

Mechatronic design and kinematic analysis of serial-type assisted robotic exoskeleton for assisted rehabilitation therapy for upper limbs

Quezada Echenique, Jean Pierre.
Professional School of Mechatronics Engineering,
Universidad Ricardo Palma
 Lima, PERU
 jean.quezada@urp.edu.pe

Professional School of Mechatronics Engineering,
Universidad Ricardo Palma
 Lima, PERU
 -----@urp.edu.pe

 ...
 ...
 Lima, PERU
 ...

 ...
 ...
 Lima, PERU
 ...

Resumen— El dispositivo de rehabilitación del presente trabajo es un exoesqueleto de extremidades superiores para la rehabilitación asistida en pacientes con grado de discapacidad motriz moderada; el cual está modelado en 3D y busca brindar una opción más liviana, compacta, fácil de transportar y de menor costo. El dispositivo es controlado por un sistema electrónico gestionado por la tarjeta STM32F103C8T6 con una frecuencia de 72 MHz y con un procesador Cortex-M3, el cual permite enviar órdenes de movimientos al exoesqueleto para realizar los movimientos de rehabilitación asistida requeridos por el paciente. El prototipo cumple la función de guardado de movimiento (función pasiva), para lo cual cuenta en el sistema electrónico con un banco de memoria programables por el especialista de una forma sencilla, el fisioterapeuta realiza el movimiento con el dispositivo una vez y el exoesqueleto lo repite como un movimiento de rutina en su memoria, teniendo en cuenta diferentes variables antropométricas en la morfología del hombro y codo en humanos; además de los movimientos articulares del hombro: abducción-aducción, flexión-extensión y pronación-supinación, para una ergonomía adecuada en la colocación del dispositivo con el paciente.

Palabras clave— Diseño, cadena cinemática, antropometría, Simulación Matlab, Simulación Coppelia.

I. INTRODUCTION

El desarrollo de la tecnología en el área de la robótica aplicada a la medicina permite brindar alternativas de solución en la prevención, promoción, recuperación y rehabilitación con alguna discapacidad motriz; según las encuestas nacionales, el 5,2% de los 1 575 402 de peruanos, presentan alguna discapacidad o limitación física/mental; de los cuales quienes presentan la necesidad de rehabilitación en extremidades superiores son de 54,2% para adultos mayores y 47,3% para personas de entre 15 a 17 años. (Instituto Nacional de Estadística e Informática, 2014). Es por lo anteriormente mencionado que en el presente estudio abordaremos el diseño y análisis cinemático de un exoesqueleto de tipo serial para rehabilitación asistida en pacientes con disminución de la capacidad motora en miembros superiores, con un sistema de control simple de gestionar, además de un diseño atractivo y liviano que le permitiera ser portátil, característica que lo desliga de otros modelos de robots en rehabilitación que no poseen.



Fig.1.Exoesqueleto 3D para rehabilitación en extremidad superior.

En el diseño se considera parámetros antropométricos para la correcta aplicación y funcionamiento del exoesqueleto simulado, datos recopilados de personas con una edad promedio entre 19 a 24 años reportado por [4]. La extremidad superior también requiere de las dimensiones (mm) en el alcance del brazo frontal y lateral.

Tabla 1 Longitudes de miembros superiores de la población peruana.

Dimensiones	Mínimo (cm)	Máximo (cm)	Diferencia (cm)
Longitud del brazo	24.3	55.67	31.37
Longitud del antebrazo	19.63	42.50	22.87

El modelo del exoesqueleto desarrollado busca generar una nueva alternativa médica en el área de exoesqueletos para la rehabilitación del tipo asistida en pacientes con limitaciones motrices moderadas en miembros superiores; brindando un equipo de bajo costo, liviano y de fácil manejo, similar al funcionamiento del exoesqueleto Harmony Exoesqueleto, diseñado para rehabilitación médica en extremidades superiores causados por accidentes de tipo cerebro vascular, y capaz de soportar su propio peso y asistir al paciente permitiendo mover su brazo mediante rehabilitación asistida

II. MATERIALS AND DESIGN

A. Mechanical and Mechatronics Design

En el presente trabajo se desarrolló un exoesqueleto para rehabilitación del tipo asistido en miembros superiores, teniendo en cuenta la antropometría humana, así como la biomecánica involucrada en los movimientos de abducción-aducción, flexión-extensión y pronación-supinación para el codo [2].

