

ELECTROESTIMULACIÓN FUNCIONAL PARA MIEMBRO SUPERIOR VÍA UNA ÓRTESIS ACTIVA CON RETROALIMENTACIÓN ELECTROMIOGRÁFICA

Francisco Medina ^a, Kenny Perez ^a, David Cruz-Ortiz ^{a,b}, Isaac Chairez ^a

^a Unidad Profesional de Biotecnología, Instituto Politécnico Nacional, fmedinai13@alumno.ipn.mx, kperez1302@alumno.ipn.mx, jchairezo@ipn.mx

^b Centro de Investigación y Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, México, dcruz@ctrl.cinvestav.mx

RESUMEN

El presente trabajo describe la construcción y control de un prototipo de órtesis activa compuesta por cinco Grados de Libertad (GdL), aunada a un sistema de Electroestimulación Funcional (*FES* por sus siglas en inglés). El Sistema Ortésico (SO) brinda terapia funcional al Miembro Superior (MS) mediante movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción de las cinco principales articulaciones del MS. Las rutinas se logran mediante la implementación de un algoritmo de control Proporcional-Derivativo (PD) aunado al Algoritmo Super-Twisting (AST), empleado como un derivador robusto. El SO incorpora un sistema de retroalimentación electromiográfica que permite obtener información sobre el estado electrofisiológico de los músculos y usarla para ajustar los parámetros que regulan la movilización del SO, con base en el grado de recuperación del usuario.

Palabras clave: Órtesis Activa, Electroestimulación funcional, Proporcional-Derivativo

ABSTRAC

The present work describes the construction and control of an active orthosis prototype composed of five Degrees of Freedom (DoF), together with a Functional Electrostimulation System (FES). The Orthotic System (OS) provides functional therapy to the Upper Limb (UL) through flexion-extension and abduction-adduction movements of the five main joints of the UL. Routines are achieved through the implementation of a Proportional-Derivative (PD) control algorithm coupled with the Super-Twisting Algorithm (STA), used as a robust derivative. The OS incorporates an electromyographic feedback system that allows obtaining information about the electrophysiological status of the muscles and it used for adjusting the parameters that regulate OS mobilization, based on the degree of user recovery.

Keywords: Active orthosis, Functional eletrostimulation, Proportional-Derivative

1. INTRODUCCIÓN

La discapacidad del Miembro Superior (MS) puede ser provocada por distintas patologías como lesiones musculoesqueléticas, además de trastornos generalizados como osteoporosis,

o bien, por patologías de tipo neuromusculares. En estas patologías está comprometida la integridad de la inervación de la motoneurona en la fibra muscular [1]. La terapia ocupacional aunada al uso de órtesis y prótesis, así como electroestimulación (funcional o analgésica), son algunas de las técnicas utilizadas en el ámbito de la rehabilitación [2].

Las órtesis se definen por la organización internacional de estandarización como un dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuro-musculo-esquelético [2]. Actualmente, las órtesis se clasifican en tres tipos: pasivas; que mantienen en reposo los segmentos del miembro, cuyo objetivo es meramente postural o inmovilizador, [3]; semi-dinámicas que limitan los rangos de movimiento del miembro o bloquean movimientos no deseados [4] y finalmente, activas que asisten determinados movimientos, facilitando el movimiento articular [3].

La electroestimulación, por otro lado, es una técnica que funge como tratamiento mediante la aplicación de impulsos farádicos para restablecer las condiciones fisiológicas que inducen una contracción tetánica, así como el flujo sanguíneo, con el fin de disminuir el dolor (analgésica), o bien, activar músculos que se encuentren paralizados, recuperando así la actividad motriz del mismo (funcional).

La rehabilitación tradicional implementa ambas técnicas; terapia ocupacional y Electroestimulación Funcional (EF) de forma separada pero la inclusión de la EF aunada a las órtesis activas ha permitido proporcionar una terapia integral en los miembros afectados, restableciendo la función motriz al activar los músculos de manera eléctrica y mecánica. Los dispositivos que implementan dicha combinación de técnicas se han denominado por algunos autores como *sistemas robóticos de rehabilitación* o *sistemas de rehabilitación híbridos* [5].

