

Diseño y Modelado Cinemático de Exoesqueleto de Hombro para Pacientes con Enfermedad Cerebrovascular

E. G. Ibarra Zea¹, D. C. Martínez Peon^{2*}, D. Sosa Mendez³

¹División de Estudios de Posgrado e Investigación, Instituto Tecnológico de Nuevo León, Guadalupe, México.

²Departamento de Eléctrica/Electrónica, Instituto Tecnológico de Nuevo León, Guadalupe, México.

³Departamento de Electromecánica, Instituto Tecnológico Superior de Poza Rica, Poza Rica, México.

* dulce.mp@nuevoleon.tecnm.mx

Abstract— This paper presents the design of an exoskeleton to assist physiotherapists in the motor rehabilitation of the shoulder for the Mexican population over the age of 18, and in particular for people that have been suffering a stroke. This exoskeleton can perform the three basic movements of the shoulder (abduction-adduction, flexion-extension, and internal-external rotation) and is considered an extra movement in the part of the elbow that is flexion-extension, and epicyclic gearing in each link to reduce space and increment torque. The finite element analysis is presented for the verification of the materials selected in the design. In addition, direct kinematic modeling using Denavit-Hartenberg is presented and MATLAB® software is used to check the movements of each joint.

Palabras clave— Enfermedad Cerebrovascular, Exoesqueleto de hombro, Rehabilitación motora.

I. INTRODUCCIÓN

En México se estima que 4.9 % de la población presenta discapacidad, de las cuales 11.1% presenta limitación (discapacidad motora) [1-2], y aunque no se cuentan con estadísticas por miembro, como lo es en el caso de España que en su último conteo se registró que el 29.5% de su población con discapacidad, esta es motora de miembro superior, [3]. El Instituto de Neurología, Neurocirugía y Enfermedad Cerebrovascular (INNECeV) considera que la enfermedad vascular cerebral (EVC) es una de las principales causas de discapacidad cognitiva y/o motora, [4]. Las EVC ocurren cuando el flujo de sangre que se dirige al cerebro se reduce o interrumpe debido al bloqueo o rotura de una de las arterias, lo que impide el funcionamiento normal del tejido cerebral por falta de oxígeno y nutrientes, provocando la muerte de las neuronas [5]. La Organización Mundial de Accidentes Cerebrovasculares (WSO por sus siglas en inglés *World Stroke Organization*) establece que 1 de cada 4 personas mayores de 25 años son afectadas por las EVC, y ante la presencia del virus COVID-19 aumentó dicho el riesgo, actualmente las personas mayores a 25 años las más vulnerables a recibir un infarto cerebrovascular [6]. Las personas sobrevivientes a esta enfermedad presentan deficiencias sensoriales y motoras, de las cuales es frecuente encontrar espasticidad, el cual es un trastorno que provoca que los músculos se contraigan provocando rigidez y acortamiento, lo cual interfiere con la movilidad de las

extremidades. Se recomienda que el paciente entre a un proceso de rehabilitación (cognitiva y/o motora, dependiendo de la afectación) para recuperar las habilidades e integrarse lo mejor posible a sus labores y mejorar su calidad de vida, [7-8].

En el caso de la rehabilitación motora, existe una alta demanda y la población con esta enfermedad va en aumento cada año. La rehabilitación tradicional se realiza con fisioterapeutas, pero actualmente se buscan alternativas para cubrir la demanda, entre las opciones se encuentran los exoesqueletos, estos pueden proporcionar rehabilitación intensiva a largo plazo, y sirven de apoyo a los fisioterapeutas, [9]. Comercialmente podemos encontrar exoesqueletos para miembro superior como el Artromot-S4, Armeo® Power, Orte, Armeo®Senso, Flsiotek y Jace S600, los cuales en promedio tienen un costo de adquisición mayor a medio millón de pesos mexicanos, sin considerar los gastos de mantenimiento.

En este trabajo se propone el diseño de un exoesqueleto de miembro superior que considere las medidas antropométricas de la población mexicana mayor de 18 años, el diseño considera eslabones adaptables y reductores epicicloidales planetarios en los actuadores, estos reductores se caracterizan porque ofrecen una alta conversión de potencia en comparación con otros y son compactos. La estructura se propone realizarla usando PLA a través de impresión 3D (peso aproximado 13.7kg), lo cual tendrá una reducción en costos de producción en piezas y mantenimiento. El diseño cuenta con los 3 movimientos rotacionales del hombro (abducción-aducción, flexión-extensión y rotación interna-externa), y un movimiento rotacional del codo (flexión-extensión), considerando los rangos de movimiento promedio del 80% para cada uno de ellos.

