

## Diseño y Modelado de un Exoesqueleto de Muñeca y Antebrazo para Rehabilitación Motora en Pacientes con Enfermedad Vascular Cerebral

E. J. Torres-Sarmiento<sup>1,\*</sup>, D. C. Martínez-Peon<sup>1</sup>, B. C. Hernández-Hernández<sup>1</sup>, C. D. Ramos-Villa<sup>1</sup>

<sup>1</sup> División de Estudios de Posgrado e Investigación, Posgrado en Ingeniería Mecatrónica, Instituto Tecnológico de Nuevo León, Guadalupe, NL., México

\*edtorresar@gmail.com

*Resumen*— El presente trabajo muestra el diseño y modelado de un exoesqueleto de tres grados de libertad con el objetivo de asistir en la rehabilitación de muñeca y antebrazo, en pacientes con enfermedad vascular cerebral (EVC), con el fin de asemejar el proceso de rehabilitación al efectuado por un terapeuta humano. Para dicho fin, el mecanismo fue diseñado de acuerdo con las necesidades planteadas por parte de fisioterapeutas que trabajan directamente con pacientes con EVC. Los exoesqueletos para muñeca existentes incluyen un sistema de sujeción similar a un joystick para el agarre de la mano el cual es incómodo para los pacientes y les causa dolor, por lo que se implementó una guía ergonómica con la sugerencia de los fisioterapeutas que sujeta la mano al mecanismo. Se muestran resultados del análisis cinemático de la arquitectura propuesta y la selección de actuadores.

*Palabras clave*— Exoesqueleto, rehabilitación robótica, rehabilitación postinfarto.

### I. INTRODUCCIÓN

La enfermedad vascular cerebral EVC es poco común en personas menores de 40 años, sin embargo, año con año el número de pacientes más jóvenes incrementa. Una de las causas principales de la EVC es la alta presión arterial, la mala alimentación y la falta de ejercicio. La gran parte de la población (personas mayores de 40 años) que la padecen, son parte del sector laboral y este puede provocar cambios radicales en su estilo de vida, [1]. Anualmente, 15 millones de personas en todo el mundo sufren un accidente cerebrovascular, de los cuales 5 millones mueren y otros 5 millones quedan permanentemente discapacitados, [2]. Estos últimos, generalmente tienen que asistir a terapias de rehabilitación después de sufrir pérdida de movimiento en algunos miembros superiores incluyendo la muñeca, estas terapias generalmente se centran en el movimiento activo o pasivo, el movimiento activo es aquel que el paciente genera voluntariamente, siendo el pasivo el que se induce por un medio externo (regularmente un terapeuta), [4]. Se ha encontrado que la terapia activa es más efectiva que la terapia de movimiento pasivo puesto que en su aplicación existe un aumento prominente en la fuerza de las entradas que convergen en las neuronas del tracto piramidal además

de mejoras en el procesamiento intracortical dentro de la corteza motora primaria, [3][4].

Krebs realizó un estudio sobre la cantidad de transferencia de habilidades entre los segmentos proximal y distal del brazo debido al entrenamiento proximal y distal aislado, sugirió que entrenar los segmentos más distales de las extremidades, [5], como es el caso de la muñeca, que tiene una mayor transferencia de habilidades a los segmentos de los músculos proximales, es decir que la rehabilitación comenzada con muñeca y antebrazo puede generar un impacto positivo para acelerar la recuperación de la movilidad de toda la extremidad superior, [5].

Por otro lado, a partir de la participación de la robótica en el área médica, se han acrecentado las aplicaciones de robots asistentes en terapias de rehabilitación debido a la variedad de ventajas que ofrecen, estas incluyen aumentar la motivación del paciente y el compromiso en la terapia (mejorando así los resultados de esta) permitiendo obtener medidas objetivas del nivel de mejora de la función motora.

