñadas para manos completas, mientras que las prótesis parciales, aunque menos frecuentes, a menudo no son personalizadas, lo que impide un ajuste óptimo al usuario. El objetivo principal de esta investigación es diseñar una prótesis parcial de mano, personalizada y funcional, que abarque específicamente los cinco dedos, garantizando así un mejor ajuste y una mayor eficacia en el uso diario.

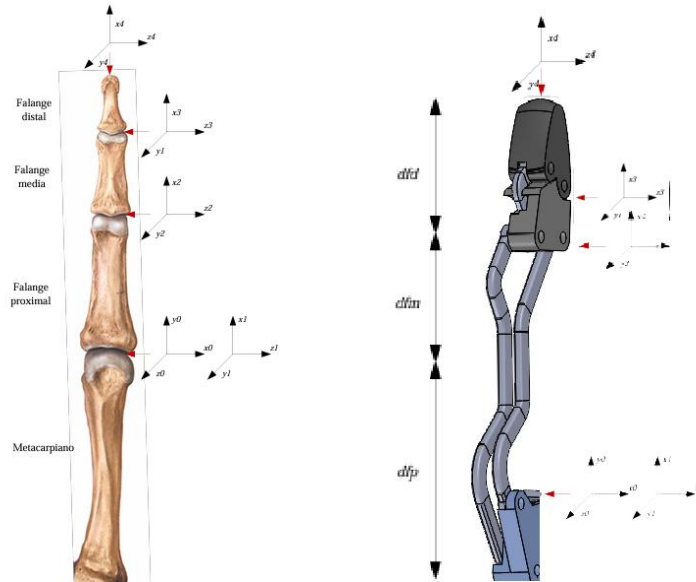
En este estudio, la anatomía del miembro residual se replicó mediante la toma de un molde utilizando la técnica tradicional con escayola. Posteriormente, se fabricó un molde positivo que conservó tanto las dimensiones como la anatomía del paciente, el cual fue escaneado para generar una imagen tridimensional computarizada. A partir de las dimensiones obtenidas, se diseñó una prótesis de dedos que se ajusta de manera personalizada al usuario, permitiendo una transmisión mecánica eficiente del movimiento. Este diseño asegura que se pueda alcanzar la posición deseada (apertura total o cierre completo), proporcionando al usuario un mayor control durante sus actividades cotidianas, como el agarre puntual, cilíndrico y en suspensión. Además, se empleó un análisis cinemático para evaluar la movilidad funcional de la prótesis.

## 2 Metodología

La pérdida o amputación de los dedos representa un gran porcentaje en comparación con las amputaciones de miembros superiores. La limitación física se ve afectada, además de causar complicaciones del tipo psicológico debido a las diferencias con otras personas [1]. Existe una gran importancia en tener conocimiento que las prótesis deben ajustarse perfectamente a la movilidad del usuario, por lo que se clasifican en tres categorías principales [2-3].

1. Prótesis con fines únicamente estéticos
2. Prótesis de alimentación externa
3. Prótesis accionadas por el usuario [4-5].

El diseño se basa principalmente en la prótesis accionada por el usuario, mediante un sistema mecánico que proporciona un movimiento más fluido ya que es muy similar al de la mano, tal como se puede apreciar en la Fig. 1.



**Fig.1.** Estructura de un dedo humano y prótesis.

Es fundamental comprender la anatomía de la mano, ya que constituye en el diseño de una prótesis de dedo funcional. El soporte principal de la mano lo proporciona su estructura ósea, destacando las falanges como los elementos clave de los dedos. Estas se dividen en tres partes: la falange distal (FD), la falange media (FM) y la falange proximal (FP), siendo cada una de ellas de longitud variable [6].

