



Diseño de exoesqueleto de tres grados de libertad para miembro superior

Rosales Ayala Khin, Martínez Montejano Roberto Carlos✉, González Badillo Germánico, Guerrero Mora Guillermina, Jaime Rodríguez José Jimmy.

Unidad Académica Multidisciplinaria Zona Media, UASLP.
✉roberto.montejano@uaslp.mx (corresponding author)

Resumen

Los exoesqueletos son sistemas robóticos que pueden ayudar a las personas que han sufrido lesiones o que tienen alguna discapacidad y que proveen movimiento y/o rehabilitación de algunos miembros del cuerpo. En el presente trabajo se diseña un exoesqueleto portable de tres grados de libertad para miembro superior derecho. El diseño del prototipo se basa en las medidas antropométricas promedio de un mexicano y se obtienen los parámetros Denavit-Hartenberg para simular el exoesqueleto en MATLAB. El material elegido para la manufactura del exoesqueleto se valida mediante un análisis de elemento finito. Finalmente, para corroborar el correcto funcionamiento del equipo desarrollado se probó en una persona de 1.70 m de estatura y 65 kg de peso para verificar los movimientos. Se pretende que el prototipo funcione en un futuro en rehabilitación de personas.

Palabras clave: exoesqueleto, análisis de elemento finito, rehabilitación.

Abstract

Exoskeletons are robotic systems that can help people who suffer injuries or disabilities, providing movement and rehabilitation of some limbs. In the present work, the design of a portable exoskeleton of three degrees of freedom for superior limb is proposed. The prototype design is based on the anthropomorphic metrics of a Mexican person and, the Denavith-Hartenberg parameters are obtained for MATLAB simulations. The material chosen for the prototype manufacturing is validated through finite element analysis. Finally, the exoskeleton developed is tested for movement in a person of 1.70 m of height and 65 kg of weight. The prototype is intended to function in a future for people rehabilitation.

Keywords: exoskeleton, finite element analysis, rehabilitation.

1. Introducción

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), cerca del 15% de la población mundial sufre de algún tipo de discapacidad y dentro de este porcentaje, el 14.77% tiene problemas con alguno de sus miembros superiores: brazos y/o manos. Estas discapacidades pueden deberse a problemas cerebrovasculares, golpes o problemas motrices de nacimiento [1]. Estos problemas limitan la función motriz, lo cual tiene influencia directa en la actividad diaria de los pacientes [2]. La rehabilitación tiene una gran importancia para recobrar el movimiento, se ha demostrado a través de diversos estudios que las funciones de la corteza cerebral pueden ser alteradas por movimientos individuales y repetitivos de la parte afectada [3]. Si una persona tiene la posibilidad de recobrar el



movimiento en el área afectada, esta debe de ir a rehabilitación física. Este es un proceso largo y cansado tanto para el terapeuta como para el paciente, lo cual resulta en sesiones de rutinas de corto tiempo que pueden provocar mas tiempo de recuperación [4]-[5].

En años recientes, los exoesqueletos robóticos han sido utilizados como asistentes en la rehabilitación de personas que han sufrido lesiones y de esta manera reducir el trabajo realizado por el terapeuta. Estos aparatos son colocados sobre el cuerpo de la persona (ortesis) y son mecánicamente compatibles con el miembro afectado. El objetivo principal es permitir un movimiento seguro y sin oponer resistencia. Las piernas y la espalda sirven de soporte para los exoesqueletos portables y a través de motores eléctricos generan el movimiento del miembro lesionado [6]-[7]. Los pacientes pueden participar activamente en el entrenamiento de rehabilitación lo cual mejora la eficacia de rehabilitación en la práctica clínica [8].

Existen diversos estudios que reportan el uso de exoesqueletos en rehabilitación de miembros de personas e incluso existen equipos comerciales [9]-[10]. Sin embargo, estos pueden presentar los siguientes problemas:

- No cuentan con las medidas antropomórficas de un mexicano promedio.
- Los altos costos de adquisición y mantenimiento.
- Poca disponibilidad en el mercado y en los centros de salud.

En los últimos años se han desarrollado dispositivos robóticos de múltiples grados de libertad para ayudar en el movimiento activo y recuperación motriz de miembro superior. Hogan y colaboradores, fueron pioneros en el desarrollo de un robot nuevo MIT MANUS el cual proveía asistencia guiada para realizar movimientos durante juegos simplificados de acertar en objetivos [11]-[12]. Reinkensmayer y sus colaboradores hicieron un robot para rehabilitación de brazo que se mueve a través de una guía lineal para tratar pacientes que han sufrido embolias cerebrales [13]. Ren y sus colaboradores desarrollaron un exoesqueleto para todo el brazo que incluía movimiento de la mano de abrir y cerrar, el cual a diferencia de los anteriores considera la correcta postura de la persona durante la rehabilitación [14]. Por otro lado, existen los exoesqueletos basados en estructuras que no son portables, en donde la persona coloca el miembro superior a ser rehabilitado, lo cual limita el espacio donde se pueda realizar los movimientos [15]-[16].

En el presente trabajo se propone el diseño de un exoesqueleto portable de tres grados de libertad para miembro superior, el cual el cual podrá ser empleado para ayuda en rehabilitación. El proceso de diseño incorpora las medidas antropomórficas de la población mexicana promedio, para el tipo de motores y largo de los eslabones que conforman el prototipo, teniendo esta información se desarrolla una simulación en MATLAB para comprobar los movimientos que puede realizar. El material seleccionado para la manufactura del exoesqueleto es validado a través de un análisis de elemento finito. A diferencia de los exoesqueletos previamente citados el movimiento de los actuadores es activado por control de radiofrecuencia de forma secuencial para cada una de las articulaciones. Finalmente se probaron los movimientos de los tres grados de libertad del prototipo construido en una persona de 1.70 metros de altura y 65 kg de peso.

