

## Diseño y Modelado Cinemático de Exoesqueleto de 5 GdL para Rehabilitación Motora de Miembro Superior de Pacientes con Enfermedad Vasculat Cerebral.

L. J. Ramírez-Rodríguez<sup>1</sup>, E. F. Jiménez-Ruiz<sup>2</sup>, D. Martínez-Peon<sup>3\*</sup>

<sup>1</sup>Ingeniería Mecánica, Instituto Tecnológico de Pachuca, Pachuca, Hidalgo, México

<sup>2</sup>Hospital Universitario, Universidad Autónoma de Nuevo León, Monterrey, Nuevo León, México

<sup>3</sup>División de Estudios de Posgrado e Investigación, Instituto Tecnológico de Nuevo León, Guadalupe, Nuevo León, México

\*dulce.martinez@itnl.edu.mx, dulcecitalli@gmail.com

**Resumen**— El presente trabajo presenta el diseño mecánico y modelado cinemático directo mediante Denavit-Hartenberg (DH) de un exoesqueleto de 5 grados de libertad (GdL) para rehabilitación motora de miembro superior de pacientes con enfermedad vascular cerebral (EVC). El diseño propuesto considera algunas recomendaciones por parte de fisioterapeutas que a diario tratan a estos pacientes para contar con un sistema cómodo y ergonómico.

**Palabras clave**—Exoesqueleto, Modelado Cinemático, Denavit-Hartenberg, Enfermedad Vasculat Cerebral EVC, Rehabilitación motora.

### I. INTRODUCCIÓN

En México los pacientes que sufren un evento cerebrovascular (EVC) ocupan el segundo lugar en discapacidad, [1]. Alrededor del 75% al 80% es isquémico, mientras que entre 10% y 15% es hemorrágico y del 5 al 10% es subaracnoideo, [2]. Estos pacientes tienen que ser sometidos a una terapia de rehabilitación pronta para una recuperación exitosa, [3]. El número de terapeutas y su disponibilidad se está superando por el número de pacientes incrementan año con año. Por tanto el desarrollo de dispositivos que asistan a dichos pacientes es una alternativa viable para cubrir dicha demanda, dentro de los dispositivos disponibles se encuentran los exoesqueletos los cuales han tenido un gran auge en los últimos años, sin embargo el diseño y manufactura debe de ir de la mano con médicos y terapeutas para cubrir las necesidades de los pacientes, [4].

Algunos de los exoesqueletos de miembro superior de 5 GdL existentes son: el desarrollado por Jung y Bae, sin embargo de los 5 GdL uno de ellos está destinado al movimiento vertical del hombro y no hablan acerca de consideraciones para rehabilitación, [5], por otro lado, Kang y Wang desarrollaron una plataforma que considera la asistencia en la rehabilitación de pacientes, sin embargo la desventaja de su diseño se encuentra en la agarradera de la mano, esto porque a algunos pacientes les causa mucho dolor realizar este movimiento y más aún si requirieren cerrar casi totalmente la mano, [6]. Por otro lado, Martínez y sus colaboradores desarrollaron un exoesqueleto para incrementar la fuerza de las personas, no se considera en

esta plataforma la aplicación para rehabilitación pero los resultados alcanzados pueden servir para esto, [7]. Otra plataforma que fue diseñada para rehabilitación es la desarrollada por Abane et al, los grados de libertad son iguales a los propuestos en este trabajo, sin embargo no considera soporte en el codo, [8].

### II. METODOLOGÍA

El exoesqueleto propuesto consta de 5 GdL, ver Fig. 1, los cuales consideran 3 GdL en el hombro, 1 GdL del codo y 1 GdL radiocubital. El análisis de movimiento se puede realizar mediante la metodología de Denavit-Hartenberg (DH), además de considerar los arcos de movimiento del cuerpo humano.

