



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**A Six Bar Link Kinematic
Analysis for a Semi Active
Hand Orthosis**

ARTÍCULO ACADÉMICO

Que para obtener el título de

Ingeniero Mecatrónico

P R E S E N T A

Jorge Pablo Gómez Sánchez

ASESORA DE ARTÍCULO ACADÉMICO

M.I. Rosa Itzel Flores Luna



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2021

A Six Bar Link Kinematic Analysis for a Semi Active Hand Orthosis

R. Itzel Flores Luna, Rubén Valenzuela Montes,
J. Pablo Gómez Sánchez and Francisco Cuenca Jiménez

*Departamento de Mecatrónica, Facultad de Ingeniería,
Universidad Nacional Autónoma de México, Ciudad de México, México.*

Abstract— The peripheral nerve injury is yet a debate among the specialists, where the patient must adapt to live without full range hand mobility, the majority of the active hand orthosis are either oversized or too voluminous to be used in daily life, with this objective, based in an anthropometric study of the Mexican hand, a six link mechanism was scaled to obtain three sizes: small, medium and, large. In this article a static and kinematic analysis of the resized mechanisms is presented.

Keywords— Semi Active Hand Orthosis, Kinematic Analysis, Six Bar Mechanism, Scaling Mechanism, Hand Palsy.

Resumen— La lesión de nervios periféricos es aún un tema de debate entre los especialistas donde el paciente tiene que adaptarse a vivir sin la movilidad completa de la mano. Las órtesis activas que se diseñan en general son sobre dimensionadas o demasiado voluminosas para que se puedan usar de manera cotidiana en la vida de los usuarios, por lo que se escaló un mecanismo de seis barras escalado en talla tres tallas: chica, mediana y grande, con base en un estudio antropométrico de la mano de la población mexicana. En este artículo se presenta el análisis estático y cinemático de los mecanismos redimensionados, por medio del escalamiento del mecanismo original.

Palabras clave— Órtesis activa de mano, análisis cinemático, mecanismo de seis barras, parálisis de mano.

I. INTRODUCCIÓN

Aunque por décadas se ha realizado grandes avances en la investigación de lesiones de nervios periféricos, el tratamiento del mismo continúa siendo desafiante. Estas lesiones son devastadoras para los pacientes, quienes tienen que sufrir meses e incluso años esperando una recuperación incierta, que quizás nunca llegue. A pesar de que los resultados positivos no se pueden asegurar, una mejor percepción de los obstáculos de la regeneración nerviosa resulta ser más efectivo en los paradigmas de tratamiento, así como técnicas de reparación y diversas estrategias [1]

Las lesiones de nervio periférico son un trabajo largo y difícil, tanto para el paciente como para el médico. Es preciso realizar evaluaciones clínicas de forma periódica ya que se trata de un proceso evolutivo. Se debe educar al paciente a protegerse y a potenciar al máximo sus capacidades, ya que la presencia de secuelas es alta.

Los nervios periféricos están constituidos por grupos de axones y sus envolturas de tejido conjuntivo. Transportan la información entre los efectores o los receptores situados en la periferia y el soma celular, situado en la médula en el caso de los nervios motores y en el ganglio espinal en el de los nervios sensitivos [2].

Los nervios periféricos suelen tener una capacidad de resistencia a la elongación bastante elevada. Se calcula que para romper un nervio cubital se necesita una fuerza comprendida entre 9 y 26 kg. Para clasificar el nivel de lesión en nervios en la práctica se utilizan dos principalmente, las cuales hacen referencia a las lesiones mecánicas. La clasificación de Seddon data de 1943 y comprende tres niveles:

1. Neurapraxia: consiste en el bloqueo de la conducción local en el que se conservan tanto la continuidad axónica como su excitabilidad más allá de la lesión. Correspondería a una desmielinización aguda localizada, como la de las compresiones. La curación se logra tan pronto se consigue la remielinización local [2].

2. Axonotmesis: Implica una pérdida de la continuidad axónica a nivel de la lesión, pero los tubos endoneurales y perineurales permanecen intactos. Se observa en las compresiones o en las lesiones por tracción y culmina en una degeneración walleriana. El tiempo necesario para la recuperación equivale al que tarda la regeneración axónica en llegar a los tejidos diana, pero como los tubos endoneurales están intactos, el pronóstico es bueno.

