

Análisis de posición de un exoesqueleto de mano para rehabilitación

Position analysis of hand exoskeleton for rehabilitation

Norberto Lopez^a, Carlos I. Canales-Guzmán^b, César A. Vázquez-Jiménez^c, Sergio Llamas-Zamorano^d, Carlos Escobar-del Pozo^e, Gilberto Villalobos-Llamas^f.

Abstract:

Computer-Aided Design (CAD) and Computer-Aided Engineering (CAE) were employed to analyze the positioning of the hand exoskeleton linkages, evaluating the feasibility of the proposed mechanism for the physical rehabilitation in individuals with cerebral palsy. The study focused on flexion – extension movement routines, following clinical guidelines from medical specialists in neurorehabilitation. The hand exoskeleton model was designed in CAD using SolidWorks® and then exported to Ansys Workbench® using rigid body dynamics simulations. Kinematic results determined the link configurations to replicate fingers trajectories required for rehabilitation. A high correlation between the CAD and CAE simulations was observed, confirming the exoskeleton precision in reproducing prescribed therapeutic motions. The results indicate that the device's potential for accurate hand rehabilitation therapy, adhering to medically recommended protocols.

Keywords:

Hand exoskeleton, rehabilitation, position analysis, CAD-CAE.

Resumen:

El diseño asistido por computadora (CAD) y la ingeniería asistida por ordenador (CAE) se emplean para analizar la posición de un exoesqueleto de mano, con el objetivo de evaluar su viabilidad en la rehabilitación física de personas con parálisis cerebral. Este estudio se enfoca en las rutinas de movimientos de flexión y extensión recomendadas por especialistas. Se utiliza un modelo de exoesqueleto de mano diseñado en CAD SolidWorks®, el cual se exporta a Ansys Workbench® para su análisis mediante el módulo de dinámica de cuerpos rígidos. El análisis permite determinar las posiciones requeridas de los eslabones que conforman los dedos del exoesqueleto. Los movimientos simulados en CAE se replican con éxito y se validan frente a los obtenidos en CAD. Los resultados confirman que el exoesqueleto es capaz de reproducir con precisión la rutina de rehabilitación prescrita, mostrando una relación de movimiento favorable para su implementación.

Palabras Clave:

Exoesqueleto de mano, rehabilitación, análisis de posición, CAD-CAE.

Introducción

Los exoesqueletos de mano representan una tecnología innovadora en el campo de la rehabilitación, facilitando tanto la recuperación funcional como la realización de actividades diarias en personas con discapacidades motoras. Estos dispositivos contribuyen de manera significativa a mejorar la calidad de vida de los usuarios al

restaurar su capacidad de movimiento. En México, de acuerdo con el Instituto Nacional de Estadística y Geografía [1], aproximadamente el 6% de la población, es decir, alrededor de 7.1 millones de personas, presenta algún tipo de discapacidad. De estas, un 33% experimenta dificultades para mover o utilizar sus brazos o manos. Este escenario resalta la creciente necesidad de dispositivos que puedan apoyar las terapias de rehabilitación motriz,

^a Autor de Correspondencia Universidad de Colima, <https://orcid.org/0000-0002-2623-5532>, Email norberto_lopez@ucol.mx

^b Universidad de Colima, <https://orcid.org/0009-0002-9044-9815>, Email: ccanales0@ucol.mx,

^c Universidad de Colima, <https://orcid.org/0000-0002-7034-5093> Email: vazquez_cesar@ucol.mx

^d Universidad de Colima, <https://orcid.org/0009-0006-6038-2970> Email: serllaza@ucol.mx,

^e Universidad de Colima, <https://orcid.org/0000-0002-8732-8791>, Email: cescobar@ucol.mx

^f Universidad de Colima, <https://orcid.org/0009-0003-4030-5650>, Email: givilla@ucol.mx

en particular aquellos que mejoren la movilidad y la funcionalidad de las extremidades superiores.