- 1) *Análisis cinemático directo*: DH permite conocer la posición del efector final a partir de los movimientos de cada una de las articulaciones, requiere de dos restricciones que reducen el número de parámetros de 6 a 4, [9]. Estas restricciones son, primero, que el eje  $x$  del eslabón  $i$  sea perpendicular con el eje  $z$  del eslabón  $i + 1$ , segundo, que el eje  $x$  del eslabón  $i$  intersecte al eje  $z$  del eslabón  $i + 1$ . Si no se cumplen dichas condiciones se pueden agregar marcos de referencia virtuales.

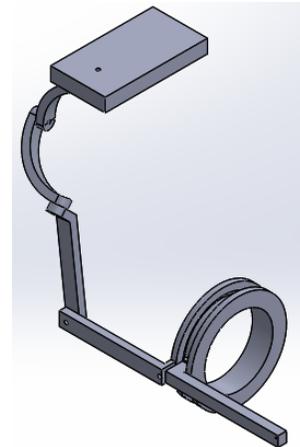


Fig. 1. Exoesqueleto de 5 GdL propuesto. Hombro 3 GdL, Codo 1 GdL y Radiocubital 1 GdL

2) *Biomecánica*: los arcos de movimiento considerados para el miembro superior corresponden y los grados de libertad correspondientes a la robótica se presentan en la Tabla I.

TABLA I  
ARCOS DE MOVIMIENTO DE MIEEMBRO SUPERIOR

Arco de movimiento (Grados de Libertad)	Ángulos
Flexión-Extensión del hombro (1 GdL)	Flexión (0° a 180°) Extensión (0° a 50°)
Abducción-Aducción del hombro (1 GdL)	(0° a 180°)
Rotación del hombro (1GdL)	Externa (0° a 90°) Interna (90° a 0°)
Flexión-Extensión del codo (1 GdL)	(0° a 145°)
Radiocubital (1GdL)	Pronación (0° a 90°) Supinación (0° a 90°)

### III. RESULTADOS

#### A. Consideraciones de diseño

Una de las problemáticas comunes en el diseño de exoesqueletos es la adaptación al cuerpo humano, el esqueleto humano cuenta con articulaciones y miembros (eslabones para el caso de robótica) con geometrías que resultan un reto tanto para la fabricación como para la obtención del modelo matemático. El diseño propuesto considera los arcos de movimiento del hombro, por lo que los primeros tres eslabones están diseñados para que el hombro pueda moverse sin restricción por parte del exoesqueleto. El primer eslabón va colocado sobre la clavícula y asiste en la rotación del hombro. El segundo eslabón se posiciona desde la clavícula hacia el músculo subescapular, cuenta con una forma geométrica de arco, al igual que el tercer eslabón, su objetivo es la asistencia en los movimientos de abducción y aducción, mientras que el tercer eslabón permite el movimiento de flexión y extensión del hombro. El cuarto eslabón inicia al lado del brazo a la altura del bíceps, tiene la particularidad de que la articulación entre el tercer y cuarto eslabón no es ni paralela ni perpendicular con la articulación entre el cuarto y quinto eslabón, esta propuesta se propone para respetar la forma geométrica del brazo humano, permite la flexión y extensión del codo. El quinto y sexto eslabón asisten en la rotación radiocubital, el mecanismo propuesto da soporte al antebrazo. Al final del exoesqueleto y para darle soporte a la muñeca se coloca una cinta, no se considera una agarradera ya que esto implica que los pacientes tengan que realizar la tarea de agarre y para algunos pacientes con EVC es un esfuerzo que puede generar dolor e incomodidad. Adicional a los ejercicios de rehabilitación de miembro superior se deben también realizar ejercicios de rehabilitación de muñeca y dedos, pero esta propuesta no considera dicha rehabilitación.

#### B. Cinemática directa

Por el tipo de movimiento que realiza cada articulación todos los parámetros variables son del tipo rotacional. La asignación de los marcos de referencia de acuerdo a DH se muestra en la Fig. 2. Recordando que se deben cumplir las dos restricciones.

