

## Análisis cinemático del movimiento de flexión-extensión del dedo pulgar mediante un mecanismo de palanca

### Cinematic analysis of the flexion-extension movement of thumb finger by a bar mechanism

Yuri Eduardo Oropesa Rodríguez,<sup>1</sup> Raide Alfonso González Carbonell,<sup>1</sup> Elsa Nápoles Padrón,<sup>1</sup> Yosbel A Cisneros Hidalgo,<sup>1</sup> Orlando Ortega Santiesteban<sup>11</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Biomecánica y Bioingeniería. Departamento Ingeniería Mecánica. Universidad de Camagüey "Ignacio Agramonte Loynaz". Camagüey, Cuba.

<sup>11</sup> Hospital Clínico "Faustino Pérez". Departamento de Neurología. Matanzas, Cuba.

---

#### RESUMEN

**Introducción:** la recuperación del grado de movilidad de las estructuras internas de la mano es un factor importante en la rehabilitación de pacientes.

**Objetivo:** estudiar la cinemática del movimiento de flexión-extensión de las estructuras internas del dedo pulgar a través de un mecanismo de palanca.

**Métodos:** se emplearon los métodos de análisis y síntesis de la teoría de mecanismos y máquinas. El dedo pulgar se definió como una cadena cinemática de tres grados de libertad.

**Resultados:** la velocidad y aceleración máxima se obtuvieron en el recorrido de la posición extrema superior hasta la de agarre. La velocidad angular para la unión metacarpo-falángica (MCP) fue 9,12 rad/s, 18,10 rad/s en la inter-falángica proximal (PIP) y 10,07 rad/s en la inter-falángica distal (DIP); la velocidades lineal para la unión metacarpo-falángica (MCP) fue 0,45 m/s, 0,73 m/s en la inter-falángica proximal (PIP) y 0,30 m/s para la inter-falángica distal (DIP); as aceleraciones para MCP fue 4,10 m/s<sup>2</sup> en el caso de la tangencial, 187,61 m/s<sup>2</sup> para la normal; en la inter-falángica proximal (PIP) fue de 13,3 m/s<sup>2</sup> en el caso de la tangencial, 163,71 m/s<sup>2</sup> para la normal; y para la inter-falángica distal (DIP) fue de 3,04 m/s<sup>2</sup> en el caso de la tangencial, 31,52 m/s<sup>2</sup> para la normal.

**Conclusiones:** se definen las ecuaciones fundamentales que permitieron el obtener las velocidades y las aceleraciones durante el movimiento de flexo-extensión de las uniones del mecanismo, en las posiciones principales del dedo pulgar.

**Palabras clave:** biomecánica; grado de movilidad; rehabilitación.

---

## ABSTRACT

**Introduction:** the recuperation of the range of mobility of the hand is an important factor in the patient rehabilitation.

**Objective:** To study the kinematics of the flexion-extension movement of the thumb by a bar mechanism.

**Methods:** the methods of analysis and synthesis of the theory of mechanisms and machines were used. The thumb was defined as a kinematic mechanism of three degrees of freedom.

**Results:** the maximum speed was obtained between the upper position and the intermediate (or gripping) position. The angular velocities for the metacarpophalangeal joint (MCP) were 9.12 rad/s, in the proximal inter-phalangeal (PIP) of 18.10 rad/s and the distal inter-phalangeal (DIP) 10.07 rad/s. Also the linear velocities behaved as follows for the metacarpophalangeal joint (MCP) was 0.45 m/s, in the proximal inter-phalangeal (PIP) of 0.73 m/s to the distal inter-phalangeal (DIP) 0.30 m/s.

Also the maximum accelerations are also obtained from the upper-end position to the intermediate (or gripping). Accelerations for the metacarpophalangeal joint (MCP) were 4.10 m/s<sup>2</sup> for tangential component, 187.61 m/s<sup>2</sup> for normal component; in the proximal phalangeal inter (PIP) was 13.3 m/s<sup>2</sup> for tangential component, 163.71 m/s<sup>2</sup> for normal component; and inter-phalangeal distal (DIP) were 3.04 m/s<sup>2</sup> for tangential component, 31.52 m/s<sup>2</sup> for normal component.