II. METODOLOGÍA

Para el diseño se utilizó una base de datos con las medidas antropométricas de la población mexicana, se modeló el diseño propuesto mediante la metodología convencional de Denavit-Hartenberg (DH), finalmente se realizó el análisis de esfuerzos y se calculó el factor de seguridad.

A. Medidas antropométricas

La población mexicana tiene dimensiones que difieren a las europeas o americanas, por ello, un estudio realizado por

la Universidad de Guadalajara muestra datos de 8,228 sujetos

TABLA I COMPARATIVA ENTRE LOS ESQUELETOS UTILIZANDO LAS MÉTRICAS, [15]

Dispositivo	Arneo power	ARTROMOT-S4	ORTE	Arneo®Senso	Flsiotek	Jace S600	Propuesto
Métrica							
Ángulo flexión y extensión del hombro [°]	40°-120°	110°-0°-10°	P	P	Flexion= 0°-180°	-30°-0°-100°	50°-180°
Ángulo aducción y abducción hombro [°]	-169°-50° (abd)	0°-30°-160°	Flexión	Flexión	0°-180° (abd)	40°-110°	0°-130°
Ángulo rotación interna-externa hombro [°]	0°-90°	90°-0°-90°	P	P	90°-0°-90°	60°-0°-70	-90°-0°-90°
Ángulo flexión y extensión codo	0°-100°	0°-30°-160	P	P	NP	NE	0°-90°
Longitud del brazo [cm]	25-34	NE	P	P	NP	20-32	28-44
Altura al hombro del paciente [cm]	85-125	120-210	P	P	NE	70-45	47-148
Edad de paciente	Adultos	Adultos	Adultos	Adultos	NE	Adultos	Adultos
Mecanismos de transporte	Móvil	Móvil	Móvil	Móvil	Móvil	Móvil	Móvil
Postura del paciente durante la terapia	Sentado y supino	Sentado y supino	Sentado y supino	Sentado y supino	Sentado y supino (abducción y rotación)	Sentado	Sentado y de pie
Peso del paciente	135kg	175 kg	NE	NE	NE	Ne	44.1-97.3

P=Permitido, NP= No permitido, NE=No especificado

en un rango de edad de 2 a 85 años, para la obtención de las medidas antropométricas utilizaron la metodología “Técnica antropométrica estandarizada” [11]. A partir de dicho estudio se obtuvieron las medidas antropométricas necesarias para el diseño del exoesqueleto, se usaron los datos de los percentiles 5 a 95 de las personas de 18-85 años, logrando ajustar el dispositivo al 90% de las longitudes de la población analizada. En Tabla I se muestra una comparativa de las métricas que tienen los dispositivos comerciales en comparación al diseño propuesto [15] y en la Tabla II se presentan el resumen de las medidas obtenidas para miembro superior, de mujeres y hombres mexicanos.

TABLA II

MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS DE LA POBLACIÓN MEXICANA [11]

Dimensiones (cm)	Percentil 5%	Percentil 95%
Peso (kg)	44.1	97.3
Estatura (m)	1.3	1.7
Altura hombro	113.8	147.7
Altura nudillo	59.6	80
Altura hombro sentado	46.5	63.8
Longitud de la mano	15.7	18.5
Diámetro empuñadura	3.6	5

A. Diseño mecánico del exoesqueleto

Para la realización del diseño se consideraron las medidas antropométricas presentadas en la Tabla II, se tomaron en cuenta los rangos de movimiento del brazo tal como se muestra en la Tabla III donde se compara el rango del movimiento del brazo en una persona sana [14] con respecto a los ángulos de movimiento propuesto que logrará realizar el exoesqueleto sin que la estructura logre lastimar el hombro. Este diseño cuenta con la capacidad de adaptarse a una columna telescópica comercial modelo TLC 12ZWAS por medio de la base del exoesqueleto con la finalidad de

que pueda ser ajustada a la altura de los pacientes (sentado o de pie).

