

ACTUACIÓN Y SENSORIZACIÓN DE UNA ÓRTESIS PASIVA PARA LA REHABILITACIÓN Y ASISTENCIA DE MIEMBRO SUPERIOR

Stella Rutigliano¹, Carlos Castellanos², Javier Ricón³, Jose L. Ramón², Carlos A. Jara²
stella.rutigliano@etu.umontpellier.fr, ccu@alu.ua.es, ricon_fra@gva.es, jl.ramon@ua.es,
carlos.jara@ua.es

¹ Universidad de Montpellier, Francia

² Universidad de Alicante, España

³ Servicio de Traumatología, Hospital Vega Baja (Orihuela), España

Resumen

Existen diversas patologías que pueden afectar a la movilidad de miembro superior que desembocan en una necesidad de rehabilitación y asistencia en los pacientes. Muchas de estas patologías necesitan pasar por un proceso quirúrgico, y con su posterior rehabilitación en el centro sanitario, desde el que se les suele proporcionar órtesis pasivas para la rehabilitación domiciliaria. Este artículo se centra en la descripción del proceso de actuación y sensorización de una órtesis pasiva comercial, para su uso en la rehabilitación y asistencia de pacientes con afectación en el movimiento de flexión-extensión del miembro superior. Este trabajo surge de la necesidad de proporcionar un sistema de rehabilitación más adecuado y con más posibilidad que la órtesis pasiva comercial, facilitada desde el hospital para la rehabilitación domiciliaria. Para ello, en primer lugar, se modeló de forma precisa la órtesis pasiva mediante un software de simulación dinámica multi-cuerpo. Después del modelado de la órtesis, se comenzó con el modelado del sistema de actuación, que, dadas las exigencias de par, se decidió por un sistema de engranajes acoplado a la articulación de la órtesis, actuado mediante un motor de corriente continua. Finalmente, se explica un control mioeléctrico de la órtesis.

Abstract

There are various pathologies that can affect the mobility of the upper limb that lead to a need for rehabilitation and assistance in patients. Many of these pathologies need to go through a surgical process, and with their subsequent rehabilitation in the health center, from which passive orthosis are usually provided for home rehabilitation. This article focuses on the description of the actuation and sensorization process of a commercial passive orthosis, for its use in the rehabilitation and care of patients with impaired flexion-extension movement of the upper limb. This work arises from the need to provide a more adequate rehabilitation system with more possibilities than the commercial passive orthosis, provided from the hospital for home rehabilitation. To do this, first, the passive orthosis was precisely modeled using multi-body dynamic simulation software. After the modeling of the orthosis, the modeling of the actuation system began, which, given the torque requirements, was decided on a gear system coupled to the orthosis joint, actuated by a direct current motor. Finally, it is performed a myoelectric control of the orthosis.

Palabras clave: órtesis pasiva, actuación, rehabilitación miembro superior.

Key words: passive orthosis, actuation, upper limb rehabilitation.

1. Introducción

El incremento en la necesidad de la rehabilitación domiciliar por parte de los centros sanitarios está aumentando en la investigación y desarrollo de nuevos dispositivos para cubrir dicha necesidad. A diversos pacientes con afectación en la movilidad de miembro superior, que tienen la necesidad de rehabilitación y asistencia en sus casas, se les suele proporcionar órtesis pasivas para la rehabilitación domiciliar. Este artículo se centra en la descripción del proceso de actuación y sensorización de una órtesis pasiva comercial (Figura 1), para su uso en la rehabilitación y asistencia de pacientes con afectación en el movimiento de flexión-extensión del miembro superior. Este trabajo surge de la necesidad de proporcionar un sistema de rehabilitación más adecuado y con más posibilidad que la órtesis pasiva comercial, facilitada desde el hospital para la rehabilitación domiciliar.