### 2.1 Evaluación del paciente y toma del molde

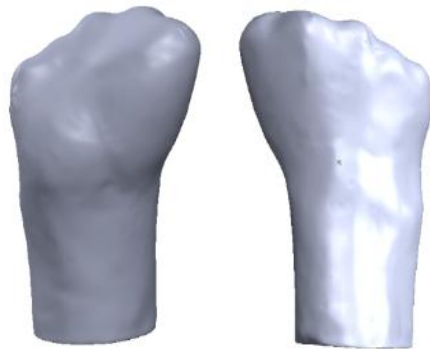
Cada prótesis comienza con la toma de un molde de la mano del paciente mediante técnicas tradicionales (escayola) obteniendo un molde negativo, posteriormente se obtiene un molde positivo con la forma exacta del muñón. Este molde se escanea mediante tecnología 3D para obtener una geometría digital precisa que sirve de base en el diseño de la prótesis personalizada, siendo visible en la Fig. 2 [7].



**Fig. 2.** Toma de Molde y Escaneo tridimensional del modelo, conservando sus condiciones anatómicas del paciente.

## 2.2 Diseño paramétrico

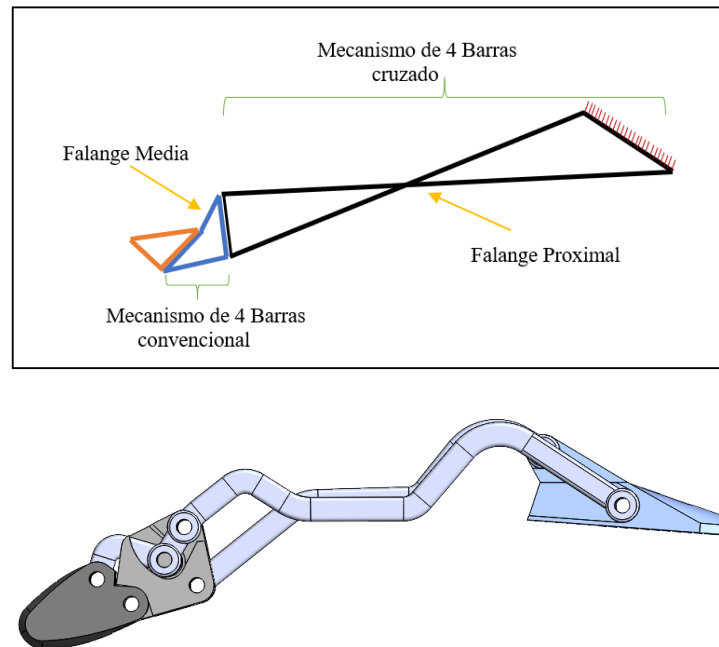
Con el modelo 3D computarizado, se realiza el diseño personalizado de la prótesis, como se muestra en la Fig. 3. La interfaz de la prótesis con el muñón o base anatómica se adapta perfectamente gracias al escaneo previo. Se propone el mecanismo de la prótesis, como se hizo mención se aplica un mecanismo de 4 barras articuladas optimizadas para simular el movimiento natural de la flexión y extensión [8].



**Fig. 3.** Modelo tridimensional del molde.

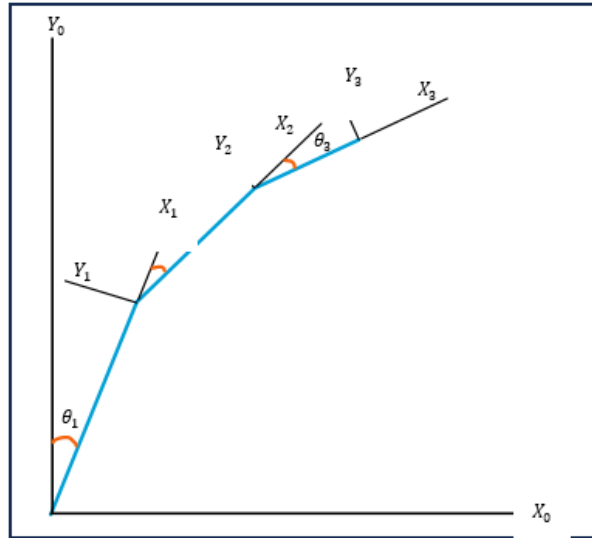
### 2.3 Cinemática del mecanismo

Se propone un mecanismo de 4 barras cruzado (forma de *X*) en la articulación principal del dedo que es la metacarpianofalángica (falange proximal), ya que el sistema cruzado transmite una rotación inversa a las articulaciones y es más adecuado al movimiento de flexión del dedo. Y en la articulación falángica medial un mecanismo convencional de 4 barras, ya que proporciona una rotación en la misma dirección mostrada en la Fig.4 [9].