3. Neurotmesis: implica la pérdida de continuidad de todo o parte de un nervio periférico. No es posible la regeneración espontánea [2].

Sunderland propuso ulteriormente una clasificación más precisa en la que se tienen en cuenta las lesiones anatómicas. Los tipos 1 y 2 de Sunderland corresponden a los dos primeros tipos de Seddon, pero subdivide la neurotmesis en tres tipos. El tipo 3 corresponde a una pérdida de continuidad del axón y de los tejidos endoneurales, pero el perineuro está intacto [2]. Esta lesión se observa en las compresiones importantes y los traumatismos por elongación. Se pierden la continuidad y la orientación de las fibras nerviosas. Esta desorganización se agrava por la hemorragia intraneural, el edema y la isquemia, los cuales provocarán fibrosis. El tipo 4 suma al tipo 3 la pérdida de continuidad del perineuro (y,

por lo tanto, de la barrera hematoencefálica que representa) con conservación del epineuro, mientras que el tipo 5 consiste en una rotura del epineuro como la que se observa en las lesiones por sección. La principal limitación de estas clasificaciones es su falta de utilidad pronóstica, ya que la gravedad de la lesión [2].

En Estados Unidos, las lesiones de nervio periférico son comunes, representan el 2.8% de todas las lesiones traumáticas en general y el 65% ocurren en el miembro superior y, especialmente, en el nervio radial. Cuando existe un daño severo en un nervio periférico, las fibras sensoriales producen múltiples impulsos los cuales duran de unos segundos a varios minutos y se conocen como “injury discharge”. La velocidad de crecimiento de la Unidad de Regeneración depende de la especie; en ratas es menor el crecimiento que en humanos, varía de 1 a 2 mm por día con una desaceleración progresiva cuando el axón se vuelve más distal [3].

Las lesiones de nervio periférico se encuentran asociadas en un 68% con heridas penetrantes, 67% con amputaciones y un 58% con fracturas. La lesión de nervio mediano es la más común, comprendiendo el 18% de las lesiones; las lesiones de nervio ulnar representan el 16%, lesiones de nervio radial en un 12% [4].

El uso de órtesis para las parálisis está asociado con mejoras en la calidad de vida, por lo que en el año 2012 se desarrolló en Facultad de Ingeniería, de la UNAM, una órtesis para mano [5], que asiste la prensión de objetos. Una de las ventajas que ofrece este dispositivo es el ejercicio pasivo de las articulaciones y huesos de la mano a través de la intervención directa de éstos durante la prensión, emulando el caso de una mano sana. En comparación, otros dispositivos sólo inmovilizan la mano para colocar en la cara anterior una prótesis de gancho comercial. Algunos dispositivos, llegan a usar los dedos índice, medio y pulgar para dar estructura a una pinza de manera rígida [6], o en contraposición con algunos otros mecanismos que son demasiado voluminosos para usarse de manera cotidiana [7] [8]. Este dispositivo se diseñó para que tuviera una ventaja mecánica, tal que se pudieran sujetar objetos de máximo 2 kilos. La órtesis consta de un mecanismo de seis barras normalmente cerrado [9], que incluye a los dedos como barras y tiene un elemento elástico que lo mantiene cerrado hasta que es accionado mediante un chicote.

El primer diseño de la órtesis se hizo a la medida de un usuario en específico, por lo que, para redimensionar el mecanismo por tallas, se realizó un estudio antropométrico de miembro superior para obtener una base de datos [10], mediante la cual, con base en los percentiles 25, 50 y 75 se diseñaron las tallas chica, mediana y grande de la órtesis, de tal manera que pudiera colocarse a personas con distintos tamaños de mano. E

La modificación generada por el ajuste de los mecanismos a las tallas resulta en dimensiones no proporcionales entre sí, por lo que, se requiere saber si éstos seguirán una trayectoria que cumpla con el movimiento de los dedos para la sujeción de objetos y si se guarda una relación entre las fuerzas de entrada y de salida que permita al usuario sostener máximo 2 kg. En este artículo se presenta el análisis estático y cinemático del mecanismo de la órtesis, después del escalamiento, para verificar trayectorias y las fuerzas involucradas.