Una desventaja notable en los sistemas de rehabilitación híbridos es no contar con elementos que brinden información sobre el estado electrofisiológico del músculo [6]. Por tanto, dichos sistemas no permiten correlacionar la evolución del paciente con la terapia brindada; es decir, no es posible establecer una acción de control sobre los parámetros de la EF y los pares de torsión ejercidos en cada uno de los Grados de Libertad (GdL) del Sistema Ortésico (SO) [5].

2. METODOLOGÍA

La propuesta metodológica del presente trabajo se conforma de cinco etapas principales (Figura 1). Las primeras tres (Mecánica, Instrumentación y Control) describen el proceso de fabricación del SO. La cuarta etapa describe el diseño de electro-estimulador y la última etapa considera el diseño de la retroalimentación electromiográfica.

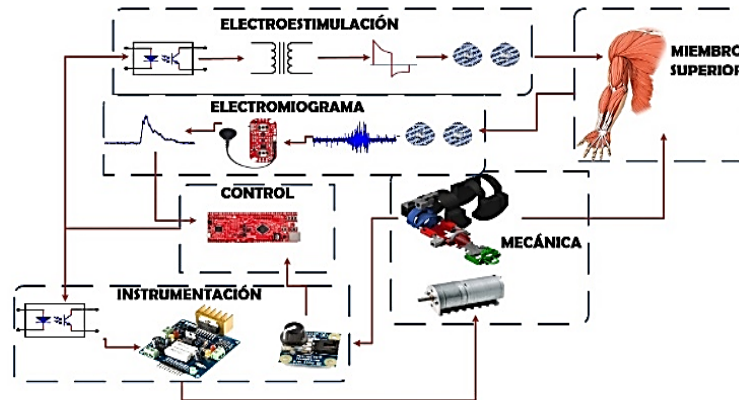


Figura 1: Metodología general del proyecto

2.1 ETAPA DE DISEÑO MECÁNICO

Esta etapa describe el diseño de cada una de las piezas que conforman al Sistema Ortésico Activo (SOA), así como la selección de actuadores que brindan movimiento a cada uno de los GdL que integran el dispositivo. La fabricación de las piezas se realizó mediante Impresión Tridimensional (I3D). El SOA se encuentra compuesto por cinco GdL que coinciden con las principales articulaciones del MS. Dichas articulaciones, ejecutan los movimientos acordes a las trayectorias diseñadas considerando los rangos angulares mostrados en la Tabla 1 [7]. El movimiento de cada GdL se logra mediante la implementación y control de los motorreductores metálicos seleccionados.

Tabla 1. Rangos angulares de las articulaciones del MS [7]

Articulación	Movimiento	Símbolo	Rango angular (grados)
Escapulo-humeral	Flexión-extensión	δ	60
	Abducción-aducción	ϵ	90
Codo	Flexión-extensión	γ	145
Radio-carpiana	Flexión-extensión	α	140
	Abducción-aducción	β	50

2.2 ETAPA DE CONTROL

Este segmento considera el diseño e implementación de un algoritmo de control Proporcional-Derivativo (PD), que regula los movimientos de cada GdL del SOA en función de las trayectorias de referencia. La implementación del algoritmo PD, requiere conocer la velocidad de cada articulación en el SOA. Por esta razón, se empleó el Algoritmo Super-Twisting (AST) como un diferenciador exacto y robusto. Dicho algoritmo sirve como sensor virtual permitiendo estimar la velocidad en cada articulación.

En diversos trabajos, se han empleado señales sigmoideas para generar trayectorias de referencia en SO [8]. Considerando esto, se generaron trayectorias sigmoideas que corresponden a los movimientos que debe realizar el SOA en cada terapia, teniendo en cuenta siempre los rangos angulares de cada articulación. Un esquema de la interacción de los algoritmos y las trayectorias sigmoideas se muestra en la Figura 2.