**Fig. 4.** Mecanismo propuesto para prótesis de dedo.

El análisis cinemático y el análisis dinámico deben resolverse de manera conjunta; sin embargo, a partir de los resultados del análisis cinemático, no es necesario repetir dicho procedimiento en cada iteración. Estos resultados permiten determinar con facilidad las tasas de rotación de las articulaciones. La estructura de eslabones del dedo protésico, compuesta por tres segmentos, se representó en un sistema de coordenadas cartesiano X–Y, como se muestra en la Fig. 5.



**Fig. 5.** Estructura de los eslabones conservando las tres falanges.

Los parámetros de Denavit-Hartenberg son una técnica de nomenclatura para expresar la posición y orientación de cada parte de un robot multipartes en relación con el eslabón anterior. Aunque normalmente se necesitan 6 parámetros para expresar la posición y orientación de un objeto en el espacio, las matrices de transformación se pueden calcular fácilmente utilizando 4 parámetros. Estos cuatro parámetros son: longitud del eslabón ( $a_i$ ), giro del eslabón ( $\alpha_i$ ), desplazamiento de la articulación ( $d_i$ ) y ángulo de la articulación ( $\theta_i$ ) [10-11]. Los parámetros de Denavit-Hartenberg para cada parte móvil del dedo protésico se muestran en la Tabla 1. Se asumió que los eslabones son rígidos, por lo tanto, se ignora el giro del eslabón.

**Tabla 1.** Parámetros de Denavit-Hartenberg

Conexiones	$a_i$	$d_i$	$\theta_i$
1	$l_1$	0	$\theta_1$
2	$l_2$	0	$\theta_2$
3	$l_3$	0	$\theta_3$

Al determinar los parámetros del sistema, es posible calcular las matrices de transformación. Estas matrices permiten expresar la posición de cada segmento del dedo protésico en relación con el centro del sistema de coordenadas anterior. Las matrices de

transformación ( $A_i^{i-1}$ ) se utilizan para vincular el sistema de coordenadas  $i$ -ésimo con el sistema de coordenadas precedente. Cada una de estas matrices se determina según la relación  $i - 1$  en las ecuaciones correspondientes. Las matrices de transformación para los distintos sistemas de coordenadas están definidas en las ecuaciones (1), (2) y (3).

$$A_1^0 = \begin{bmatrix} \cos\theta_1 & -\sin\theta_1 & 0 & l_1\cos\theta_1 \\ \sin\theta_1 & \cos\theta_1 & 0 & l_1\sin\theta_1 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

$$A_2^1 = \begin{bmatrix} \cos\theta_2 & -\sin\theta_2 & 0 & l_2\cos\theta_2 \\ \sin\theta_2 & \cos\theta_2 & 0 & l_2\sin\theta_2 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$A_3^2 = \begin{bmatrix} \cos\theta_3 & -\sin\theta_3 & 0 & l_3\cos\theta_3 \\ \sin\theta_3 & \cos\theta_3 & 0 & l_3\sin\theta_3 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Al expresar la posición y la orientación de cada parte en relación con la parte anterior, se multiplican las matrices de transformación entre sí, y el punto final del dedo protésico puede expresarse en relación con el centro del sistema de coordenadas. Las matrices de transformación expresadas en la ecuación (4), con el nombre  $T_i^0$ , se utilizan para convertir las coordenadas definidas en el sistema  $i$ -ésimo en coordenadas definidas en el sistema raíz del modelo [12]. Las ecuaciones 5 y 6 muestran cómo obtener la matriz de transformación hacia las coordenadas del sistema raíz.

