

Órtesis mecánico-hidráulica para miembros superiores controlada por voz orientada al aumento de autonomía en actividades básicas diarias y rehabilitación de pacientes con cuadriplejia

Montufar, Claudia; Romero, Adriana; Santamaria, Carlos; Rios, Sebastian; Condor, Javier
Fundamentos de Biodiseño 2019 - 2, Ingeniería Biomédica PUCP-UPCH

Resumen— La cuadriplejia, lesión de la médula espinal en la que los nervios, del área afectada, que transmiten mensajes de movimiento y sensación desde el cerebro a partes del cuerpo se encuentran dañados, resulta en la pérdida de movilidad y sensibilidad en brazos y piernas, y con ello la pérdida de funcionalidad, reduciendo así la calidad de vida del afectado y quitándole total o parcialmente su autonomía para llevar a cabo actividades básicas de la vida diaria.

El objetivo de este estudio fue proponer el diseño y probar la funcionalidad de la órtesis mecánico-hidráulica para ayudar a la flexión y extensión del codo y muñeca. Primero, se desarrolló el módulo del codo, utilizando servomotores y un módulo de control por voz. Asimismo, se desarrolló el actuador de muñeca para permitir la flexión y extensión de esta. Por último, se elaboró un guante con imanes que permite levantar objetos de manera sencilla. Los resultados mostraron que el rango de movimiento ofrecido por el dispositivo fue de 70° a 100° para flexión y extensión del codo, y 39° a 62° para la muñeca.

Keywords— *Spinal cord injury, SCI, voice recognition orthosis, rehabilitation, tetraplegia, elbow joint, wrist joint.*

I. INTRODUCTION

La cuadriplejia se refiere a una lesión de la médula espinal en la que los nervios, de una área comprometida, que transmiten mensajes de movimiento y sensación desde el cerebro a partes del cuerpo se encuentran dañados, en lo que resulta en la pérdida de movilidad en los brazos y las piernas y la pérdida de la función en el control de la respiración, el intestino y la vejiga [1]. Es más probable que la lesión de la médula espinal ocurra en el cuello en C5 a C7. En términos generales, cuanto más alta la lesión, más extenso será el daño [2].

La cuadriplejia post-traumática tiene consecuencias realmente graves que, si bien se manifiestan a mayor proporción en el aspecto físico, con la aparición de úlceras por presión, espasticidad, disreflexia autonómica, y pérdida de control de la mayor parte del cuerpo; también se encuentran en el aspecto psicológico-social, y económica-laboral, ya que solo el 16% de las personas con una lesión medular retoman algún tipo de actividad laboral. Esto sumado con los nuevos gastos que incluyen la rehabilitación, medicamentos, entre otros, afectan significativamente en la economía. La localización y la gravedad de la lesión influyen sobremedida en los costos: las lesiones situadas en las partes superiores de la médula espinal (causantes de tetraplejia en vez de paraplejia) entrañan costos más elevados [3], siendo el gasto estimado

(contextualizado en España, 2017) en el primer año para pacientes con tetraplejia alta (C1–C4) de \$1,102,403 [4].

Estudios actuales muestran que entre el 50% y el 30% de las lesiones medulares son tetraplejas, mientras estudios precedentes muestran proporciones superiores al 90% de parapléjicos, esto evidencia el considerable incremento en el número de pacientes con tetraplejia, lo cual se explica porque la supervivencia de estos sujetos ha aumentado debido a la mejora de la asistencia en los primeros auxilios [5]. O'Connor PJ. En un estudio realizado el 2005, predecía un incremento de un 143% en casos de tetraplejia incompleta del año 1997 para el año 2021 [6]. Según los datos de NSCISC en EEUU (2011) se estimó una incidencia anual de 40 casos por millón de habitantes con aproximadamente 12.000 nuevos casos cada año [7]. Para el año 2018, la tetraplejia incompleta fue la categoría neurológica más frecuente con un 47.2% de incidencia, mientras que la tetraplejia completa tuvo una incidencia del 11.5%. [4].

