

# Diseño y construcción de un mecanismo paralelo para prototipo de prótesis transhumeral

J. Rafael Mendoza Vázquez<sup>1</sup>, Apolo Z. Escudero Uribe<sup>1</sup>, Irma D. Rojas Cuevas<sup>2</sup>  
Depto. de Eléctrica Electrónica<sup>1</sup>, Depto. de Sistemas y computación<sup>2</sup>  
Instituto Tecnológico de Puebla  
Puebla, Pue., México  
rrmendozainaoe@hotmail.com, aescuder@inaoep.mx, rojascid@yahoo.com.mx

**Abstract**— The design and construction of a parallel mechanism for transhumeral elbow prosthesis is presented. In the prosthesis, two linear actuators participate simultaneously in each of the three active movements of the elbow, while the actuators that are not involved in each movement provide rigidity to the structure. Linear electric actuators develop torque and movement required for everyday user activities. The prosthesis has 3 movements at the elbow, pronation-supination, flexion-extension and humeral rotation; also a mechanical system allows the prosthesis crimping objects.

**Keyword**— *myoelectric elbow prosthesis, mechanical design, parallel robot.*

**Resumen**— El diseño y la construcción de un mecanismo con topología en paralelo para aplicación de prótesis de codo transhumeral se presenta en este trabajo. La prótesis permite que al menos dos actuadores lineales participen simultáneamente en cada uno de los tres movimientos activos del codo, mientras que los actuadores que no participan en cada movimiento, proporcionan rigidez a la estructura. Los actuadores eléctricos lineales, tienen la capacidad de movimiento y fuerza requerida para desarrollar actividades cotidianas de un ser humano. La prótesis tiene 3 movimientos en el codo, correspondientes a las acciones de pronación-supinación, flexión-extensión y rotación humeral; también cuenta con un sistema mecánico que permite a la prótesis prensar objetos.

**Palabras claves**— *prótesis mioeléctrica de codo, diseño mecánico, mecanismo paralelo.*

## I. INTRODUCCIÓN

El ser humano está expuesto a sufrir la amputación de sus miembros por accidentes o enfermedades graves. Una solución a esta amputación es el uso de dispositivos denominados prótesis. Las investigaciones actuales en prótesis, se han centrado en el desarrollo de prótesis de manos y piernas, derivado de esto, existen múltiples desarrollos en estas áreas [1] [2]. Sin embargo la investigación y desarrollo de codos, es muy pobre y solo se cuenta con prótesis de codo con un grado de libertad activo (1 eje motorizado). Los desarrollos para prótesis de codo abarcan desde el tipo mecánico, al tipo mioeléctrico [3]. Sin embargo este tipo de prótesis son del tipo serial y cuentan solo con un grado de libertad motorizado, como son el brazo de Utah [4] y el Edimburg Arm [5]. Otros desarrollos en esta área los tiene el Dr. Todd Kuiken en conjunto con Liberating Technologies Inc., donde han logrado desarrollar un mecanismo del tipo serial con 3GDL motorizado [6], el Boston Digital Arm, con el inconveniente, de tener elevado peso para ser empleado como prótesis de codo, existen casos similares en los desarrollos con músculos neumáticos [7]. En contraparte a este tipo de desarrollos, se tiene que un codo protésico completo y funcional, debe tener 3 ejes motorizados, con la finalidad de obtener tres grados de libertad [8][9]. Los tres grados de libertad que un codo funcional debe desarrollar son: flexión-extensión, prono-supinación y rotación humeral [10] (ver Figura 1).

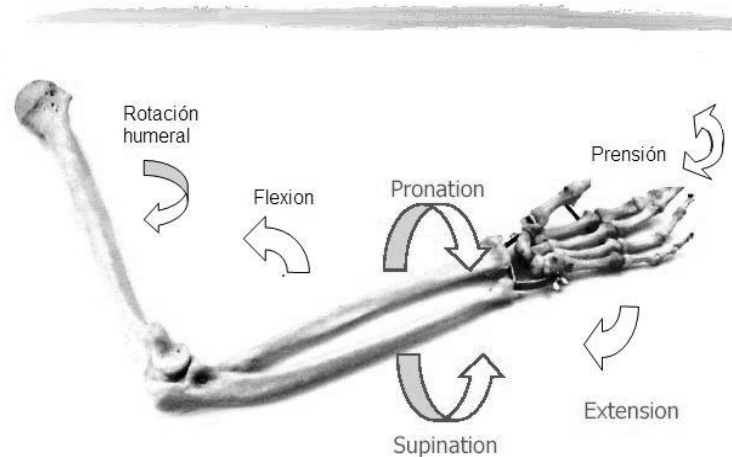


Fig. 1. Movimientos de un codo humano.