$$T_3^0 = A_1^0 A_2^1 A_3^2 \quad (4)$$

$$T_2^0 = A_1^0 A_2^1 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2) & -\sin(\theta_1 + \theta_2) & 0 & l_1\cos\theta_1 + l_2\cos(\theta_1 + \theta_2) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & l_1\sin\theta_1 + l_2\sin(\theta_1 + \theta_2) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$T_3^0 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & -\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) & 0 & l_1 \cos \theta_1 + l_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ \sin(\theta_1 + \theta_2) & \cos(\theta_1 + \theta_2) & 0 & l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) + l_3 \sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

Para que la prótesis diseñada pueda reemplazar adecuadamente los dedos y proporcionar una sensación de uso realista, también debe seguir la trayectoria que siguen los dedos humanos durante el agarre. Con el análisis dinámico, deben determinarse las tasas de rotación de las articulaciones.

Cuando se examina el movimiento de agarre, utilizando los resultados del análisis cinemático, el desplazamiento de la punta del dedo en las coordenadas “X” y “Y” puede expresarse mediante las ecuaciones 7 y 8.

$$x = l_{pp} \cos \theta_{MCP} + l_{IP} \cos(\theta_{MCP} + \theta_{PIP}) + l_{DP} \cos(\theta_{MCP} + \theta_{PIP} + \theta_{DIP}) \quad (7)$$

$$y = l_{pp} \sin \theta_{MCP} + l_{IP} \sin(\theta_{MCP} + \theta_{PIP}) + l_{DP} \sin(\theta_{MCP} + \theta_{PIP} + \theta_{DIP}) \quad (8)$$

Los parámetros  $l_{ip}$ ,  $l_{pp}$  y  $l_{DP}$  son las longitudes de las falanges;  $\theta_{MCP}$ ,  $\theta_{PIP}$ ,  $\theta_{DIP}$  son los ángulos articulares. Las longitudes de las falanges se determinan a partir de modelos óseos (dedo índice), mientras que los ángulos articulares se determinarán en esta etapa. Tras definir el movimiento del cuerpo, es crucial simplificar el problema analizando el mecanismo propuesto de cuatro barras.

Es fundamental encontrar las dimensiones de un elemento rotatorio con movimiento alternativo, definido por una función del tiempo o del movimiento de entrada; esto se conoce como generación de función. Para ello, se ha diseñado un eslabonamiento de cuatro barras para generar la función  $y = f(x)$ , donde “x” representa el movimiento de la manivela de entrada. El eslabonamiento se diseñó para que el movimiento del oscilador de salida se aproxime a “y”. Esto se logró mediante el espaciado de *Chebyshev*, que implica seleccionar puntos de precisión para la síntesis cinemática, minimizando así el error estructural. Considerando que  $\theta_2$  y  $\theta_4$  son las posiciones angulares de los eslabones 2 y 4 en el mecanismo de cuatro barras, se deben especificar puntos de “x” en el intervalo  $0 < x < 1$  para encontrar un mecanismo que cumpla con la relación deseada. La ecuación de *Chebyshev* es [13]:

$$x_j = \frac{1}{2}(x_0 + x_{n+1}) - \frac{1}{2}(x_{n+1} - x_0) \cos\left(\frac{\pi(2j-1)}{2N}\right) \quad (9)$$

Donde  $N = 21$  puntos de precisión y  $j = 1, 2, 3, \dots, n$ . Si  $\theta_2$  es la posición angular del eslabón  $r_2$ , y  $\theta_4$  es la posición angular del eslabón  $r_4$ , entonces:

$$\theta_4 = f(\theta_2) \quad (10)$$

Donde  $f$  es cualquier relación funcional deseada, en este caso,  $y = e^x$ . Con este espaciado, se identifican los puntos de precisión para  $\theta_2$ , buscando un eslabonamiento que cumpla la relación para la síntesis. Aunque pueden existir desviaciones, conocidas como errores estructurales. El espaciado de *Chebyshev* es una primera aproximación, y para mayor exactitud, se pueden realizar ajustes visuales en los puntos de precisión mediante una curva del error estructural contra “ $x$ ”, como en el método de *Freudenstein*. Para formular la ecuación de diseño de *Freudenstein* para la condición de cadena cinemática abierta:

$$x_d = x_1 + r_2 \cos(\theta_2 + \beta) + r_5 \cos\theta_3 \quad (11)$$

$$y_d = y_1 + r_2 \sin(\theta_2 + \beta) + r_5 \sin\theta_3 \quad (12)$$

De las ecuaciones 11 y 12 se pueden establecer las funciones que resuelven la ecuación cinemática de la cadena abierta:

$$F = (x_d - x_1 - r_2 \cos(\theta_2 + \beta))^2 + (y_d - y_1 - r_2 \sin(\theta_2 + \beta))^2 - r_5^2 \quad (13)$$