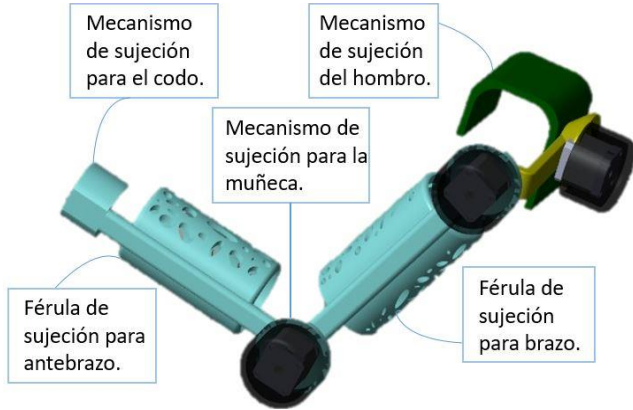


Fig.2. Estructura mecánica del exoesqueleto.

En el desarrollo de éstas, se requirió atender las necesidades de la biomecánica del brazo, las cuales se pueden separar en tres secciones el movimiento. El primero, el hombro está formado por la unión de 3 huesos, la escápula, la clavícula y el húmero; además está formado por dos grupos de articulaciones, articulaciones, escapulo humeral y la articulación escapulo torácica, la articulación acromio clavicular y la articulación externo clavicular. Siendo estas articulaciones responsables de los movimientos de flexión-extensión, rotacionales medial y lateral, aducción-abducción y circunducción [3,4], con los que se pudo determinar la necesidad de combinar pares cinemáticos rotacionales:

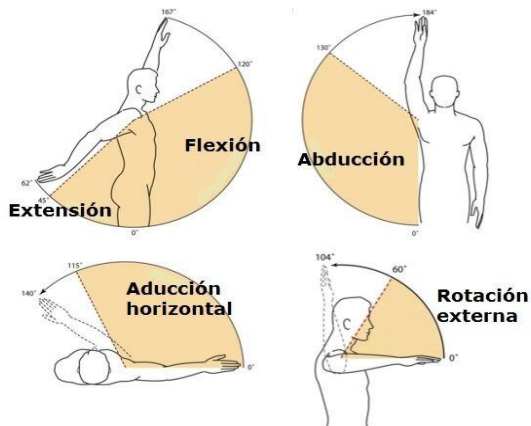


Fig.3. Movimientos articulares del hombro: abducción-aducción, flexión-extensión y pronación-supinación, tomado de [3].

Para el codo se observan los movimientos de flexión-extensión mostrados en la Fig.3, que consiste en un movimiento rotacional en el plano sagital, que marca un espacio de trabajo de 0° a 140° para la flexión y de 0° a -145° para la extensión según lo explicado en [4]. La pronación-supinación del codo, se realiza en el plano transversal, en donde la pronación presenta un rango de trabajo de 0° a 90° y la supinación de 0° a 85° como se observa en la Figura 3 [8].

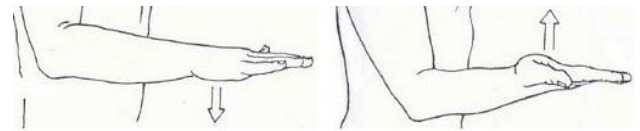


Fig.4. Movimientos articulares del codo: flexión-extensión y pronación-supinación, tomado de [4].