**Conclusions:** the fundamental equations that allowed obtaining the velocities and accelerations during the movement of flexion and extension of the mechanism joints in the main positions of thumb were defined.

**Keywords:** biomechanics; range of mobility; rehabilitation.

---

## INTRODUCCIÓN

La recuperación de la movilidad de los pacientes con secuelas de daños neuromusculares es un factor importante en su rehabilitación.<sup>1,2</sup> Las pruebas empleadas en el diagnóstico y tratamiento de las enfermedades neuromusculares (ENM) evalúan la comunicación entre el sistema nervioso y los músculos.<sup>3,4</sup> Permiten determinar los valores de las variables que describen el grado de movilidad y control muscular del paciente antes y después de los tratamientos de rehabilitación.<sup>5,6</sup> El conocimiento del comportamiento de los movimientos de pacientes con ENM abre las puertas a una medicina más preventiva y menos invasiva.

La biomecánica como disciplina científica tiene como objeto de estudio las estructuras mecánicas de los seres vivos, que se modelan como sistemas complejos formados por tejidos, sólidos y cuerpos mecánicos. Se analizan por tanto el comportamiento del movimiento y equilibrio de los mecanismos ante las cargas<sup>7,8</sup> así como los esfuerzos y deformaciones que se someten estas estructuras mecánicas.<sup>9-11</sup>

El movimiento es el resultado de la interacción huesos, articulaciones, músculos y tendones, con sus características y funciones específicas.<sup>12</sup> Los estudios biomecánicos del movimiento centran su atención en la colocación ósea y utilizan principios de la ingeniería mecánica para la modelación de los huesos, músculos y tendones, que se modelan a través de palancas, poleas, articulaciones, reacciones, fuerzas, momentos, etc.<sup>13</sup>

---

Se han desarrollado múltiples procedimientos para intentar restablecer las funciones normales de estas articulaciones cuando están dañadas por alguna secuela o enfermedad neuromuscular,<sup>14</sup> sin embargo no existe conocimiento específico de la eficacia relativa de ellos, ni de su escenario específico de aplicación. Dada la importancia de las articulaciones Carpo-metacarpiana (CMC), Metacarpo-falángica (MCP) y la Inter-falángica (IP) en sus siglas en inglés, y su alto nivel de afectación, se hace necesario el estudio del comportamiento cinemático que experimentan en condiciones normales e intervenidas.

El estudio del comportamiento cinemático del movimiento de flexo-extensión de las estructuras internas del dedo pulgar, para la evaluación las afectaciones que las ENM provocan y su aplicación en tratamientos de rehabilitación, es insuficiente. El objetivo del presente trabajo es estudiar la cinemática del movimiento de flexión-extensión de las estructuras internas del dedo pulgar a través de un mecanismo de palanca.

## MÉTODOS

Se empleó el método de análisis y síntesis de la teoría de mecanismos y máquinas. Las etapas de modelación se muestran en la figura 1. A partir del estudio anatómico del dedo pulgar se decidió emplear una cadena cinemática de tres grados de libertad, formado por la falange distal ( $1_1$ ) falange proximal ( $1_2$ ) y el primer metacarpiano ( $1_3$ ),<sup>15,16</sup> y las uniones carpometacarpiana (CMC), metacarpofalángica (MCP), e interfalángica distal (DIP) y proximal (PIP) en sus siglas en inglés. Se asumió que el dedo pulgar está apoyado en su extremo distal. Se emplearon imágenes provenientes de la tomografía computarizada, que fueron procesadas mediante las operaciones de segmentado, selección de la región de interés, creación de las máscaras, suavizado de la geometría,<sup>17,18</sup> y se obtuvieron las longitudes  $l_1 = 0.04932m$ ,  $l_2 = 0.04062m$ ,  $l_3 = 0.03000m$  de los elementos del mecanismo.