La movilidad de los miembros superiores es crucial para la realización de actividades de la vida diaria, esta se ve afectada total o parcialmente en pacientes con cuadriplejia. Adicional a ello, la espasticidad es uno de los principales problemas que afecta a personas con lesiones vertebro-medulares, con una incidencia de 65% al 78% en esta población [8]. Esta afección es generalmente tratada con ejercicios de estiramiento y el uso de férulas u ortesis que previenen el riesgo de contractura permanente de las articulaciones.

Debido a la inmovilidad de miembros superiores, un año después de lesionarse, solo un 12% de las personas con SCI tienen empleo, esto evidencia el grado de impacto que tiene la lesión en el estado económico del sujeto; dicho impacto se ve incrementado cuando la lesión afecta la funcionalidad motora de miembros superiores. Del mismo modo, la autonomía del sujeto en la realización de actividades básicas de la vida diaria (ABVD) se ve crucialmente afectada, llegando en algunos casos a la total dependencia de un tercero para realizarlas.

En concreto, para el tratamiento del acortamiento musculotendinoso existen dispositivos biomédicos, tanto en el mercado como en desarrollo, destinados a mejorar el proceso de rehabilitación y permitirle al paciente recuperar cierto nivel de autonomía en sus actividades de la vida diaria (AVD).

Por un lado existe *JAECO Orthopedic Wrist Driven Flexor Hinge*, un ortésico destinado a personas con cuadriplejía o diplejía en extremidades superiores que consiste de un sistema mecánico capaz de producir un movimiento de flexión de la muñeca a partir de una pequeña cantidad de fuerza extensora [11].

Luego, otro producto disponible en el mercado es el *SAEBO GLOVE Bionic*. Su funcionamiento consiste en el movimiento de flexión estimula los extensores del glove, un dispositivo en forma de guante con cuerdas de tensión que amplifica el efecto de presión pasiva que se genera al extender la muñeca por el acortamiento de los flexores en los dedos (efecto tenodesis) [14].

En desarrollo, existe el diseño de una manga de codo de robótica blanda controlada por EMG que es capaz de mover la articulación de forma controlada por medio de sensores de electromiograma. La señal EMG es detectada por el sensor, dicha señal es enviada al microcontrolador, el cual envía una orden a los actuadores para que realicen el movimiento. Esta manga consta de dos tipos de actuadores neumáticos: el de flexión, hecho de Dragon Skin 20, que permite el giro de la articulación aproximadamente 90 grados; y el de extensión, hecho de fibra de nylon, que amortigua el movimiento de retorno a la posición inicial. [12]

Finalmente, otro diseño enfocado en robótica blanda consiste de una manga de muñeca hecha con un actuador neumático impreso en 3D. Esta manga es capaz de flexionar la muñeca cuando la presión del actuador aumenta y extenderla cuando la presión disminuye. El actuador se encuentra impreso en TPU con una banda limitadora de tensión de NinjaFlex [15].

En la actualidad, se está implementando el uso de robótica blanda ya que los complejos sistemas han evolucionado en tecnología de bajo costo y con diseños estéticamente agradables [10].

El mayor inconveniente de estos dispositivos es el alto costo, el bajo nivel de ergonomía y la poca capacidad de modularidad que presentan los productos. Además de ello, cabe destacar que ninguno de los diseños mencionados se encuentra específicamente creado para pacientes con lesiones medulares en la C5 y C6, por lo que es necesaria una alternativa destinada a usuarios con estas características.

Por ello, se presenta el exoesqueleto integral de extremidades superiores, un dispositivo que consta de tres partes, la primera es un sistema mecánico que le permite al paciente mover el codo mediante un mecanismo de servomotores controlados por un módulo de reconocimiento de voz. La segunda es un mecanismo hidráulico compuesto por dos módulos blandos impulsados por un sistema con fuente de alimentación portable; este módulo se controla mediante un sensor de EMG ubicado en la zona residual con mayor cercanía. La tercera es un módulo secundario que

consiste en un guante, con el objetivo de que el usuario pueda levantar y sostener objetos.