Figura 1. Órtesis pasiva para la rehabilitación del miembro superior

2. Desarrollo

2.1 Marco teórico

Para enfrentar los problemas que tienen las personas con discapacidad, la ingeniería de rehabilitación ofrece soluciones tecnológicas que proveen asistencia y mejoran o complementan el proceso de rehabilitación (Londoño, 2017), tales como servicios y dispositivos de asistencia. Dentro de estos dispositivos se encuentran las órtesis, las cuales son dispositivos biomecánicos que se aplican de forma externa al miembro con el objetivo de modificar y mejorar la funcionalidad del sistema musculoesquelético.

En este artículo presentamos un nuevo dispositivo que parte de una órtesis sencilla, a la que se diseñó e imprimió un mecanismo para poder actuarla y controlarla mediante electromiografía.

2.2 Planteamiento del problema

Para el desarrollo de este proyecto, en primer lugar, se debe modelar de forma precisa la órtesis pasiva mediante un software de simulación dinámica multi-cuerpo para poder realizar el cálculo del par necesario para el sistema de actuación. Este modelado mediante sólidos debe ser simulado dinámicamente para obtener la respuesta en pares y fuerzas en la articulación de la órtesis para la rehabilitación en el movimiento de flexión.

Después del modelado de la órtesis, se debe diseñar y modelar el sistema de actuación para poder actuar sobre la órtesis y moverla con un accionamiento (motor). El tipo de mecanismo a incorporar para dicha actuación dependerá de los resultados obtenidos en la simulación dinámica de la órtesis modelada. Una vez decidido el mecanismo y modelado sobre la órtesis, se imprimirán las piezas en 3D para tener un prototipo del dispositivo. El sistema también tendrá que ser sensorizado para saber de forma precisa el ángulo en el movimiento de flexión-extensión.

2.3 Método y resultados

2.3.1. Modelado y simulación de la órtesis.

Para el modelado y simulación de la órtesis pasiva se empleó el software Autodesk Inventor. En primer lugar, se diseñaron las piezas en 3D a partir de las medidas y formas de cada una de las piezas de la órtesis real (Figura 2). A cada una de estas piezas, se le asignó el material correspondiente dentro del software para su posterior simulación dinámica.



Figura 2. Órtesis pasiva para la rehabilitación del miembro superior

Una vez realizado el modelado de cada una de las piezas, se ensambló el conjunto para poder realizar el cálculo del par necesario para el sistema de actuación (Figura 3a). Este modelado mediante sólidos fue simulado dinámicamente para obtener la respuesta en pares y fuerzas que tenían que generarse en la articulación de la órtesis para la rehabilitación en el movimiento de flexión. Se realizaron diversos experimentos, modelando también el brazo del usuario, así como el agarre de un objeto (Figura 3b). Los resultados de los experimentos dan la fuerza y par máximo que tenía que generarse en la articulación del codo para poder realizar el movimiento de flexión-extensión.

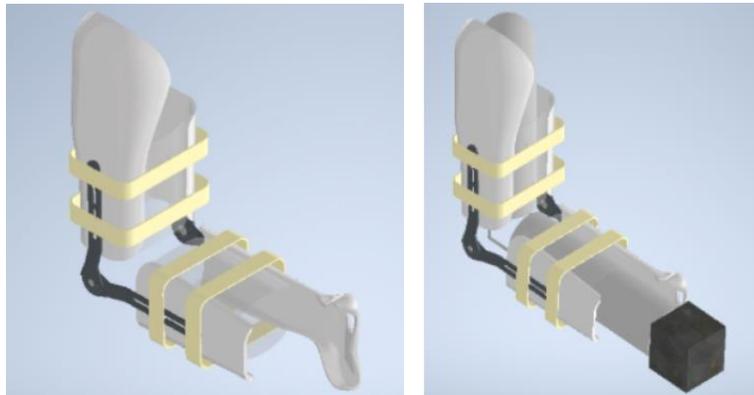


Figura 3. Experimentos con el conjunto ensamblado de la órtesis a) sin objeto b) con objeto