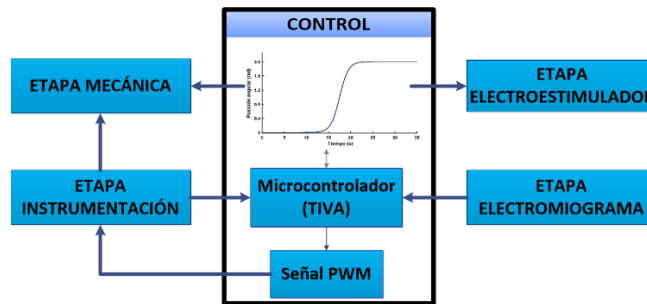


Figura 2: Diagrama general en la etapa de control

2.3 ETAPA DE INSTRUMENTACIÓN

La etapa de instrumentación (Figura 3) considera la implementación de tres subetapas electrónicas, además de un electroestimulador. La subetapa de potencia está integrada por puentes H modelo L298, encargados de ofrecer el voltaje y corriente de funcionamiento a cada uno de los actuadores del SOA. La subetapa de sensado, compuesta por sensores resistivos rotatorios, mediante los cuales se establece una relación entre el voltaje entregado y la posición angular de cada GdL. Finalmente, el aislamiento eléctrico, conformado por optoacopladores 6N137, que separan al microcontrolador usado en la etapa de control de la etapa de potencia.

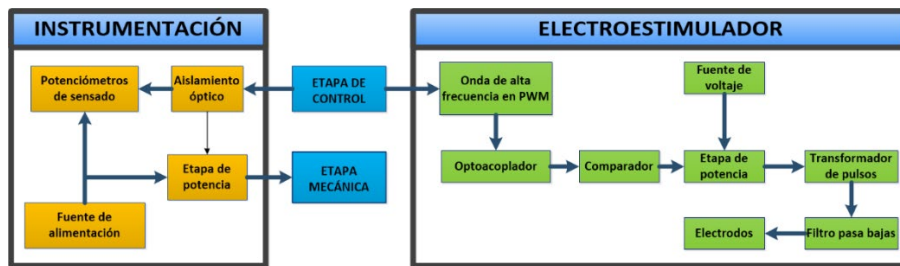


Figura 3: Diagrama esquemático en la etapa de instrumentación

2.4 ETAPA DE DESARROLLO DEL ELECTROMIOGRAFO

En esta sección, se desarrolló el dispositivo que brinda información cuantitativa del estado muscular; a través de un sensor integrado por un amplificador de instrumentación y una serie de filtros analógicos activos además de un circuito que permite obtener el valor medio absoluto de la señal (MAV). En este proyecto se emplea el sensor *Myoware*TM, el cual se caracteriza por ser una tarjeta portable y de ganancia ajustable.

2.5 ETAPA DE DESARROLLO DEL ELECTROESTIMULADOR

En esta sección se construyó el sistema de electroestimulación encargado de producir diversas formas de onda para producir la electroestimulación sobre el MS. Dicho sistema es capaz de regular amplitud y frecuencia de cada forma de onda generada según el estado electrofisiológico del músculo.

3. RESULTADOS

3.1 ESTRUCTURA MECÁNICA E INSTRUMENTACIÓN

EL SOA (Figura 4A) se conforma por los segmentos de: mano (verde), antebrazo (vino), brazo (rojo) y hombro (azul). Cuenta con un sistema de sujeción (negro) el cual permite colocarla sobre el paciente (Figura 4C). La Figura 4B esquematiza la colocación del sensor y actuador correspondientes al GdL α .