II. ESPECIFICACIONES DE DISEÑO

El sistema está constituido por tres módulos, los dos principales permiten la flexoextensión de codo y muñeca, mientras que el tercer módulo (secundario) posibilita el levantamiento de diferentes objetos, esto varía de acuerdo al aditamento que se emplee.

A. Módulo de codo

Este módulo consta de una estructura articulada acoplable a la extremidad superior del paciente; impulsada por dos servomotores MG996R Tower Pro y dos cuerdas de nylon, activada por un sensor de analógico de activación por voz, voice recognition v2, y controlada por un microcontrolador Arduino UNO R3. La estructura se encuentra compuesta por dos aros de radio 14 y 10 cm, mismo grosor de 3cm, dos barras de antebrazo de entre 20 cm y dos barras en el brazo con 22cm en las que se ubican los servomotores, en compartimientos de 58cm de largo, 34cm de alto y 22cm de ancho. La estructura se encuentra recubierta con tela de algodón para la ergonomía del diseño, y a la vez por dentro de los aros tiene cinta de neopreno para aumentar la comodidad y también rellenar los espacios que se dejan al poner el brazo dentro del módulo. De otra forma, no podría adaptarse a cualquier tamaño de extremidad superior.

La cuerda de nylon se sujeta a las barras por unos pequeños agujeros diseñados para que el servomotor pueda, por medio de la tensión generada, mover la articulación.

El funcionamiento de este módulo inicia con la señal detectada por el sensor de activación por voz. Dicha señal es enviada al microcontrolador, el cual, al procesar la palabra clave, emite la orden de movimiento a los servomotores. Una vez iniciado el movimiento de los servomotores, se llevará a cabo el movimiento de la articulación debido a la tensión generada por las cuerdas de nylon.

El módulo cumple con ser ergonómico, se adapta a cualquier tamaño de brazo debido al recubrimiento de algodón; no resulta invasivo, el módulo se posiciona externamente; evita el acortamiento muscular, le otorga los grados de movimientos necesarios para los ejercicios de la terapia ocupacional al usuario (funcionalmente en el codo 90°, y en la muñeca un rango de 40°) [13]; es versátil, se adapta a cualquier usuario con lesión medular por debajo de la C5-C6; facilita el movimiento, le devuelve al paciente el movimiento de la articulación del codo; y es modulable, sus componentes son fácilmente reemplazables.

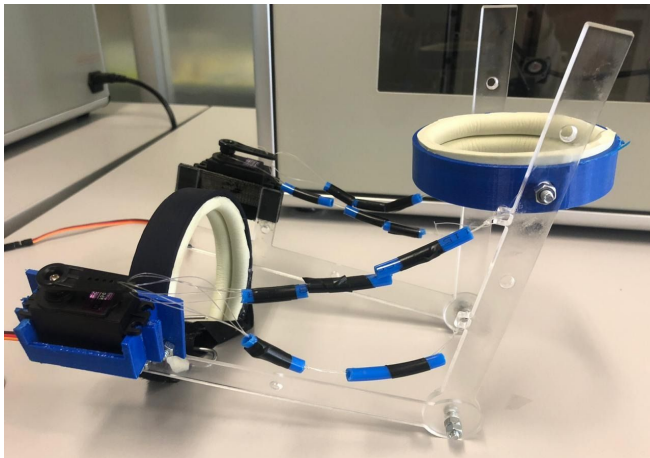


Figura 1. Módulo de flexión-extensión de codo

B. Módulo de muñeca

Este módulo consta de un actuador hidráulico de flexión-extensión de muñeca. Dicho actuador, ubicado entre la palma de la mano y el brazo, al ser inflado por una presión hidráulica ejerce un toque que realiza una extensión de la mano en un ángulo de hasta 90 grados. Este módulo, adicionalmente, posee una lámina limitadora de tensión de cartón prensado en la base; lo que permite que el actuador, después de ser inflado, vuelva a su estado inicial, produciendo a su vez una fuerza opuesta a la inicial que regresa la mano a su posición extendida.