2.3.2. Diseño del sistema de actuación.

Posteriormente al modelado 3D de la órtesis real y de los experimentos en la simulación dinámica, se procede a diseñar un mecanismo que pueda actuar mediante un motor o un conjunto moto-reductor para poder realizar la rehabilitación y asistencia en el paciente. Este mecanismo se diseñó en función de las fuerzas y pares resultantes de los experimentos simulados de la órtesis. El mecanismo no modifica la estructura y las piezas de la órtesis y se basó en un sistema de engranajes adaptado a la articulación, junto con una serie de piezas para el apoyo del motor y reductor sobre la órtesis. En la Figura 4 se puede ver el mecanismo de actuación adaptado a la órtesis.

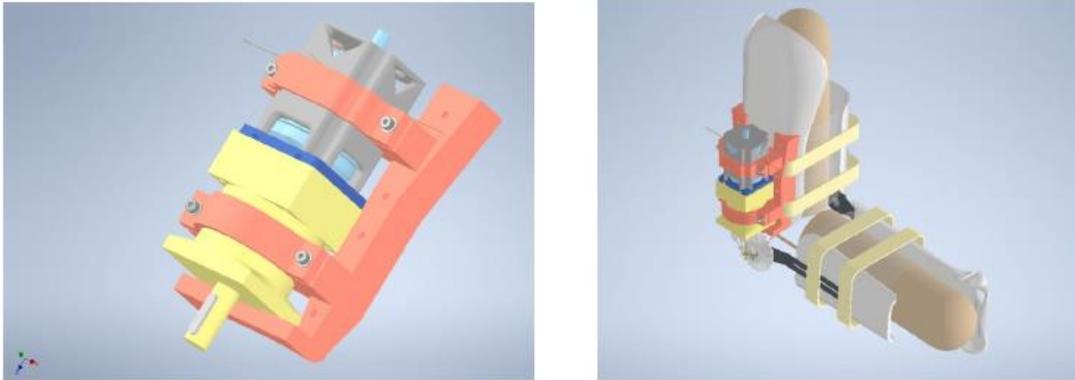


Figura 4. Mecanismo de actuación de la órtesis pasiva

2.3.3. Impresión de las piezas, montaje y control del motor.

Las piezas del mecanismo de actuación se diseñaron para poder realizar un prototipo con una impresora 3D. Por lo tanto, se imprimieron las piezas y se realizó el acoplamiento del mecanismo a la órtesis real. Con los resultados de la simulación dinámica, se adquirió un motor y reductor adecuados para los ejercicios de rehabilitación y asistencia. El motor, para poder un control adecuado por par y mioeléctrico, se escogió de tipo corriente continua *brushless*, y un reductor planetario. También, el sistema se encuentra sensorizado con un encoder para poder controlar de forma precisa los grados de giro del movimiento de flexión-extensión. Este mecanismo de actuación es muy apto para la órtesis comercial ya que no es necesaria ninguna modificación en la órtesis para su adaptación, tal y como se muestra en la Figura 5.

2.3.3. Control mioeléctrico.

El movimiento de la órtesis actuada se controla mediante electromiografía (EMG). El control mioeléctrico es una técnica natural e intuitiva para manejar dispositivos protésicos y ortésicos. Existen diferentes métodos de control mioeléctrico (Geethanjali, 2016). Aunque es posible controlar múltiples grados de libertad mediante algoritmos avanzados basados en aprendizaje automático, en este caso se pretende únicamente manejar un grado de libertad: flexión y extensión de codo. Por tanto, se propone utilizar un control binario de ese movimiento también conocido como control ON/OFF. Como mejora futura se puede plantear el uso de un control proporcional que permita ajustar el ángulo exacto de flexión.