TABLA III
RANGOS DE MOVIMIENTO DE HOMBRO Y DE EXOESQUELETO

Movimientos	Ángulos de movimiento en una persona sana	Ángulos de movimiento del exoesqueleto (propuesto)
Flexión-Extensión del hombro	-50° a 180°	-50° a 180°
Abducción-Aducción del hombro	0° a 180°	0° a 130°
Rotación del hombro	-90° a 90°	-90° a 90°
Flexión-Extensión del codo	0° a 145°	0° a 90°

Los reductores con los que cuenta el diseño propuesto son sistemas que consisten en trenes de engranajes que se adaptan a toda clase de mecanismos o maquinas dónde el par motor sé distribuye sobre las ruedas dentadas; debido a esto no es necesario establecer sincronización alguna y las marchas se pueden cambiar sin interrupción de la transmisión de fuerza.

B. Cinemática

Sé usó la metodología DH para el cálculo de la posición del robot (cinemática directa) debido a que el exoesqueleto es considerado como un robot manipulador de cadena abierta. Esta metodología permite que el usuario conozca la posición del efector final a partir de los movimientos de cada articulación por medio de la matriz de transformación homogénea [12].

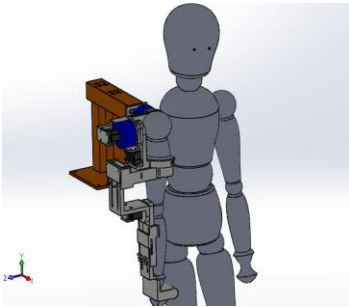
C. Análisis de Elementos Finitos (FEA)

El análisis de elemento finito se usa en el contexto de los desplazamientos y teorías de fallo como indicador de un buen diseño para materiales dúctiles, para esto se utilizó la herramienta de *SolidWorks® Simulation* la cual permite realizar la validación del diseño, este método es una técnica

numérica que resuelve un conjunto de ecuaciones diferenciales para calcular las deformaciones, tensiones y desplazamientos de una pieza o ensamble, de acuerdo a las fuerzas, materiales y restricciones aplicadas [13].

III. RESULTADOS

La propuesta del diseño del exoesqueleto se muestra en la Fig. 1 junto con un maniquí que representaría a la persona en posición de reposo o posición anatómica, [10]. La estructura representada de color café es la base del exoesqueleto de aluminio aleación 6061, esta base se adapta a la columna telescópica modelo TLC 12ZWAS, el resto de la estructura mecánica es mediante impresión 3D con material filamento PLA, esto reduce los costos de producción en piezas complejas, ofrece una alta calidad y el peso final de la estructura es menor comparado con



materiales metálicos.

Fig. 1. Representación del diseño en SolidWorks® cuando el paciente se encuentre en posición de reposo o posición anatómica.

Respecto a los actuadores, se consideran cuatro servomotores (Dynamixel MX-64) que ofrecen un par de 6 Nm a 12V, adaptándose a las necesidades de diseño (reductores, controladores, drives y red). Considerando como situación crítica cuando el brazo se sitúa a una flexión de 90° con longitud de 0.7 m se requiere un par de 63 Nm, para ello en la flecha de salida del motor se conecta un reductor epicicloidial con relación 13:1 y un peso de 200 gramos, lo cual permite que estos reductores alcancen un par de 79 NM y sus revoluciones por minuto (RPM) será de 4.7.

Para la validación del diseño se realizó una simulación en SolidWorks® donde se consideran los siguientes parámetros; una longitud máxima de 0.7 m para el exoesqueleto (longitud máxima del miembro superior) y una fuerza de 49.05 N (5% del peso de una persona de 100 kg). Además, se empleó una malla sólida a 4 puntos con un tamaño máximo de elemento de 4.50817 mm y mínimo de 0.901633 mm para el análisis estático de Von Misses.

En la Fig. 2 se observan los esfuerzos de Von Mises considerando un material plástico PLA, el cual tiene una densidad de 1.2 g/cm³ y un módulo de flexión de 3000 MPa, en el estudio se obtiene como resultado el esfuerzo máximo de 184.58 N/mm² (MPa) ubicado en la base del primer motor y de acuerdo con los resultados de

SolidWorks® obtenidos en el análisis de elemento finito, se tiene un factor de seguridad mínimo de 1.4.