En las siguientes líneas se presenta la selección de cada componente mecánico y electrónico a emplear en el exoesqueleto simulado; partiendo por el motor que debe tener un torque elevado para así mediante las cajas reductoras, obtener el torque necesario para ejecutar el movimiento; siendo EC de tipo FLAT de la empresa Maxon, los idóneos por ofrecer una velocidad de 2080rpm y hasta 1.61Nm (Fig.5). Estos motores ofrecen un diseño compacto, tamaño reducido en comparación a otros de las mismas características y un torque de hasta 1.61Nm, el cual es el de mayor valor en esta gama de motores. El controlador de cada motor es seleccionado del mismo fabricante de los motores, debido a que los motores requieren de un sistema de control y alimentación que solo el fabricante otorga. El controlador es el ESCON Module 50/8 HE 4Q (Figura 6), el cual permite controlar motores de potencia por encima de 400W, con salida de corriente de hasta 15A y un voltaje de entrada variable entre 10 y 50VDC. Este driver posee conexión directa entre el motor seleccionado. Para la programación del controlador, el fabricante ofrece el software ESCON Setup, el cual permite mediante conexión USB a una computadora poder configurar y programar las entradas y salidas del controlador.



Fig.9. Motor EC-TIPO FLAT.



Fig.10. Controlador ESCON 50/8 HE4Q.

Con los motores seleccionados, se procede a la selección de las cajas reductoras que permitan alcanzar el torque que se deberá compensar en las articulaciones. Dichas cajas reductoras las cuales poseen un arreglo de engranajes patentada por la empresa Harmonic Drive, la particularidad de estas cajas reductoras es que nos permiten alcanzar un torque elevado, gracias a la alta reducción que poseen. (Fig.7). El controlador principal debe enviar y recibir la información del estado de los motores; pines digitales para la conexión de indicadores leds y permitir el uso de interrupciones en sus pines, por ello se seleccionó la tarjeta STM32F103C8T6. Además, esta tarjeta cuenta con una frecuencia de 72MHz y con un procesador Cortex-M3, la cual garantiza una velocidad de procesamiento lo suficientemente rápida para la transferencia y lectura de datos (Fig.8).



Fig.7. Moto-reductor HFUC-100-2UH.



Fig.8. Tarjeta STM32F103C8T6.

Los sensores de fuerza deberán ser ligeros y contar con un tamaño reducido, tal que puedan ser acoplados en cada soporte de la muñeca, siendo seis por cada uno. Con estos requerimientos se seleccionaron los FSR o sensores por resistencia de detección de fuerza. Estos sensores pueden resistir una carga entre 0.1-10kg (Figura 9) los cuales nos permitirán conocer la carga y determinar la compensación que deberá realizar cada actuador. La alimentación del controlador principal debe ser capaz de recibir como entrada un voltaje variable, y contar con una salida continua a 5V. Con esto, el convertidor seleccionado es un DC-DC Step-Up (Fig.10). Este componente permite regular un voltaje de entrada entre 3.5 a 32VDC, y regularlo hasta un valor regulable entre 1.25 a 35VDC, con una salida máxima de 1.5A.



Fig.9. Sensores de Presión FSR.



Fig.10. Convertidor DC-DC Step-up.

III. KINEMATIC ANALYSIS AND SIMULATION TEST

Para el cálculo cinemático del exoesqueleto, se calculó mediante Denavit-Hartenberg, desarrollando la cinemática directa; para el cual se requirió calcular la posición y orientación del extremo operativo del exoesqueleto, debido a lo cual se definió la base u origen de eslabón sobre el omóplato del paciente, el cual permite un movimiento de abducción y aducción del hombro. A continuación se presenta en la Figura 6 los parámetros correspondientes al desarrollo del método Denavit-Hartenberg. Asimismo como las articulaciones con sus correspondientes ángulos de giro, siendo el actuador q_1 y q_2 para los movimientos antropométricos del hombro, el actuador q_3 y q_4 para el codo y hombro respectivamente; además éste último se manifiesta como eslabón final del sistema abierto.