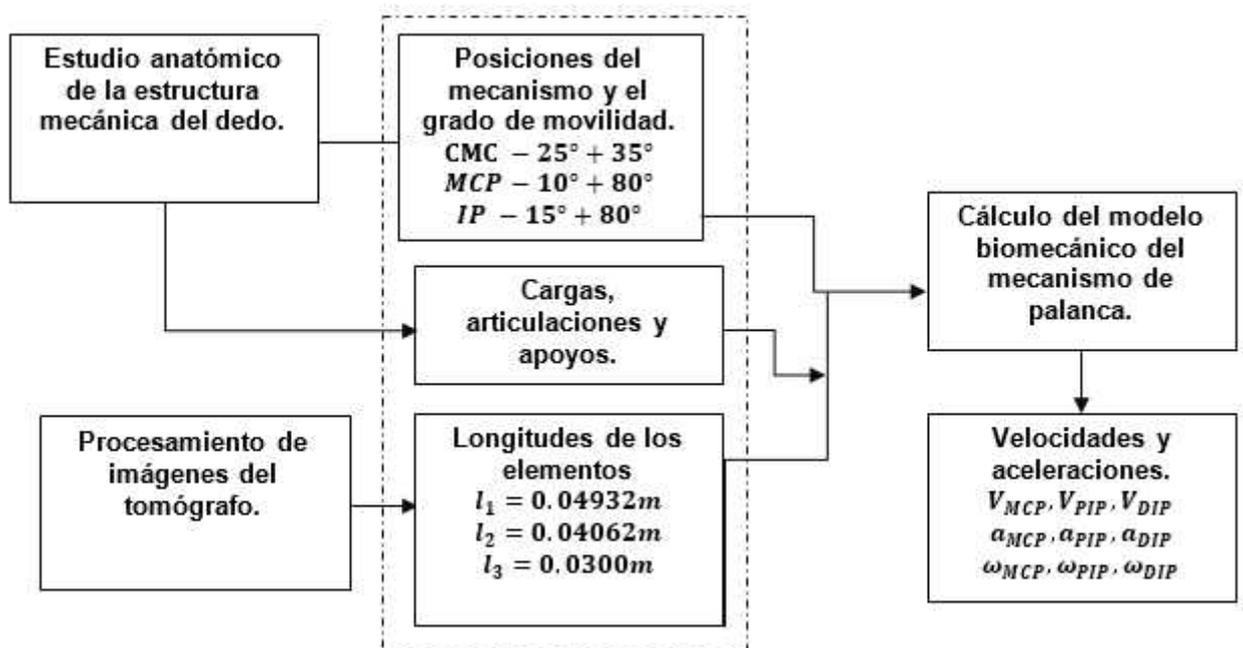
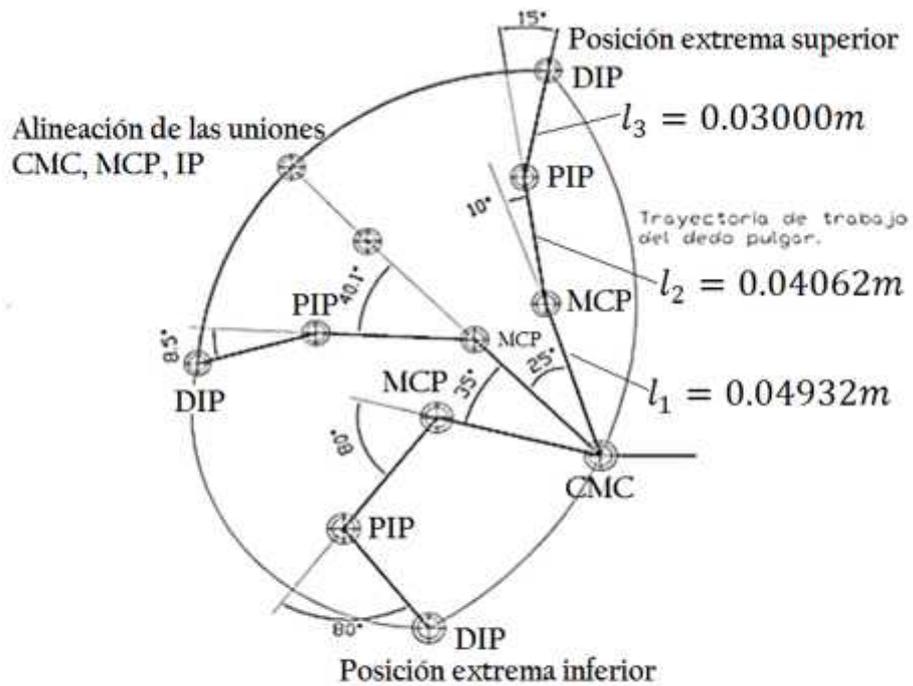