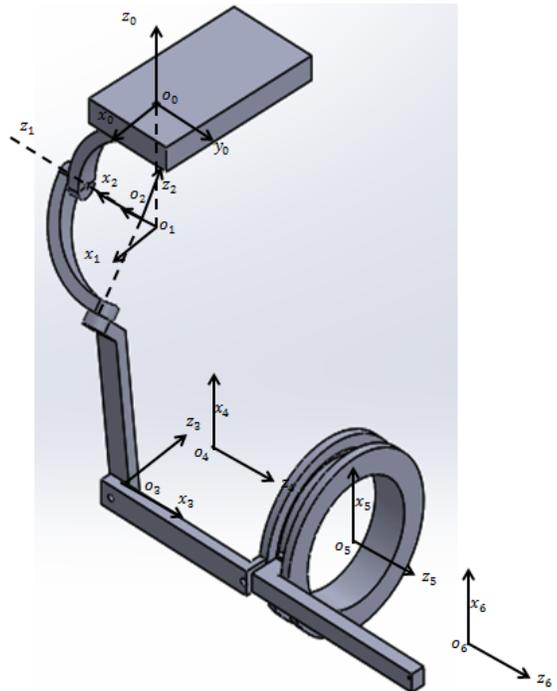


Fig. 2. Marcos de referencia para el exoesqueleto de 5 GdL propuesto.

Para cumplir con el método de DH fue necesario incrementar un marco de referencia virtual lo cual genera en la Tabla II los parámetros para poder calcular la posición del efector final. Donde  $d_1 = 9.5$ ,  $d_2 = 1$ ,  $a_3 = 14.88$ ,  $d_3 = 5.81$ ,  $d_4 = 13.2$  y  $d_5 = 16.5$  son las medidas en centímetros.

TABLA II  
PARÁMETROS DE DENAVIT-HARTENBERG

Articulación	$a_i$	$\alpha_i$	$d_i$	$\theta_i$
1	0	90°	$d_1$	$\theta_1$
2	0	-90°	$d_2$	$\theta_2$
3	$a_3$	0	0	$\theta_3$
4	0	-90°	$d_3$	0
5	0	0	$d_4$	$\theta_4$
6	0	0	$d_5$	$\theta_5$

#### C. Simulaciones

Se realizó el modelo virtual en Solidworks, posteriormente se exportó a formato VRML para que pudiera ser utilizado con la herramienta de Simulink 3D Animation de MATLAB. Dicho modelo sirve para corroborar la cinemática calculada, así como base para posteriores simulaciones con el modelado dinámico. La Fig. 3 muestra el modelo exportado a Simulink/MATLAB.

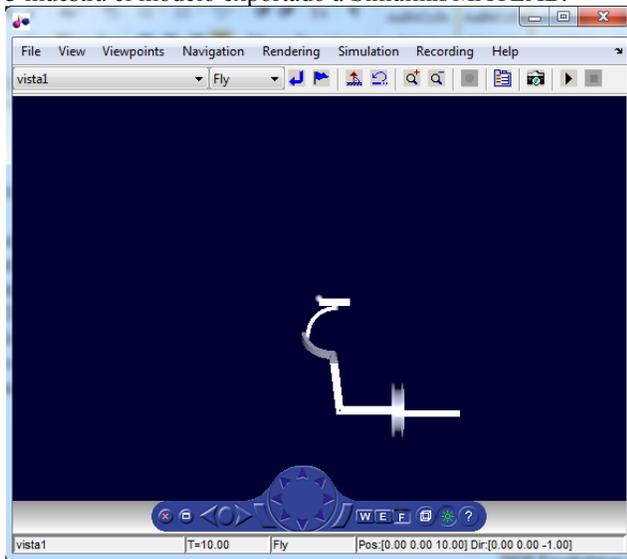


Fig. 3. Modelo virtual en Simulink/MATLAB.