El actuador es llenado o vaciado con una jeringa que se acciona por un sistema de servomotor, el cual a su vez es activado mediante señales de audio. Utilizamos el módulo de voz del módulo primario que puede almacenar hasta 5 palabras clave, de las cuales dos se utilizan para levantar o bajar la muñeca. Al ser activado el servomotor se estimula el efecto tenodesis, este es una presión pasiva que se consigue al extender la muñeca gracias al acortamiento de los flexores de los dedos. De forma que cuando el paciente realiza la operación de subir se extiende la muñeca y por dicho efecto se estimulan los flexores, asimismo, al dar el comando de bajar el servo permite la flexión de la muñeca y se estimulan los extensores de los dedos.

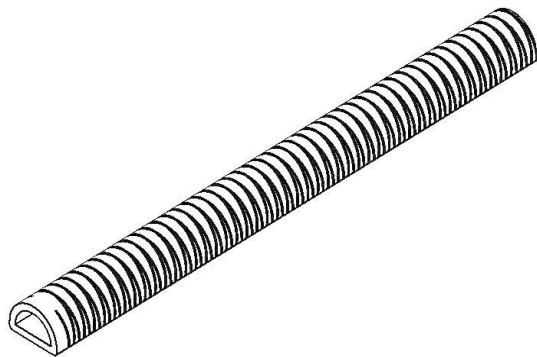


Figura 2. Actuador hidráulico de muñeca

C. Módulo secundario de mano

El módulo secundario consta de tres partes, un guante de algodón delgado, un objeto de uso cotidiano (cepillo de dientes, cuchara, peine) y una base, todas adaptadas con imanes que le permiten al usuario realizar AVD fundamentales, como comer, autónomamente.

El guante contiene dos imanes, uno en la parte de la palma, que le permite al usuario llevar el objeto a la mano y otro en el dedo pulgar, que permite el movimiento de pinza para sujetarlo.

Por otro lado, el objeto adaptado consta de tres imanes, uno que se adhiere al pulgar, otro que es atraído al imán de la palma de la mano y, finalmente, el último imán que se encuentra en la parte trasera del objeto y es atraído hacia la base, la cual también contiene un imán, con el objetivo de que el usuario pueda soltar el objeto fácilmente.

III. DISEÑO DEL DISPOSITIVO

A. Módulo de codo

Para fabricar el soporte rígido del codo se utilizó el filamento PLA (1.75 mm). Se implementaron secciones rectangulares finas hechas de acrílico, obtenidas por corte láser, los cuales participan en el movimiento de flexión y extensión del codo a partir de dos servos.

Se fabricaron tres discos, en base al radio de curvatura de un brazo promedio, impresos en PLA. La parte interior del brazo se encuentra recubierta con cinta de neopreno, la cual funciona como almohadilla; y a su vez llena el espacio sobrante entre el brazo y el disco. Estos discos están unidos entre sí por láminas de acrílico y sirven de soporte, junto con una estructura impresa en PLA, de los servomotores.

El módulo está unido por tornillos m4*12 y m4*16 y tuercas m5 para asegurar que el dispositivo esté fijo.

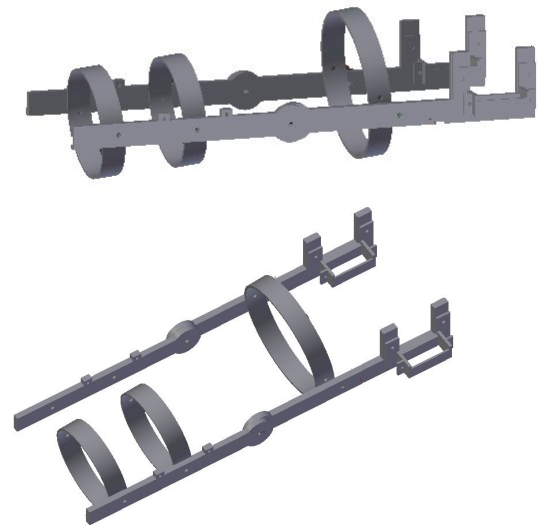


Figura 3. Módulo de flexo-extensión de codo

Como sistema de control se utilizan dos servomotores y un módulo de voz Voice Recognition v2., ambos dispositivos conectados a un Arduino UNO. El sistema de voz se encuentra programado para encender y apagar los servomotores, mediante dos palabras claves, “flexión” y “extensión”; al recibir la señal de encendido del módulo de voz, los servomotores giran, con el objetivo de enrollar el hilo de nylon y así lograr la flexión del brazo.