Posteriormente se obtiene la ecuación cinemática de cadena cerrada:

$$r_4^2 = (r_2 \cos(\theta_2 + \beta) + r_3 \cos(\theta_3 - \alpha) - (x_2 - x_1))^2 + (r_2 \sin(\theta_2 + \beta) + r_3 \sin(\theta_3 - \alpha) - (y_2 - y_1))^2 \quad (14)$$

$$F = (r_2 \cos(\theta_2 + \beta) + r_3 \cos(\theta_3 - \alpha) - (x_2 - x_1))^2 + (r_2 \sin(\theta_2 + \beta) + r_3 \sin(\theta_3 - \alpha) - (y_2 - y_1))^2 - r_4^2 \quad (15)$$

### 3 Propuesta de mecanismo

El mecanismo propuesto se diseñó utilizando el software *SolidWorks*®, que ofrece herramientas integradas para importar el escaneo tridimensional del miembro residual, facilitando el montaje y ensamblaje de la prótesis de los dedos. En este proceso, se crearon los componentes correspondientes, que se muestra en la Fig. 6 y Fig. 7 [14].

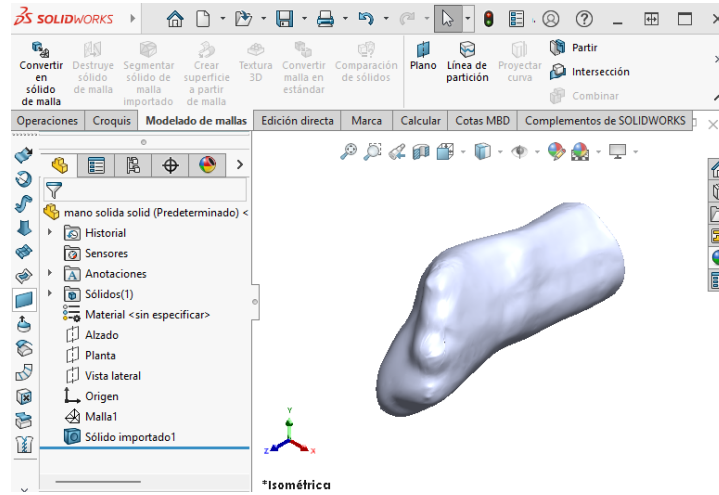


Fig. 6. Importación del miembro residual en formato digital.