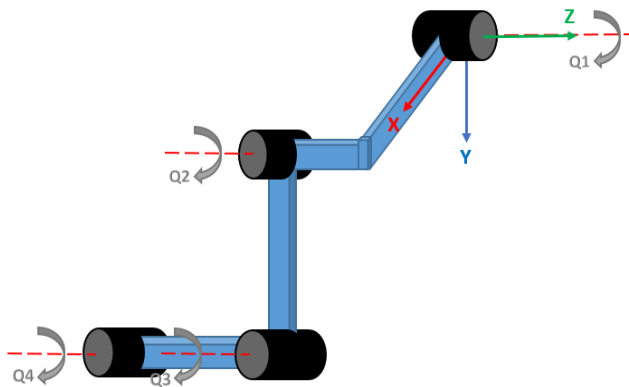


Fig.11. Articulaciones del Exoesqueleto.

Tabla 4 Parámetros D-H.

Nro.	θ_i	d_i	a_i	α_i
1	q_1	0	l_1	-90°
2	$q_2 + 90^\circ$	d_1	l_2	0
3	$q_3 + 90^\circ$	0	l_3	0
4	q_4	l_2	0	0

De acuerdo al método de Denavit-Hartenberg, proveniente de la rotación del eje 'z', seguido de una traslación en el mismo eje y seguido del eje 'x'; dicha ecuación es la siguiente:

$${}^{i-1}A_i = \begin{bmatrix} \cos(\theta_i) & -\cos(\alpha_i) \sin(\theta_i) & \sin(\theta_i) \sin(\theta_i) & a_i \cos(\theta_i) \\ \sin(\theta_i) & \cos(\alpha_i) \cos(\theta_i) & -\sin(\theta_i) \cos(\theta_i) & a_i \sin(\theta_i) \\ 0 & \sin(\alpha_i) & \cos(\alpha_i) & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.0)$$

A continuación, se procede a reemplazar los parámetros DH en la matriz expresada para obtener las siguientes ecuaciones de transformación del desacoplo cinemático (Ecuaciones 3.1 a 3.6); las cuales inician con el actuador del hombro como la base del sistema de lazo abierto, para el movimiento de abducción – aducción.

$${}^0A_1 = \begin{bmatrix} \cos(q_1) & 0 & -\sin(q_1) & l_1 \cos(q_1) \\ \sin(q_1) & 0 & \cos(q_1) & l_1 \sin(q_1) \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

$${}^1A_2 = \begin{bmatrix} -\sin(q_2) & 0 & \cos(q_2) & -l_2 \sin(q_2) \\ \cos(q_2) & 0 & \sin(q_2) & l_2 \cos(q_2) \\ 0 & 1 & 0 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

$${}^2A_3 = \begin{bmatrix} \sin(q_3) & \cos(q_3) & 0 & l_3 \sin(q_3) \\ -\cos(q_3) & \sin(q_3) & 0 & -l_3 \cos(q_3) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.3)$$

$${}^3A_4 = \begin{bmatrix} -\sin(q_4) & -\cos(q_4) & 0 & -l_4 \sin(q_4) \\ \cos(q_4) & -\sin(q_4) & 0 & l_4 \cos(q_4) \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.4)$$

Relacionando las matrices expresadas del desacoplo cinemático para conocer la posición y orientación del extremo operativo del robot con respecto a su base.

$$T = {}^0A_1 * {}^1A_2 * {}^2A_3 * {}^3A_4 \quad (3.5)$$

$$T = \begin{bmatrix} R_{3 \times 3} & P_{3 \times 1} \\ 0_{1 \times 3} & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} T_{11} & T_{12} & T_{13} & T_{14} \\ T_{21} & T_{22} & T_{23} & T_{24} \\ T_{31} & T_{32} & T_{33} & T_{34} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.6)$$

La matriz T representa las ecuaciones cinemáticas que relacionan la base del exoesqueleto entre actuador de abducción-aducción del hombro, con el extremo operativo del actuador de la muñeca. Teniendo en cuenta los parámetros mencionados, se procede al cálculo cinemático en Matlab; realizando una programación de cajas cinemático de cadena abierta expuesto en la Figura 7.