B. Módulo de muñeca

El actuador hidráulico de flexo-extensión de muñeca se fabricó a base de Dragon Skin 00-30, Ecoflex 00-30, hilo de nylon y una lámina de cartón prensado. El proceso de fabricación se realizó en tres etapas; en la primera se hizo el cuerpo del actuador usando un molde semicilíndrico impreso en 3D con cavidades en la superficie cilíndrica que siguen un patrón determinado. La segunda etapa comprendió la colocación de la lámina limitadora de tensión en la parte plana del actuador, posteriormente se envolvió el cuerpo del actuador con los hilos de nylon de acuerdo al patrón establecido. Dicho patrón de la envoltura junto a la capa limitadora de tensión, que funciona como restricción del actuador, permiten que se de la formación flexionada, con curvatura, al mismo tiempo que mantiene el sector inferior del actuador sujeto y estable en su forma relajada. Esta capa está hecha de cartón prensado, lo que la hace menos maleable que el actuador. En la tercera etapa de fabricación se procedió a recubrir el actuador con Ecoflex 00-30, con el objetivo de obtener una estructura compacta.

La cavidad que posee el actuador en su interior, al llenarse de agua produce un movimiento de arco en el actuador, lo cual estimula la extensión de la muñeca. La lámina limitadora de tensión de cartón prensado en la base permite que el actuador, después de ser llenado, vuelva a su estado inicial, produciendo a su vez una fuerza opuesta a la inicial que regresa la muñeca a su posición flexionada.

El llenado o vaciado del actuador hidráulico se da con una jeringa que se activa por un sistema acondicionado de servomotor, este de acuerdo a la dirección de su giro ,horario o antihorario, permite el llenado y vaciado respectivamente del actuador, el cual a su vez es activado mediante señales mioeléctricas. La conexión actuador-jeringa se da mediante mangueras de hule. El servomotor que controla el vaciado/llenado es controlado por el usuario mediante una contracción muscular, el sensor EMG es colocado en el hombro del paciente, de tal forma que maneja el módulo sin dificultad.

Al ser activado el servomotor en sentido antihorario se estimula el efecto tenodesis, este es una presión pasiva que se consigue al extender la muñeca gracias al acortamiento de los flexores de los dedos. De forma que cuando el paciente realiza la contracción se extiende la muñeca y por dicho efecto se estimulan los flexores, asimismo, al contraer

nuevamente el músculo el servomotor permite la flexión de la muñeca y se estimulan los extensores de los dedos.



Figura 4. Módulo de flexión-extensión de muñeca.

Luego, se unió el actuador impreso en el lado dorsal de un guante de tela de algodón hecho a medida,. El módulo de muñeca se diseñó de acuerdo con las dimensiones estándar de una mano adulta; su acoplamiento al guante garantiza que el actuador de flexo-extensión siga el contorno de la piel durante los movimientos de la muñeca.

C. Módulo secundario de mano

1. Materiales y métodos del diseño y fabricación.

Para la zona de la mano se utilizó un guante de algodón delgado de tamaño estándar y dos imanes, uno de 14 mm de diámetro y otro 7 mm de diámetro. Para lograr el objetivo de sostener objetos, se posicionó el imán de mayor tamaño en la zona de la palma y el imán de menor tamaño en la zona del dedo pulgar, ambos al interior del guante.



Figura 4. Módulo secundario de mano. Guante con imanes, Base, objeto modificado con imanes.