En la literatura se pueden encontrar diversos mecanismos diseñados para coadyuvar en la flexión y extensión de los

dedos [7] y generalmente están diseñados con base en un modelo, no así con redimensionamiento de barras, puesto que rara vez se prueban en usuarios con lesiones y menos con tallas con diferencias antropométricas.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

Se analizó cada uno de los eslabones del mecanismo de 6 barras, y con base en los datos antropométricos de la mano [11], se recalcularon las dimensiones propias para los cada eslabón, con base en la metodología de diseño [5], por lo que se obtuvieron tres mecanismos de talla chica, mediana y grande, de acuerdo con la población mexicana.



Fig. 1. Órtesis de mano.

Con base en cada uno de los mecanismos se hizo un análisis estático y cinemático, donde se compararon las posiciones, las velocidades y la fuerza de ganancia de cada uno.

A. Análisis cinemático del mecanismo.

Se establecieron los vectores de posición para el análisis del mecanismo (figura 2). Los vectores corresponden a:

R₁: Línea imaginaria del punto de anclaje en el pulgar al anclaje de la falange proximal. Es constante.

R₂: Radio de giro de la corredera, inicia en el punto fijo del pulgar y termina en perno que une a la corredera con el acoplador. Tiene longitud constante y su ángulo es variables.

R₃: Inicia en el perno del acoplador y termina en la unión del acoplador con las falanges. Tiene longitud constante y su ángulo es variable.

R₄: Inicia en el anclaje de la falange proximal y termina en la unión del acoplador con las falanges.

β : Ángulo constante entre los pernos de la corredera

ψ : Ángulo entre el extremo de **R₂** y **G₂**.

Se midieron los ángulos y longitudes constantes de los vectores propuestos considerando como posición inicial la mostrada en la figura 2.

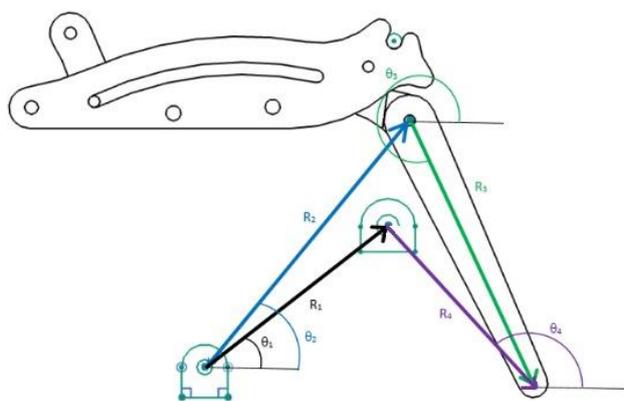


Fig. 2: Vectores de posición

B. Ecuación de posición.

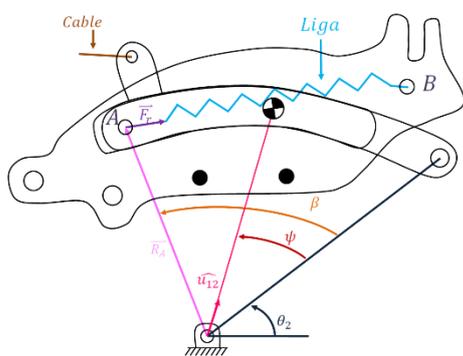


Fig. 3: Vectores y ángulos para el análisis de posición

Se estableció la ecuación de posición empleando los vectores y los ángulos, tal como se muestra en la figura 3.

$$\mathbf{R}_2 + \mathbf{R}_3 - \mathbf{R}_4 - \mathbf{R}_1 = \mathbf{0} \quad (1)$$

Donde

$$\begin{aligned} \mathbf{R}_1 &= r_1 \mathbf{u}_1 & \mathbf{u}_1 &= \cos(\theta_1) \mathbf{i} + \sin(\theta_1) \mathbf{j} \\ \mathbf{R}_2 &= r_2 \mathbf{u}_2 & \mathbf{u}_2 &= \cos(\theta_2) \mathbf{i} + \sin(\theta_2) \mathbf{j} \\ \mathbf{R}_3 &= r_3 \mathbf{u}_3 & \mathbf{u}_3 &= \cos(\theta_3) \mathbf{i} + \sin(\theta_3) \mathbf{j} \\ \mathbf{R}_4 &= r_4 \mathbf{u}_4 & \mathbf{u}_4 &= \cos(\theta_4) \mathbf{i} + \sin(\theta_4) \mathbf{j} \end{aligned} \quad (2)$$

