

Diseño mecánico y eléctrico de un exoesqueleto de codo, antebrazo y mano.

A. Anzueto¹, A. Catañeda¹, E.D. De la Rosa¹, A. A. Sánchez², A. Fuentes²

¹ Unidad Profesional Interdisciplinaria de Ingeniería y Tecnologías Avanzadas, IPN-UPIITA

²UPIITA-IPN Alumnos

Resumen—En este trabajo se presenta el diseño de un exoesqueleto para el miembro superior. Se ha considerado el antebrazo, los dedos índice y pulgar teniendo como meta cubrir sus espacios de trabajo. El exoesqueleto se conforma de dos subsistemas; el primero es la parte mecánica, la cual consta del diseño de la estructura y la selección del material. El segundo es el electrónico y está compuesto de sensores de posición, actuadores y la tarjeta STM32F4 discovery, la cual se encarga de la adquisición de las señales proveniente de los sensores, las procesa y genera las señales de control para los actuadores.

El diseño de la estructura, la elección de sensores y actuadores se realizaron con base en la biomecánica del miembro superior considerando sus espacios de trabajo y par de las articulaciones que lo componen.

Las gráficas obtenidas de los sensores colocados en el exoesqueleto determinan que se logra cubrir el espacio de trabajo de los dedos índice y pulgar demostrando de esta manera la eficiencia del sistema desarrollado.

Los resultados obtenidos en el trabajo dan la perspectiva de que este sistema pueda ser utilizado en una interfaz háptica que ayude a la persona a realizar rutinas de rehabilitación.

Palabras clave—Exoesqueleto, CAD/CAM, antropometría, diseño mecánico.

I. INTRODUCCIÓN

En este trabajo se expone el diseño de un exoesqueleto que permita los movimientos en la articulación del codo y la flexión-extensión en el primer y segundo dedo. Con los movimientos en las falanges es posible sujetar un objeto, con el movimiento de pronación-supinación en el codo se logra rotar y con flexión y extensión levantarlo. En otros trabajos se han considerado los movimientos en la articulación de hombro y codo, ejemplos de ellos son: Universal Exoskeleton Arm [1] con 4GDL (grados de libertad) y ArMinIII [2] con 5 GDL, mientras que el ULERD [3] un exoesqueleto de muñeca y codo, únicamente cuenta con 2. A diferencia de los modelos anteriores, que cuentan con un joystick como efector final, el diseño aquí propuesto involucra el movimiento el primer y segundo dedo, teniendo de esta manera una rehabilitación más integral en el miembro superior.

Este diseño se dividió en dos partes, mecánica y eléctrica. Para el diseño mecánico hay una gran variedad de herramientas CAD/CAM que nos facilitan el trabajo, por mencionar algunas CATIA, AutoCAD y Solid Works, siendo esta última la utilizada en este trabajo; y métodos de manufactura que favorecen al prototipado rápido, como lo es la impresión en 3D. Hay muchos tipos de materiales que se usan en la impresión 3D, sin embargo, se suelen usar los

termoplásticos, por ejemplo el PLA y ABS, debido a que son materiales ligeros, tienen una alta resistencia y de bajo costo[4].

Existen dos categorías para el diseño de exoesqueletos, los portátiles y los no portátiles. En este trabajo se diseñará un exoesqueleto portátil el cual debe estar restringido en su peso y dimensión debido a que el usuario es quien cargará con él y se debe evitar la fatiga. Teniendo estas restricciones el exoesqueleto, posee tantos grados de libertad en comparación con los exoesqueletos no portátiles.

Para el diseño eléctrico se considera la elección de sensores, actuadores y la tarjeta de control. Un parámetro importante a medir es la posición entre dos eslabones, para esta tarea se eligieron como sensores a los potenciómetros. Es común utilizarlos debido a su bajo costo, su linealidad y que no hay necesidad de una etapa de acondicionamiento, sin embargo, tienen como desventaja su baja precisión y que para cada potenciómetro se tienen parámetros diferentes lo cual obliga a caracterizarlos de forma independiente [5].

Para medir los dos movimientos en la articulación del codo se utiliza un acelerómetro que viene integrado en la tarjeta STM32F4 discovery, la cual se elige debido a que tiene 12 bits de resolución y que trabaja a una frecuencia de 100MHz[6].