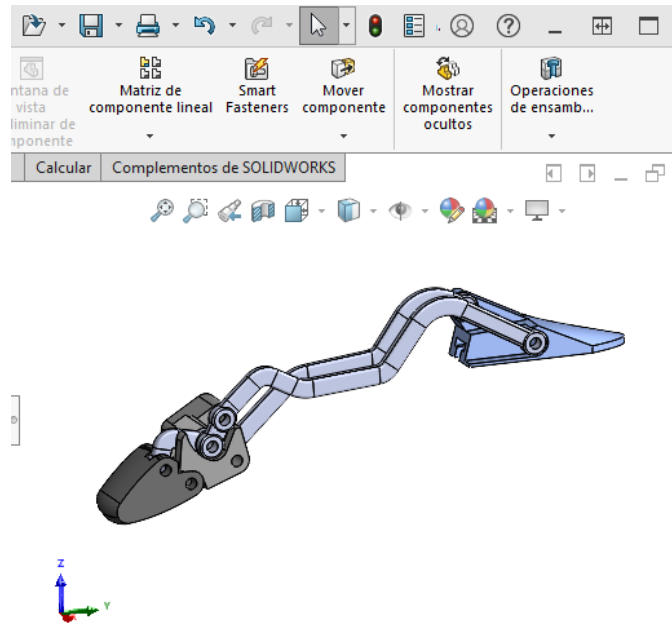
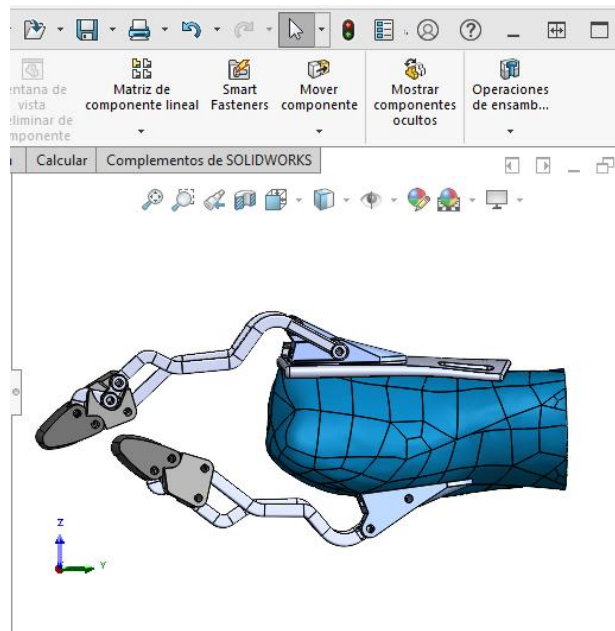


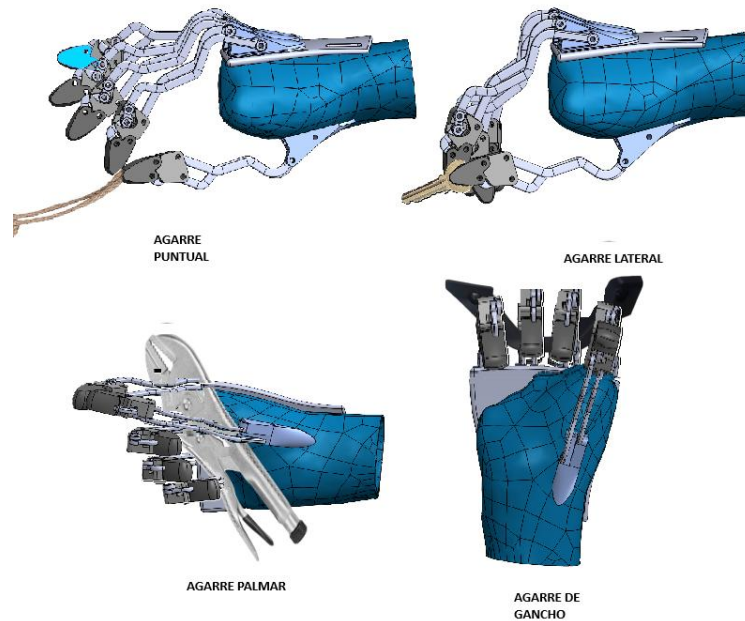
Fig. 7. Mecanismo propuesto de 4 barras.

En la Fig. 8, se realiza un primer ensamblaje funcional para pruebas de ajuste, seguido de ajustes y pruebas de movimiento antes de la entrega al paciente.



**Fig. 8.** Ensamble de la prótesis en el miembro residual.

Al finalizar el ensamble de la prótesis se realizan algunos de los agarres principales dentro del mismo *SolidWorks*® para verificar que no exista alguna interferencia entre las piezas, por lo que debe imitar exactamente las partes sólidas de los elementos mecánicos [15]. La prótesis es diseñada para permitir un montaje fácil y el reemplazo de los dedos. Es posible cambiar las piezas de los dedos protésicos y las relaciones articulares, de modo que se puedan diseñar y fabricar dedos adaptados para agarrar objetos de diferentes tamaños. Este diseño adaptable mejora la calidad de vida del usuario, como se puede ver en la Fig. 9.

