

DISEÑO Y SIMULACIÓN DEL SISTEMA DE ACTUACIÓN DE UN EXOTRAJE PARA LA REHABILITACIÓN Y ASISTENCIA DEL MIEMBRO SUPERIOR

Daniela L. Girma¹, Sofía I. Moncada¹, Domingo M. Izquierdo², Irma N. Angulo¹, Carlos A. Jara²
daniela.girma@udem.edu, sofia.moncada@udem.edu, dmia1@alu.ua.es, irma.angulo@udem.edu,
carlos.jara@ua.es

¹ Universidad de Monterrey, México

² Universidad de Alicante, España

Resumen

El accidente cerebrovascular es una de las principales causas de discapacidad física, afectando seriamente la calidad de vida. El miembro superior es de los más afectados en el accidente cerebrovascular, por lo que actualmente existen dispositivos para ayudar al paciente a recuperar/asistir en la movilidad y fuerza del miembro con el fin de mejorar su calidad de vida, entre los que destacan las órtesis o exoesqueletos de miembro superior. Dentro de los dispositivos de rehabilitación parecidos al exoesqueleto, se encuentra el exo-traje, también conocido como exoesqueleto portátil suave. Este dispositivo tiene como ventaja una mayor portabilidad y un bajo consumo de energía, manteniendo el cumplimiento de estos dispositivos: aumentar la fuerza muscular y asistir en las actividades de la vida diaria. Este artículo se centra en el diseño y simulación del sistema de actuación del exo-traje para la rehabilitación y asistencia de miembro superior, en concreto del movimiento de flexión-extensión. Se describe el modelado y simulación de las dos partes fundamentales: una órtesis pasiva y un accionamiento de polea-cable.

Abstract

Stroke is one of the main causes of physical disability, seriously affecting the quality of life. The upper limb is one of the most affected human areas after a cerebrovascular accident, so there are currently many devices to help the patient recover or assist the mobility and strength of the limb in order to improve their quality of life, such as orthoses or upper limb exoskeletons. Among the exoskeleton-like rehabilitation devices is the exo-suit, also known as a soft wearable exoskeleton. This device has the advantage of greater portability and low energy consumption, maintaining compliance with these devices: increasing muscle strength and assisting in activities of daily life. This article focuses on the design and simulation of the actuation system of an exo-suit for the rehabilitation and assistance of the upper limb, specifically the flexion-extension movement. The modeling and simulation of the two fundamental parts is described: a passive orthosis and a pulley-cable drive.

Palabras clave: exo-traje, rehabilitación, asistencia, miembro superior.

Key words: exo-suit, rehabilitation, assistance, upper member

1. Introducción

El ritmo de vida actual, tanto sociocultural como tecnológico, ha desembocado en un aumento de enfermedades que afectan las capacidades físico-motrices de las personas. El accidente cerebrovascular (ACV) es una de las principales causas de discapacidad física, afectando seriamente la calidad de vida. Esto representa un problema de salud global, considerando que para 2030 se estima que habrá hasta 70 millones de supervivientes de ACV. Actualmente, el sector de la tecnología de la salud destina gran parte de su financiación a mejorar la calidad de vida de las personas con discapacidad y la tercera edad. Esto ha originado el desarrollo de productos para auxiliar al paciente a recuperar o ayudar en la movilidad y la fortaleza del miembro superior (uno de los más afectados en el ACV) con el fin de mejorar su calidad de vida, entre los que destacan las órtesis, exoesqueletos de miembro superior y exo-trajes, este último también conocido como exoesqueleto portátil suave. Este artículo se centra en el diseño y simulación del sistema de actuación del exo-traje para la rehabilitación y asistencia de miembro superior, en concreto del movimiento de flexión-extensión.

2. Desarrollo

2.1 Marco teórico

Dentro de estos dispositivos se encuentran las órtesis, que son dispositivos biomecánicos que se aplican de forma externa al miembro con el objetivo de modificar y mejorar la funcionalidad del sistema musculoesquelético. Las órtesis pueden clasificarse en órtesis pasivas o activas, donde la diferencia radica en el accionamiento del movimiento en la miembro afectado. Las pasivas permiten al usuario realizar el movimiento, ayudándolo a fortalecerlo a través de la articulación de la órtesis, mientras que en las activas el movimiento es realizado mediante un accionamiento que mueve activamente el miembro afectado a través de la órtesis.