C. Ecuación de velocidad

Derivando con respecto al tiempo la ecuación de posición se obtiene:

$$\mathbf{V}_2 + \mathbf{V}_3 - \mathbf{V}_4 - \mathbf{V}_1 = \mathbf{0} \quad (3)$$

Donde:

$$\begin{aligned} \mathbf{V}_1 &= \mathbf{0} \\ \mathbf{V}_2 &= \boldsymbol{\omega}_2 \times \mathbf{R}_2 \\ \mathbf{V}_3 &= \boldsymbol{\omega}_3 \times \mathbf{R}_3 \\ \mathbf{V}_4 &= \boldsymbol{\omega}_4 \times \mathbf{R}_4 \end{aligned} \quad (4)$$

D. Ecuación de aceleración

De igual manera que el paso anterior, se derivó respecto al tiempo la ecuación de velocidad se obtuvo la ecuación de aceleración, siendo esta:

$$\mathbf{A}_2 + \mathbf{A}_3 - \mathbf{A}_4 - \mathbf{A}_1 = \mathbf{0} \quad (5)$$

Donde:

$$\begin{aligned} \mathbf{A}_1 &= \mathbf{0} \\ \mathbf{A}_2 &= \boldsymbol{\alpha}_2 \times \mathbf{R}_2 - \omega_2^2 \mathbf{R}_2 \\ \mathbf{A}_3 &= \boldsymbol{\alpha}_3 \times \mathbf{R}_3 - \omega_3^2 \mathbf{R}_3 \end{aligned} \quad (6)$$

$$\mathbf{A}_4 = \boldsymbol{\alpha}_4 \times \mathbf{R}_4 - \omega_4^2 \mathbf{R}_4$$

Dado que se está analizando el movimiento angular del mecanismo, no existen variaciones respecto a la magnitud de los vectores, con lo que se obtiene una simplificación de las componentes de la velocidad y aceleración de los elementos.

E. Análisis estático

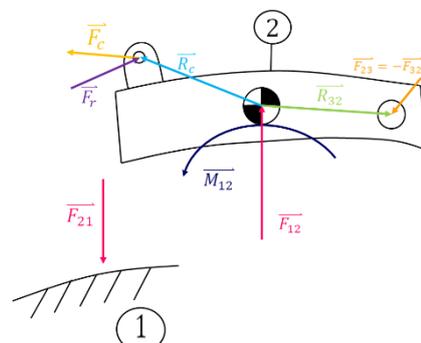


Fig. 4: Diagrama de cuerpo libre del eslabón 2 y eslabón 1

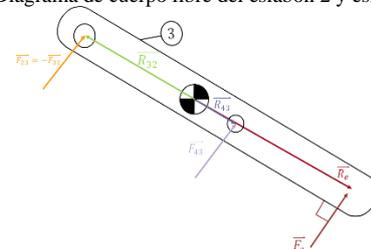


Fig. 5: Diagrama de cuerpo libre del eslabón 3

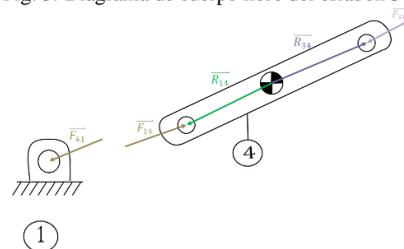


Fig. 6: Diagrama de cuerpo libre del eslabón 4 y eslabón 1

En la figura 3 se muestra la posición inicial del cuerpo 2 del mecanismo con el resorte, y en las figuras 4, 5 y 6 se muestran las fuerzas que actúan sobre cada uno de los elementos que componen el sistema analizado. A continuación, se muestran las ecuaciones correspondientes a cada uno de los cuerpos.

Cuerpo 2

$$\begin{aligned} \mathbf{F}_{12} - \mathbf{F}_{23} + \mathbf{F}_c + \mathbf{F}_r &= \mathbf{0} \\ \mathbf{M}_{12} + \mathbf{R}_{32} \times (-\mathbf{F}_{23}) + \mathbf{R}_c \times \mathbf{F}_c + \mathbf{R}_r \times \mathbf{F}_r &= \mathbf{0} \end{aligned} \quad (7)$$

Cuerpo 3

$$\begin{aligned} \mathbf{F}_{23} - \mathbf{F}_{34} + \mathbf{F}_e &= \mathbf{0} \\ \mathbf{R}_{23} \times \mathbf{F}_{23} + \mathbf{R}_{43} \times (-\mathbf{F}_{34}) + \mathbf{R}_e \times \mathbf{F}_e &= \mathbf{0} \end{aligned} \quad (8)$$