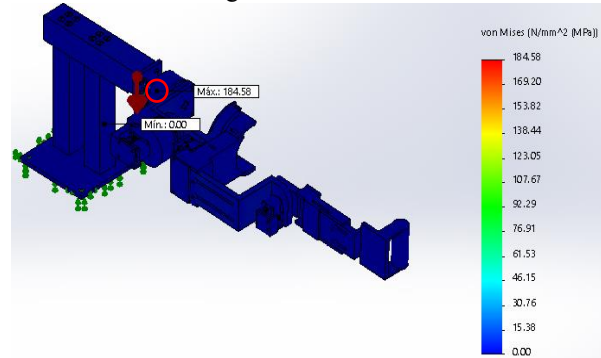


Fig 2. Esfuerzos de Von Mises en donde el color azul representa el esfuerzo mínimo mientras que el color rojo indica el esfuerzo máximo, dónde se señala mediante un círculo rojo la ubicación del esfuerzo máximo.

D. Cinemática

Para el analisis cinemático directo, se consideraron las 4 articulaciones del exoesqueleto de tipo rotacional. En la Tabla IV se muestran los parámetros para poder calcular la posición del efector final, en donde a_1 , a_2 y a_3 son valores variables (longitudes) de acuerdo a la longitud del brazo del paciente y en la Fig. 3 se representa la ubicación de los marcos de referencia.

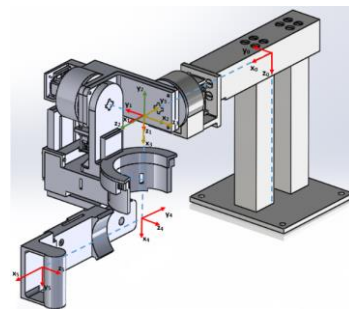


Fig. 3. Marcos de referencia en color rojo correspondientes a cada articulación del exoesqueleto de hombro.

TABLA IV
PARÁMETROS DE DENAVIT-HARTENBERG DEL EXOSQUELETO

Articulación	Movimiento	α_i	a_i	d_i	θ_i
1	Base (fijo)	0	a_1	0	0
2	Rotación externa e interna	-90	0	0	θ_1
3	Abducción y aducción	-90	0	0	θ_2
4	Flexión y extensión	0	a_2	0	θ_3
5	Flexión y extensión	0	a_3	0	θ_3

E. Simulación

Se realizaron simulaciones en el software MATLAB® mediante Simulink® y Simscape™, para la validación del análisis cinemático del exoesqueleto propuesto, a partir de la posición mostrada en la Fig. 1, considerando la posición anatómica de reposo y los parámetros de la Tabla IV.

En la matriz (1) se presenta el resultado de la transformación homogénea durante el movimiento de flexión a 90°, y la Fig. 4 representa la simulación del movimiento y la posición del efector final: $p_x = 0.82 m$, $p_y = 0$ y $p_z = 0.36 m$.

$$T_0^5 = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & \frac{232}{280} \\ 0 & 0 & -1 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & \frac{79}{215} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

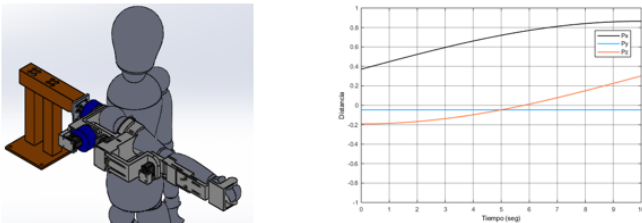


Fig. 4. Vista isométrica del movimiento de flexión a 90°

IV. DISCUSIONES Y CONCLUSIONES

En este trabajo se propuso el diseño de un exoesqueleto de miembro superior (hombro) considerando las medidas antropométricas de la población mexicana mayor de 18 años. El diseño cuenta con una limitación en el movimiento de abducción (130°) este no logra alcanzar el máximo rango de movimiento (180°). Para el movimiento del codo se contempla únicamente un rango de movimiento de 90° de los 145° permitidos, esto, aunque pareciera ser una desventaja, al ser un diseño enfocado a pacientes con EVC no se requiere que los rangos de movimiento sean los de un sujeto sano, al contrario están limitados, y más aún, al inicio de la rehabilitación, [16]. Adicional a esto, la estructura del diseño contempla un soporte para todo el brazo que ayuda a reducir los movimientos involuntarios del paciente durante el proceso de rehabilitación. El material seleccionado para la construcción es de bajo costo y se demostró que es factible para la obtención de un diseño seguro al ser su factor de seguridad mayor de 1. Los reductores de tipo epicicloidal pueden ser manufacturados con impresión 3D (PLA) y se adaptan en el rotor del motor para aumentar el par y disminuir la velocidad del movimiento, permitiendo realizar los movimientos de abducción-aducción y flexión-extensión del hombro que son los que presentan un mayor par de torsión. Actualmente el exoesqueleto se encuentra en la fase del modelado dinámico, para posteriormente la implementación de un control automático adecuado para rehabilitación y considerando la espasticidad de los pacientes la cual puede ser representada como un modelo biomecánico interactuando con un sistema mecánico como en [17].

