

Sistema de rehabilitación con enfoque en control de modos deslizantes Rehabilitation system with a focus on sliding mode control

L.E. Leduc-Sahagún ^{a,*}, M.F. Ballesteros-Escamilla ^a, D. Cruz-Ortiz ^b

^aLaboratorio de Robótica Médica y Bioseñales, CIDETEC-IPN, 07700, CDMX, México.

^bLaboratorio de Robótica Médica y Bioseñales, UPIBI-IPN, 07340, CDMX, México.

Resumen

Este trabajo describe el diseño de ArMexo, un exoesqueleto robótico para miembro superior que considera como cuatro grados de libertad (GDL) para movilizar las articulaciones del codo y muñeca. Se consideraron las dimensiones antropométricas promedio de la población mexicana en un rango de 18 a 64 años, por lo que se puede ajustar en longitud en tres segmentos (altura de la rodilla, longitud del antebrazo, longitud de la mano). Los movimientos que se pueden realizar con ArMexo son desviación radial y cubital, flexión (F) y extensión (E) de la muñeca, pronación y supinación de la muñeca, además de F y E del codo. ArMexo fue manufacturado mediante impresión 3D utilizando como material el ácido poliláctico y segmentos de fibra de carbono. Se consideraron cuatro motores sin escobillas como actuadores para cada GDL, que incorporan sensores de posición, velocidad y par, acoplando un microcontrolador donde un algoritmo de control de modo deslizante de primer orden (FOSM) regula el seguimiento de la trayectoria de cada GDL del ArMexo. Se implementó un controlador proporcional-derivativo como parte de los resultados obtenidos para comparar el rendimiento del FOSM propuesto. Los resultados experimentales muestran que el controlador propuesto garantizó el seguimiento de trayectorias de referencia con una norma de error inferior a seis grados.

Palabras Clave: Exoesqueleto, rehabilitación, miembro superior, modos deslizantes.

Abstract

This work describes the design of ArMexo, a robotic upper limb exoskeleton that considers four degrees of freedom (DOF) to mobilize the elbow and wrist joints. The average anthropometric dimensions of the Mexican population ranging from 18 to 64 years were considered so that it can be adjusted in length in three segments (knee height, forearm length, and hand length). The movements that can be performed with ArMexo are radial and ulnar deviation, wrist flexion (F) and extension (E), wrist pronation, and supination, in addition to F and E of the elbow. ArMexo was manufactured by 3D printing technics using polylactic acid and carbon fiber segments. Four brushless motors were considered as actuators for each DOF; they have position, speed, and torque sensors coupled to a microcontroller where a first-order sliding mode (FOSM) control algorithm regulates the trajectory tracking of each ArMexo DOF. A proportional-derivative controller was implemented as part of the results obtained to compare the performance of the proposed FOSM. It is delivered, maintained, and precise, allowing for quantitative evaluations to be obtained. Experimental results demonstrate that the proposed controller ensures guaranteed tracking of reference trajectories with an error rate of less than 6 degrees.

Keywords: Rehabilitation, exoskeleton, upper limb, sliding modes.

1. Introducción

El Instituto Nacional de Estadísticas Geografía e Informática de México (INEGI), reportó en el 2023 que 8.9 millones de mexicanos padecen de una discapacidad. La cifra anterior, representa el 6.8 % de la población que presenta una discapacidad

en territorio nacional, siendo esta una cifra mayor en comparación con la obtenida en el 2018, representando el 6.3 %. El grupo poblacional más afectado por alguna discapacidad son los adultos de 60 años en adelante representando el 49.4 % de la población, por otro lado la población de 30 a 59 años siendo el 34.2 %. Asimismo, el INEGI indicó que cerca del 12.3 %

* Autor para correspondencia: lleducs1400@alumno.ipn.mx

Correo electrónico: lleducs1400@alumno.ipn.mx (Luis Eduardo Leduc-Sahagún), mballesterose@ipn.mx (Mariana Felisa Ballesteros-Escamilla), dcruzo@ipn.mx (David Cruz-Ortiz)