Para la elección de los actuadores se considera la posición y el movimiento que va a asistir. En el codo se eligieron motores de DC con caja de engranes planetarios debido a que este tipo de engranaje entregan un alto torque y baja inercia. La diferencia entre los actuadores que asisten en los movimientos del codo es el torque, siendo mayor en el movimiento de flexión y extensión. Para el movimiento en los dedos se utilizaron motores de dimensiones pequeñas con cajas de engranes lineales debido a que el espacio para su colocación es reducido.

La unión de las partes anteriores genera el exoesqueleto. Las partes de diseño y electrónica serán detalladas en las siguientes secciones.

II. DISEÑO DEL EXOESQUELETO

Para la construcción del exoesqueleto es necesario realizar un diseño mecánico y electrónico basándose en la antropometría y goniometría del brazo de un adulto mexicano promedio [7]. Primeramente se presenta el diseño mecánico para continuar con el diseño electrónico.

Las características consideradas en este proyecto son:

- ✓ 2 GDL en la articulación del codo.

- ✓ 1 GDL en los dos primeros dedos de la mano (pulgarc, índice).
- ✓ Un mecanismo de retroalimentación de fuerzas para el antebrazo y la posición perteneciente a primer y segundo dedo.

Para el desarrollo del exoesqueleto se siguió la siguiente metodología:

1. Antropometría y goniometría (dimensiones de la extremidad superior, rango de movimiento de cada articulación).
2. Capacidades de par para cada movimiento.
3. Espacio de trabajo.
4. Elección de sensores y actuadores
5. Diseño mecánico del exoesqueleto de mano.
6. Diseño mecánico del exoesqueleto de antebrazo.

El diseño mecánico del exoesqueleto consta de dos etapas. En la primera se diseña la parte correspondiente a la mano y es necesario conocer su largo, ancho y las longitudes de las falanges. En el caso del antebrazo, que fue la segunda etapa, es necesario conocer su longitud y diámetro; cubriendo con esto el primer paso de la metodología de diseño.

Para los movimientos de la articulación del codo se han considerado los rangos de 0-90° para pronación-supinación y 0-145° para flexión-extensión. De forma análoga para las falanges se tiene un rango de 0-110° para las articulaciones metacarpo-falángicas y la falange media sobre proximal; de 0-60° para la articulación de la falange distal sobre la media.

Como segundo punto de la metodología se tiene la consideración de par de cada movimiento [8], para poder seleccionar el torque de los actuadores en cada articulación. Ver Tabla I

TABLA I PARES QUE PUEDE EJERCER EL MIEMBRO SUPERIOR	
Movimiento	Par
Flexión - Extensión	72.5 N-m.
Pronación - Supinación	9.1 N-m.
Flexión falange proximal	370-500 N-cm
Flexión falange media	120-289 N-cm
Flexión distal	40-85 N-cm

El tercer paso es conocer el campo de trabajo del miembro superior para hacerlo coincidir con el exoesqueleto. La metodología de Denavith-Hartenberg es aplicada para conocer la cinemática directa del miembro superior y comprobar la coincidencia de los espacios de trabajo.

Las Ec. (1) y (2) representan la posición (X_f, Y_f) de la yema del dedo, q₁ es el ángulo presente articulación metacarpofalángica, q₂ y q₃ son los ángulos de las articulaciones interfalángicas. Las longitudes de las falanges proximal, medial y distal se representan con los términos FP, FM, FD respectivamente.

$$X_f = FP \cos q_1 + FM \cos(q_1 + q_2) + FD \cos(q_1 + q_2 + q_3) \quad (1)$$

$$Y_f = FP \sin q_1 + FM \sin(q_1 + q_2) + FD \sin(q_1 + q_2 + q_3) \quad (2)$$

Mientras que en Ec. (3) y (4) se presenta la posición (X_b, Y_b) de la muñeca, donde q₁ es el ángulo de flexión del brazo y LB su longitud del codo a la muñeca.

$$X_b = LB \cos(q_1) \quad (3)$$

$$Y_b = LB \sin(q_2) \quad (4)$$

La gráfica en la Fig. 1 representa la posición del efector final (falange distal) al evaluar las Ecu. (1) y (2) en los ángulos de cada articulación, dentro de su rango anatómico en intervalos de 10°. Realizando el mismo proceso para el brazo y antebrazo se obtiene la gráfica de la Fig. 2.