Actualmente, existen diversos diseños y tecnologías dirigidos a la rehabilitación de diferentes partes del cuerpo. Entre ellos, se encuentran los exoesqueletos robóticos para miembros inferiores, como el desarrollado por Lugo et al. [2], orientado a personas con dificultades para caminar; o los exoesqueletos para la rehabilitación de miembros superiores, como el diseñado por López et al. [3], que asiste en la recuperación de hombro y codo. Córdova et al. [4] llevaron a cabo un análisis de posición para un exoesqueleto de mano, utilizando un enfoque geométrico y un análisis estático que permitió verificar la funcionalidad de las juntas del dispositivo, además, otros trabajos han explorado exoesqueletos más específicos, como los destinados a la rehabilitación de manos y dedos [5].

La investigación en el desarrollo de exoesqueletos para la rehabilitación de miembros superiores ha mostrado un notable crecimiento en los últimos años, impulsada por su capacidad para mejorar la calidad de vida de personas con limitaciones motrices. En este contexto, el trabajo de Cheng y Rojas [6] se centró en el diseño y construcción de un exoesqueleto para rehabilitación, haciendo uso del software ANSYS® para evaluar su seguridad y efectividad mediante simulaciones. De igual forma, en [7] se diseñó un prototipo dirigido a niños, realizando análisis cinemáticos y de fuerzas a través de herramientas como Matlab® y Adams View®, obteniendo resultados prometedores en términos de amplitud de movimiento y seguridad estructural. Recientemente, Garcés y Hurtado [8] desarrollaron un exoesqueleto tipo guante orientado a personas con Parkinson, integrando sensores para monitoreo en tiempo real del movimiento y un dispositivo de amortiguación que reduce los desplazamientos involuntarios. Este dispositivo, validado mediante ANSYS® y Adams®, mostró resultados favorables tanto en el control de movimientos como en la reducción de la falta de coordinación muscular.

Basado en lo anterior y no obstante a los avances en el desarrollo de exoesqueletos de mano, es necesario contar con más información y validación de las investigaciones aplicadas a este tipo de exoesqueletos, para garantizar movimientos con precisión que repliquen las terapias de rehabilitación prescritas por especialistas. En los estudios previos mencionados, se han abordado análisis estáticos o se han basado en exoesqueletos para otro tipo de articulaciones, pero hace falta información de metodologías validadas que integren simulaciones dinámicas de cuerpos rígidos, con el fin de evaluar desde etapas tempranas del diseño su capacidad para generar trayectorias anatómicamente correctas.

En el presente trabajo, se realiza un análisis con enfoque combinado CAD-CAE que, mediante simulaciones de

dinámica del cuerpo rígido en Ansys Workbench® se cuantifica la precisión del exoesqueleto en replicar rutinas de flexión – extensión recomendadas clínicamente.

Metodología

Basado en el trabajo previo de Gómez et al. [9], el exoesqueleto de mano fue diseñado para cumplir con las siguientes características funcionales:

- 1). Realizar rutinas de movimientos de flexión y extensión, útiles para pacientes con parálisis cerebral.
- 2). Garantizar una sujeción adecuada a la mano del paciente durante los movimientos de apertura y cierre.
- 3). Contar con un diseño ligero, apto para colocarse sobre la mano de pacientes jóvenes adultos de entre 15 y 21 años.
- 4). Integrar elementos mecánicos con puntos de rotación que permitan trayectorias cómodas y adaptadas al movimiento natural de los dedos.

Con base a estos requisitos, el modelo del exoesqueleto se realizó en el software SolidWorks®. El diseño de la geometría de un dedo del exoesqueleto, incluye los componentes mostrados en la figura 1, se efectuó el ensamblaje y se verificó su movimiento en el entorno CAD [9].

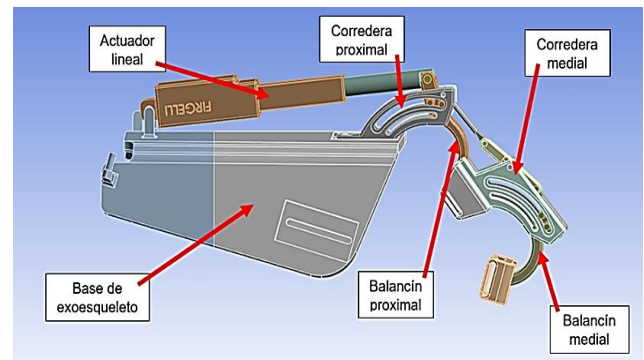


Figura 1. Componentes del exoesqueleto de mano.