Cuerpo 4

$$\begin{aligned} \mathbf{F}_{34} - \mathbf{F}_{41} &= \mathbf{0} \\ \mathbf{R}_{34} \times \mathbf{F}_{34} + \mathbf{R}_{14} \times (-\mathbf{F}_{41}) &= \mathbf{0} \end{aligned} \quad (9)$$

Para realizar el análisis de fuerzas y momentos se requiere de la obtención de los vectores al centro de gravedad de cada uno de los cuerpos (figura 7). Una vez propuestos los vectores correspondientes se procede al análisis matemático descrito a continuación. En la figura 8 se muestra la interacción del mecanismo con las falanges del dedo.

F. Vectores de fuerzas y momentos

$$\begin{aligned}
 \mathbf{F}_{12} &= f_{12} \mathbf{u}_{12} \\
 \mathbf{u}_{12} &= \cos(\theta_2 + \psi) \hat{i} + \sin(\theta_2 + \psi) \mathbf{j} \\
 \mathbf{F}_{23} &= \mathbf{F}_{23x} \hat{i} + \mathbf{F}_{23y} \mathbf{j} \\
 \mathbf{F}_c &= -\mathbf{F}_{cx} \hat{i} + 0 \mathbf{j} \\
 \mathbf{F}_r &= f_r \mathbf{u}_r \\
 \mathbf{u}_r &= \frac{\mathbf{R}_{AB}}{|\mathbf{R}_{AB}|} \\
 \mathbf{R}_{AB} &= \mathbf{R}_B - \mathbf{R}_A \\
 \mathbf{R}_A &= r_A \mathbf{u}_A \\
 \mathbf{u}_A &= \cos(\theta_2 + \beta) \hat{i} + \sin(\theta_2 + \beta) \mathbf{j} \\
 \mathbf{R}_B &= r_{Bx} \hat{i} + r_{By} \mathbf{j} \\
 \mathbf{M}_{12} &= \mathbf{M}_{12z} \mathbf{k} \\
 \mathbf{F}_{34} &= \mathbf{F}_{34x} \hat{i} + \mathbf{F}_{34y} \mathbf{j} \\
 \mathbf{F}_e &= f_e \mathbf{u}_e \quad \mathbf{u}_e = \cos(\theta_3 - 270^\circ) \hat{i} + \sin(\theta_3 - 270^\circ) \mathbf{j} \\
 \mathbf{F}_{41} &= \mathbf{F}_{41x} \hat{i} + \mathbf{F}_{41y} \mathbf{j}
 \end{aligned} \tag{10}$$