Los primeros robots desarrollados para la rehabilitación de la extremidad superior, como MIT-MANUS [6] y MIME [7], centrados principalmente en las articulaciones proximales, es decir, hombro y codo. Posteriormente, se desarrollaron dispositivos de rehabilitación distal que se centran en las articulaciones del antebrazo y la muñeca, ejemplos de los cuales incluyen el módulo de muñeca de

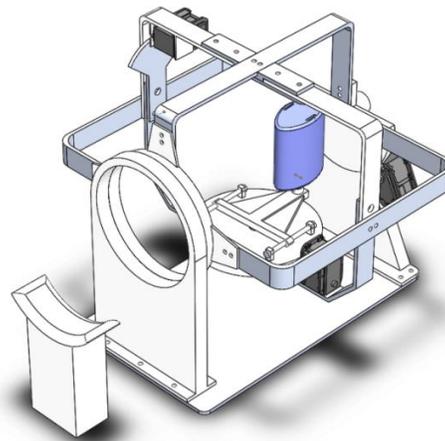


Fig. 1 Diseño propuesto del exoesqueleto de tres grados de libertad de muñeca para pacientes con EVC.

MIT-MANUS, enfocado en rehabilitación de antebrazo y codo pero con movilidad limitada, [8]. MAHI Exo I y II desarrollado por la Universidad de Rice en EUA, en su primer versión contaba con arquitectura poco robusta y con una movilidad definida de la muñeca y ante brazo pero limitada a 2 GDL, lo cual mejoraron en la segunda versión que cuenta con 3 GDL, [9], [10], RiceWrist y RiceWrist-S son los sucesores del MAHI Exo, con arquitecturas robustas y actuadores con mayor potencia conservando los 3 GDL [11], el robot IIT Wrist, con una arquitectura robusta, ergonómica y eficiente gracias a sus mecanismos de transmisión [12], SUE (Suprinator Extender) con un diseño y actuadores robustos para muñeca pero limitado a 2 GDL [13], el Haptic Knob desarrollado para rehabilitación de la mano, consecuentemente se extendió al antebrazo [14], [15], y Universal Haptic Drive con 3 GDL pero limitado a no poder usarlos simultáneamente pues se tiene que bloquear uno para poder llevar a cabo los restantes, [16].

Debido a que en la rehabilitación motora de muñeca se requiere de los movimientos de pronación/supinación (PS), flexión/extensión (FE) y desviación radial/cubital (RC), se presenta el diseño, modelado y las especificaciones de un exoesqueleto de tres grados de libertad (3-GDL) mostrado en *Fig. 1* propuesto para la asistencia para rehabilitación de antebrazo y muñeca. El objetivo de este dispositivo ha sido el desarrollo de una plataforma robusta, segura y práctica para su uso en pacientes con EVC que se encuentren en rehabilitación motora de muñeca/antebrazo. Los exoesqueletos existentes basan la sujeción del paciente al dispositivo en una guía que éste debe sujetar, no obstante, algunos pacientes no cuentan con la fuerza y apertura de mano suficiente para poder mantener el dispositivo sujetado durante su operación, por lo que la plataforma propuesta incluye un soporte mostrado en *Fig. 2* para reducir esta dependencia y hacer uso de los 3 GDL simultáneos.

Se implementaron soportes para cada uno de los ejes tanto de PS, como de RC con el fin de proporcionar rigidez y un buen acondicionamiento mecánico. La arquitectura presentada, cuenta con reposabrazos con correas para



*Fig. 2 Soporte para mano para reducir dolor y molestias durante el agarre durante las terapias con el exoesqueleto*

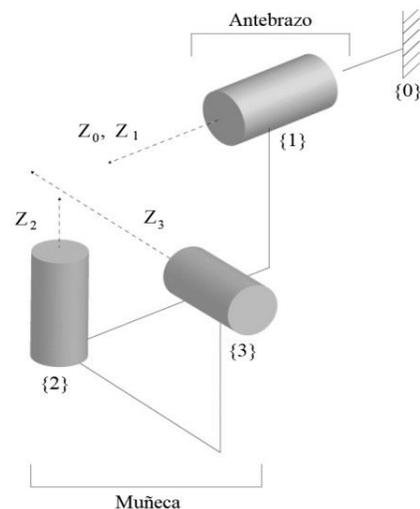
sujeción, distancia distal ajustable y un gran volumen interno que contribuye a la facilidad de uso y al confort del paciente. Otras especificaciones del dispositivo presentado incluyen un práctico diseño, el cual puede ser manejado fácilmente en cualquier superficie plana ya que se trata de un dispositivo de apoyo para rehabilitación por lo que la estructura deberá permanecer firme durante el tiempo que se lleven a cabo las sesiones de ésta.