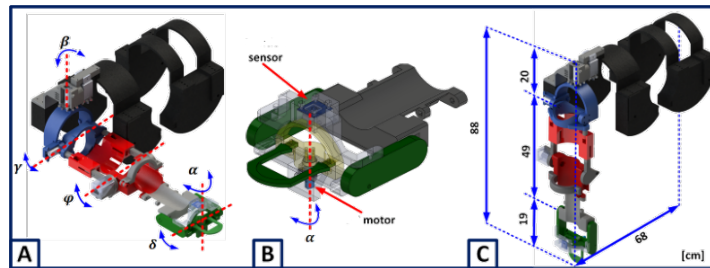


Figura 4: Diseño del SOA

La manufactura de cada una de las piezas que integran al SOA, se realizó mediante técnicas de I3D. El polímero ácido poliláctico se empleó para fabricar las piezas. La Figura 5 muestra el SOA parcialmente construido y colocado sobre un sujeto de prueba, cabe destacar que cuenta solamente con los elementos primarios como son sensores y actuadores.



Figura 5: SOA colocado en el MS del usuario

3.2 ETAPA DE CONTROL

Los algoritmos de control propuestos se implementaron en simulación sobre un modelo simplificado (Figura 6). Dicho modelo se obtiene al exportar el ensamblaje del SOA creado en *SolidWorks*® al ambiente de *Simulink*® en *Matlab*®, este proceso se llevó a cabo empleando *SimMechanics Link*®. El algoritmo PD en conjunto con el AST fueron implementados para resolver el problema de seguimiento de trayectoria del SOA. Es importante mencionar que el modelo a bloques en simulación permite obtener la medición de posición y velocidad de cada uno de los GdL que integran al SOA. El control PD está descrito por la Ecuación (1).

$$u = -k_1 e - k_2 \dot{e}, \quad \dot{e} = \frac{de}{dt} \quad (1)$$

Donde: $k_1, k_2 > 0$ son ganancias que ajustan el tiempo de convergencia del control PD, e es el error de seguimiento, obtenido de la diferencia entre la posición actual del GdL y la referencia, u es la ley de control y \dot{e} indica la primera derivada con respecto al tiempo de e

[9]. Se implementó el AST como derivador exacto y robusto. Así, si la señal a ser derivada es $w_1(t) = r(t)$, entonces se estima su derivada está dada por la Ecuación 2.

$$\begin{aligned}\ddot{\bar{w}}_1(t) &= -\lambda_1 |\Delta w(t)|^{1/2} \text{sign}(\Delta w(t)) + \ddot{\bar{w}}_2(t) \\ \ddot{\bar{w}}_2(t) &= -\lambda_2 \text{sign}(\Delta w(t)) \\ \Delta w(t) &= \bar{w}_1(t) - r(t)\end{aligned}\quad (2)$$

Donde: $r(t)$ es la señal a diferenciar, $\ddot{\bar{w}}_1(t)$ indica la salida del diferenciador, sign es la función signo y las constantes $\lambda_1, \lambda_2 > 0$ son las ganancias propuestas para garantizar la convergencia en tiempo finito a la estimación de la derivada [10].

Los fotogramas de la Figura 6 ejemplifican el movimiento del SOA al implementar los algoritmos PD y AST sobre el modelo simplificado. La simulación comienza con la posición inicial del SOA en 0.0 s, posteriormente se observa la posición del SOA en diferentes momentos hasta 8.0 s donde culmina un ciclo de terapia.

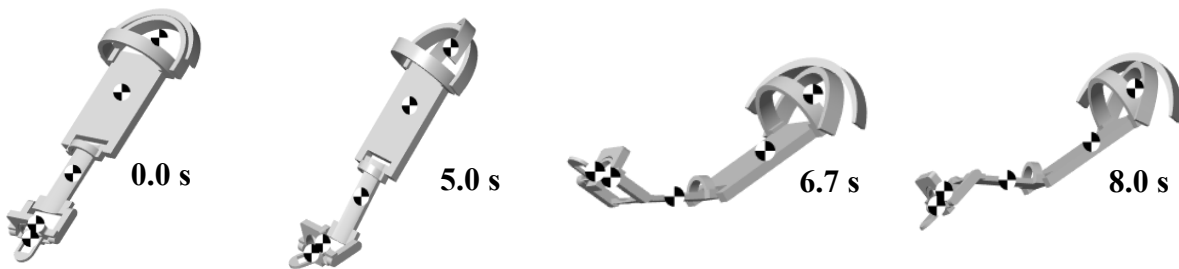


Figura 6: Fotogramas obtenidos al implementar el control PD sobre el SOA en simulación