G. Vectores de centro de gravedad para momentos

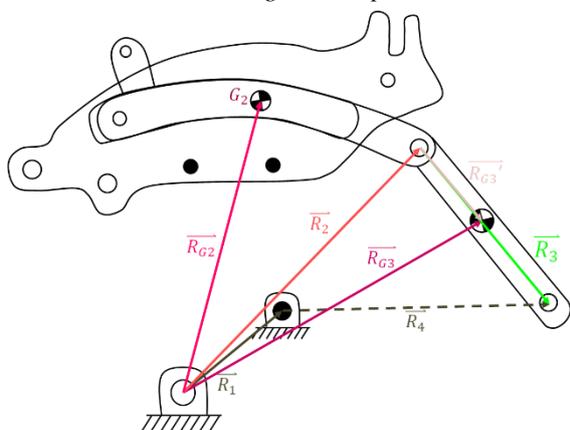


Fig. 7: Vectores de posición al centro de gravedad

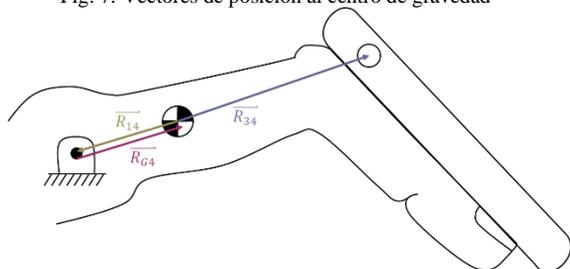


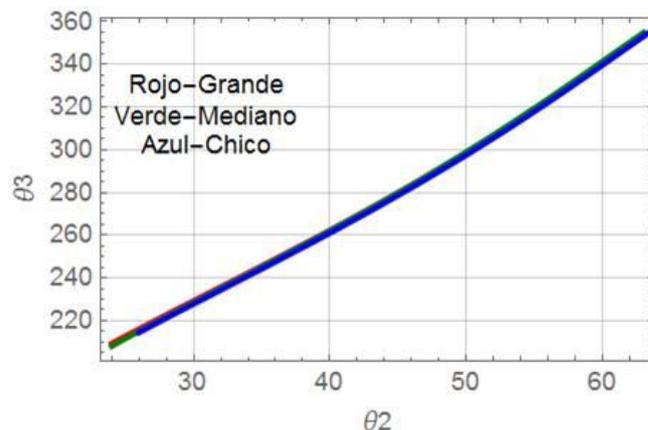
Fig. 8: Vectores de posición al centro de gravedad

$$\begin{aligned}
 \mathbf{R}_{32} &= \mathbf{R}_2 - \mathbf{R}_{G2} \\
 \mathbf{R}_{G2} &= r_{g2} \mathbf{u}_{G2} \\
 \mathbf{u}_{G2} &= \cos(\theta_2 + \theta_{G2}) \hat{i} + \sin(\theta_2 + \theta_{G2}) \mathbf{j} \\
 \mathbf{R}_c &= \mathbf{R}_{c'} - \mathbf{R}_{G2} \\
 \mathbf{R}_{c'} &= r_{c'} \mathbf{u}_{c'} \\
 \mathbf{u}_{c'} &= \cos(\theta_2 + \theta_{c'}) \hat{i} + \sin(\theta_2 + \theta_{c'}) \mathbf{j} \\
 \mathbf{R}_r &= \mathbf{R}_A - \mathbf{R}_{G2} \\
 \mathbf{R}_{23} &= -\mathbf{R}_{G3'} \\
 \mathbf{R}_{G3'} &= r_{G3'} \mathbf{u}_3 \\
 \mathbf{R}_{43} &= r_{43} \mathbf{u}_3 \\
 \mathbf{R}_e &= r_e \mathbf{u}_3 \\
 \mathbf{R}_{34} &= \mathbf{R}_4 - \mathbf{R}_{G4'} \\
 \mathbf{R}_{G4'} &= r_{G4'} \mathbf{u}_3 \\
 \mathbf{R}_{14} &= -\mathbf{R}_{G4}
 \end{aligned} \tag{11}$$

III. RESULTADOS

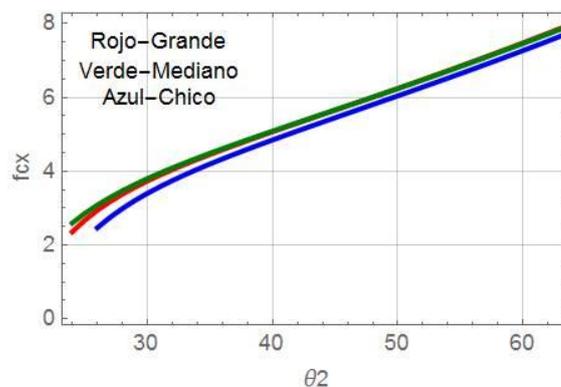
A. Variación de ángulo de la barra 3 (Eje Y) respecto al desplazamiento de la corredera (Eje X).

En la figura 9 se observa el comportamiento del eslabón correspondiente al acoplador en las tres tallas. Conforme el ángulo de entrada θ_2 se va incrementando de manera positiva en sentido horario. La trayectoria del acoplador presenta una variación máxima de 0.30% entre las tallas, asegurando así que el escalamiento se realizó de manera efectiva.


 Fig. 9. Comparación entre tallas de la posición de θ_3

B. Variación de la fuerza de entrada mínima proporcionada por el chicote para mover el mecanismo (Eje Y) respecto a la posición de la corredera (Eje X).

La variación de la fuerza de entrada tiene un comportamiento cuasi lineal, exceptuando la posición inicial, que es cuando rompe la inercia generada por el elemento almacenador de energía empleado en el mecanismo original. Dicho comportamiento de la fuerza en cuestión se obtuvo comparando las funciones obtenidas de cada una de las tallas, resultando en un promedio del error del 3.6% entre ellas. La linealidad de la fuerza es importante, ya que así se logra que la apertura de los dedos sea lenta. Como el usuario presenta pérdida de movilidad en los dedos, y dependiendo de cuánto tiempo cuente la persona con su discapacidad, un movimiento abrupto podría generar una lesión. En la figura 10 se puede observar la variación de la fuerza de entrada.