Escudero en 2001 [13][14], propone el diseño de una prótesis de codo que realice rotación humeral, flexión-extensión y prono-supinación motorizada, con la característica de tener una topología de actuadores eléctricos en paralelo (ver Figura 2). Este codo mecánico, con topología en paralelo, tiene entre sus características más importantes, el disponer de un espacio de trabajo mayor a los típicos robots paralelos. Esta capacidad, de mayor espacio, se debe a la configuración mecánica y al tipo de articulación universal que tiene, la cual le da a cada eslabón, la capacidad de soportar los esfuerzos mecánicos y disponer de un espacio de trabajo apto para un codo protésico con tres grados de libertad. En las secciones subsecuentes se presenta la descripción general de la prótesis de codo y su capacidad de movimientos; el modelo del mecanismo diseñado en ambiente CAD y una descripción de sus componentes principales; también se muestra el diseño obtenido y el prototipo final.

## II. METODOLOGIA PARA RESOLVER EL PROBLEMA

En esta sección se presenta la metodología utilizada para el diseño y construcción del mecanismo paralelo. El diseño abarcará los aspectos de diseño mecánico y electrónico para tener capacidad de movimiento. Para ello, se deben seleccionar los componentes eléctricos y electrónicos acordes con los requerimientos del sistema; dichos componentes permitirán la obtención de los rangos de movimiento y velocidades necesarios, para que la prótesis restituya al brazo humano. La metodología contempla los siguientes pasos: determinación de los requerimientos a cumplir para que sea considerada una prótesis de codo transhumeral; selección de los actuadores; selección de los materiales de fabricación; diseño del mecanismo en ambiente CAD; pruebas en ambiente CAD para validar los rangos de movimiento; manufactura de los elementos principales, armado del prototipo mecánico; diseño del sistema electrónico para el control de movimiento; pruebas básicas con peso.

## III. CAPACIDADES DE LA PROTESIS DE CODO

Para que este tipo de dispositivo sea considerado como un codo completo, debe tener la capacidad de realizar movimientos de flexión-extensión, pronación-supinación y rotación humeral interna y externa. En la Tabla I se muestran las especificaciones mínimas que debe tener una prótesis de codo, para que realice actividades útiles y cotidianas, con base en los datos de capacidades de movimiento de [17][18],[19],[20].

Tabla I. Especificaciones técnicas del codo mecánico para prótesis

<b>Especificación</b>	<b>Valor</b>
Rango de flexión	20°-125°
Tiempo de flexión sin carga	0.95 s
Tiempo estimado con 1.6 Kg. en flexión	1.24 s
Rango de pronación	90°
Rango de supinación	90°
Rango de Prono-supinación	180°
Rotación humeral interna	45°
Rotación humeral externa	45°

Por consecuencia, este mecanismo tiene la capacidad de efectuar los movimientos de flexión-extensión (contemplado en casi todas las prótesis lo hacen), y los movimientos de pronación-supinación y rotación humeral (que ninguna prótesis tiene capacidad de hacer), también es capaz de cargar 1.0 Kg. con una velocidad de 90° por segundo aproximadamente, por lo que tiene la capacidad para mover objetos cotidianos, como un vaso de agua o un peine, entre otros.