Posteriormente, el modelo realizado en CAD se importó a Ansys Workbench® para realizar un análisis de dinámica de cuerpo rígido, con el fin de evaluar el comportamiento del exoesqueleto en términos de movimiento y posición de cada dedo (véase figura 2).

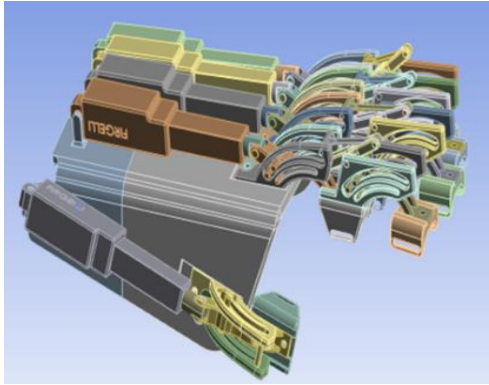


Figura 2. Modelo en CAE de exoesqueleto de mano.

Configuración del modelo

Una vez definida la geometría, se importó el modelo al software CAE ANSYS® para su preparación y corrección, esto como parte del preprocesamiento, con el objetivo de evitar posibles errores que pudieran afectar los resultados del análisis dinámico. Durante esta etapa, se configuraron las propiedades y restricciones del modelo, y se definieron las articulaciones y conexiones entre las distintas partes del exoesqueleto para simular su movimiento.

Es fundamental establecer correctamente las condiciones de contacto y las juntas, ya que estas garantizan la obtención de resultados coherentes y de mayor precisión para replicar los movimientos deseados. Las juntas simulan las uniones o contactos entre eslabones y generan restricciones de movimiento entre los componentes conectados. En el modelo se emplearon tres tipos de juntas:

Juntas rígidas: estas conexiones restringen completamente el movimiento relativo entre dos componentes, simulando uniones fijas. Un ejemplo de su aplicación se muestra en la figura 3, correspondiente a la base del exoesqueleto.

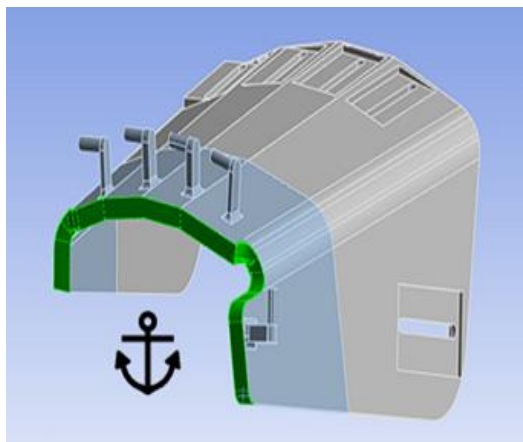


Figura 3. Junta rígida aplicada a la base del exoesqueleto.

Juntas de revoluta: permiten el movimiento de rotación entre dos componentes alrededor de un eje. La figura 4 ilustra su uso en el balancín proximal.

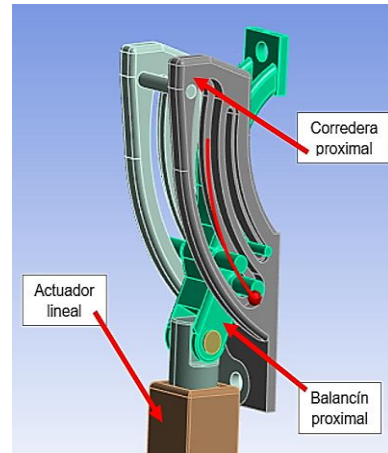


Figura 4. Junta revoluta aplicada entre balancín y corredera proximal.

Juntas deslizantes: facilitan el movimiento lineal entre dos componentes, restringiendo los desplazamientos en otras direcciones. Este tipo de junta se utilizó exclusivamente en el vástago del actuador lineal (ver figura 5).