2. Materiales y métodos

El exoesqueleto desarrollado tiene como finalidad su uso para rehabilitación de miembro superior, enfocándose en hombro y codo. Inicialmente, es necesario establecer restricciones y limitaciones al exoesqueleto a construir, como seguridad, robustez, portabilidad, aspecto, confort, entre otros. Por lo que los principales requerimientos en los que se basará el diseño son los siguientes:

- Materiales ligeros
- Diseño ergonómico
- Actuadores compactos y ligeros

- Misma cinemática que el cuerpo humano para las articulaciones seleccionadas

Para poder desarrollar el exoesqueleto se sigue la metodología propuesta en la Figura 1.

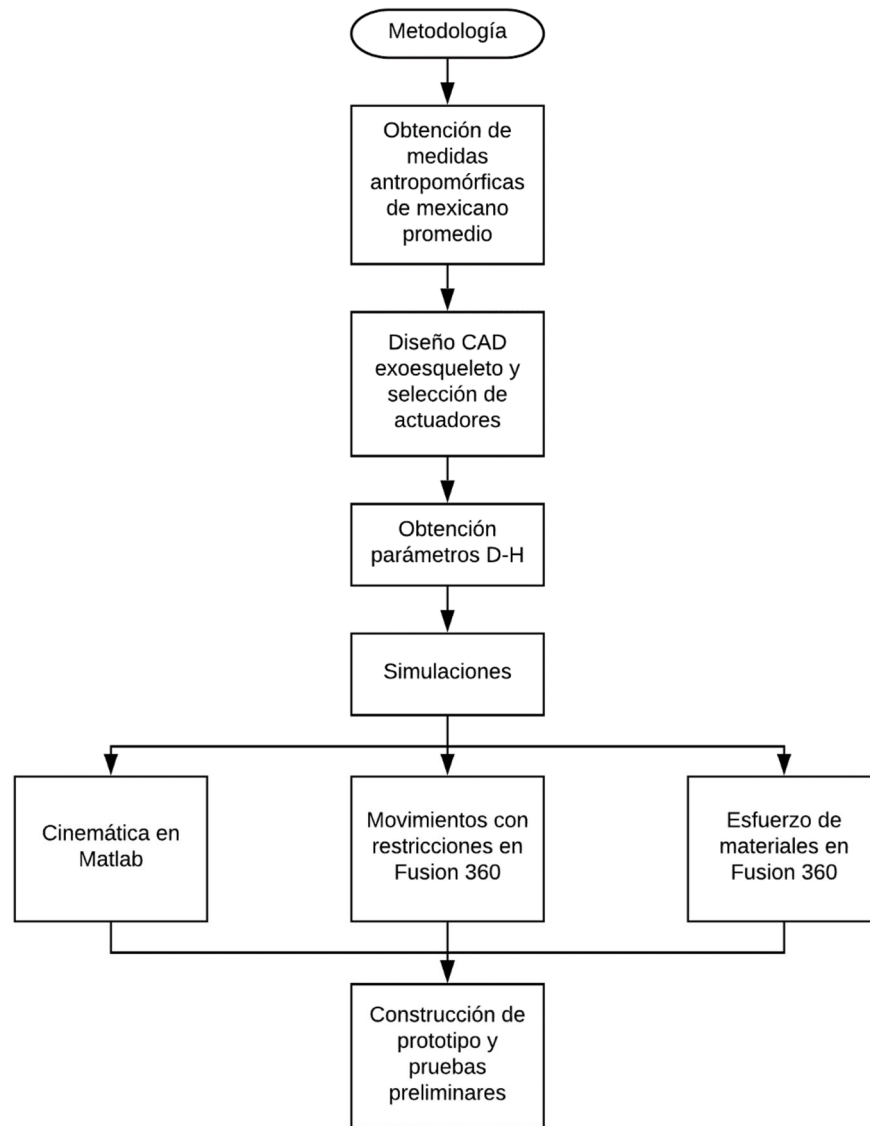


Figura 1. Metodología para construcción de exoesqueleto.

Además, se limita el diseño del prototipo a tres grados de libertad, los cuales se enuncian a continuación: abducción/aducción y flexión/extensión en hombro; extensión/flexión en codo [17]-[18]. La población objetivo es la mexicana, y las medidas para los eslabones que conforman el exoesqueleto son las que se describen en la Tabla 1 [19].

Las medidas a considerar basándose en la Tabla 1, son las siguientes: distancia de hombro a codo 30-35 cm, distancia de codo a mano 40-45 cm, y longitud hombro a hombro de 40-55 cm.



Tabla 1. Medidas antropomórficas promedio de la población mexicana

Descripción	Percentil 5%	Percentil 50%	Percentil 95%
Peso (kg)	55.3	72.1	97.3
Estatura (cm)	157.6	166.8	178.0
Longitud de codo a dedo medio de la mano (mm)	404	427	448
Distancia de hombro a codo (mm)	293	312	332
Longitud de la mano (mm)	158	170	185
Ancho máximo de cuerpo (mm)	455	520	596

A continuación, se establecen los parámetros funcionales, los cuales indicarán los rangos de movimiento por cada movimiento. La junta para el hombro (esternón-clavicular) contiene dos grados de libertad (abducción/aducción, flexión/extensión), no se tomará en cuenta la rotación axial; en abducción/aducción el cuerpo humano cuenta con un rango de -45 a 180° y en flexión/extensión de -50 a 180° , tomando como eje de referencia la vertical simétrica al torso del cuerpo humano. Para el codo el rango de flexión/extensión es de 0 a 140° [20].