Por otro lado, los exoesqueletos, a diferencia de los manipuladores robóticos que interactúan con los humanos mediante el efector final, cubren las extremidades de las personas en una o más articulaciones, y se mueve sincrónicamente con ellas. Por lo tanto, los exoesqueletos plantean unos desafíos en el diseño de mecanismos, actuación y sensorización, fabricación y desarrollo del sistema de control, que requieren una comprensión profunda de la anatomía humana, el control motor y la biomecánica del cuerpo humano. Centrándose en los exoesqueletos de extremidades superiores, se pueden distinguir los dispositivos de asistencia y de rehabilitación. Los exoesqueletos para asistencia son los que proporcionan asistencia necesaria al operador humano para realizar actividades de la vida diaria. Entre los existentes, cabe destacar los siguientes: HAL (Cyberdyne , 2020) y ABLE (Garrec, 2008). Con respecto a los exoesqueletos de rehabilitación, se emplean fundamentalmente acelerar el proceso de rehabilitación para la recuperación del movimiento y capacidad de su extremidad superior. Cabe destacar a los siguientes: EXORN (Manna, 2013) , REHABOT (Hu, 2011) y EXO-UL SERIES (Shen, 2019).

Dentro de los dispositivos de rehabilitación parecidos al exoesqueleto, se encuentra el exo-traje, también conocido como exoesqueleto portátil suave. Este dispositivo tiene como ventaja una mayor portabilidad y un bajo consumo de energía, manteniendo el cumplimiento de estos dispositivos: aumentar la fuerza muscular y asistir en las actividades de la vida diaria. Adicionalmente, al no poseer

eslabones rígidos de metal, estos dispositivos cuentan con la ventaja de brindar mayor elasticidad mecánica en su estructura cinemática, además de conectar de forma más eficiente la extremidad del cuerpo con el sistema de actuación del dispositivo. En (Masia, 2018), se muestra el desarrollo de un exo-traje como un prototipo o plataforma para investigación.

Este artículo se centra en el diseño y simulación del sistema de actuación del exo-traje para la rehabilitación y asistencia de miembro superior, en concreto del movimiento de flexión-extensión.

2.2 Planteamiento del problema

Con el fin de diseñar, modelar y simular (para posteriormente construir) un exo-traje de miembro superior, se estudiaron las características fundamentales en base al marco teórico realizado. Tras la revisión, se identificaron las características físicas y funcionales de dicho dispositivo, donde se destacan: el exo-traje suele estar compuesto por una órtesis pasiva accionada mediante un sistema de polea-cable, donde los cables son de tipo Bowden (Chiaradia et al., 2018), y el sistema de accionamiento posee motores eléctricos y reductores, situado en una caja en la parte posterior del usuario. Dicho sistema de actuación posee una mecánica que actúa sobre la órtesis mediante el cable Bowden.

Por lo tanto, el problema se planteó mediante la consecución de los siguientes objetivos: en primer lugar, el modelado y simulación de la órtesis pasiva, donde se obtendrá fuerzas y pares adecuados para su actuación con el fin de rehabilitar y/o asistir en el movimiento de flexión-extensión al paciente; posteriormente, selección del conjunto motor-reductor para poder actuar dicha órtesis en los ejercicios de rehabilitación y asistencia; finalmente, modelado del sistema actuación, donde mediante unas poleas se podrá actuar sobre la órtesis pasiva.

2.3 Método y resultados

2.3.1. Modelado y simulación de la órtesis pasiva.

En esta parte se elaboró un diseño CAD parametrizable con el programa Autodesk Inventor Professional de una órtesis pasiva de miembro superior para el movimiento de flexión-extensión. El diseño inicial se basó en una articulación básica, limitada al rango del movimiento de flexión-extensión. Para ello, se diseñaron y modelaron las piezas 3D y se ensamblaron en un conjunto tal y como muestra la Figura 1.

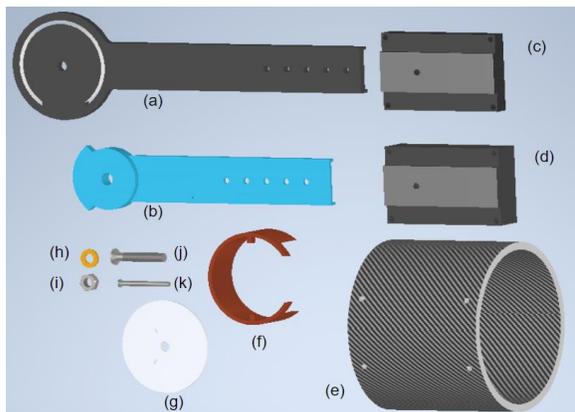
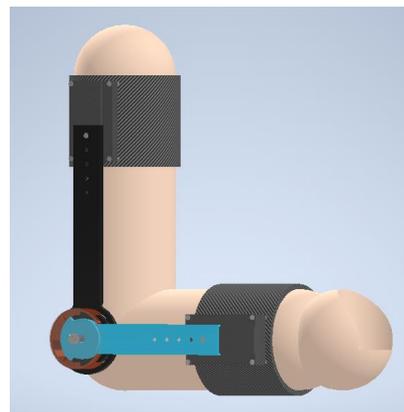