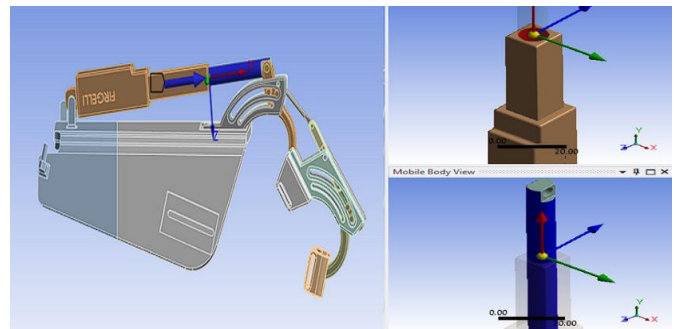


Figura 5. Junta deslizante aplicada al vástago del actuador lineal.

Configuración del análisis

Esta parte del procesamiento se refiere a la definición de las condiciones y parámetros específicos necesarios para llevar a cabo el análisis dinámico del mecanismo. En esta etapa, se determinan las características del análisis como: la duración de la simulación, las cargas aplicadas y las restricciones del sistema [10].

Para dicho análisis, se configuraron únicamente tres parámetros clave:

- **Tiempo:** se establece la duración total del análisis dinámico mediante pasos, que dividen el análisis en intervalos discretos, permitiendo controlar la simulación a lo largo del tiempo.

- Selección de cargas: se aplican las cargas que afectan el modelo durante el análisis, tales como aceleraciones, fuerzas o desplazamientos remotos.
- Restricciones y condiciones de contorno: se especifican las restricciones y condiciones de contorno que influyen el movimiento y comportamiento del modelo durante el análisis.

En este tipo de análisis, se asume que los cuerpos son rígidos y no presentan deformación, lo que minimiza el impacto de la precisión del mallado en los resultados. Por ello, se emplea el mallado automático proporcionado por el software.

Rutina de movimiento para rehabilitación y configuración en CAE

De acuerdo con las indicaciones técnicas documentadas y relacionadas con el área de la salud (fisioterapia), el proceso de rehabilitación de la mano para personas con parálisis cerebral se limita al movimiento de flexión-extensión [9]. La rutina de movimiento a simular inicia con el exoesqueleto en una posición de flexión (figura 6). A continuación, se realiza un movimiento de extensión en un lapso de 5 segundos, manteniendo esta posición final durante 10 segundos (figura 7). La terapia se completa con el retorno a la posición inicial de flexión en un tiempo de 5 segundos.

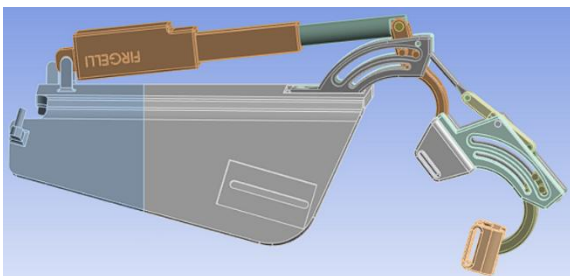


Figura 6. Posición inicial en flexión.

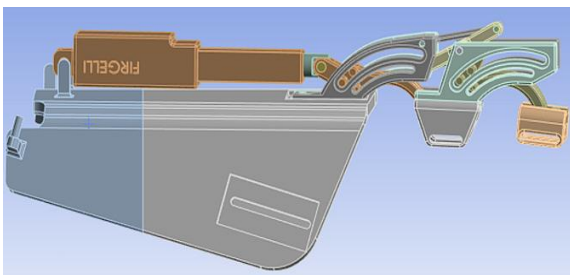


Figura 7. Posición final en extensión.

Para realizar esta rutina de rehabilitación, los parámetros de la configuración deben alinearse con el movimiento propuesto. Dado que la duración total de la rutina es de 20 segundos, se configuran 20 pasos, uno por cada segundo de movimiento, de acuerdo con lo mostrado en la figura 8.

Esta discretización temporal permite una mejor resolución en el seguimiento a las trayectorias para cambios de posición con mayor pronunciación. Lo anterior, coincide con los protocolos clínicos que priorizan movimientos lentos y controlados para pacientes con parálisis cerebral.