También se consideran los pesos promedio de cada parte del miembro superior para hacer el dimensionamiento de los actuadores del prototipo, como se muestra en la Tabla 2 [21].

Tabla 2. Peso de cada parte que conforma el miembro superior.

Parte	Peso (kg)
Mano	0.525
Brazo	2.6
Antebrazo	1.6
Total miembro superior	4.725

Los actuadores del exoesqueleto son los actuadores lineales ECO WORTHY heavy-duty 330 libras que soporta una carga de hasta 1500 N, pesa 1215 gramos y su correspondiente accionador EVAL-VNH5019-P1, seleccionados por la simplicidad de conexión y control de movimiento, como se muestra en la Figura 2. El control de movimiento se realiza utilizando un control de radiofrecuencia compatible con el actuador y accionador, permitiendo la salida y entrada del pistón, a una velocidad de 5.7 mm por segundo. El botón A es para la salida del pistón mientras se mantenga presionado, el B es para retraer el pistón mientras se mantenga presionado, el botón C es para insistir en la salida del pistón durante un minuto con un solo clic y el botón D es para insistir en retraer el pistón durante 10 minutos con un solo clic. Cuenta con un rango de alcance de 100 m.

Con las medidas antropomórficas para la longitud de cada eslabón del exoesqueleto, los pesos de cada parte del miembro superior, los parámetros funcionales descritos anteriormente y el tipo de actuadores, se realizó el diseño CAD en el programa FUSION 360. La figura 3 muestra el diseño para el miembro superior derecho con soporte en los músculos de trapecio y la zona lumbar, pueden observarse los actuadores lineales que darán el movimiento de abducción/aducción, flexión/extensión en hombro y flexión/extensión en codo.

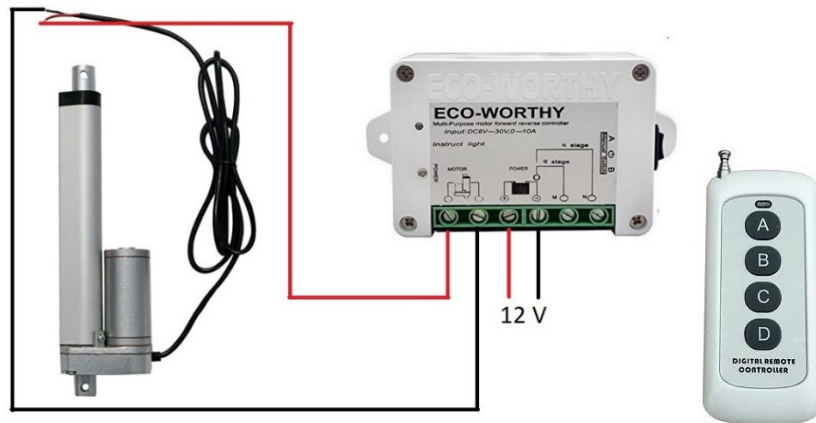


Figura 2. Conexión de actuador lineal, accionador y control de radiofrecuencia.

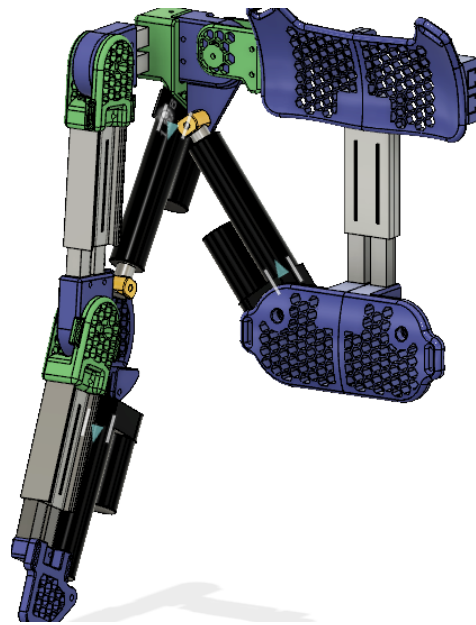


Figura 3. Diseño CAD del exoesqueleto.

Partiendo del modelo CAD de la Figura 3 se propone la cadena cinemática de la Figura 4, para calcular la matriz de transformación homogénea y de esta forma calcular la cinemática directa del prototipo a través de los parámetros Denavit-Hartenberg, que se muestran en la Tabla 3.

La base del sistema será el eslabón correspondiente a la zona de los músculos del trapecio, con lo que se obtienen los cuatro sistemas de ejes coordenados para calcular los parámetros de las tres articulaciones. Cabe denotar que se obtiene un sistema con medidas angulares y el sistema es de actuadores lineales, se puede hacer un mapeo para obtener la distancia recorrida por el eslabón de acuerdo con (1).

$$s_i = r_i \theta_i \quad (1)$$

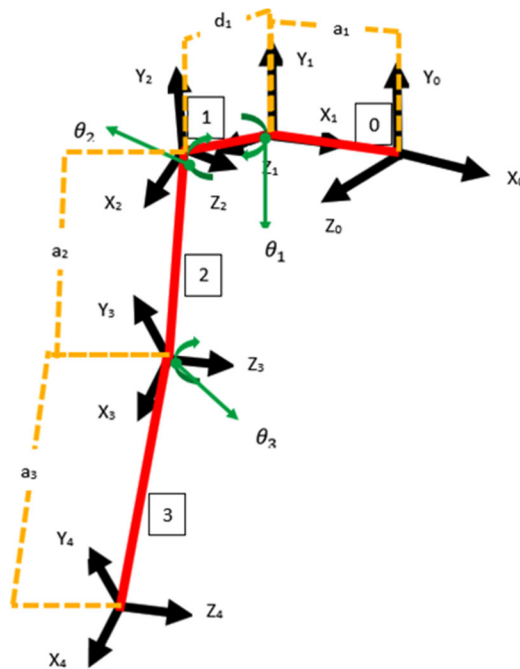


Figura 4. Cadena cinemática del exoesqueleto.