Fig. 1. Modelo biomecánico del dedo pulgar.

En la modelación de la cinemática del mecanismo se definieron las posiciones fundamentales del dedo y los ángulos en cada una de las uniones de acuerdo a la literatura consultada (Fig. 2).<sup>13,19</sup>



**Fig. 2.** Modelo cinemático del mecanismo del dedo pulgar formado por el hueso trapecio, y las falanges proximal y distal respectivamente.

## RESULTADOS

De acuerdo con las características del mecanismo seleccionado para la modelación del dedo pulgar, las velocidades de sus segmentos en cualquier posición se obtienen mediante la ecuación 1:

$$V_{MCP} = V_{IP} + V_{MCP/IP} \quad (1)$$

donde:

$V_{IP} = \omega_{DIP} \times l_3$  es la velocidad absoluta de la unión PIP.

$V_{MCP} = \frac{V_{IP} \times \sin \alpha_{MCP}}{\sin \alpha_{DIP}}$  es la velocidad absoluta de la unión MPC.

$V_{MCP/IP} = \frac{V_{IP} \times \sin [180 - (\alpha_{DIP} + \alpha_{MCP})]}{\sin \alpha_{DIP}}$  es la velocidad relativa entre la unión MCP y PIP.

$\alpha_{DIP}$  es el ángulo comprendido entre la falange distal y la proximal.

$\alpha_{MCP}$  es el ángulo comprendido entre el primer metacarpiano y la falange proximal.

$\omega_{MCP} = \frac{V_{MCP}}{l_1}$  es la velocidad angular de la unión MPC.

$\omega_{MCP/IP} = \frac{V_{MCP/IP}}{l_2}$  es la velocidad relativa angular entre la unión MCP y PIP.

Mientras que las aceleraciones de los segmentos del dedo se determinan según el sistema de ecuaciones 2:

donde:

$$\begin{aligned} a_{MCP}^t &= a_{IP}^n \cos [90^\circ - (\alpha_{MCP} + \alpha_{DIP})] - a_{IP}^t \cos [\alpha_{MCP} + \alpha_{DIP}] - a_{MCP/IP}^n \sin \alpha_{MCP} + \dots \\ &\dots a_{MCP/IP}^t \cos \alpha_{MCP} \\ -a_{MCP}^n &= -a_{IP}^n \sin [90^\circ - (\alpha_{MCP} + \alpha_{DIP})] + a_{IP}^t \sin [\alpha_{MCP} + \alpha_{DIP}] - a_{MCP/IP}^n \cos \alpha_{MCP} - \dots \\ &\dots a_{MCP/IP}^t \sin \alpha_{MCP} \end{aligned} \quad (2)$$

donde:

$a_{MCP} = a_{MCP}^n + a_{MCP}^t$  es la aceleración absoluta en la unión MCP.

$a_{IP} = a_{IP}^n + a_{IP}^t$  es la aceleración absoluta en la unión PIP.

$a_{MCP/IP} = a_{MCP/IP}^n + a_{MCP/IP}^t$  es la aceleración relativa entre las uniones MCP y PIP.  $a_{MCP}^t = \omega_{MCP}^2 \times l_1$  es la aceleración tangencial de la unión MCP.

$a_{MCP}^n = \alpha_{MCP} \times l_1$  es la aceleración normal de la unión MCP.

$a_{IP}^t = \omega_{IP}^2 \times l_3$  es la aceleración tangencial de la unión PIP.

$a_{IP}^n = \alpha_{IP} \times l_3$  es la aceleración normal de la unión PIP.