#### IV. CONCEPTOS BASICOS DEL DISEÑO

Las características de las funciones prostéticas, tales como gran número de grados de libertad, fácil control y movimientos, ligera, antropomórfica, alto desempeño, son características que dependen directamente de los actuadores y los mecanismos que se emplean en las prótesis. Su selección adecuada dará como resultado, prótesis que sean funcionales y más cercanas fisiológicamente al brazo humano. El diseño del codo mecánico se realizó en software de tipo CAD, utilizando su capacidad de diseño mecánico así como simulación y análisis de movimientos. A continuación se describen los conceptos básicos que enmarcaron los aspectos mencionados: a) modularidad: como concepto básico de diseño, se consideró que un diseño modular del sistema era primordial, entendiendo por modular que los elementos, tanto software como hardware, tengan fronteras y puentes de comunicación claros y que permitan el reemplazo de un módulo sin tener que intervenir en los demás; b) autocontenida: a fin de que el mecanismo sea fácilmente acoplable y desacoplable a cualquier paciente, se ha realizado un diseño mecánicamente autocontenido, evitando la existencia de elementos de movimiento externos al propio mecanismo; c) antropomorfa y relaciones antropométricas: se ha buscado un diseño de características antropomorfas y relaciones antropométricas para ser considerado como una prótesis, que sea capaz de desarrollar los movimientos de flexión-extensión, pronación-supinación y rotación humeral interna y externa.

#### V. ACTUADORES ELÉCTRICOS SELECCIONADOS

Existen diferentes tipos de actuadores; cada uno tiene sus características propias. Entre las características que se requieren cumplan los actuadores se encuentran [13] [14] [15] [16][17]: tamaño pequeño, bajo consumo de energía, alto par (torque), operación silenciosa, peso reducido, mínima generación de calor, rápida respuesta, control simple, bajo costo de construcción y activación simple.

La parte importante en la selección de los actuadores, es hacer un juego con actuadores y mecanismos de tal con las características de una prótesis y tengan suficiente espacio para alojar los componentes eléctricos y electrónicos. En este caso el sistema es un actuador eléctrico lineal, el cual comprende un motor del tipo brushless con un sistema de tornillo de bolas y soportes y alojamientos manufacturados en metal.

## VI. MATERIALES DE CONSTRUCCIÓN SELECCIONADOS

Las características de las funciones protésicas, tales como gran número de grados de libertad, fácil control y movimientos, ligera, antropomórfica, alto desempeño, son características que dependen directamente de los actuadores y los mecanismos que se emplean en la prótesis. De la revisión de las características esenciales de una prótesis y tomando cuenta la restricción del peso se consideraron como opciones de material al duraluminio y aluminio, los cuales tienen un peso de 2.69 gr/cm<sup>3</sup>, y una velocidad de corte de hasta 6 m/min, disponen de buena propiedad térmica y presentan mínima oxidación. Solo se fabricaron en acero inoxidable los elementos que van a sufrir alto desgaste y fricción, como son las uniones universales. En el caso de los rodamientos, se seleccionan elementos de alta resistencia. Para los tornillos de bola, se emplean elementos de acero inoxidable de grado médico. En este caso, se opta por motores tipo brushless de 12 VDC, en conjunto con un sistema reductor concéntrico con relación de 1:23.

## VII. ESQUEMA GENERAL DEL MECANISMO

Como se observa en la Figura 2, el mecanismo tiene cuatro soportes (eslabones), uno de ellos es fijo y le permite al mecanismo tener rigidez estructural y alojar al servo-motor que va a dar movimiento a la prensión de la mano. De igual importancia, los otros tres brazos (soportes) son dispositivos de configuración en paralelo, compuestos por actuadores lineales.



Fig. 2. Elementos del mecanismo paralelo aplicado a prótesis

## VIII. DISEÑO MECANICO

El diseño del mecanismo, se realizó en el ambiente CAD, el cual brinda la posibilidad de realizar simulaciones de movimiento y análisis de esfuerzos en sus componentes. En la Figura 3 se observa el diseño del mecanismo. En esta figura, también se muestra la simulación del movimiento de flexión dentro del ambiente CAD, replicando el movimiento de flexión de un codo biológico.