Tabla 3. Parámetros Denavit-Hartenberg obtenidos.

Articulación	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	θ_1	0	a_1	-90
2	θ_2	d_1	0	90
3	θ_3	0	a_3	0

En donde s_i es la distancia recorrida según la articulación que se esté moviendo, r_i es la longitud del eslabón correspondiente y θ_i la posición de la articulación.

Con los parámetros Denavit-Hartenberg de la Tabla 3 se calcula la matriz de transformación homogénea de cada articulación, descritas por (2), (3) y (4) y finalmente se multiplican estas matrices para obtener la matriz general de transformación homogénea denotada por (5) y (6).

$${}^0A_1 = \begin{bmatrix} C\theta_1 & -S\theta_1 & 0 & a_1 \\ S\theta_1 & C\theta_1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

$${}^1A_2 = \begin{bmatrix} C\theta_2 & -S\theta_2 & 0 & 0 \\ S\theta_2 & C\theta_2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -1 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

$${}^2A_3 = \begin{bmatrix} C\theta_3 & -S\theta_3 & 0 & a_2 \\ S\theta_3 & C\theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

$${}^0T_3 = {}^0A_1 {}^1A_2 {}^2A_3 \quad (5)$$

$${}^0T_3 = \begin{bmatrix} n_1 & o_1 & a_1 & p_1 \\ n_2 & o_2 & a_1 & p_2 \\ n_3 & o_3 & a_2 & p_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

En las ecuaciones descritas por (2), (3) y (4) S representa la función senoidal y C la función cosenoidal. En la Ecuación (6) por cuestiones de espacio no se coloca la multiplicación completa, pero los vectores de n , o y p representan la matriz de rotación homogénea, el vector de p la traslación y el número 1 la escala.

3. Simulaciones

3.1 Simulación de cadena cinemática.

Los parámetros Denavit-Hartenberg de la Tabla 3 para la cadena cinemática que representa al exoesqueleto, se utilizan para simular la cinemática del prototipo en MATLAB mediante la librería de *Robotic Tools de Peter Corke*. En la Figura 5 se muestran los resultados de la simulación junto con el *teach pendant* virtual para realizar movimientos.

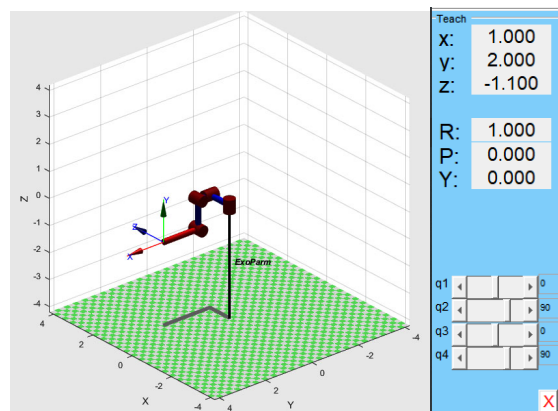


Figura 5. Simulación del exoesqueleto en MATLAB.

El modelo obtenido mediante esta representación tiene la misma configuración de eslabones y articulaciones que el exoesqueleto que mostrado en la Figura 3, por lo que se comprueba que los parámetros Denavit-Hartenberg son los correctos, ya que cuenta con tres grados de libertad, soporte de la base en la zona que corresponde al músculo del trapecio y efector final en el área de la muñeca. Con el *teach pendant* se pueden realizar el movimiento de las articulaciones para ver el espacio que ocupará el movimiento.

3.2 Simulación de movimientos

También se realizó una simulación de movimientos del prototipo en el software Fusion 360, para descartar errores de diseño. En la figura 6, se muestra como ejemplo el movimiento de flexión/extensión para el hombro en vista lateral, donde se aprecian las juntas 2 y 3 con sus respectivos actuadores lineales, que, por cuestiones de diseño y posición del actuador lineal aunado a la extensión del émbolo de este, el movimiento está limitado de 0 a 80°.

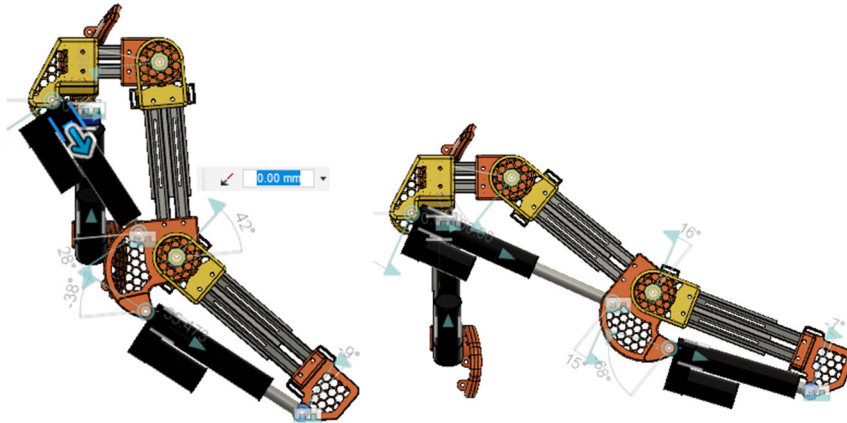


Figura 6. Simulación de movimiento de flexión/extensión de hombro en Fusion 360.