$a_{MCP/IP}^t = \omega_{MCP/IP}^2 \times l_2$  es la aceleración tangencial relativa entre las uniones MCP y PIP.

$a_{MCP/IP}^n = \alpha_{MCP/IP} \times l_2$  es la aceleración tangencial relativa entre las uniones MCP y PIP.

Los máximos de velocidades y aceleraciones se obtuvieron en el rango comprendido entre la posición superior y la de agarre o intermedia, los cuales se muestran en la tabla.

**Tabla.** Velocidades y aceleraciones en las uniones para las posiciones analizadas de acuerdo al modelo del dedo pulgar

	Unión MCP	Unión PIP	Unión DIP
Posición extrema superior			
velocidad angular (rad/s)	9,12	18,10	10,07
velocidad lineal (m/s)	0,45	0,73	0,30
aceleración angular (rad/s <sup>2</sup> )	3803,93	4030,37	1050,74
aceleración lineal normal (m/s <sup>2</sup> )	4,10	13,30	3,04
Aceleración lineal tangencial (m/s <sup>2</sup> )	187,61	163,71	31,52
Posición de agarre			
velocidad angular (rad/s)	1,405	8,66	10,07
velocidad lineal (m/s)	0,0693	0,3518	0,3021
aceleración angular (rad/s <sup>2</sup> )	176,17	166,00	178,8
aceleración lineal normal (m/s <sup>2</sup> )	8,689	6,743	5,364
Aceleración lineal tangencial (m/s <sup>2</sup> )	0,0973	3,046	3,04

## DISCUSIÓN

El estudio cinemático del movimiento de flexo-extensión del modelo biomecánico del dedo pulgar, permite determinar el grado de movilidad, los límites de desplazamiento angular del área de trabajo del dedo pulgar y los valores de velocidad angular y lineal de las articulaciones, así como sus aceleraciones. Valores que se traducen en los rangos más factibles para efectuar la rehabilitación, y así la obtención de mejor rendimiento y resultados del tratamiento.<sup>18</sup>

La investigación centró el interés en la obtención de los valores de velocidades lineales y angulares, así como las aceleraciones en cada una de las uniones. Fueron obtenidas del análisis cinemático de la mecánica clásica vectorial según los límites angulares de movilidad del mecanismo. Las posiciones donde se registran los valores máximos y mínimos de velocidades y aceleraciones (desde la posición de agarre hasta la extrema superior) definen donde centrar la atención en los tratamientos de rehabilitación.<sup>5,20</sup>

Las velocidades angulares resultantes absolutas en el análisis del modelo, están comprendidas dentro de los rangos determinados por género, en comparación con los valores obtenidos de las pruebas realizadas a hombres y mujeres reportados en investigaciones previas. v<sup>13</sup> La velocidad angular de la unión MCP no se corresponde con la de los resultados previos de otras investigaciones, ya que es una velocidad que depende en su totalidad de la posición exacta del mecanismo del modelo y de la longitud de la falange, esta longitud puede estar sujeta a deformaciones óseas u otra

característica anatómica del paciente y de allí se desprende el resultado a obtener durante el análisis.

Finalmente se obtuvieron las ecuaciones fundamentales para el análisis de las velocidades y las aceleraciones durante el movimiento de flexo-extensión, en las uniones del mecanismo, en las posiciones fundamentales del dedo pulgar.

La principal limitación del modelo consiste en analizar el dedo pulgar como un mecanismo en 2D del movimiento de flexo-extensión con 3 grados de libertad. Cabe destacar que este trabajo constituye un punto de partida para el desarrollo nuevos estudios cinemáticos donde se considerará el movimiento combinado de flexo-extensión y aducción-abducción empleado en la función del agarre de la mano, ya que este movimiento durante la acción de la mano al agarrar objetos o realizar tareas cotidianas, se considera espacial y en ese caso se debe realizar el cálculo cinemático de la mano mediante métodos matriciales.