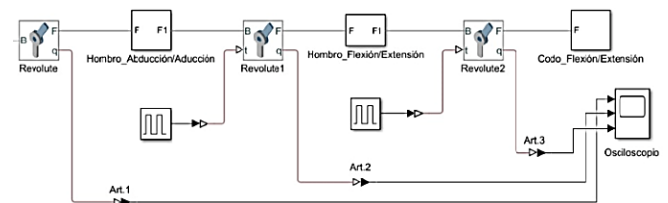


Fig.12. Programación de bloques de cadena abierta.

En el control del exoesqueleto, se requiere diversos sistemas; en los cuales deben aplicarse correctamente los algoritmos de control de movimiento para cada actuador, sensor y fuerzas en el diseño; por lo cual, mediante el software Solidworks, se aplicó un emallado de cálculo de elemento finito sobre toda la superficie; y determinando una condición de frontera en la geometría fija de los dos eslabones, los cuales resisten una fuerza simulada de 64.74N de acuerdo a lo reportado en [7] que es aplicada a los largo de las secciones de estudio, en función dinámica del cuerpo y realizándose diferentes simulaciones del comportamiento mecánico del brazo con el fin de obtener los torques máximos necesarios para mover cada articulación de los valores obtenidos de [9] y empleando una velocidad máxima para el giro de cada articulación de 25% para ser capaz de levantar parcialmente el miembro superior de aproximadamente 58 Kg.

La simulación manifestó las funciones de cada actuador y se pudo visualizar en el osciloscopio, posteriormente el exoesqueleto se renderizó, donde se tuvo en consideración cada parámetro necesario; en dicha simulación, el sistema fue colocado en el brazo izquierdo de un paciente en un área de rehabilitación asistida habitual.



Fig.14. Vista lateral del exoesqueleto simulado en un paciente.

En el software de simulación, se procedió a insertar el modelo 3D y renderizado dentro del área de trabajo implementado en la Figura 9. En la que dentro de la ejecución de la simulación, el diseño del exoesqueleto, logró realizar los movimientos de abducción-aducción del hombro adecuadamente; así como el de flexión-extensión con la velocidad adecuada según los estándares de rehabilitación médica. En el modelado final se mantuvo los estándares de las prótesis ortopédicas médicas según las normativas **ISO 10993-16:2017**, la cual brinda un estándar de principios toxico-cinéticos relevantes para dispositivos médicos en contacto directo con el paciente, tales como el exoesqueleto modelado en el presente trabajo; por lo cual se recomienda el uso de los siguientes modelos de componentes representados en la siguiente tabla:

Tabla 5 Componentes mecánicos del exoesqueleto.

Componente	Cantidad
Motor EC de tipo Flat, Maxon	4
Controlador ESCON Module 50/8 HE4Q	4
HFUC-17-100-2UH	1
HFUC-25-100-2UH	1
HFUC-17-50-2UH	1
HFUC-14-30-2UH	1
Tarjeta STM32F103C8T6	1
Sensores de Presión FSR	6
Convertidor de Voltaje DC-DC Step-Up	1

IV. RESULTS, CONCLUSION AND FURTHER WORK

La simulación del diseño permitió concretar el objetivo del trabajo, presentando una alternativa funcional liviana y de bajo costo para la rehabilitación asistida en pacientes adultos. Finalmente como actualización a futuro en el trabajo, se trabajaría en una optimización en el sistema de sujeción entre el exoesqueleto y el paciente para una mayor ergonomía, además de una interfaz por aplicativo móvil, para brindar una mayor personalización de uso.

ACKNOWLEDGMENT

Gracias a la Escuela de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Ricardo Palma, a nuestras familias y a todas aquellas personas, que de alguna u otra manera han contribuido en el logro de este proyecto.