El soporte de la base se obtuvo por corte láser en láminas de MDF de 3mm, en la primera lámina se diseñaron cavidades a medida para posicionar simétricamente 7 imanes. Posteriormente se juntaron 4 láminas obteniendo de este modo una base lo suficientemente pesada como para mantenerse fija.

IV. RESULTADOS

Los resultados experimentales obtenidos a partir de la caracterización del módulo de muñeca son presentados en las siguientes gráficas.

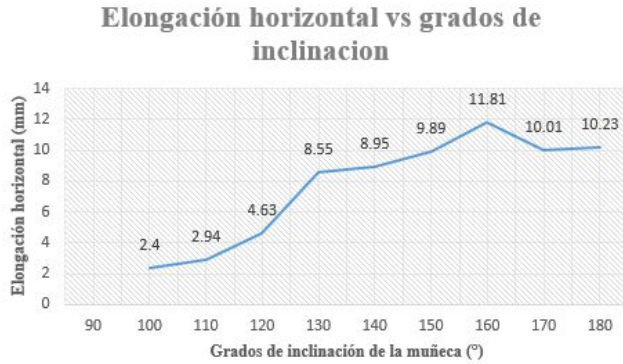


Figura 5. Tabla de elongación horizontal vs grados de inclinación.

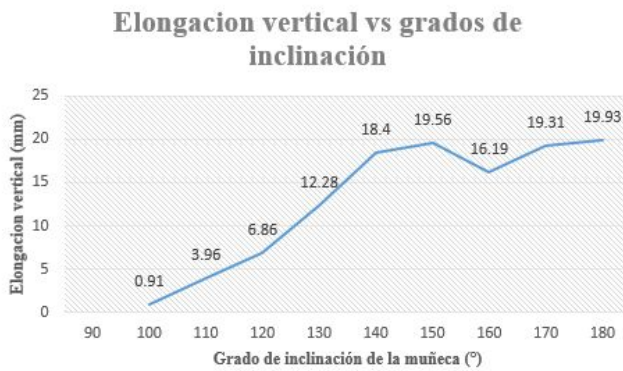


Figura 6. Tabla de elongación vertical vs grados de inclinación.

Los gráficos muestran los dos tipos de elongación del actuador (en mm) en función a la inclinación de la muñeca del paciente (en grados sexagesimales) debido a la presión hidráulica que genera la jeringa con 10 ml de agua.

La Figura 5. muestra elongación horizontal a partir de la inclinación de muñeca, es decir, la deformación longitudinal horizontal (usando la proyección ortogonal con la mesa) del actuador hidráulico con respecto al encorvamiento de la muñeca, tomando como ángulo de referencia 90° cuando la mano está completamente extendida. En la gráfica se puede observar que al inicio la deformación es uniforme; sin embargo, a partir de los 130° la elongación empieza a ser irregular en comparación a los resultados anteriores. Esto ocurre debido a que el actuador se inclina cada vez más por efecto de la presión. En 160° se puede observar una caída en la elongación, la cual se interpreta como un encorvamiento en espiral (que luego se confirma con la interpretación de la siguiente figura).

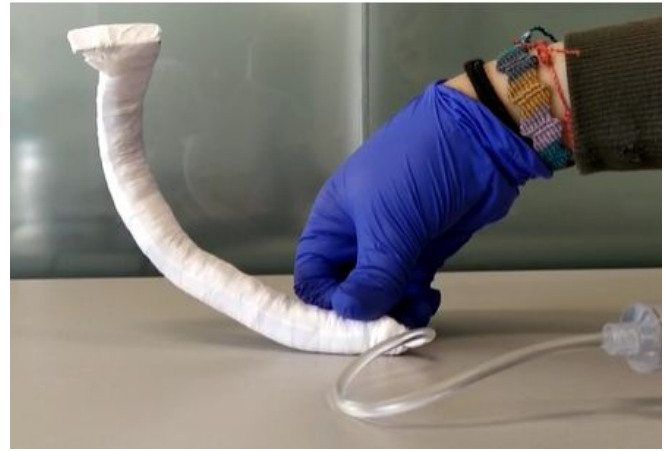


Figura 7. Actuador de la mano activado.