Details of "Analysis Settings"	
Step Controls	
Number Of Steps	20
Current Step Number	1
Step End Time	1. s
Auto Time Stepping	On

Figura 8. Condiciones de tiempo de simulación.

Condición de carga y configuración del desplazamiento

Para la condición de carga, se establece un desplazamiento de 35.15 mm, aplicado en la junta deslizante del actuador lineal (ver figura 9). Esta medida representa la longitud requerida para alcanzar una extensión completa del dedo sin sobrepasar los límites anatómicos naturales, de acuerdo con los datos clínicos considerados en [9].

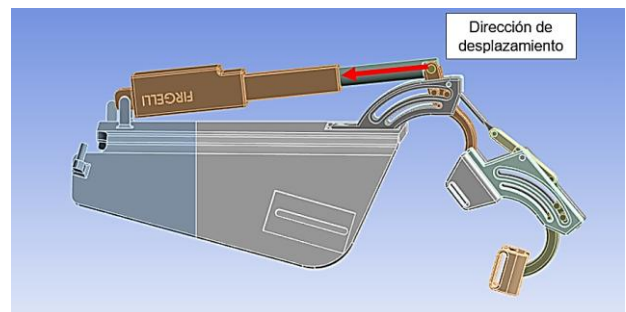


Figura 9. Carga aplicada al vástago de actuador lineal.

El desplazamiento se ajusta a la rutina de rehabilitación, en la posición inicial de flexión del exoesqueleto, el actuador lineal está completamente extendido, por lo que debe retraerse 35.15 mm para que los balancines proximal y medial completen su recorrido en las correderas, alcanzando así la posición de extensión del dedo. Para que el actuador lineal realice este recorrido en 5 segundos, el desplazamiento se configura en incrementos de 7.03 mm por paso, desde el paso 1 hasta el 5. Entre los pasos 6 y 15, el desplazamiento se mantiene en 35.15 mm, lo que corresponde a la posición de extensión completa del dedo. Posteriormente, del paso 16 al 20, el desplazamiento se reduce en decrementos de 7.03 mm hasta llegar a 0 mm, lo que restablece la posición de flexión del dedo (ver figura 10). La magnitud de los incrementos proporciona una velocidad de desplazamiento de baja magnitud y constante,

asegurando la integridad y cuidado del paciente durante la rehabilitación.

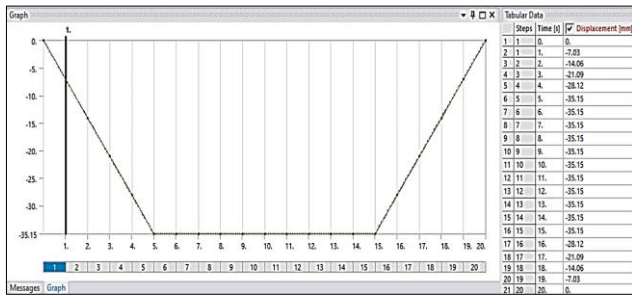


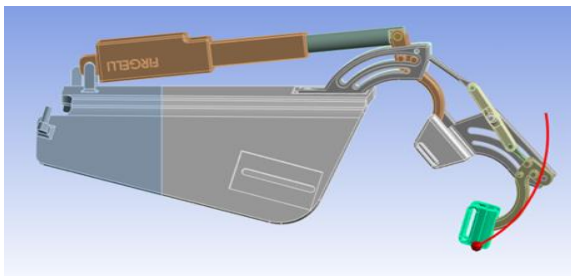
Figura 10. Configuración de simulación de desplazamiento.

En la siguiente tabla 1, se muestra el resumen con los parámetros del modelo implementados en el análisis.

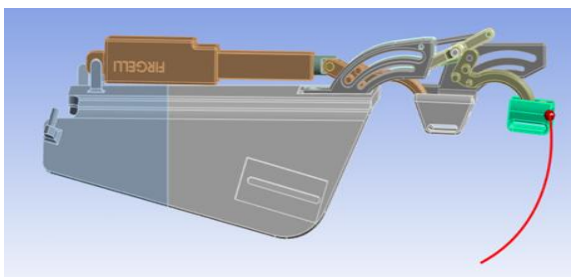
Tabla 1. Resumen de parámetros de configuración.