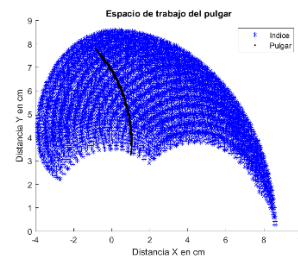


Fig. 1. Espacio de trabajo entre el dedo índice y pulgar

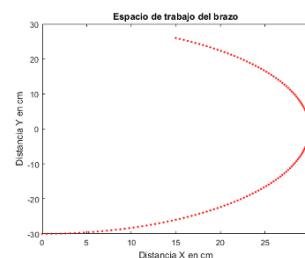


Fig. 2. Espacio de trabajo del brazo delimitado para el proyecto

Siguiendo con la metodología el cuarto paso es la elección de sensores, como ya se ha mencionado las características a considerar son su linealidad, ligereza y que no impidan el libre movimiento de los dedos.

Teniendo en cuenta estas condiciones se optó por el uso de potenciómetros taper B[9] para medir la posición en las articulaciones de la mano. Se realizó su caracterización construyendo un goniómetro que se encontraba restringido al campo de trabajo de un potenciómetro de 0-300° y se realizaron mediciones en intervalos de 20°, la gráfica obtenida se muestra en la Fig. 3

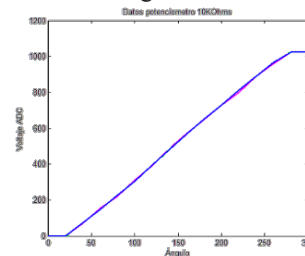


Fig. 3. Respuesta ángulo contra voltaje del potenciómetro

Usando el método de mínimos cuadrados se obtuvo una ecuación de primer orden, Ec. (5), que describe la recta del comportamiento del potenciómetro.

$$\text{Ángulo} = (0.25) V_{adc} + 22.24 \quad (5)$$

En el exoesqueleto se miden 3 posiciones angulares; para el dedo índice son las articulaciones proximal y medial, y para el dedo pulgar la articulación proximal, cada una de ellas tiene asociado un potenciómetro y se les aplica la Ec. (5). La cual es implementada en la tarjeta STM32F4 discovery.

Los ángulos alfa y beta, mostrados en Fig. 4, nos ayudan a determinar la posición del antebrazo y sus ecuaciones son: Ec. (6) y (7) respectivamente. Para su cálculo es necesario conocer las aceleraciones en X, Y y Z estas aceleraciones se han medido con el acelerómetro integrado en la tarjeta STM32F4 discovery. El ángulo α es el ángulo referido a la flexión-extensión del brazo. Mientras que β es referido a la pronación-supinación y su diagrama de cuerpo libre se encuentra en Fig. 4. Se consideró al dorso de la mano como el punto de sujeción del acelerómetro.

$$\alpha = \tan^{-1} \frac{\sqrt{Z^2 + Y^2}}{X} \quad (6)$$

$$\beta = \tan^{-1} \frac{Y}{Z} \quad (7)$$

Cuando la sumatoria cuadrática en Ec. (6) es 0 representa que el brazo se encuentra en posición anatómica y únicamente existe componente de aceleración en el eje X, por lo tanto, alfa es igual a 0° y beta en Ec. (7) tiende a infinito.

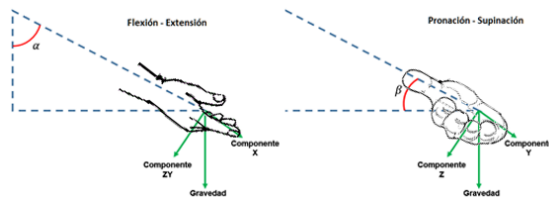


Fig. 4 Diagrama de cuerpo libre del acelerómetro

El quinto paso en la metodología es la elección de los actuadores para los cuales se considera el torque y el tamaño. Para la mano se seleccionaron "micromotorreductores" [10], con un torque máximo de 1Kg*cm a una corriente de 1.2A. De igual manera para la articulación del codo se seleccionaron dos motores con caja reductora [11], cuyas características se engloban en la Tabla II.

Como último paso en la metodología se tiene el diseño de las piezas del exoesqueleto, para ello se utilizó el software CAD Solid Works y para la construcción se consideró el termplástico ABS.