 Fig. 10. Fuerza de entrada de cada uno de los mecanismos vs. Posición θ_2

C. Variación de la fuerza de salida (Eje Y) respecto a la posición de la corredera (Eje X).

La fuerza de salida del mecanismo en cada uno de los casos analizados muestra un comportamiento similar, en el caso de la talla chica entrega una fuerza de salida 3% menor a las tallas mediana y grande. La mayor variación de fuerza se encuentra al inicio, como se puede observar en la figura 11. Pero para efectos de este análisis se puede decir que se tiene aproximadamente la misma fuerza de salida.

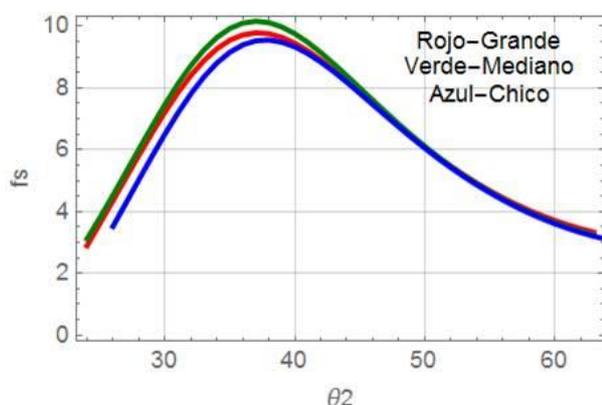


Fig. 11. Variación de fuerza de salida vs. Posición θ_2

D. Ventaja mecánica, la fuerza de salida entre la fuerza de la liga (Eje Y) respecto a la posición de la corredera (Eje X).

La ventaja mecánica (figura 12) definida $v_m = f_o/f_{cx}$, al ser dependiente de la fuerza de salida (f_o) y fuerza de entrada (f_{cx}), el mecanismo muestran un comportamiento aproximado entre sí, con sus respectivas variaciones al inicio del movimiento y en la cresta de las mismas donde el mayor porcentaje de error se presenta en la talla chica con un 1.75%.

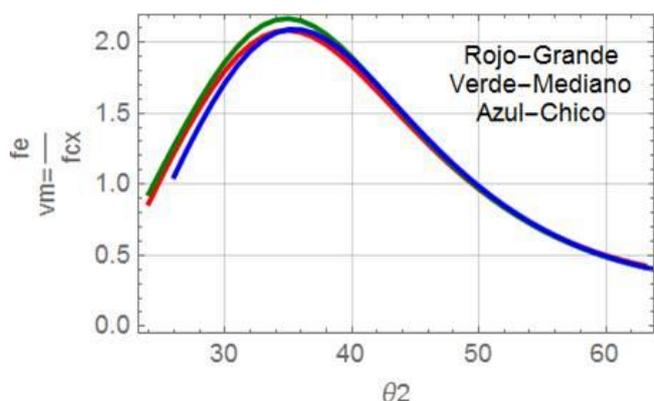


Fig. 12. Comparación por tallas respecto a la ventaja mecánica

IV. DISCUSIÓN

En este proyecto se analizó la posibilidad de escalar un mecanismo y se analizó de manera estática, aunque el comportamiento se puede decir que es estable y que la ganancia mecánica no tiene grandes pérdidas, es necesario un análisis dinámico de manera que podamos observar claramente qué sucede con las aceleraciones de los cuerpos y las diferencias entre los mecanismos de cada talla.

Un análisis con los usuarios para investigar su destreza y capacidad de fuerza para sujetar los objetos se presenta como un trabajo a futuro y comparar los resultados aquí obtenidos.

V. CONCLUSIONES

El mecanismo se comportó estable a pesar de que aparentemente las diferencias en longitudes sí representarían un cambio en las relaciones de fuerza.

Se puede observar que en general en todas las gráficas el comportamiento es muy similar para las tres tallas, se cumple el objetivo de que éstos sigan una trayectoria para cumplir la función del mecanismo, que es lograr la prensión de las falanges con el pulgar.