A continuación, en la Figura 7 se muestra el movimiento de abducción/aducción de hombro en vista frontal lo cual corresponde a la primera junta, que, por lo anteriormente mencionado respecto a los actuadores lineales, el movimiento se encuentra limitado de 0 a 80°.

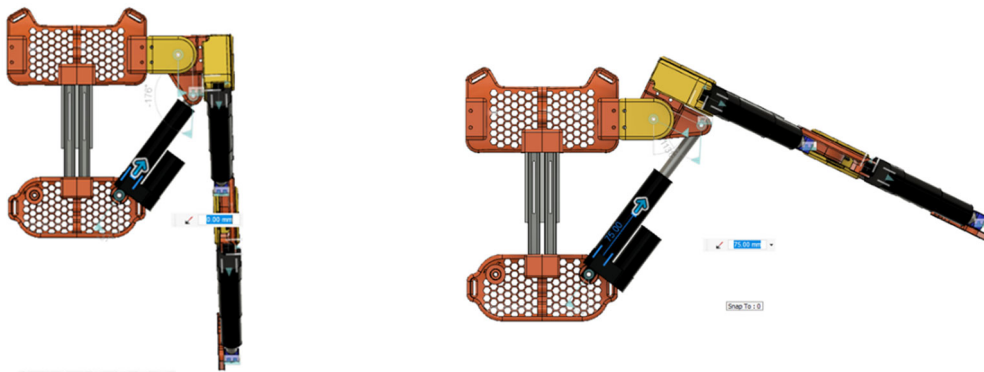


Figura 7. Simulación de movimiento de abducción/aducción de hombro en Fusion 360.

Finalmente, en la figura 8 se aprecia el movimiento de flexión/extensión para codo en posición lateral, con vista de las juntas 2 y 3, el cual tiene un rango de 20 a 100° por la posición del actuador lineal.

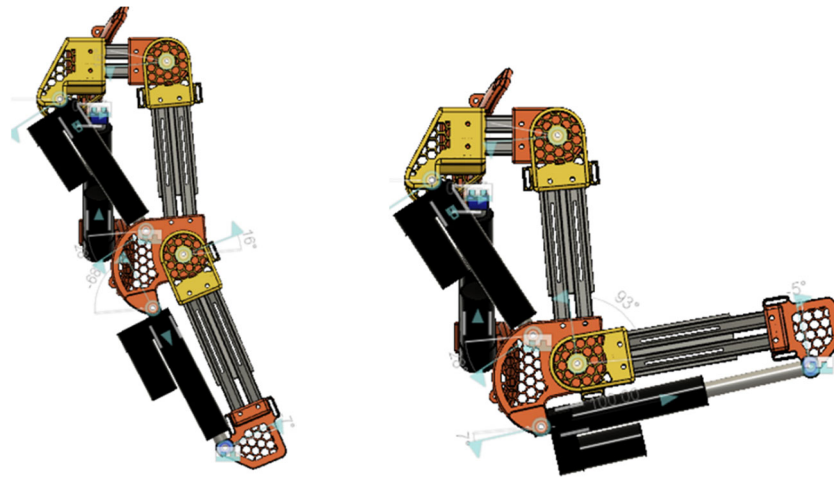


Figura 8. Movimiento de flexión/extensión de codo en Fusion 360.

3.3 Simulación de esfuerzos.

En esta subsección se presentará el análisis de la estructura utilizando el método de elemento finito. Mediante este estudio se pueden determinar los esfuerzos y deformaciones de la estructura. Para este análisis se utiliza el software Fusion 360 donde se considerarán cargas y análisis estáticos. Los materiales utilizados para la construcción del exoesqueleto son aluminio 6061, tornillos de acero AISI 2-70, baleros serie 6205, y para los soportes de los eslabones material de impresora 3D, en este caso PLA, con el que se contaba en el laboratorio de Robótica de la Unidad Académica Multidisciplinaria de UASLP. Se realiza el análisis de elemento finito tomando en consideración los materiales descritos previamente, ingresando las cargas, reacciones del sistema y restricciones (los motores lineales tienen una carga máxima de empuje de 1500 N, carga máxima de tracción de 1000 N).

Los pasos que se siguieron en el proceso de simulación fueron: cargar el diseño CAD, se tabularon los componentes de diseño, enseguida se seleccionan los materiales por componente, posteriormente se seleccionó factor de seguridad, se hacen consideraciones de diseño y finalmente se obtuvo el análisis de las cargas estáticas en los materiales.

Habiendo definido los materiales en el programa, se colocan las cargas que soporta la estructura y se aplican las restricciones en los puntos necesarios (puntos de soporte o apoyo). En la Figura 9 se muestran las restricciones y cargas de la primera sección del exoesqueleto, que corresponde al antebrazo. Las cargas corresponden a la suma de los pesos de cada miembro (antebrazo y mano) descritos en la Tabla 2, el peso del motor y la tolerancia de 2 kg.