El hardware empleado es un sensor de bajo coste de EMG bipolar. El modelo utilizado es el MyoWare de SparkFun Electronics que se conecta a un microcontrolador ESP32 que es el que se encarga de la adquisición de la señal analógica y su transmisión digital al ordenador. El dispositivo Myoware dispone de un procesamiento previo de la señal EMG en crudo consistente en un rectificado y suavizado, por lo que esa salida analógica es directamente procesada por el software de adquisición incorporando un umbral que discrimine el estado de contracción muscular frente al de no contracción. El músculo instrumentado es el bíceps, puesto que es el encargado de la flexión muscular del brazo.

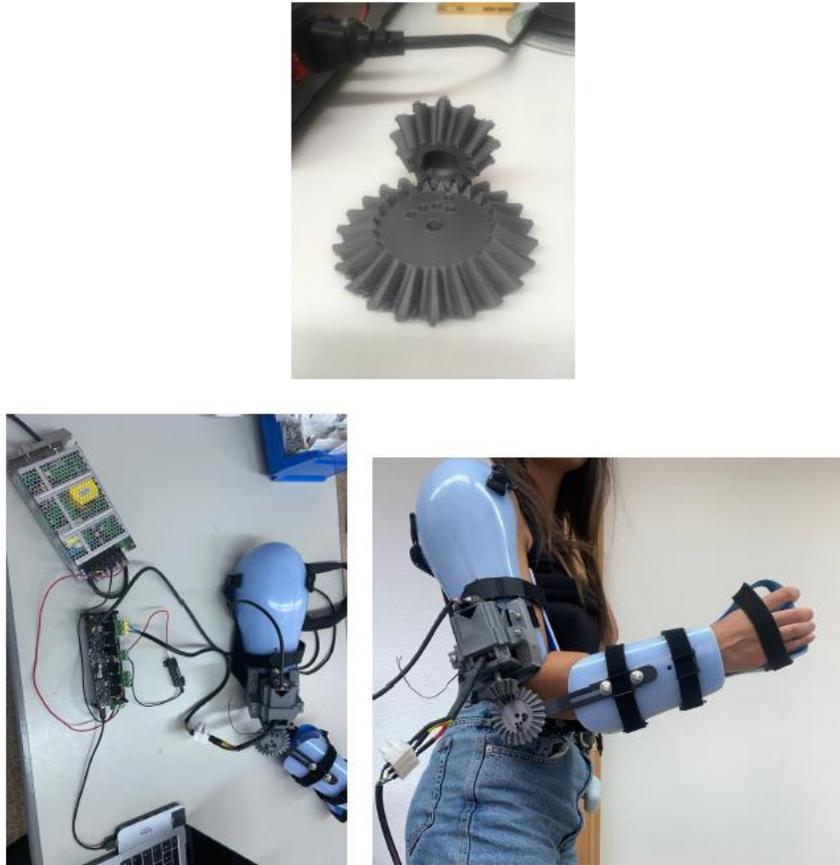


Figura 5. Impresión de piezas y montaje mecánico y eléctrico

3. Conclusiones

Este artículo se centra en la descripción del proceso de actuación, sensorización y control de una órtesis pasiva comercial, para su uso en la rehabilitación y asistencia de pacientes con afectación en el movimiento de flexión-extensión del miembro superior. Este trabajo surge de la necesidad de proporcionar un sistema de rehabilitación más adecuado y con más posibilidad que la órtesis pasiva comercial, facilitada desde el hospital para la rehabilitación domiciliaria. Para ello, se ha diseñado y modelado un mecanismo de actuación para poder controlar la órtesis con un motor. Dicho mecanismo se ha fabricado con una impresora 3D y se ha acoplado a la órtesis real. Finalmente, se describe el control mioeléctrico realizado sobre el sistema.

Referencias

- Londoño, J. et al. (2017). Aplicación de tecnologías de rehabilitación robótica en niños con lesión del miembro superior. *Revista Salud UIS*, 49(1), 103-114.
- Purushothaman G. (2016). Myoelectric control of prosthetic hands: state-of-the-art review. *Medical Devices*, 9, 247-55.