Parámetro	Valor
Tiempo de extensión	5 s
Tiempo de retención entre movimientos	10 s
Tiempo de flexión	5 s
Número de pasos	20
Desplazamiento lineal del actuador	35.15 mm
Desplazamiento por paso	7.03 mm

Al ejecutar la simulación bajo estas condiciones aplicadas al dedo índice del exoesqueleto de mano, se observa en la figura 11 la trayectoria de la falange distal durante la rutina de movimiento, desde la flexión (posición inicial) hasta la extensión (posición final).



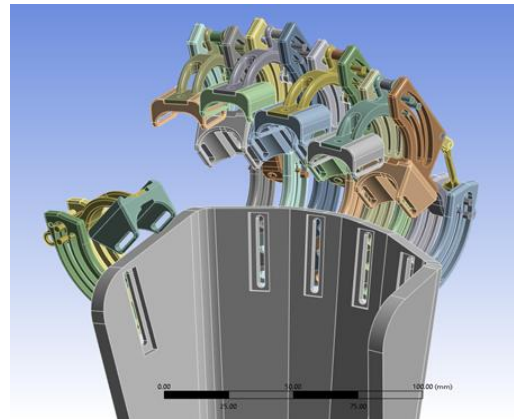
a) Posición inicial



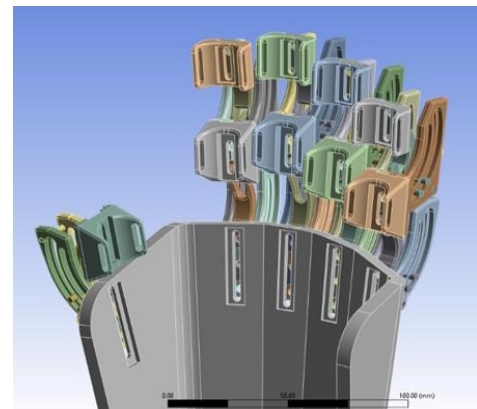
b) Posición final

Figura 11. Trayectoria de movimiento.

Al aplicar las mismas condiciones a cada uno de los dedos del exoesqueleto, se logra simular con éxito el movimiento de rehabilitación establecido (ver figura 12).



a) Posición inicial



b) Posición final

Figura 12. Movimiento de exoesqueleto de mano.

Resultados

De acuerdo con los resultados obtenidos en [9], quienes emplearon el software Kinovea®, la falange proximal, en el movimiento de extensión a flexión, recorre un ángulo de 52.6° , mientras que la falange medial describe un recorrido de 52.7° , denominados ángulo de cierre (Figura 13) de ambas articulaciones.



Figura 13. Ángulo de cierre.

Para comparar estos resultados, se realizó una simulación del movimiento en CAD, trazando las trayectorias de la falange distal, obteniendo una notable similitud en la posición, como se muestra en la Figura 14.

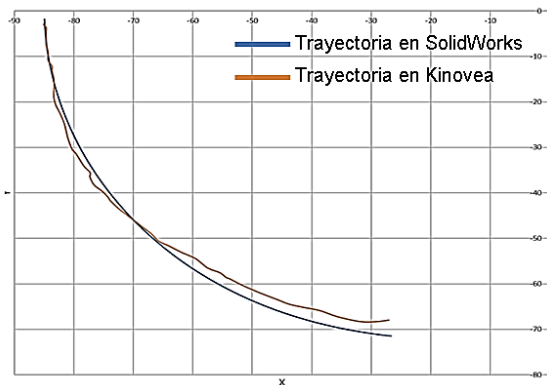


Figura 14. Comparación de trayectorias de la falange distal de SolidWorks® y Kinovea®.

En el análisis de resultados utilizando CAE, se empleó la herramienta "probe" de ANSYS® para obtener datos relevantes que permitieran un análisis y comparación detallados. El primer resultado, correspondiente a la junta revoluta del balancín proximal del dedo índice, muestra que la falange proximal, en su movimiento de flexión a extensión, recorre un ángulo de 49.3° en 5 segundos, figura 15. Por su parte, el balancín medial revela que la falange medial recorre un ángulo de 50.3° para el mismo movimiento, como se detalla en la figura 16.