Figura 1. a) Piezas modeladas de la órtesis



b) Ensamble de la órtesis y modelo de brazo

El principal objetivo de realizar el modelo de la órtesis es obtener los datos de fuerza y par para poder seleccionar el sistema de actuación. Estos datos se obtienen mediante el análisis dinámico de la órtesis modelada para el movimiento de flexión y extensión del codo. Para ello, se impone un perfil de velocidad trapezoidal (gr/se, línea roja) a la articulación de la órtesis tal y como se muestra en la Figura 2, perfil que se asemeja bastante al movimiento biomecánico de flexión-extensión del brazo, resultando una curva suavizada en el movimiento de la posición (gr, línea azul).

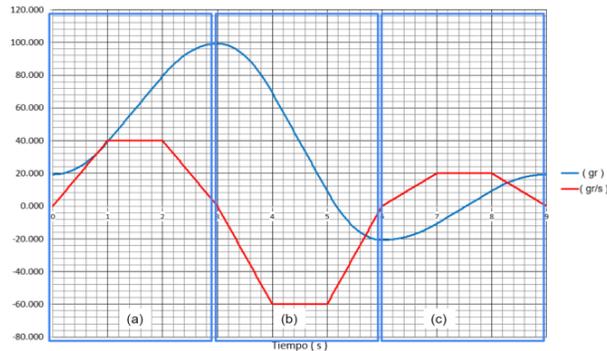


Figura 2. Perfil en velocidad y posición impuesto en la órtesis

Se realizaron simulaciones dinámicas para dos diferentes experimentos. Primeramente, se analizó el movimiento de la órtesis cuando solo soporta el peso del miembro superior. Por otro lado, en el segundo experimento se analizó el caso anterior más una masa extra asignada de 1 kilogramo (kg) en forma de pesa sostenida en la mano, con el fin de observar cómo reaccionan las fuerzas y pares al momento de realizar el movimiento de flexión y extensión cargando un peso extra. La siguiente figura (Figura 3) muestra los datos de posición, velocidad y momento de la articulación de los dos experimentos realizados.

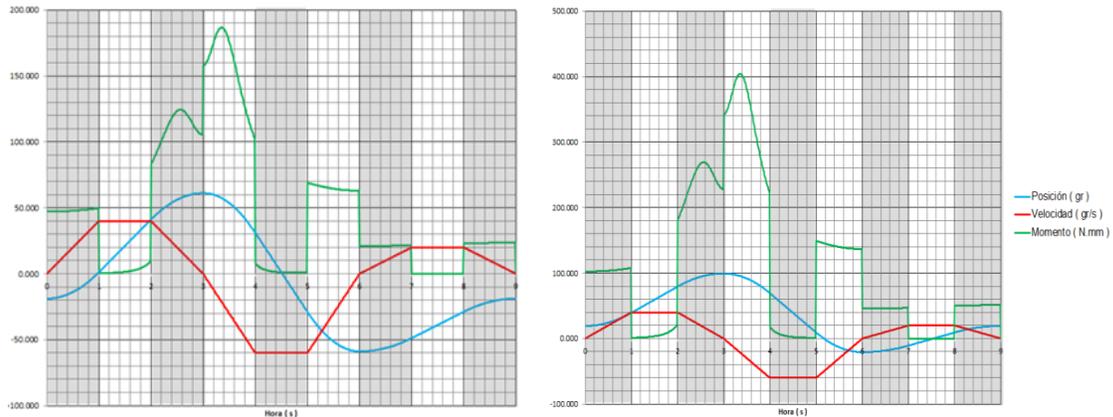


Figura 3. Momento obtenido en los 2 experimentos realizados con la simulación dinámica

Con respecto al momento, se observó que el momento máximo fue de $186.697\text{N}\cdot\text{mm}$ en el primer experimento y $445.874\text{N}\cdot\text{mm}$ en el segundo experimento, ambos en el tiempo de 3.35s . Este punto corresponde al cambio de extensión a flexión, donde se requiere una mayor fuerza debido a que el movimiento se realiza en contra de la gravedad. Estos son los datos más importantes a la hora de la selección del sistema de actuación.