## II. DISEÑO MECANICO

Una de sus características principales del dispositivo es estar diseñado para asimilarse a la rehabilitación humana, con la precisión de un mecanismo que funcione de manera segura y robusta, buscando asegurar que el paciente tenga una experiencia de rehabilitación con mínimas molestias.

### A. Configuración Cinemática

La *Fig. 3* describe la estructura cinemática básica de 3-GDL del dispositivo presentado. El marco de coordenadas {0} representa el marco inercial, los marcos {1}, {2} y {3}, están fijos al antebrazo y muñeca (FE y RC) respectivamente. Los ejes articulares  $z_1$ ,  $z_2$  y  $z_3$  se interceptan. Los parámetros de Denavit-Hartenberg (DH) se encuentran en *Tabla 1*. La cinemática de la arquitectura propuesta mostrada en la *Fig. 3* está caracterizada para los 3-GDL de manera esférica, lo cual permite un rango de movimiento cuasi completo para la muñeca humana. Donde  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  y  $\theta_3$ , son ángulos de rotación correspondientes a la pronación/supinación del antebrazo, flexión/extensión y desviación radial/cubital de la muñeca respectivamente. Consecuentemente las matrices de transformación están



*Fig. 3 Estructura cinemática del exoesqueleto de muñeca de 3-GDL*

Tabla I. Parámetros Denavit-Hartenberg del exoesqueleto de Muñeca y Antebrazo

Articulación	$rot(x)$	$tr(x)$	$rot(z)$	$tr(z)$
Antebrazo	0	0	$\theta_1$	0
Muñeca F/E	$-\frac{\pi}{2}$	0	$\theta_2$	0
Muñeca RC	$\frac{\pi}{2}$	0	$\theta_3$	0

dadas como:

$${}^0T_1 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_1) & -\text{sen}(\theta_1) & 0 & 0 \\ \text{sen}(\theta_1) & \cos(\theta_1) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

$${}^1T_2 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_2) & -\text{sen}(\theta_2) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -\text{sen}(\theta_2) & -\cos(\theta_2) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$${}^2T_3 = \begin{bmatrix} \cos(\theta_3) & -\text{sen}(\theta_3) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ \text{sen}(\theta_3) & \cos(\theta_3) & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Por lo tanto, la transformación entre los marcos {0} y {3} es

$${}^0T_3 = {}^0T_1 \quad {}^1T_2 \quad {}^2T_3 \quad (4)$$

Las articulaciones del antebrazo y la muñeca del paciente están alineadas con las articulaciones del robot durante su operación y, por lo tanto, la medición de la orientación del marco {3} con respecto al marco {1} en términos de ángulos  $z, x, y$ , los ángulos de Euler,  $\gamma, \alpha$  y  $\beta$  corresponden a la medición de la pronación/supinación del antebrazo, la flexión/extensión y desviación radial/cubital de la muñeca, respectivamente.

#### B. Consideraciones de Diseño basado en la experiencia de los fisioterapeutas

El exoesqueleto presentado fue diseñado considerando la opinión de especialistas del Centro de Investigación y Desarrollo en Ciencias de la Salud (CIDICS) de la Universidad Autónoma de Nuevo León (UANL) quienes nos han permitido conocer sus necesidades como terapeutas, así como las necesidades e inquietudes de los pacientes bajo tratamiento. Una de las necesidades identificadas fue la posición de la extremidad del paciente (muñeca/antebrazo para éste caso), ya que el antebrazo/muñeca se debe encontrar a un ángulo de  $90^\circ$  (posición natural del brazo) mientras el paciente esté sentado, para que la terapia sea cómoda, la mayoría de los exoesqueletos como [13], [16], [17], entre otros, proponen un elemento que el paciente debe

sujetar para llevar a cabo la terapia, puesto que no todos tienen la fuerza para sujetar dicha guía, y forzar el agarre o la extensión de la mano podría ser doloroso durante la sesión de terapia, se optó por depender menos en el agarre del paciente, pero sin prescindir de la mano, pues a partir de ella se llevan a cabo los movimientos para poder realizar la terapia lo menos doloroso posible, es por eso que se diseñó el elemento mostrado en Fig. 2 con el que de acuerdo a la experiencia de los terapeutas, se espera disminuya la tensión en la palma de la mano y la dependencia de un agarre para pacientes que no tienen la fuerza para sujetar la guía. El diseño de Fig. 2 se basó en diversos tipos de férulas. Para lograr que la mano se ajuste al soporte, se añadieron al diseño dos ranuras para correas que serán ajustables a las distintas medidas de las manos de los pacientes, así como del dispositivo.