Dado que se quiere implementar el AST para estimar $\dot{\epsilon}$. Se comprobó el desempeño del AST comparando la derivada de la posición angular proporcionada por el sensor virtual con que cuenta cada articulación en *Simulink*® y la derivada estimada por el AST. En la Figura 7 se muestra la derivada estimada para el movimiento de aducción-abducción de la articulación espleno-humeral, en donde el AST estima y converge hacia la derivada del sensor virtual en menos de 30 ms.

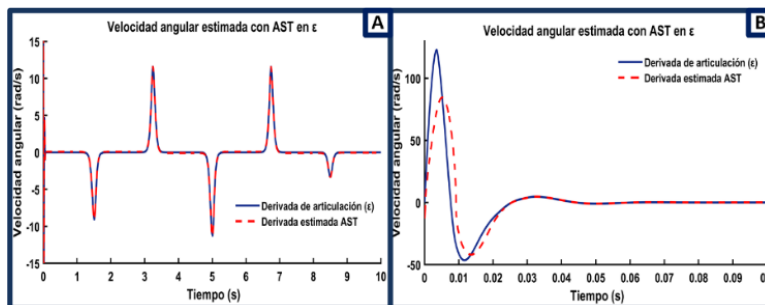


Figura 7: Velocidad angular estimada por AST (A), zoom de la misma (B)

Se comparó el desempeño del algoritmo PD y del controlador PD+AST. La Figura 8A y 8B muestra el desempeño obtenido, correspondiente a la articulación esplenohumeral. Ambos controladores convergen a la trayectoria en un tiempo cercano a los 60 ms, el controlador PD presenta oscilaciones en ciertos puntos de la trayectoria, mientras que el PD con AST presenta un mejor desempeño al realizar el seguimiento de trayectoria.

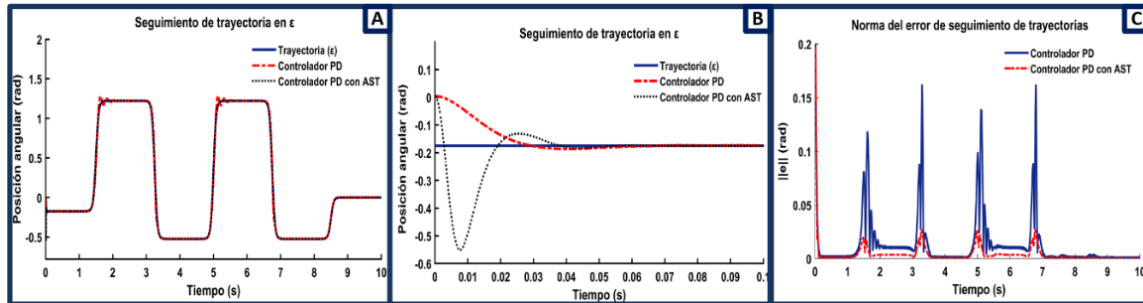


Figura 8: Seguimiento de trayectorias (A) y (B). Norma del error de seguimiento (C)

Para corroborar la eficiencia del PD+AST se comparó la norma del error (Figura 8C) de ambos controladores (PD y PD+AST), donde se observa que la norma del controlador PD+AST es menor incluso en la transición de las trayectorias, lo cual es necesario en un sistema cuyo objetivo es proporcionar terapia. La etapa de control entrega las señales de control que permiten el movimiento del SOA. Para tal fin, los algoritmos de control se implementaron en la tarjeta electrónica TIVA C Series TM4C1294XL®. Para poder realizar el control de las trayectorias, se mide la posición angular en la que se encuentra cada GdL del SOA y se obtiene el error de posición. Mediante la implementación del algoritmo de control PD, se determina una señal con modulación de ancho de pulso (PWM por sus siglas en inglés) que controlará la velocidad y dirección de giro del respectivo GdL.