Se diseñó un mecanismo de ayuda para el movimiento de extensión de los dedos. Este mecanismo consiste en 4 eslabones, que son jalados por un cable que va hacia una polea acoplada a un motor. Cuando los motores son

energizados extienden los dedos, de manera contraria el peso de las falanges los flexiona.

TABLA II
CARACTERÍSTICAS DE LOS MOTORES DE LOS MOVIMIENTOS DEL CODO

	Torque máximo	Corriente máxima	Voltaje de operación	Peso
Movimiento de flexión-extensión (codo)	50 Kg*cm	1.2A	12V	193gr
Movimiento de pronación-supinación(Codo)	18.2 Kg*cm	1.2A	12V	193gr

Para elegir el diámetro de la polea se toma en consideración el torque del motor y la fuerza que se desea transmitir a la falange medial. La Ec. (8) se utiliza para calcular dicha fuerza. El diseño de este mecanismo se puede observar en Fig. 5

$$F = \frac{\tau (\text{Torque del motor})}{r (\text{Radio de la polea})} \quad (8)$$

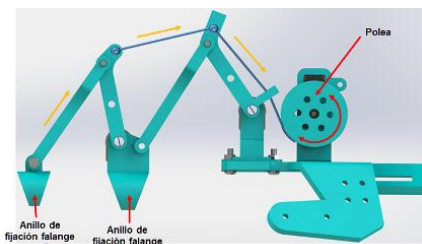


Fig. 5. Mecanismo de retroalimentación de fuerza.

En Fig. 6 se muestra el mecanismo para la retroalimentación en el movimiento de pronación-supinación el cual ayuda al usuario a realizar dicho movimiento. El mecanismo está constituido por una polea acoplada a un motor y un rodamiento que se une a la polea por medio de un cable tensor. Cuando el motor se mueve hace que el rodamiento, sujeto al antebrazo, transmita un movimiento de forma inversa.

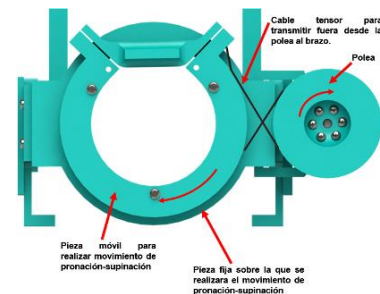


Fig. 6. Mecanismo pronación-supinación.

El rodamiento diseñado consta de 4 partes una pieza fija sobre la que se realizara la rotación (A) y dos piezas móviles que se acoplaran por medio de 3 tornillos. Una de las piezas móviles tendrá una ranura (B) por la cual pasara el cable tensor y este cable se fijara a la pieza 1 por medio de un tornillo. Vea Fig.7

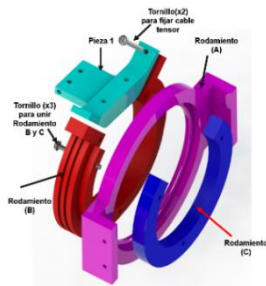


Fig. 7. Rodamiento

III. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Se diseñó el exoesqueleto de forma de que fuera adaptable a la longitud del antebrazo y lograr que la articulación del codo coincidiera con la del exoesqueleto. Además, cuenta con un mecanismo ajustable al diámetro del brazo, como se muestra en la Fig. 8.

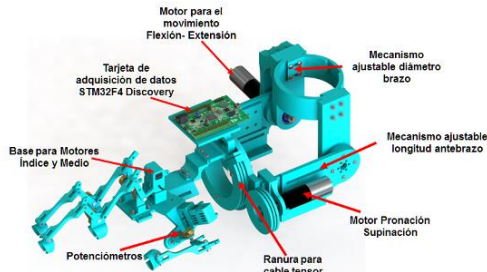


Fig. 8 Mecanismo de flexión-extensión

El motor en la articulación del codo es el encargado de transmitir fuerza al movimiento de flexión-extensión del brazo. Con el actuador seleccionado se puede levantar una masa de hasta 3Kg.

Una vez concluida la construcción del prototipo se procedió a capturar el movimiento utilizando el sistema de sensores del exoesqueleto. Se usaron las ecuaciones de cinemática directa y los datos capturados, para comprobar que el movimiento permitido por el exoesqueleto se encuentre dentro del espacio de trabajo del miembro superior.