La Figura 6. muestra elongación vertical en base a la inclinación de muñeca, es decir, la deformación en el grosor vertical del actuador hidráulico con respecto al encorvamiento de la muñeca, tomando como ángulo de referencia 90° cuando la mano está completamente extendida. De manera similar a la gráfica anterior, se observa que la deformación del actuador es uniforme hasta llegar a 140° . En 160° observamos otra vez una caída en la elongación, lo cual confirma el encorvamiento en espiral del actuador.



Figura 8. Módulo de codo activado.

V. DISCUSIONES

Durante la manufactura del prototipo se tuvieron algunos puntos en consideración para la mejora de este, tales como la implementación de un sistema con servomotores de giro completo y mayor fuerza (20kg/cm) para el módulo del codo. Los brazaletes de ajuste al brazo utilizados otorgan el ajuste necesario para mantener la órtesis en su posición normal de funcionamiento; sin embargo, se considera usar brazaletes de tela de ajuste al brazo para brindar mayor comodidad. En el prototipo presentado, se diseñó una caja para contener al microcontrolador y las conexiones con los servomotores; se considera implementar esta caja en una manga moldeable al brazo para obtener un diseño más discreto.

Sin embargo el desafío prevalece en el control de los dispositivos de robótica blanda, por otro lado la utilización

de los servomotores de corriente continua sólo permiten movimientos controlados o abruptos de 0 a 180 grados y entrega un torque de movimiento al brazo, con servomotores de mayor potencia y que no limiten su movimiento a 180 grados se podrá aumentar el rango de movimiento y control de actividades aumentando así su funcionalidad. Una futura perspectiva al trabajo será implementar dichas menciones caracterizadas e implementarlo a un exoesqueleto. Así mismo, se logró reducir el elevado costo del prototipo gracias al uso de nuevos componentes.

prototipo final colocado en el módulo de la mano lo que permitirá realizar distintas actividades cotidianas.

Los resultados obtenidos evidencian la efectividad de la órtesis mecánico-hidráulica para brindar autonomía en actividades básicas diarias y realizar ejercicios de rehabilitación para prevenir el acortamiento músculo tendinoso de extremidades superiores de pacientes con cuadriplejia.

	Materiales	Cantidad	Precio (PEN)
Módulo secundario de mano	Guante de algodón	1	5.0
	Imán (13mm, 24mm)	10	9.5
Módulo de codo	Servomotor MG995	2	56.0
	Voice recognition module v3	1	135.0
	Micrófono	1	10.0
	Hilo nylon	1	3.0
	Arduino UNO	1	27.0
Módulo de muñeca	Jeringa	1	1.0
	Servomotor MG995	1	28.0
Total			274.5

Tabla 1. Costo del dispositivo.

VI. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

En el informe, se presentó el diseño y fabricación de una órtesis integrada que trata los movimientos de flexión y extensión tanto de codo como de muñeca; del mismo modo, el prototipo está compuesto por un módulo secundario, que permite al usuario tener control para sujetar objetos. Este sistema integrado le brinda al usuario la capacidad de realizar movimientos como ejercicios de rehabilitación, específicas para cada área de los miembros superiores. Al complementar los dos movimientos obtenidos con la órtesis se consigue una cantidad considerable de posibilidades de movimiento para realizar ABVD, en las que se incluyen comer y levantar objetos.

El rango de movimiento funcional del codo es de 75° a 120° de flexión para realizar AVD [16], la órtesis mecánica permite realizar el movimiento de flexión y extensión del codo en un rango de 70° a 100°. Asimismo, para la muñeca, 60° de extensión y 54° de flexión reflejan el máximo movimiento requerido para actividades diarias; el actuador permite el movimiento de la muñeca en un rango de 39° a 62° [17]. Los servomotores utilizados para la flexión y extensión del codo demuestran que pueden aumentar el rango de trabajo del brazo hasta (dato en grados de caracterización) que le permitirá llegar a utilizar el codo en su grado funcional.