En cuanto a la fuerza de entrada requerida del usuario en su máximo valor para abrir el mecanismo, sin considerar fricción entre las piezas de éste, resulta ser menor a 10 N. En las pruebas que se realizaron con los pacientes en promedio la fuerza que podían generar estaba cerca de los 20N, por lo que lo podrían accionar sin problema.

Respecto a la fuerza de salida se observa que es mayor cuando el ángulo de la corredera está alrededor de los 38°, esto indica que puede sostener mejor objetos relativamente pequeños, pudiendo cargar poco menos de 10 N que sería cargar menos de 1 kg de masa.

Por último la ventaja mecánica nos indica que tanto se puede cargar con respecto a la fuerza de liga en las diferentes posiciones, se puede observar que al principio es mayor la relación, y cuando se encuentra abierto completamente puede producir una menor fuerza.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos al proyecto
CONACYT: INNOVAUNAM (CID/DGV/332/2012,
folio 20120398).

REFERENCIAS

- [1] J. Isaacs, «Major peripheral nerve injuries,» *Hand Clinics*, vol. 29, n° 3, pp. 371-382, Agosto 2013.
- [2] M. Houndek, «Management and complications of traumatic peripheral nerve injuries.,» *Hand Clin*, vol. 31, pp. 151-163, 2015.
- [3] K. Padilla-Martin, J. Baltazar-Rendón, R. Priego-Blancas, R. Uribe-Escamilla y A. Alfaro Rodríguez, «Cambios histológicos y electrofisiológicos en lesiones de nervio periférico tratadas con glicina.,» *Cirugía plástica*, vol. 18, n° 2, pp. 50-55, 2008.
- [4] M. Robinson y S. Shannon, «Rehabilitation of peripheral nerve injuries,» *Military trauma rehabilitation*, vol. 13, n° 1, pp. 109-135, 2002.
- [5] R. I. Flores-Luna, P. D. Torres-Martínez y M. García-del-Gállego, «Flores-Luna, R. I., Torres-Martínez, P. D., García-del-Gállego, M., & Dorador-Gonzalez, J. M. (2014). Semi Active Hand Orthosis. Volume 3: Biomedical and Biotechnology Engineering. doi:10.1115/imece2014-39294,» de *Proceedings of the ASME 2014 International Mechanical Engineering Congress and Exposition IMECE2014*, Quebec, 2014.

- [6] C. Arce, «Órtesis de miembros superiores,» http://www.arcesw.com/o_m_s.pdf, Lima, Perú, 2005.
- [7] J. C. Díaz Montes, A. H. Vilchis-González y J. C. Ávila Vilchis, «Design of a twelve-bar planar mechanism for finger orthosis,» *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 39, n° 1, pp. 52-64, 2018.
- [8] N. A. Lannin, A. Cusick, C. Hills y B. Kinnear, «Upper limb motor training using a SaebotM orthosis is feasible for increasing task-specific practice in hospital after stroke,» *Australian Occupational Therapy Journal*, pp. 1-9, 2016.
- [9] P. D. Torres Martínez, R. I. Flores Luna y M. García del Gállego, «Dispositivo ortésico para coadyuvar en los movimientos de flexión y extensión de los dedos de una mano en pacientes con parálisis del plexo braquial». euroasia, europea ARIPO Patente WO 2015/047070 A1, 2 abril 2015.
- [10] I. Mujica Morales, F.-. L. R. Itzel y e. all., *Anthropometric Data Collection for a Hand Orthosis Design*, Mérida: World Conference on Kineanthropometry and Body Composition, 2016.
- [11] M. I, F. L. R. y e. all., *Anthropometric Data Collection for a Hand Orthosis Design*, Mérida:

World Conference on Kineanthropometry and Body Composition, 2016.



Autor 1 M. I. por la Facultad de Ingeniería, UNAM, profesora del Departamento de Mecatrónica. Actualmente se encuentra realizando su tesina de grado de Doctor en Ciencias de la Salud de la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM). itzelfloresl@gmail.com



Autor 2 M. I por la la Facultad de Ingeniería, UNAM, Profesor de asignatura en el Departamento de Mecatrónica, de la misma facultad. Ruben.valenzuela.mon@gmail.com



Autor 4 Doctor en Ingeniería, profesor de tiempo completo en la Facultad de Ingeniería, de la Universidad Nacional de Autónoma de México. fracuenc@gmail.com