En la figura 9 se presenta el espacio de trabajo del dedo índice. Los puntos en color verde representan todas las posiciones posibles según las Ec. (1) y (2), mientras que los puntos en color negro son las posiciones medidas por los sensores al realizar el movimiento de pinza. El porcentaje de error obtenido es del 4% el cual se obtuvo al calcular la media aritmética de las diferencias numéricas de cada uno de los puntos medidos contra los puntos simulados.

En figura 10 se representa los movimientos del codo, según las Ec. (3) y (4). Similar al dedo índice se compararon los puntos obtenidos con las ecuaciones contra los medidos por los sensores obteniendo un error del 1%.

IV. CONCLUSIONES

En este trabajo se presenta un exoesqueleto habilitado para realizar movimientos en la articulación del codo, agarre

tipo pinza y cilíndrico de la mano. En el diseño de estos dispositivos debe de existir una compatibilidad en el espacio de trabajo del miembro superior y el exoesqueleto para que el usuario pueda realizar los movimientos obtenidos de la biomecánica del miembro superior.

Los datos de las gráficas en las Fig. 9 y 10 demuestran que el exoesqueleto cumple con los espacios de trabajo, por lo tanto es viable utilizarlo en aplicaciones de rehabilitación y realidad virtual.

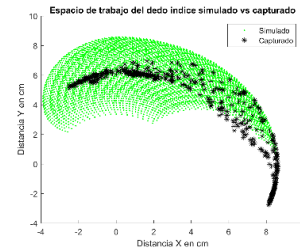


Fig. 9 Comparación del espacio de trabajo del dedo índice simulado contra el movimiento capturado del mismo.

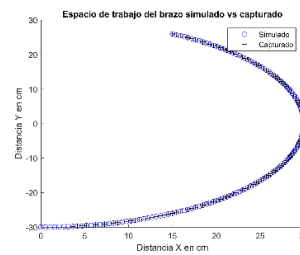


Fig. 10 Comparación del espacio de trabajo del codo simulado contra el movimiento capturado.

BIBLIOGRAFÍA:

- [1] S. Charoenseang and S. Panjan, "Universal Exoskeleton Arm Design for Rehabilitation", Journal of Automation and Control Engineering Vol. 3, No. 6, pp.492-497, December 2015.
- [2] V. Klamroth-Marganska, J. Blanco, K. Campen, A. Curt, V. Dietz, T. Eitlin, M. Felder, B. Fellinghauer, M. Guidali, and A. Kollmar, "Three-dimensional, task-specific robot therapy of the arm after stroke: a multicentre, parallel-group randomised trial," Lancet Neurol, vol. 13, no. 2, pp. 159-166, 2014
- [3] Zhibin Song, Shuxiang Gou, Muye Pang, Songyuan Zhang, Nan Xiao Baofeng Gao, Liwei Shi, "Implementation of Resistance Training Using an Upper-Limb Exoskeleton Rehabilitation Device for Elbow Joint", Journal of Medical and Biological Engineering, Vol 34, pp. 188-196, 2014.
- [4] E. Rocon, A. F. Ruiz, J. L. Pons, J. M. Belda-Lois, and J. J. Sánchez-Lacuesta. "Rehabilitation robotics: A wearable exo-skeleton for tremor assessment and suppression". In Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation, 2005.
- [5] I. G. Conde, "Descripción de Materiales", en Prototipado 3D con impresora de Hardware abierto, Universidad de Valladolid, p.p. 19-23.
- [6] C. D. Tood, P. E., W. T. Hardison, W. E. Galvan. "Construction Details and selection Guidelines" en The Potentiometer Handbook, Mc. Graw Hill p.p. 155-158.
- [7] STM32F4 Datasheet, http://dl.btc.pl/kamami_wa/stm32f4discovery_user_manual.pdf, [Revised September 2011].
- [8] Avila-Chaurand, R., Prado-León, L. R. y González-Muñoz, E. L., "Dimensiones Antropométricas, Población Latinoamérica", Ed. Universidad de Guadalajara, p.p. 111-123, 2001.
- [9] Thorsten A. Kern, "Characteristic Values movements", en Engineering Haptic Devices, Springer, p.p. 53
- [10] Datasheet, <https://www.sparkfun.com/datasheets/Components/General/R12-0-.pdf>
- [11] MicroGearMotor, Datasheet, <http://www.generationrobots.com/media/pololu-micro-metal-gearmotor-hp-product-sheet-100-1.pdf>, [Revised August 2015]
- [12] GearMotor Datasheet, http://www.phidgets.com/products.php?product_id=3268