#### IV. DISCUSIÓN

Los cálculos realizados para obtener el modelo cinemático siguiendo la metodología de DH se dificultaron para el eslabón 4, esto porque la articulación que lo une con el eslabón 3 no es paralela ni perpendicular a la articulación que lo une con el eslabón 5. Por lo que fue necesario implementar un marco de referencia virtual. Adicional a esto, para la transformación del marco de referencia 2 al 3 también se tuvo dificultades para cumplir con las restricciones de DH, en este último caso se implementó una rotación que alineara los ejes  $z_2$  y  $z_3$ .

#### V. CONCLUSIÓN

La metodología DH para obtener la cinemática directa se dificulta cuando en los marcos de referencia existen ángulos diferentes a  $90^\circ$  entre las articulaciones y en sistemas biomecánicos. La solución que se implementó en este trabajo fue la de agregar marcos de referencia virtuales adicionales para cumplir con las condiciones de la metodología, sin embargo existen metodologías alternativas como DH modificado, [10], o el método GRyMA, [11], que pueden ayudar a no requerir de estos marcos de referencia

adicionales. Recordando que si se utilizan marcos de referencia virtuales incrementa el número de parámetros.

Finalmente, este trabajo busca sentar las bases para generar un exoesqueleto que sea funcional en pacientes con EVC, cabe señalar que con la experiencia de los terapeutas el último eslabón no lleva una sujeción para con la mano ya que esto produce dolor en los pacientes que inician rehabilitación. La aportación de este diseño busca contar con un sistema que asista a los pacientes de EVC, por lo que se espera manufacturar un prototipo que pueda ser probado con pacientes y realizar cambios en el diseño si se requiriera.

#### RECONOCIMIENTOS

Se agradece el apoyo proporcionado por los fisioterapeutas del Hospital Universitario "José Eleuterio González" de la Universidad Autónoma de Nuevo León (UANL), así como a los compañeros del área de psicología y fisioterapia del Centro de Investigación y Desarrollo en Ciencias de la Salud (CIDICS) de la UANL.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] Rivera-Nava, et al “Guía de práctica clínica Enfermedad vascular cerebral isquémica”. Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social. 50 (3):335-346, 2012.
- [2] A. Arauz, A. Ruiz-Franco “Enfermedad vascular cerebral”, Revista de la Facultad de Medicina de la UNAM, 55(3). 2012.
- [3] Young J, Forster A. Review of stroke rehabilitation. BMJ: British Medical Journal. 334(7584): 86-90. 2007. DOI: 10.1136/bmj.39059.456794.68.
- [4] Volpe B, Huerta P, Zipse J, et al. Robotic Devices as Therapeutic and Diagnostic Tools for Stroke Recovery. Arch Neurol. 66(9):1086-1090. 2009. DOI: 10.1001/archneurol.2009.182
- [5] Jung Y, Bae J. Kinematic analysis of a 5-dof upper-limb exoskeleton with a tilted and vertically translating shoulder joint. IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS. 20(3). 2015. DOI: 10.1109/TMECH.2014.2346767
- [6] Kang H, Wang J. Adaptive control of 5 DOF upper-limb exoskeleton robot with improved safety. ISA Transactions. 52(6):2013. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.isatra.2013.05.003>
- [7] Martínez F, et al. Design of a Five Actuated DoF Upper Limb Exoskeleton Oriented to Workplace Help. IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics, Scottsdale, AZ, USA, pp, 168-174. 2008. DOI: 10.1109/BIOROB.2008.4762788
- [8] Abane A, et al. “Auto-tuning Fuzzy Force/Position Control of a 5 DOF Exoskeleton for Upper Limb Rehabilitation” en IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, Munich, Germany, pp. 1731-1736. 2017. DOI: 10.1109/AIM.2017.8014268
- [9] Spong M, Hutchinson S, Vidyasagar M. Robot modeling and control. John Wiley & Sons, 2006.
- [10] Craig, J. J. Introduction to Robotics, Mechanics and Control. Addison Wesley, 2nd edition, 1986.
- [11] Hernández-Hernández, B. et al. “An alternative method for kinematic modelling applied to the human joint position”. En icSPORTS International Congress on Sport Sciences Research and Technology Support, Sevilla, España, pp. 1-6. 2018.