### III. SELECCIÓN DE ACTUADORES

Se seleccionaron los actuadores mostrados en Donde  $\theta_1, \theta_2$  y  $\theta_3$ , son ángulos de rotación correspondientes a la pronación/supinación del antebrazo, flexión/extensión y desviación radial/cubital de la muñeca respectivamente. Consecuentemente las matrices de transformación están Tabla I debido a que cumplen con lo expuesto en [18] para cubrir los valores tanto de rango de movimiento como de torques en las 19 Actividades de la Vida Diaria de cualquier persona[19].

Tabla II Selección de Actuadores para la arquitectura propuesta

Eje	Par de parada	Observaciones
Antebrazo pronación/supinación	6 Nm	Actuador: Dynamixel MX-64 Transmisión: Directa
Muñeca flexión/extensión	6 Nm	Actuador: Dynamixel MX-64 Transmisión: Directa
Muñeca desviación radial/cubital	6 Nm	Actuador: Dynamixel MX-64 Transmisión: Directa

La selección de actuadores se hizo en base a los disponibles en el mercado con la opción de ser controlados en modo par, de este modo se puede utilizar el mismo modelo de actuador en las tres articulaciones sin problema alguno.

### IV. DISCUSIÓN Y RESULTADOS

El diseño del exoesqueleto se realizó con base a las necesidades expuestas por un grupo de especialistas en rehabilitación del CIDICS de la UANL, gracias a ello se determinó que el diseño adecuado para el soporte de la mano

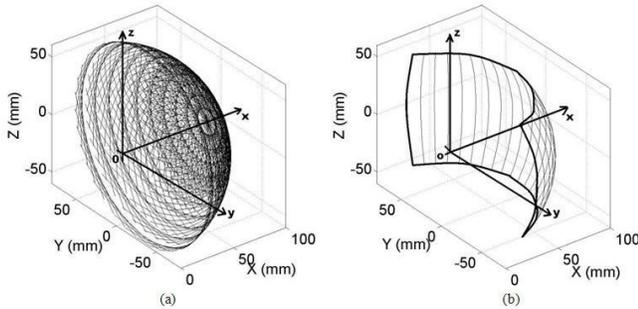


Fig. 4 Vista 3D del espacio de trabajo de la arquitectura propuesta; (a) el espacio generado durante la operación de los 3 GDL; (b) muestra el espacio generado por flexión/extensión y desviación radial/cubital.

fuera el propuesto en Fig. 2, pensado de esa manera y con base a la experiencia de los fisioterapeutas consultados, el diseño permitirá reducir el dolor del paciente durante la terapia de rehabilitación y gracias al diseño “gimbal” del exoesqueleto, los ejes de rotación de cada grado de libertad permanecerán alineados con los ejes de movimiento de la mano del paciente con el objetivo de no causar ningún tipo de molestia relacionado con el desfase de los ejes de rotación del dispositivo con el paciente. Partiendo de las simulaciones, Fig. 4 muestra una vista 3D del espacio de trabajo con forma de elipsoide que sugiere que el movimiento es suficiente para llevar a cabo la asistencia en rehabilitación.

#### V. CONCLUSION

Con lo expuesto en el presente trabajo se plantean las bases para el desarrollo de una plataforma de asistencia para rehabilitación de muñeca y antebrazo para pacientes con EVC. Una vez que sea ensamblado el modelo propuesto, se procederá a la obtención y procesamiento de bioseñales de pacientes con EVC para dar paso a un sistema robusto que sea adaptable a cada paciente y padecimiento motriz.

#### VI. RECONOCIMIENTOS

Se agradece al CONACYT por el otorgamiento de las becas de maestría 612807, 605806 y 607608. Además, se agradece al CIDIS de la UANL por el apoyo proporcionado para la realización de este trabajo, en especial a los fisioterapeutas.

#### BIBLIOGRAFÍA

[1] E. J. Benjamin, M. J. Blaha, S. E. Chiuve, and M. Cushman, *Heart Disease and Stroke Statistics—2017 Update*, vol. 135, no. 10, 2017.