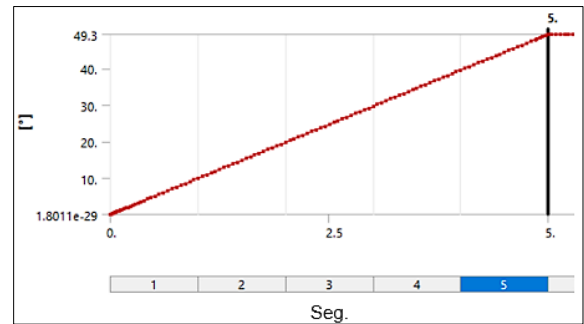


Figura 15. Movimiento de la falange proximal.

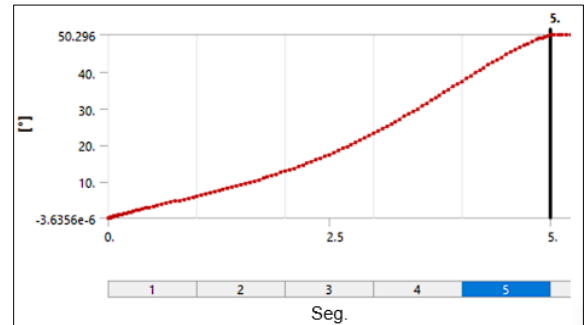


Figura 16. Movimiento de la falange medial.

Al comparar las trayectorias obtenidas en la simulación de movimiento en CAD reportadas en [9], con las simuladas en CAE, se observa que, en ambos casos, la trayectoria de la falange distal sigue un recorrido similar. Sin embargo, se presenta una diferencia que podría atribuirse al posicionamiento del "probe" en la falange distal al obtener la trayectoria en el software CAE, como se muestra en la Figura 17.

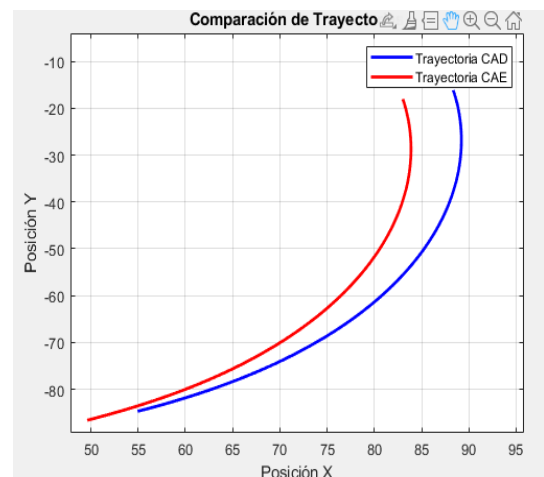


Figura 17. Comparación de trayectoria de la falange distal en CAD y CAE.

Un análisis de sensibilidad para la posición de "probe" puede contribuir a la reducción del porcentaje de error en las diferencias angulares observadas. Sin embargo, las curvas de trayectoria en CAD y CAE presentan una

tendencia similar en cuanto a la cinemática del exoesqueleto, garantizando un movimiento suave y acorde a la anatomía de los dedos.

El análisis comparativo de los resultados de movimiento obtenidos con los softwares Kinovea® y CAE revela un porcentaje de error del 6.27% para la falange proximal y del 4.56% para la falange medial. Estas diferencias en la posición angular de las falanges podrían atribuirse a posibles errores de medición en Kinovea® o a las condiciones del modelo utilizadas en el análisis con CAE. Los porcentajes de diferencia angular mencionados se encuentran dentro de un margen aceptable para este tipo de dispositivos, usualmente <10%, acorde a [7].

No obstante, al comparar las trayectorias de la falange distal, se observa una notable similitud entre los trazados obtenidos en Kinovea®, CAD y CAE. Esto sugiere que el exoesqueleto es capaz de replicar con precisión el movimiento deseado de la mano, lo cual es crucial para su uso en la rehabilitación de personas con parálisis cerebral.