En la misma no se realiza análisis de fuerzas, tensiones y deformaciones que sufren los elementos óseos y tejidos blandos que intervienen en la función de la mano humana,<sup>21,22</sup> puesto que no se está analizando el diseño de prótesis u otro dispositivo donde si juega un papel fundamental las tensiones y deformaciones que estarían involucradas en el modelo.<sup>20</sup>

La importancia de tener en cuenta los aspectos cinemáticos para el caso de la creación de nuevos dispositivos, nuevas metodologías de rehabilitación, tales como los valores permisibles de desplazamiento angular para cada una de las uniones en las diferentes posiciones (delimitando las trayectorias de trabajo en cada una de las funciones), así como los valores máximos y mínimos de aceleraciones y velocidades lineales y angulares de los elementos que intervienen en las funciones principales de la mano humana, como el agarre potente o las pinzas de precisión, es que se garantiza una rehabilitación segura y no invasiva en pacientes con ENM, se mejora en la eficiencia de los tratamientos y el uso correcto de los materiales, locales y recursos humanos.

La rehabilitación es un paso a la solución de problemas en pacientes que día a día esperan restablecer su vida activa en la sociedad. Cada día asisten a las salas de rehabilitación miles de personas en busca que una solución a su situación, con una esperanza que les abrirá nuevas puertas. El modelo planteado constituye un primer paso en la investigación del autor en la contribución a la rama de la rehabilitación, desde el punto de vista del análisis de las diferentes afectaciones de las funciones fundamentales que ejecuta la mano humana en su interacción con el medio, nuevas metodologías de rehabilitación, y una nueva página en el diseño de nuevos dispositivos y equipos con este fin.

## Conflictos de intereses

Los autores declaran que no hay conflicto de intereses.

## REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ezerins SA, Harm CJ, Kempton SJ, Salyapongse AN. Rehabilitation Following Replantation in the Upper Extremity. En: Salyapongse NA, Poore OS, Afifi MA, Bentz
-

LM, editores. *Extremity Replantation: A Comprehensive Clinical Guide*. Boston, MA: Springer US; 2015. p. 191-206.

2. Kumar Y, Yen S-C, Tay A, Lee W, Gao F, Zhao Z, et al. Wireless wearable range-of-motion sensor system for upper and lower extremity joints: a validation study. *Healthcare Technology Letters*. 2015 Feb; 2(1): 12-7.

3. Maffiuletti NA, Roig M, Karatzanos E, Nanas S. Neuromuscular electrical stimulation for preventing skeletal-muscle weakness and wasting in critically ill patients: a systematic review. *BMC Medicine*. 2013 Abr; 11(1): 1-10.

4. Sentandreu Mañó T, Salom Terrádez JR, Tomás JM, Company José C. Evidencia de la estimulación eléctrica neuromuscular distal en la recuperación del paciente tras ictus: una revisión sistemática. *Fisioterapia*. 2016 Mar; 38(2): 99-112.

5. Lee BG, Cho NS, Rhee YG. Effect of Two Rehabilitation Protocols on Range of Motion and Healing Rates After Arthroscopic Rotator Cuff Repair: Aggressive Versus Limited Early Passive Exercises. *Arthrosc*. 2012 Ene; 28(1): 34-42.

6. Kluczynski MA, Nayyar S, Marzo JM, Bisson LJ. Early Versus Delayed Passive Range of Motion After Rotator Cuff Repair: A Systematic Review and Meta-analysis. *Am J Sports Med*. 2015 Ago; 43(8): 2057-63.

7. Bloomquist K, Langberg H, Karlsen S, Madsgaard S, Boesen M, Raastad T, et al. Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. *Eur J Appl Physiol*. 2013 Ago; 113(8): 2133-42.

8. González Carbonell RA, Nápoles Padrón E, Calderín Pérez B, Cisneros Hidalgo Y, Landín Sorí M. Carácter interdisciplinario de la modelación computacional en la solución de problemas de salud. *Humanidades Médicas*. 2014 Jul; 14(3): 646-58.