El actuador utilizado asiste al movimiento de extensión de la muñeca que permite, por efecto tenodesis la flexión de los dedos, lo cual será utilizado con el objetivo de agregar (por ejemplo) una cuchara adaptada que se le agrega al

REFERENCIAS

- [1] Veritas Health. SPINE - HEALTH [Internet]. 2019. Available from: <https://www.spine-health.com/glossary/quadriplegia>
- [2] SPINAL CORD [Internet]. 2019. Available from: <http://www.spinalcord.com/blog/tetraplegia-quadriplegia-paraplegia-what-is-the-difference>
- [3] Lesiones medulares. (2013). Retrieved 27 November 2019, from <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/spinal-cord-injury>
- [4] National Spinal Cord Injury Statistical Center (NSCISC) (2019). Retrieved 27 November 2019, from https://www.nscisc.uab.edu/public_pages/FactsFiguresArchives/Facts%20and%20Figures-Spanish/SCI%20Facts%20and%20Figures%20a%20Glance%20-%202018%20-%20Spanish.pdf
- [4] Kang Y, Lee Y, Park H. Biomechanical evaluation of wrist-driven flexor hinge orthosis in persons with spinal cord injury. [Internet]. 2013. Available from: <https://pdfs.semanticscholar.org/b266/0854782e3e8a200e4cad4ed1fad260f84e1c.pdf>
- [5] Wyndaele M, Windaele J-J. Incidence, prevalence and epidemiology of spinal cord injury: What learns a worldwide literature survey? *Spinal Cord*.2006; 44: 523–508.] https://www.aspaym.org/pdf/publicaciones/LM_Aspaym_Media.pdf
- [6] O'Connor PJ. Forecasting of spinal cord injury annual case numbers in Australia. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005; 86: 48–51
- [7] National Spinal Cord Injury Statistical Center. Febrero 2011, NSCISC Birmingham, Alabama (2011). Disponible en: www.nscisc.uab.edu
- [8] Msktc.org. (2019). [online] Available at: https://msktc.org/lib/docs/SCI-spasticity-Span_BZEdits.pdf [Accessed 27 Nov. 2019].
- [9] Veritas Health. (2019). SPINE - HEALTH. Obtenido de Quadriplegia Definition: <https://www.spine-health.com/glossary/quadriplegia>
- [10] Brose, S. (2019). The Role of Assistive Robotics in the Lives of Persons with Disability. In: 1st ed. Lippincott Williams, p.13.
- [11] E. Kang YS, "Biomechanical evaluation of wrist-driven flexor hinge orthosis in persons with spinal cord injury. - PubMed - NCBI", *Ncbi.nlm.nih.gov*, 2019. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24458899>. [Accessed: 27-Nov- 2019].
- [12] T. Koh, N. Cheng, H. Yap y C. Yeow, "Diseño de una manga de codo robótica suave con actuación pasiva y controlada por intención", 2019..
- [13] P. Joel C., *Upper-Limb Powered Exoskeleton Design*, 1st ed. IEEE/ASME TRANSACTIONS ON MECHATRONICS, 2019, pp. 1-10.
- [14] J. Farrell, J. Snyder, R. Bohannon, H. Hoffman y C. Giuliani, *ResearchGate*, 2019. [En línea]. Disponible: https://www.researchgate.net/publication/6181730_Orthotic_aided_training_of_the_paretic_upper_limb_in_chronic_stroke_Results_of_a_phase_1_trial. [Acceso: 27- nov.2019].
- [15] B. Ang (2019). Design and Characterization of a 3D Printed Soft Robotic Wrist Sleeve with 2 DoF for Stroke Rehabilitation - IEEE Conference Publication. [online] Available at: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/8722771> [Accessed 27 Nov. 2019].
- [16] Vasen, A., Lacey, S., Keith, M. and Shaffer, J. (1995). Functional range of motion of the elbow. *The Journal of Hand Surgery*, 20(2), pp.288-292.
- [17] Ryu J, Cooney W, Askew L, An K, Chao E. Functional ranges of motion of the wrist joint. *The Journal of Hand Surgery*. 1991;16(3):409-419.