Conclusiones

En este estudio, se analizó el movimiento y la posición de un exoesqueleto de mano diseñado para la rehabilitación de pacientes con discapacidades motoras, en particular, aquellos con parálisis cerebral. Los resultados demuestran que el dispositivo puede replicar con precisión las trayectorias de flexión y extensión de los dedos, lo que sugiere su potencial como herramienta terapéutica. La comparación entre las simulaciones en CAE y los datos experimentales obtenidos con Kinovea® confirma que el exoesqueleto reproduce los movimientos naturales de la mano con la exactitud necesaria para una rehabilitación efectiva.

Este trabajo contribuye al desarrollo de tecnologías de asistencia accesibles, ofreciendo una alternativa prometedora para mejorar la calidad de vida de pacientes con limitaciones motoras. La capacidad del exoesqueleto para emular movimientos biomecánicos naturales podría optimizar las terapias de rehabilitación, reduciendo la dependencia de fisioterapeutas y permitiendo sesiones más frecuentes y personalizadas.

En el estudio solo se evaluaron trayectorias básicas de flexión y extensión, sin considerar movimientos complejos o interacciones con objeto. Así mismo, el modelo no contempla diferencias anatómicas entre pacientes.

Como trabajo a futuro, será necesario estudiar otros escenarios y trayectorias posibles del mecanismo, así como su comodidad y ergonomía para el paciente durante el uso prolongado del dispositivo. La combinación de ingeniería, medicina y ciencia de datos será clave para optimizar estos dispositivos y maximizar su impacto en la rehabilitación motora.

Referencias

- [1] Instituto Nacional de Estadística y Geografía (2017). La discapacidad en México, datos del 2014. Recuperado el 30 de abril de 2024 de, <https://n9.cl/aw7ue>
- [2] Lugo E., Ponce P., Molina A. y Castro S. (2014). Co-simulación del Diseño biomecánico para un exoesqueleto robótico del miembro Inferior. Revista mexicana de ingeniería biomédica, 35 (2), 143-156. http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0188-95322014000200004&lng=es&tling=es
- [3] López F., Serna L. y Olguín J. (2016). Desarrollo de un exoesqueleto para la rehabilitación de miembros superiores. https://www.ecorfan.org/bolivia/researchjournals/Tecnologia_e_innovacion/vol3num7/Revista_de_Tecnologia_e_Innovaci%C3%B3n_V3_N7_1.pdf
- [4] Córdova A., Hernández C., Fernández A., Castro F., Davizón A. y Said A. (2016), Modeling and simulation of a novel exoskeleton hand for rehabilitation, Fifteenth Mexican International Conference on Artificial Intelligence, Cancún, México, pp. 111-116, doi: 10.1109/MICAI-2016.2016.00025
- [5] De La Cruz A., Arias M., y Lugo E. (2018). Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de mano. <https://memoriascnib.mx/index.php/memorias/article/view/596>
- [6] Cheng O. y Rojas L. (2021). Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto de rehabilitación para miembro superior [Tesis de grado, Universidad de Chile]. Repositorios Latinoamericanos. <https://repositorioslatinoamericanos.uchile.cl/handle/2250/6503133>
- [7] Verdugo D. (2020). Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para la rehabilitación del miembro superior en niños [Tesis de grado, Politécnica de Chimborazo]. <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/14505>
- [8] Garcés F. y Hurtado E. (2023). Diseño y construcción de un prototipo de exoesqueleto para extremidades superiores que ayude a contrarrestar los movimientos involuntarios en los procesos de alimentación en personas con Parkinson [Tesis de grado, Politécnica de Chimborazo]. <http://dspace.esPOCH.edu.ec/handle/123456789/19193>
- [9] Gómez J., Martínez J., y Galicia P. (2020). Diseño, fabricación y control de un exoesqueleto para la rehabilitación de la mano. Universidad de Colima.
- [10] ANSYS Inc. (2023). Mechanical Object Reference. https://ansyshelp.ansys.com/public/account/secured?returnurl=/Views/Secured/corp/v242/en/mech_obj/ds_about_this_reference.html