RECONOCIMIENTO

Agradecemos al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por la beca de maestría otorgada bajo el CVU No. 1009157.

REFERENCIAS

- [1] Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), "En México somos 126 014 024 habitantes: censo de población y vivienda 2020", Consultado el 23 de marzo de 2021, Del sitio web: https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/boletines/2021/EstSociodemo/ResultCenso2020_Nal.pdf
- [2] Instituto Nacional de Estadística y Geografía, "Censo de Población y Vivienda 2020," Consultado el 23 de marzo de 2021, Del sitio web: https://www.inegi.org.mx/contenidos/programas/ccpv/2020/doc/Censo2020_Resultados_complementarios_EUM.pdf
- [3] Instituto Nacional de Estadística, "Encuesta sobre Discapacidades, Deficiencias y Estado de Salud, 1999. Avance de Resultados," Consultado el 3 de septiembre de 2021, Del sitio web: <https://www.ine.es/prodyser/pubweb/discapa/discoddo.pdf>
- [4] Instituto de Neurología, Neurocirugía y Enfermedad Cerebrovascular, "Terapia Endovascular Neurológica de Enfermedades Vasculares Cerebrales," Consultado el 24 de marzo de 2021, Del sitio web: <https://www.innecev.com/serviciosneurocirugia>
- [5] Asociación Nacional Contra el Infarto Cerebral, A.C. "¿Qué es STROKE?," Consultado el 24 de marzo de 2021, Del sitio web: <https://ancic.org.mx/que-es-stroke/>
- [6] World Stroke Organization, "Annual Report 2020," Consultado el 10 de julio de 2021, Del sitio web: https://www.world-stroke.org/assets/downloads/WSO_Annual_Report_2020_online.pdf
- [7] Instituto Mexicano del Seguro Social, "Enfermedad Vascolar Cerebral," Consultado el 10 de julio de 2021, Del sitio web: <http://www.imss.gob.mx/salud-en-linea/enfermedad-vascular-cerebral>
- [8] Mayo Clinic, "Rehabilitación de accidente cerebrovascular: Qué esperar mientras te recuperas," Consultado el 24 de marzo de 2021, Del sitio web: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/stroke/in-depth/stroke-rehabilitation/art-20045172>
- [9] Xie, S. Advanced robotics for medical rehabilitation. Springer Tracts in Advanced Robotics, 2016, 108(1), 357.
- [10] Guía para la Evaluación Clínica de Dispositivos Médicos. Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud, 2017. Consultado el 4 de septiembre de 2021, Del sitio web: https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/397361/ETES_GuiaEvalClinicaDM_17_SPC_13_12_17.pdf
- [11] Chaurand RA, León LRP, Muñoz ELG. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño, División de Tecnología y Procesos, Departamento de Producción y Desarrollo, Centro de Investigaciones en Ergonomía, 2001.
- [12] Spong, M. W., Hutchinson, S., & Vidyasagar, M. Robot modeling and control, Wiley, 1989
- [13] Kurowski, P. (2015). Thermal analysis with Solidworks Simulation 2015 and Flow Simulation 2015. SDC publications
- [14] José L Pons. Wearable robots: biomechatronic exoskeletons. John Wiley & Sons, 2008.
- [15] Sosa D., Arias M. & Lugo E. (2017). Diseño de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación del hombro. Revista mexicana de ingeniería biomédica, vol. 38 no. 1, pp. 330-342, DOI: [dx.doi.org/10.17488/RMIB.38.1.29](https://doi.org/10.17488/RMIB.38.1.29)
- [16] Rocon, E. and José L. Pons. "Introduction: Exoskeletons in rehabilitation robotics: Tremor suppression". Vol. 69. Springer, 2011.
- [17] D. Martínez-Peon, E. Olguín-Díaz, A. Muñoz-Vázquez, P. Cruz Francisco, and D. Sosa Méndez, "Modeling and control of exoskeleton for wrist and forearm rehabilitation," Biomedical Signal Processing and Control, vol. 70, p. 103022, 2021. [Online]. Available: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809421006194>