9. González Carbonell RA, Ortiz Prado A, Cisneros Hidalgo YA, Alpizar Aguirre A. Bone Remodeling Simulation of Subject-Specific Model of Tibia under Torque. En: Braidot A, Hadad A, editores. VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014. Paraná, Argentina 29, 30 y 31 October 2014. IFMBE Proceedings. 49: Springer International Publishing; 2015. p. 305-8.

10. González Carbonell RA, Ortiz Prado A, Jacobo Armendáriz VH, Cisneros Hidalgo YA, Alpizar Aguirre A. 3D patient-specific model of the tibia from CT for orthopedic use. *J Orthop*. 2015 Ene; 12(1): 11-6.

11. Calderín Pérez B, González Carbonell RA, Landín Sorí M, Nápoles Padrón E. Aplicabilidad de la simulación computacional en la biomecánica del disco Óptico. *Arch Med Camagüey*. 2015 Abr; 19(1): 73-82.

12. Tagliaferri C, Wittrant Y, Davicco M-J, Walrand S, Coxam V. Muscle and bone, two interconnected tissues. *Ageing Res Rev*. 2015 May; 21: 55-70.

13. Chen Chen F, Appendino S, Battezzato A, Favetto A, Mousavi M, Pescarmona F, et al. Constraint Study for a Hand Exoskeleton: Human Hand Kinematics and Dynamics. *J Robot*. 2013 Jul; 2013(Article ID 910961): 1-17.

14. Ramirez F, Piscal CM, Guzmán AF, Moreno CL. Desarrollo de un modelo computacional para la evaluación mecánica y funcional de la articulación trapecio metacarpiana. *Ing Compet*. 2014 Dic; 16: 45-53.

---

15. Shiyin Qiu, Ruibo Yuan, Guanyou Wang, Yongda Ma, Zhenling Long, Lin Wang a, et al. A study of calculation method for finger joint angular displacement based on the finger inverse kinematics. Appl Mech Mater. 2015 Nov; 697: 327-33.
16. Skalik A, Skrobek D, Warys P, Cekus D. Kinematic Analysis of a Four-Degree-of-Freedom Manipulator. Solid State Phenom; 2015 Ene. p. 220-221:277-82.
17. Cisneros Hidalgo YA, González Carbonell RA, Puente Alvarez A, Camue Corona E, Oropesa Rodríguez Y. Generación de imágenes tridimensionales: integración de tomografía computarizada y método de los elementos finitos. Rev Cubana Inv Bioméd. 2014Jul; 33(3):313-21.
18. Buffi JH, Sancho Bru JL, Crisco JJ, Murray WM. Evaluation of hand motion capture protocol using static computed tomography images: application to an instrumented glove. Journal of biomechanical engineering. 2014 Oct; 136(12): 124501.
19. León B, Morales A, Sancho-Bru J. From robot to human grasping simulation. Springer International ed. Switzerland: Springer International Publishing; 2014. p. 263.
20. Gandolla M, Ferrante S, Baldassini D, Cottini MC, Seneci C, Molteni F, et al. EMG-Controlled Robotic Hand Rehabilitation Device for Domestic Training. En: Kyriacou E, Christofides S, Pattichis CS, editores. XIV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2016: MEDICON 2016, March 31st-April 2nd 2016, Paphos, Cyprus. Cham: Springer International Publishing; 2016. p. 638-42.
21. Li K, Nataraj R, Marquardt TL, Ming Li Z. Directional Coordination of Thumb and Finger Forces during Precision Pinch. Plos ONE. 2013 Nov; 8(11):e79400.
22. Marquardt TL, Ming Li Z. Quantifying digit force vector coordination during precision pinch. J Mech Med Biol. 2013 Abr; 13(2): 11.

Recibido: 13 de octubre de 2016.

Aprobado: 15 de noviembre de 2016.

*Yuri Eduardo Oropesa Rodríguez.* Departamento Ingeniería Mecánica. Grupo de Biomecánica y Bioingeniería. Universidad de Camagüey "Ignacio Agramonte Loynaz". Carretera Circunvalación Norte, entre Avenida Ignacio Agramonte y Camino Viejo de Nuevitas. CP - 74650. Camagüey, Cuba.  
Correo electrónico: yuri.oropesa@reduc.edu.cu