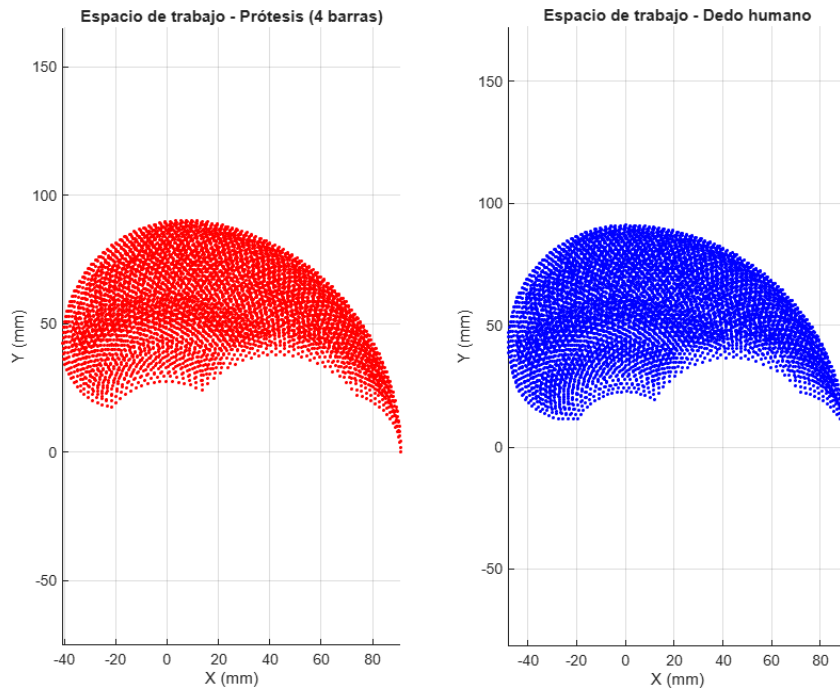


**Fig. 9.** Prueba de tipos de agarre de la prótesis.

#### 4 Resultados

Tanto la prótesis como el dedo humano poseen tres articulaciones principales (Proximal, Media y distal), la cinemática desarrollada obtiene los parámetros para determinar el espacio de trabajo o trayectoria del dedo protésico propuesto, además se compara con la trayectoria con un dedo humano, mostrando cierta similitud en el movimiento ejercido durante la flexión.

Como ya se mencionó es indispensable realizar puntos de comparación con el dedo índice de un dedo humano. Los espacios de trabajo se ven reflejados en la Fig. 10.



**Fig. 10.** Espacio de trabajo de la prótesis propuesta vs dedo humano.

## 5 Conclusiones

En este estudio se desarrolló una prótesis parcial de mano personalizada, diseñada específicamente para la amputación de los cinco dedos a causa de un trauma (accidente laboral). Esta prótesis es accesible y fácil de fabricar utilizando tecnología aditiva de impresión 3D. El proceso de diseño incluyó la toma de un molde tradicional, el escaneo tridimensional y el modelado en un software de diseño. Además, se realizó un análisis cinemático para describir la trayectoria del dedo, garantizar su funcionalidad y asegurar un ajuste óptimo a la mano, mejorando así la capacidad de agarre de objetos de diferentes tamaños.

En estudios futuros, será posible desarrollar modelos protésicos que incluyan todos los dedos de la mano. Una limitación de este estudio es que la prótesis requiere la presencia de la falange proximal para el funcionamiento adecuado, lo que la hace inapropiada para personas que han sufrido la pérdida total del dedo. Para superar esta limitación, se podrían explorar diseños protésicos alternativos. Aunque el diseño actual está pensado para

personas con amputaciones parciales, se han presentado dificultades para reclutar participantes. Además, para mejorar la funcionalidad del modelo, sería beneficioso incorporar el sentido del tacto, utilizando sensores de presión en las puntas de los dedos.

Existen numerosos estudios sobre el diseño de prótesis de mano, en los cuales, con frecuencia, se emplean dimensiones estándar, sin considerar diseños personalizados. Esta aproximación puede dar lugar a resultados imprecisos o no óptimos. La compatibilidad entre la prótesis y la mano es crucial tanto en el contexto de investigaciones científicas como en su aplicación en la vida diaria. En esta investigación, se ha considerado la antropometría del usuario para obtener resultados más precisos y eficientes.