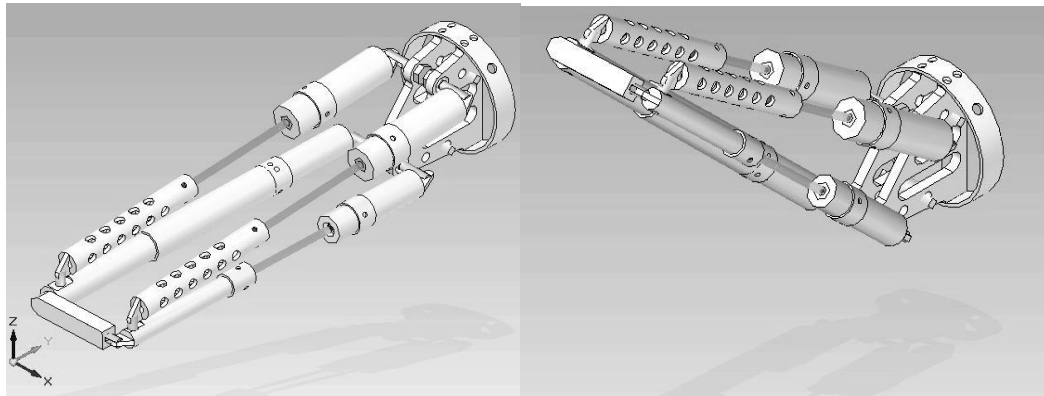


Fig. 3. Diseño y simulación del mecanismo en ambiente CAD

La Figura 4, muestra el análisis de esfuerzos, para la pieza que sirve de base a los brazos del mecanismo. El análisis muestra que es capaz de soportar los esfuerzos requeridos por el mecanismo paralelo. De manera similar, se desarrollo el análisis para los otros componentes.

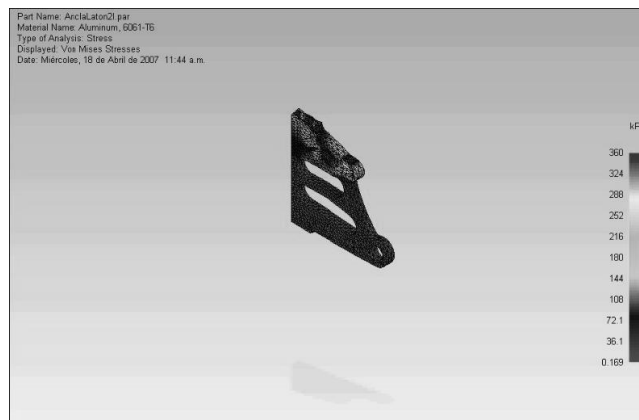


Fig. 4. Análisis de esfuerzo en el componentes que sirve de base para el mecanismo paralelo

El codo mecánico paralelo, tiene una estructura menor a 1 kilogramo de peso. Sus dimensiones son aproximadamente 25 cm de largo y 7 cm de diámetro. El arreglo de los actuadores está basado en la estructura biológica de la extremidad superior, en donde cada articulación es impulsada por al menos dos músculos, por lo tanto, aquí, para cada uno de los movimientos permitidos, se necesita que al menos dos actuadores participen en forma paralela. El prototipo final se muestra en la Figura 5. Donde se observa su topología en paralelo de los actuadores y se le coloco una mano mecánica que desarrolla la actividad de prensión.



Fig. 5. Prototipo de mecanismo paralelo para aplicación de prótesis

## IX. CONCLUSIONES

En este artículo se ha presentado el diseño y construcción del codo mecánico tipo paralelo. Se ha realizado una breve descripción de los objetivos perseguidos en su diseño y los detalles más relevantes de su estructura física y de su parte mecánica

Como características principales de la prótesis paralela, cabe destacar: es antropomorfa, con 3 grados de libertad (GDL) como mecanismo; mecánicamente auto contenida, para ser adaptada al paciente; modular, tanto el hardware como el software, lo que facilita la adición, modificación, ampliación o reemplazo de partes; posibilidad de incluirle nuevos elementos que aporten mejor control y desempeño.

El prototipo se ha inspirado en la operación del codo biológico humano y pretende ser un medio para buscar la restauración funcional en pacientes con amputación transhumeral.

El diseño del mecanismo se realizó en el ambiente CAD, el cual brinda la posibilidad de realizar simulaciones de movimiento y análisis de esfuerzos en sus componentes.

## RECONOCIMIENTOS

Se agradece el apoyo proporcionado por el Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica (INAOE), por el Instituto Tecnológico de Puebla y al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo brindado en el desarrollo de este proyecto.