2.3.2 Selección del sistema de accionamiento.

El sistema de actuación es seleccionado en base a los datos obtenidos en la simulación dinámica. El dato del momento o par es el más importante a la hora de la selección, ya que puede predeterminar el tipo de motor y también del reductor. Dadas las características necesitadas en el exo-traje, una tecnología médica aplicada a un paciente dañado, se requiere precisión, capacidad de esterilización, elevada estabilidad y una larga vida útil, así como un bajo calentamiento de los motores. Por lo tanto, los motores más adecuados y que cumplen con estos requisitos son los motores de corriente continua (CC) *brushless* (sin escobillas). El principal inconveniente de estos motores es su bajo par, por lo que suelen necesitar un reductor (que aumenta el par y reduce la velocidad) para poder generar las prestaciones de fuerza y par adecuadas. Para esta aplicación, el reductor planetario con su alta capacidad de torque, alta eficiencia de transmisión de potencia, compacidad y bajo juego, es el más adecuado. La selección definitiva fue un motor de CC tipo EC flat 45 (para espacios reducidos) y un reductor planetario GP 42 C con una reducción de 1:100 (Figura 4).



Figura 4. Motor y reductor seleccionados para el sistema de accionamiento del exo-traje

2.3.3. Diseño del sistema de accionamiento polea-cable.

El sistema de accionamiento de la órtesis en el exo-traje se realiza mediante un mecanismo polea-cable, movido por la fuerza generada por el moto-reductor. Este dispositivo, ubicado en la espalda del usuario, transfiere las fuerzas desde su ubicación hasta la articulación del codo a través del cable Bowden y un sistema de poleas. La pieza central de este conjunto actuador es un carrete dividido en dos partes: una destinada al cable extensor y otra al flexor. Este sistema de poleas tensa el cable, que sale de dichas poleas y va hasta la órtesis. Para el movimiento de flexión, el cable se sitúa entre los dos eslabones de la órtesis y se tensa para llevar el brazo a la flexión. Para la extensión, el cable pasa por la parte posterior del brazo y actúa como tendón para generar el movimiento. La Figura 5 muestra el diseño CAD realizado de este mecanismo.

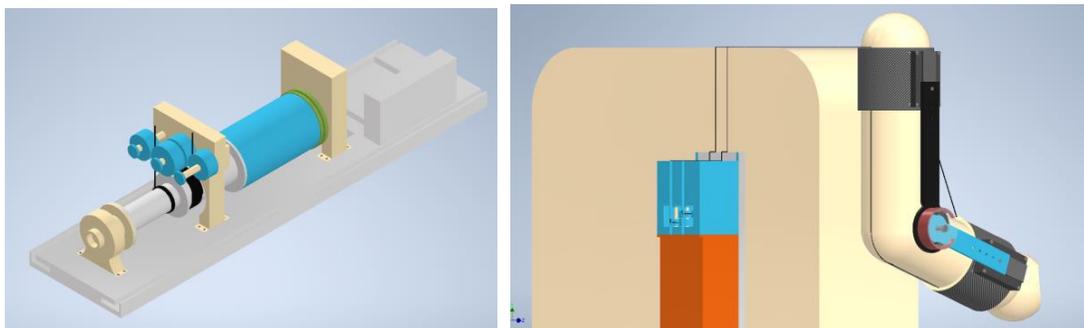


Figura 5. Sistema de actuación del exotraje

3. Conclusiones

Este artículo ha mostrado el diseño y simulación del sistema de actuación del exo-traje para la rehabilitación y asistencia de miembro superior, en concreto del movimiento de flexión-extensión. Los resultados de este trabajo han servido para una correcta selección del sistema de actuación (moto-reductor) y para el diseño del sistema de polea-cable. Todo el trabajo desarrollado es el paso previo al comienzo de la construcción del exo-traje, el cual se encuentra ya en desarrollo.

Referencias

- Chiaradia, D. et. al.. (2018). Design and embedded control of a soft elbow exosuit. *IEEE International Conference on Soft Robotics*, 565-571.
- Cyberdyne Inc. (2020). H.A.L. <https://www.cyberdyne.jp/english/>.
- Garrec, P. et. al. (2008). ABLE, an innovative transparent exoskeleton for the upper limb. *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robotics and Systems*, 1483-1488.
- Hu, J. et al. (2011). An advanced rehabilitation robotic system for augmenting healthcare. *International Conference on Engineering Medicine and Biology Society*, 2073-2076.
- Manna, S. (2013). A bioinspired 10 DOF wearable powered arm exoskeleton for rehabilitation. *Journal of Robot.* 1-15.
- Masia, L. et. al. (2018). Soft wearable assistive robotics: exosuits and supernumerary limbs. *Wearable Exoskeleton Systems: Design, control and applications*, 219-254.
- Shen, Y. (2019). EXO-UL upper limb exoskeleton system. *Wearable Robotics: Systems and Application*.