Las reacciones son las especificaciones de los motores, las fuerzas son estáticas, por lo que las reacciones de los motores no van en la misma dirección del vástago, sino en el eje y del plano cartesiano. Enseguida, en la Figura 10 se muestran las cargas del sistema del brazo obtenidas de la Tabla 2, los pesos de los motores (2 motores para hombro y 3 para el soporte de espalda) y la tolerancia.

Finalmente, una vez definidas las cargas y las restricciones de la estructura completa, se inspecciona y se resuelve el sistema. La simulación de los resultados en varias categorías, donde se puede observar los desplazamientos, el esfuerzo máximo, el factor de seguridad, etc. En la Figura 11 se muestra la simulación para los esfuerzos estáticos que debe de soportar el prototipo.

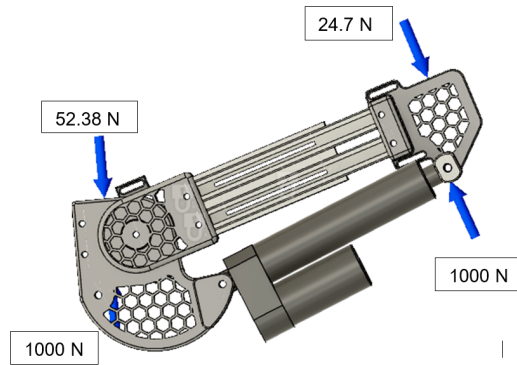


Figura 9. Cargas estáticas del sistema antebrazo.

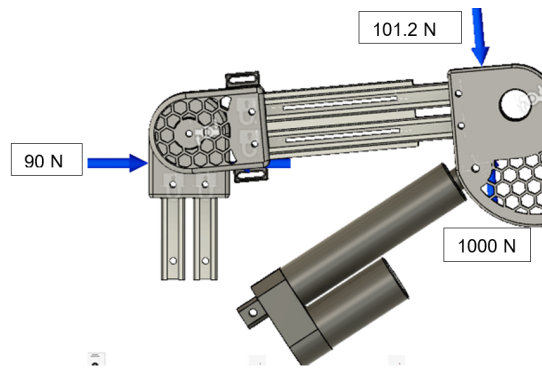


Figura 10. Cargas estáticas en el sistema del brazo.

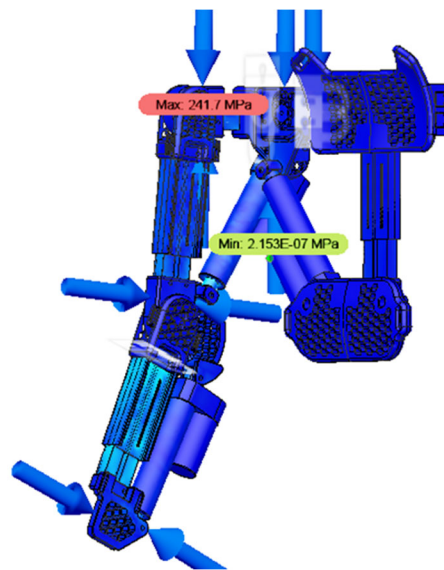


Figura 11. Análisis de esfuerzos en Fusion 360.

En la Figura 11, se puede apreciar que el valor máximo de esfuerzo estático es de 241.7 MPa, el rango de esfuerzo que puede soportar los baleros seleccionados es de 2389 MPa; el aluminio tiene un

esfuerzo último de 70 MPa y los tornillos cuentan con un esfuerzo de cedencia de 600 MPa. La simulación indica que el esfuerzo máximo está siendo ejercido en el balero situado en el componente del hombro del brazo. Se realizó una simulación estática y la posición que se muestra en la Figura 6, es la que mayor esfuerzo presenta en la articulación de más riesgo, en este caso el hombro. Con esto se puede concluir que los materiales seleccionados son adecuados para la construcción del prototipo.

4. Resultados

Se construyó el prototipo con los materiales descritos en las secciones anteriores y se probaron movimientos básicos en una persona de 65 kg y 1.70 m de estatura. En la Figura 12 se muestra el movimiento de abducción/aducción en hombro. Los botones que se usan principalmente del controlador previamente descrito son el botón A (extraer pistón) y el botón B (sustraer el pistón). Son tres controles en total, uno por cada actuador los cuales no se muestran en la imagen, solamente se ejemplifica en la Figura 1.



Figura 12. Movimiento de abducción/aducción del exoesqueleto en hombro.

Enseguida, en la Figura 13 se muestra el movimiento de flexión/extensión en codo. Con esto se puede comprobar que los movimientos hechos por simulación en Fusion 360 como el que se muestra en la Figuras 5 y 7, concuerdan con los del prototipo ensamblado.



Figura 13. Movimiento de flexión/extensión en codo del exoesqueleto.



El exoesqueleto construido tiene el desglose de costos de materiales mostrado en la Tabla 4.

Tabla 4. Costos de materiales del exoesqueleto

Parte	Costo MXN
Actuadores lineales ECO-Worthy	6,600
Impresiones 3D	5,000
Aluminio, baleros, tornillos	2,000
Total	13,600

Cabe resaltar que en los costos faltaría añadir unas baterías recargables y mejora en los sujetadores para poder acoplar el exoesqueleto a la persona; por lo que ese costo preliminar puede aumentar todavía. Respecto a los exoesqueletos que hay de manera comercial para miembro superior encontramos el de la marca Ekso de 6,500 dólares (aproximadamente 140,855 MXN), SuitX de 4,000 dólares (aproximadamente 86,680 MX); Sarcos que es un exoesqueleto traje para todo el cuerpo en el que la renta anual es de 100,000 dólares (aproximadamente 2,167,000 MXN) y finalmente un desarrollo comercial mexicano lo encontramos con el modelo Roki que es de miembro inferior con un costo aproximado de 15,000 dólares (aproximadamente 325,050 MXN) [22]-[24]. Los exoesqueletos anteriormente mencionados ya son productos comerciales y el prototipo desarrollado en este artículo se encuentra en fase experimental.