[2] W. H. Organization, “Stroke, Cerebrovascular accident,” 2018. [Online]. Available: <http://www.emro.who.int/health-topics/stroke-cerebrovascular-accident/index.html>. [Accessed: 21-Feb-2018]

[3] M. Lotze, C. Braun, N. Birbaumer, S. Anders, and L. G. Cohen, “Motor learning elicited by voluntary drive,” *Brain*, vol. 126, no. 4, pp. 866–872, 2003.

[4] S. L. Wolf, C. J. Winstein, J. P. Miller, and D. Morris, “Effect of Constraint-Induced Movement,” vol. 296, no. 17, pp. 2095–2104, 2006.

[5] J. A. Martinez, P. Ng, S. Lu, M. S. Campagna, and O. Celik, “Design of Wrist Gimbal: A forearm and wrist exoskeleton for stroke rehabilitation,” *IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot.*, 2013.

[6] H. I. Krebs, N. Hogan, M. L. Aisen, and B. T. Volpe, “Robot-aided neurorehabilitation,” *IEEE Trans. Rehabil. Eng.*, vol. 6, no. 1, pp. 75–87, 1998. [Online]. Available: <http://ieeexplore.ieee.org/document/662623/>

[7] A. Gupta, M. K. O’Malley, V. Patoglu, and C. Bugar, “Design, Control and Performance of RiceWrist: A Force Feedback Wrist Exoskeleton for Rehabilitation and Training,” *Int. J. Rob. Res.*, vol. 27, no. 2, pp. 233–251, 2008.

[8] S. K. Charles, H. I. Krebs, B. T. Volpe, D. Lynch, and N. Hogan, “Wrist rehabilitation following stroke: initial clinical results,” *9th Int. Conf. Rehabil. Robot. 2005. ICORR 2005.*, pp. 3–6, 2005.

[9] A. Gupta and M. K. O’Malley, “Design of a haptic arm exoskeleton for training and rehabilitation,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 11, no. 3, pp. 280–289, 2006.

[10] R. A. Bos *et al.*, “A structured overview of trends and technologies used in dynamic hand orthoses,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 13, no. 1, p. 62, 2016. [Online]. Available: <http://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/s12984-016-0168-z>

[11] A. U. Pehlivan, S. Lee, and M. K. O’Malley, “Mechanical design of RiceWrist-S: A forearm-wrist exoskeleton for stroke and spinal cord injury rehabilitation,” in *Proceedings of the IEEE RAS and EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics*, 2012, pp. 1573–1578.

[12] L. Masia, N. N. Rodriguez, M. Casadio, P. Morasso, G. Sandini, and P. Giannoni, “Adaptive training strategy of distal movements by means of a wrist-robot,” *Proc. 2nd Int. Conf. Adv. Comput. Interact. ACHI 2009*, pp. 227–233, 2009.

[13] J. Allington, S. J. Spencer, J. Klein, M. Buell, D. J. Reinkensmeyer, and J. Bobrow, “Supinator extender (SUE): A pneumatically actuated robot for forearm/wrist rehabilitation after stroke,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 1579–1582, 2011.

[14] O. Lambercy *et al.*, “Rehabilitation of grasping and forearm pronation/supination with the Haptic Knob,” *2009 IEEE Int. Conf. Rehabil. Robot. ICORR 2009*, pp. 22–27, 2009.

[15] O. Lambercy, L. Dovat, R. Gassert, E. Burdet, C. L. Teo, and T. Milner, “A haptic knob for rehabilitation of hand function,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 15, no. 1, pp. 356–366, 2007.

[16] J. Oblak, I. Cikajlo, and Z. Matjacic, “Universal Haptic Drive: A Robot for Arm and Wrist Rehabilitation,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 18, no. 3, pp. 293–302, Jun. 2010. [Online]. Available: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5290020/>

[17] Z. Song and S. Guo, “Design process of exoskeleton rehabilitation device and implementation of bilateral upper limb motor movement,” *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 32, no. 5, pp. 323–330, 2012.

[18] J. C. Perry, J. Rosen, and S. Burns, “Upper-limb powered exoskeleton design,” *IEEE/ASME Trans. Mechatronics*, vol. 12, no. 4, pp. 408–417, 2007.

[19] T. E. Milner and D. W. Franklin, “Characterization of multijoint finger stiffness: Dependence on finger posture and force direction,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 45, no. 11, pp. 1363–1375, 1998.