## REFERENCIAS

- [1] Hugh Herr, G. Paul Whiteley, Dudley Childress, Chapter 5, Cyborg Technology, Biomimetic Orthotic and Prosthetic Technology . Northwestern University, MIT, University of Bath. Technical Report .(2000). URL: [http://biomech.media.mit.edu/wp-content/uploads/sites/3/2013/07/Biologicall\\_Inspired\\_Intell.pdf](http://biomech.media.mit.edu/wp-content/uploads/sites/3/2013/07/Biologicall_Inspired_Intell.pdf)
- [2] Hugh Herr, Roy Kornbluh, New Horizons for orthotic and prosthetics technology: artificial muscle for ambulation. MIT Media Laboratory. Technical Report. (2003). URL: <http://biomech.media.mit.edu/wp-content/uploads/sites/3/2013/04/New-Horizons-for-Orthotic-and-Prosthetic-Technology-Artificial-Muscle.pdf>
- [3] Thomas Andrew. Prosthetics principles. Atlas of Limb prosthetics. (1992).
- [4] Harold Sears. Advances in arm prosthetics. Motion Control Inc. In Motion Vol 9. Issue 3. May-June (1999). URL: [http://www.amputee-coalition.org/inmotion/may\\_jun\\_99/armprosth.html](http://www.amputee-coalition.org/inmotion/may_jun_99/armprosth.html)

- [5] Gow, D. J.; Douglas, W.; Geggie, C.; Monteith, E.; Stewart, D. "The development of the Edinburgh modular arm system". *Proceedings Of The Institution Of Mechanical Engineers Part H-Journal Of Engineering In Medicine* (2001), pp. 291-298.
- [6] Tood Kuiken. Boston Digital Arm. Liberating technologies. Technical Repor (2006). URL: [http://www.liberatingtech.com/products/documents/Catalog\\_-\\_Boston\\_Digital\\_Arm\\_System\\_2013.pdf](http://www.liberatingtech.com/products/documents/Catalog_-_Boston_Digital_Arm_System_2013.pdf)
- [7] Sabater J.M. Azorin et al. Diseño y control de un sistema de 2 GDL formado por músculos neumáticos en oposición. *XXV Jornadas de automática* (2004).
- [8] Laksanacharoen Sathaporn. Design of apparatus to study human elbow joint motion. *Biomedical Engineering*, 2003. *IEEE EMBS Asian-Pacific Oct.* (2003)
- [9] Murray Ingram, Garth Jonson. A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow performing every day task, *Elsevier Clinical Biomedichanics*. (2004). pp. 586-594.
- [10] D . Magermans , E . Chadwick , H . Veeger , F . van der Helm. Requirements for upper extremity motions during activities of daily living. *Clinical Biomechanics*, (2003), Volume 20 , Issue 6 , pp. 591 – 599.
- [11] Rodríguez Carlos F., Quintero Hugo, Aschner Helena. Movimiento del brazo humano: de los tres planos a las tres dimensiones. *Revista de Ingeniería. Facultad de Ingeniería, Universidad de los Andes*. (2005). pp 37-43.
- [12] B. F. Morrey y E.Y. Chao. Passive motion of the elbow joint. *Journal of Bone joint surgery*, (1976).
- [13] Escudero A.Z., Alvarez J., Leija L. "Development and characterization of electromechanical muscles for driving trans-humeral myoelectric prostheses". *Prosthetics and Orthotics International*, Vol 26. (2002). pp 226-234.
- [14] Escudero A.Z. & Alvarez J., Leija L. Inverse Kinematics for a parallel myoelectric elbow 23th Annual Int. Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology society (Oct. 2001).
- [15] Del Cura Vanderlei O., Cunha, L. Aguilar, Manoel L. Cliquet, Alberto. Study of the differents types of actuators and mechanisms for upper limb prostheses.. *International Society for Artificial Organs*. (2003) pp. 507-515.
- [16] Klute Glenn et al. Artificial muscles: actuators for biorobotics systems. *International Journal of Robotics Research*, (2002), Vol 21. pp. 295-309.
- [17] Davis S. Tsagarakis, N. Canderle, J. Caldwell Darwin G. Enhance Modeling and performance in brained pneumatic muscle actuators. *International Journal of Robotics Research*. (2002) pp. 213-227.