5. Conclusiones

En este artículo se presentó el desarrollo y diseño de un exoesqueleto de tres grados de libertad para ayudar en la rehabilitación de personas en miembro superior, con movimientos de abducción/aducción y flexión/extensión en hombro y flexión/extensión en codo. El dispositivo presentado busca solventar algunas de las problemáticas presentados en estudios previos, como lo es la portabilidad y teniendo como población objetivo a la población mexicana, ya que se toman en consideración las medidas antropomórficas de la misma. El prototipo brinda la posibilidad de que la persona pueda estar de pie, sentado o en otro espacio de la habitación al ser portable.

El diseño se validó cinemáticamente mediante simulaciones en MATLAB y FUSION 360, apreciando que los parámetros Denavit-Hartenberg obtenidos de la cadena cinemática son correctos ya que la simulación muestra la misma disposición de eslabones y articulaciones que en el modelo CAD presentado. Además, cumple con los tres movimientos planteados al principio del estudio.

Se presentó un análisis de elemento finito para los materiales seleccionados para la manufactura del prototipo en donde los esfuerzos máximos denotaron que los materiales son resistentes y adecuados, lo cual hace factible la construcción del exoesqueleto.

Aun es necesario realizar diversas mejoras al diseño del prototipo, entre algunas se pueden mencionar: mejorar la forma en la que se ajusta al soporte de la espalda e incorporar baterías para los actuadores lineales. Finalmente se tiene previsto en un futuro su uso en la rehabilitación de personas de miembro superior para hacer los estudios y mejoras pertinentes al diseño de acuerdo con las necesidades de los pacientes.

De acuerdo con la literatura consultada, actualmente en México no hay de manera comercial exoesqueletos de miembro superior, aunque existen algunos desarrollos en prototipo de laboratorio. El prototipo construido en este artículo cuenta con las ventajas de ser portable, relativamente ligero y que



está diseñado con base a las medidas antropomórficas de un mexicano promedio, pensando en tener una mayor cobertura en las personas que lo puedan utilizar. La importancia de este tipo de desarrollos en México contribuye a crear innovaciones tecnológicas pensadas en un mercado objetivo (población mexicana), además de que se puede aplicar conocimientos de todas las ramas que componen a la Ingeniería Mecatrónica: Mecánica, Control, Electrónica, Computación.

Referencias

- [1] Ma X., Yuan R., Fang S. System study of pneumatic exoskeleton rehabilitation manipulator. The journal of Engineering. IET, vol. 2019, no. 13, 181-185, 2019.
- [2] Rathore S., Hinn A., Cooper L., Tyroler H., Greenough W. Characterization of incident stroke signs and symptoms: findings from 127therosclerosis risk in communities study. Stroke. Vol. 33, no. 11, 2718-2721, 2002.
- [3] Taub E., Uswatte G., Pidikiti R. Constraint-induced movement therapy: a new family of techniques with broad application to physical rehabilitation a clinical review. J. Rehabil. Res. Dev. Vol. 36, no. 3, 237-51, 1999.
- [4] Sie S. Advanced robotics for medical rehabilitation: current state of the art and recent advances. Springer International Publishing, Germany, 1st edition, 2016.
- [5] Rocon E., Ponds J. Exoskeletons in rehabilitation robotics: Tremor suppression. Springer Verlag Berlin, Germany, 1st edition, 2011.
- [6] Rahman M., Rahman H. An upper-limb exoskeleton robot control using a novel fast fuzzy sliding mode control. Journal of Intelligent and Fuzzy Systems. Vol. 36, no. 6, 2581-2592, 2016.
- [7] Sandoval O., Jacinto J., Herrera I., Portillo O., Tripicchio P., Hernández M., Flores A., Avizzano C. Design and development of a hand exoskeleton robot for active and passive rehabilitation. International Journal of Advanced Robotic Systems. Vol. 13, no. 66, 1-12, 2016.
- [8] Buesching I., Sehle A., Stuermer J., Lieper J. Using an upper extremity exoskeleton for semi-autonomous exercise during inpatient neurological rehabilitation-a pilot study. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. Vol. 15, no. 72, 1-7, 2018.
- [9] Lo H., Xei S. Exoskeletons robots for upper-limb rehabilitation: state of the art and future prospects. Medical Engineering and Physics. Vol. 34, no. 3, 261-268, 2012.
- [10] Gopura R., Bandara D., Kigushi K., Mann G. Developments in hardware systems of active upper-limb exoskeletons robots: a review. Robotics and Autonomous Systems. Vol. 75, no. 1, 203-220, 2016.
- [11] Krebs H., Hogan N., Aisen M., Volpe B. Robot-aided neurorehabilitation. IEEE Trans. Rehab. Eng. Vol. 6, 75-87, 1998.
- [12] Reinkensmeyer D., Dewald J., Rymer W. Guidance-based quantification of arm impairment following brain injury: a pilot study. IEEE Trans. Rehab. Eng. Vol. 7, no. 1, 1-11, 1999.
- [13] Reinkensmeyer D., Schmit B., Rymer W. Assessment of active and passive restraint during guided reaching after chronic brain injury. Annals Biomed. Eng. Vol. 27, 805-814, 1999.
- [14] Ren Y., Park H., Zhang L. Developing a whole-arm exoskeleton robot with hand opening and closing mechanism for upper-limb stroke rehabilitation. IEEE 11th International Conference on Rehabilitation Robotics, Kyoto Japan, 2009.
- [15] Wendong W., Hanhao L., Menghan X., Yang C., Xiaqing Y., Xing M., Bing Z. Design and verification of a human-robot interaction system for upper limb exoskeleton rehabilitation. Medical Engineering and Physics. Elsevier, 1-7, 2020.
- [16] Sosa D., Arias M., Lugo E. Diseño de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación del hombro. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. Vol. 38, no. 1, 330-342, 2017.
- [17] Subramanian S., Yamanaka J., Chilingaryan G., Levin M. Validity of movement pattern kinematics as measures of arm motor impairment poststroke. Stroke. Vol. 41, no. 10, 2303-2308, 2010.
- [18] Stokdijk M., Biegstraaten M., Ormel W., de Boer Y., Veeger H., Rozing P. Determining the optimal flexion-extension axis for elbow in vivo: a study of intraobserver reliability. Journal of Biomechanics. Vol. 33, no. 9, 1139-1145, 2000.
- [19] Chourand R., Leon L., Muñoz E. Dimensiones antropométricas de población latinoamericana. Universidad de Guadalajara. Centro de Investigaciones de Ergonomía. 2011.