## Referencias.

1. Salminger, S.J.; Sturma, M.; Roche, O.; Hruby, L.A.; Hasenoehrl, T.; Aszmann, O.C.: Functional and psychological outcomes of hand and finger replantation versus amputation with prosthetic fitting. *Journal of Hand Surgery (European Volume)*, Vol. 46, No. 2, pp. 186–194 (2021)
2. Young, K.J.; Pierce, J.E.: Assessment of body-powered 3D printed partial finger prostheses: a case study. *3D Printing in Medicine*, Vol. 5, No. 7, pp. 1–9 (2019)
3. Wahit, M.A.; Ahmad, S.A.; Hamiruce Marhaban, M.; Wada, C.; Izhar, L.I.: 3D printed robot hand structure using four-bar linkage mechanism for prosthetic application. *Sensors*, Vol. 20, No. 15, pp. 4174–4186 (2020)
4. Meier, R.A.; Atkins, L.: *Functional Restoration of Adults and Children with Upper Extremity Amputation*. Demos Medical Publishing, New York (2014)
5. Kannenberg, J.C.K.: Upper-limb prosthetics: evolution and classification. *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 43, No. 1, pp. 3–14 (2019)
6. Chiri, A.; Catalano, M.; Bicchi, A.: Current Solutions and Future Trends for Robotic Prosthetic Hands. *Annual Review of Control, Robotics, and Autonomous Systems*, Vol. 6, pp. 145–169 (2023)
7. Paternoster, A.; Lorenzon, L.; Furlan, G.; Gallo, S.; Gruppioni, E.; Mazzoli, A.: From traditional casting to 3D scanning and printing: a hybrid approach for customized upper limb prostheses. *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 46, No. 1, pp. 76–86 (2022)
8. Bustamante, M.; Vega-Centeno, R.; Sánchez, M.; Mio, R.: A parametric 3D-printed body-powered hand prosthesis based on the four-bar linkage mechanism. *Proceedings of the IEEE 18th International Conference on Bioinformatics and Bioengineering (BIBE)*, pp. 79–85 (2018)
9. Sabry, J.G.; Hadi, N.H.: Mathematical modelling of four-bar mechanisms for prosthetic finger activation. *Advances in Mechanics*, Vol. 10, No. 1, pp. 45–56 (2022)
10. Gopura, R.A.R.C.; Bandara, D.S.V.; Kiguchi, K.; Mann, G.K.L.: Design and kinematic analysis of an anthropomorphic prosthetic hand using the Denavit–Hartenberg parameters. *International Journal of Advanced Robotic Systems*, Vol. 13, No. 4, pp. 1–12 (2016)
11. Cortés, C.; Torres, F.; Pulloquina, J.; Rodríguez, M.: Kinematic modeling of a robotic finger mechanism using Denavit–Hartenberg convention for prosthetic applications. *Journal of Mechanics Engineering and Automation*, Vol. 12, No. 3, pp. 101–110 (2022)

12. Khan, A.; Niazi, M.; Iqbal, J.; Malik, A.A.: Forward kinematics modeling of a prosthetic finger using transformation matrices based on Denavit–Hartenberg parameters. *Journal of Robotics and Control (JRC)*, Vol. 4, No. 2, pp. 120–130 (2023)
13. Erdman, A.G.; Sandor, G.N.; Kota, S.: *Mechanism Design: Analysis and Synthesis*, Vol. 1, 4th ed. Pearson Education, Upper Saddle River (2021)
14. Nogueira, D.; Henriques, E.; Silva, J.; Pires, J.: Design and development of customized upper-limb prostheses using CAD software and 3D scanning technologies. *Computer-Aided Design and Applications*, Vol. 20, No. 3, pp. 451–462 (2023)
15. Wahyudi, M.; Rahman, M.A.; Yusof, A.; Amin, N.: Design validation of a modular and customizable prosthetic hand using CAD-based simulation. *International Journal of Advanced Computer-Aided Engineering and Manufacturing*, Vol. 7, No. 2, pp. 112–123 (2022)