REFERENCES

- [1] Vecino Torres, R., Durán López, L.,..., Domínguez Morales, M. (2022). Exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior. En M. Domínguez Morales (Ed.), Sinergias en la investigación en STEM (pp. 237-240). Alcoy (Alicante, España): 3ciencias.
- [2] Avila Chauranu, R., Prado Leon, L., & Gonzalez Muñoz, E. Dimensiones Antropométricas, población Latinoamericana, Mexico-Cuba-Colombia-Chile-Venezuela. Guadalajara; Centro de Investigación en Ergonomía (1999).
- [3] Lugo Villeda, M. (2007). Diseño robótico de un exoesqueleto pediátrico de miembro superior basado en criterios clínicos y antropométricos para análisis de movimiento y rehabilitación. XV COMROB 2013, FACULTAD DE ELECTROMECHANICA, 9.
- [4] Montenegro-Meza, M., Lugo Villeda, M., Nuñez Nalda, J., Gonzalez Trigueros, R., & Zaldivar Colado, U. (2013). Análisis y diseño de un prototipo virtual de tipo exoesqueleto para rehabilitación de codo. XV COMROB 2013, FACULTAD DE ELECTRO
- [5] Castel, E., & Benazet, J. (2002). Fracturas y Traumatismos del Hombro. EMC - Tratado de Medicina Volume 6, 7.
- [6] Sosa-Méndez, D., Arias-Montiel, M. Y., & Lugo-González, E. (2017). Diseño de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación del hombro. Revista mexicana de ingeniería biomédica, 38(1), 330-342.
- [7] Ciaffaroni Castro, D., Cucco, A., Dellatorre, L., Mazzone, J., & Bazán, N. (2011). Estimación del peso total en personas amputadas en miembros inferiores. ReCAD - Revista electrónica de Ciencias Aplicadas al Deporte, Vol. 4, N°13, 7.
- [8] Ávila Chaurand, R., Prado León, L. R. y González Muñoz, E. L. (2007). Dimensiones Antropométricas de Población Latinoamericana. Guadalajara, Jal: Universidad de Guadalajara, Centro de Arte, Arquitectura y Diseño.
- [9] Peña Rivera, J. M. Diseño de los miembros superiores de un exoesqueleto de cuerpo completo para incrementar la capacidad de carga de la persona. (2021).
- [7] Chávez Cardona, Manuel Alejandro, Rodríguez Spitia, Felipe, & Baradica López, Asfur. (2010). EXOESQUELETOS PARA POTENCIAR LAS CAPACIDADES HUMANAS Y APOYAR LA REHABILITACIÓN. Revista Ingeniería Biomédica, 4(7), 63-73. Retrieved July 01, 2022, from http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1909-97622010000100008&lng=en&tlng=es.
- [8] López, R., Aguilar, H., Salazar, S., Lozano, R., & Torres, J. A. (2014). Modelado y Control de un Exoesqueleto para la Rehabilitación de Extremidad Inferior con dos grados de libertad. Revista Iberoamericana De Automática E Informática Industrial, 11(3), 304-314. <https://doi.org/10.1016/j.riai.2014.02.008>
- [9] Vecino Torres, R., Durán López, L.,..., Domínguez Morales, M. (2022). Exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior. En M. Domínguez Morales (Ed.), Sinergias en la investigación en STEM (pp. 237-240). Alcoy (Alicante, España): 3ciencias.
- [10] Nariño Lescay, Rosmery, Alonso Becerra, Alicia, & Hernández González, Anaisa. (2016). ANTROPOMETRÍA. ANÁLISIS COMPARATIVO DE LAS TECNOLOGÍAS PARA LA CAPTACIÓN DE LAS DIMENSIONES ANTROPOMÉTRICAS. Revista EIA, (26), 47-59.
- [11] Montesinos-Correa, Hortencia. (2014). Crecimiento y antropometría: aplicación clínica. Acta pediátrica de México, 35(2), 159-165. Recuperado en 02 de julio de 2022.
- [12] Aristizábal, Juan Carlos, Restrepo, María Teresa, & Estrada, Alejandro. (2007). Evaluación de la composición corporal de adultos sanos por antropometría e impedancia bioeléctrica. Biomédica, 27(2), 216-224. Retrieved July 01, 2022.
- [13] De León MDL, Muñoz MMG, Ochoa C. La antropometría en el reconocimiento del riesgo cardiovascular. RCAN. 2017;27(1):167-188.