- [20] Retting O., Fradet L., Kasten P., Raiss P., Wolf S. A new kinematic model of the upper extremity based on a functional joint parameter determination for shoulder and elbow. *Gait and Posture*. Vol. 30, no. 4, 469-476, 2009.
- [21] Gandevia S., Kilbreath S. Accuracy of weight estimation for weights lifted by proximal and distal muscles of the human upper limb. *Journal of Physiology*. Vol. 423, 299-310, 1990.
- [22] Ackerman E. Sarcos Demonstrates Powered Exosuit That Gives Workers Super Strength. *IEEE Spectrum*, December 2019.
- [23] Goode L. Are Exoskeletons the Future of Physical Labor? *The Verge*, December 2017.
- [24] Pixel M. Roki, un exoesqueleto creado en México para ayudar personas a que puedan volver a caminar. *Xalataca*, 2017.

Autores

Khin Rosales Ayala. Nació en septiembre de 1994, en San Luis Potosí, México. Casi Ingeniero Mecatrónico en la Unidad Académica Multidisciplinaria Zona Media de UASLP. Su trabajo de tesis es de “desarrollo y diseño de un exoesqueleto de miembro superior derecha”. Sus intereses académicos y profesionales son, comunicaciones de redes informáticos, componentes electrónicos y su mantenimiento, programación de sistemas informáticos y otros.

Roberto Carlos Martínez Montejano. Nació en San Luis Potosí en octubre de 1988. Obtuvo el grado de Ingeniero en Electrónica de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí en 2010. Obtuvo el grado de Maestría en Ciencias Aplicadas del Instituto de Investigación en Comunicación Óptica (IICO) en 2012. El grado de Doctor en Ciencias Aplicadas del IICO en 2016. Trabaja como Profesor-Investigador de Tiempo Completo en Unidad Académica Multidisciplinaria Zona Media de la UASLP en la carrera de Ingeniero en Mecatrónica desde enero de 2017, siendo el encargado del Laboratorio de Robótica y Automatización. Sus intereses académicos son: electrónica de potencia, control, instrumentación.

Germánico González Badillo. Recibió el grado de Doctor en Ingeniería Mecánica con especialidad en Mecatrónica y Dispositivos Mecánicos de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí en 2014. Obtuvo el grado de Maestría en Ingeniería Automotriz del Instituto Tecnológico de Estudios Superiores de Monterrey en 2009 y actualmente se desempeña como Profesor-Investigador de Tiempo Completo en Universidad Autónoma de San Luis Potosí, en la ciudad de Rioverde. Sus áreas de interés son procesos de manufactura avanzada, aplicaciones de realidad virtual, hápticos, simulación de ensambles virtuales e impresiones 3D.

Guillermina Guerrero Mora. Egresó de la carrera de Ingeniería Electrónica del Instituto Tecnológico Superior de Irapuato en 2005. Obtuvo el grado de Maestro en Ingeniería Eléctrica por la Facultad de Ingeniería Mecánica, Eléctrica y Electrónica de la Universidad de Guanajuato. Obtuvo el grado de Doctor por la Universidad Autónoma de San Luis Potosí con especialidad en el área de Procesamiento Digital de Señales Biomédicas y ha realizado estancias de investigación en el Politécnico de Milán y el Centro de Investigación Técnica en Finlandia. Actualmente se desempeña como Profesor-Investigador de Tiempo Completo en la Unidad Académica Multidisciplinaria Zona Media de la UASLP. Sus áreas de interés son procesamiento digital de imágenes y reconocimiento de patrones.

José Jimmy Jaime Rodríguez. Nació en San Luis Potosí, México. Recibió el grado de Ingeniero en Electrónica, el grado de Maestro en Ingeniería y el grado de Doctor en Ingeniería de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí (UASLP) en 2006, 2014 y 2018 respectivamente. Actualmente trabaja como Profesor Investigador de Tiempo Completo en Unidad Académica Multidisciplinaria Zona Media de la UASLP en la carrera de Ingeniero en Mecatrónica. Sus áreas de interés incluyen modelado y simulación de canal para comunicaciones V2V, estimación de canal y modelado matemático.