3.3 ETAPA DE ELECTROMIOGRAFÍA

Si la señal resulta con una amplitud cercana a la de un sujeto sano, la acción de movimiento de la órtesis deberá ser mínima, por el contrario, si dicha amplitud es menor que la de un sujeto sano. El SOA deberá ayudar al paciente a completar la acción de terapia, obteniendo así la retroalimentación del avance que tiene el paciente al transcurrir las sesiones.

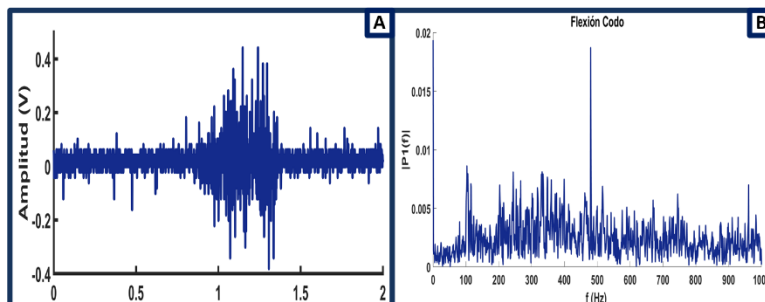


Figura 9: Señal electromiográfica sin rectificar (A) y su transformada de Fourier (B)

4. CONCLUSIONES

El SOA diseñado satisface los rangos angulares las cinco principales articulaciones del MS. Así mismo, el controlador PD logró resolver el seguimiento de las trayectorias sin realizar pruebas en pacientes. Aplicando el AST se logró estimar la derivada del error del seguimiento de trayectorias mejorando el desempeño del controlador propuesto al converger más rápido que el PD sin AST. La adquisición de las señales de electromiográfica permitió establecer un parámetro del estado electrofisiológico de los músculos del MS. Dicha información permitirá adecuar el movimiento generado por el SOA en función del grado de rehabilitación del paciente. El sistema desarrollado en este trabajo es una de las primeras variantes de SOA con retroalimentación electromiográfica que integra un sistema de electroestimulación regulada.

5. REFERENCIAS

- [1]. V. Kumar, A. Abbas y J. Aster, Robbins Patología Humana, Madrid: ELSEVIER, 2013.
- [2]. S. Mesías, «Órtesis de hombro con sistema de electroestimulación y termoterapia,» Instituto Tecnológico Metropolitano, Colombia, 2015.
- [3]. Boada Gordón y et al, Guía descriptiva de ortoprótesis, Madrid: Ministerio de Sanidad y Consumo de España, 2001.
- [4]. E. Portillo, «Diseño conceptual órtesis mecatrónica para la rehabilitación de la parálisis parcial,» UNAM, México, 2012.
- [5]. F. Resquín, A. Cuesta, J. Gonzalez-Vargas, F. Brunetti, D. Torricelli, F. Molina, R. Cano, J. Miangolarra y J. Pons, «Hybrid robotic systems for upper limb rehabilitation after stroke: A review,» Elsevier, España, 2016.
- [6]. M. O. Nathalia Suárez Sanabria, «Biomecánica del hombro y bases fisiológicas de los ejercicios de Codman,» *CES Medicina*, vol. 27, nº 2, 2013.
- [7]. H. Taboadela, «Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales,» *Buenos Aires: Asociart ART*, pp. 92 - 98, 2007.
- [8]. Cruz, M. Ballesteros, I. Salgado y I. Chairez, «Assisted Rehabilitation by Robotic Orthosis of Spinal Cord and Back Injuries.,» de *VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014*, Paraná, Argentina, 2014.
- [9]. Yigeng huangfu, Shengrong Zhuo, «Super-Twisting Differentiator-Based High Order Sliding Mode Voltage Control Design for DC-DC Buck Converters,» *Energies*, p. 17, 2016.
- [10]. Salgado, I. Chairez, O. Camacho y C. Yañez, «Super-twisting sliding mode differentiation for improving PD controllers performance of second order systems,» *ISA Transactions*, p. 11, 2014.