Historial del manuscrito: recibido el 11/07/2025, última versión-revisada recibida el 07/01/2026, aceptado el 14/11/2025, publicado el 25/03/2026. **DOI:** <https://doi.org/10.29057/icbi.v14iEspecial1.15486>



las personas que cuentan con una discapacidad presentan dificultades al realizar diversas actividades, tales como bañarse, vestirse y comer. Aunado a esto, otro grupo de personas se enfrenta a la dificultad de mover los brazos y manos durante sus actividades de la vida diaria (AVD) (de Estadística y Geografía, 2024). La terapia de rehabilitación es una alternativa para tratar la discapacidad, ya que se busca mejorar la calidad mediante la movilización de los segmentos o el segmento afectado. Sin embargo, las terapias convencionales conllevan un proceso arduo y que consume tiempo dependiendo de la cantidad de recursos disponibles, así como del personal médico, y el cuidado adecuado del paciente (Righi *et al.*, 2021). Debido a las limitaciones de la terapia convencional planteadas con anterioridad y la alta demanda del servicio ha impulsado el desarrollo e introducción de enfoques novedosos y más eficientes en el área de rehabilitación, de esta forma se incluye la implementación de sistemas robóticos, ya que permiten una rehabilitación intensiva, de forma precisa, segura y obteniendo resultados cuantitativos (Qasim y Wan Hasan, 2020). En general, los sistemas robóticos de rehabilitación son programados para calcular el par necesario para controlar los movimientos en cada una de las articulaciones (Bogue, 2018; Głowiński y Błażejowski, 2019). Es por ello, que resulta de gran relevancia la implementación de algoritmos de control para regular y garantizar el seguimiento de las trayectorias deseadas. Por lo anterior, las estrategias de control de posición son normalmente implementados en robots de rehabilitación para movilizar las juntas en los ángulos deseados y en consecuencia, los miembros del usuario también son movilizables de acuerdo a las trayectorias de referencia implementadas (Meng *et al.*, 2015); una de las técnicas de control es el controlador proporcional derivativo (PD), este controlador no requiere una identificación del sistema, se utilizan los errores de posición y velocidad. Sin embargo, la sintonización de las ganancias consumen tiempo, ya que de realizar de forma inadecuada este ajuste genera valores de par que podrían dañar los actuadores y al usuario (Yu *et al.*, 2013; Bauer y Pan, 2020). Asimismo, este esquema de control no es de las mejores opciones para implementarse en sistemas con dinámicas no lineales. Otro algoritmo de control utilizado en sistemas de rehabilitación robótica son: el control de impedancia que tiene como objetivo que los errores de velocidad y posición sigan las trayectorias de movimiento deseadas, esto permite una interacción más estable entre los exoesqueletos y pacientes en entornos rígidos. Sin embargo, este tipo de algoritmos se ven comprometidos en cuanto a su precisión y exactitud debido a la inestabilidad que pueden presentar cuando la impedancia es alta (Riener *et al.*, 2005; Bauer y Pan, 2020). Por otro lado, el control por admitancia es otra técnica para solventar el seguimiento de trayectoria en los sistemas robóticos de rehabilitación, ya que este algoritmo permite movimientos suaves, sin embargo, también puede causar una sensación de movimientos no reales al usuario (Proietti *et al.*, 2016). Como consecuencia, este tipo de estrategias requieren relaciones de transmisión altas para asegurar un movimiento con precisión, lo que produce una desestabilización del sistema cuando la admitancia es alta (Bauer y Pan, 2020). Particularmente, estos algoritmos requieren un control basado en modelos para establecer una relación dinámica entre la dinámica el movimiento del sistema y las interacciones entre el humano y el robot, lo que conlleva gran dificultad al imple-

mentarse en sistemas con geometrías complejas. Los controles adaptativos son capaces de ajustar las varianzas desconocidas del sistema ya que los parámetros del controlador son actualizados en función de la diferencia entre los datos obtenidos por los sensores del sistema y los de un modelo de referencia, de esta forma, es posible compensar las incertidumbres del modelo, sin embargo, estos métodos no son capaces de manejar perturbaciones externas en el sistema y cambios bruscos en los parámetros (Bauer y Pan, 2020). El control por modos deslizantes (SMC por sus siglas en inglés) es un método que surge como propuesta para solucionar las desventajas de los controles antes mencionados, ya que el SMC es estable pese a las perturbaciones del sistema y a las incertidumbres paramétricas, esto se debe a que es un algoritmo de control robusto, es por ello que se propone su implementación en los sistemas robóticos de rehabilitación debido a la complejidad de obtener un modelo matemático que considere todas las variables dentro de este tipo de sistemas. (Teng *et al.*, 2020). Se han propuesto diferentes técnicas para hacer que el SMC sea adaptativo, como la implementación de un límite de restricción, la incorporación de un control proporcional-integral-derivativo (PID), la aplicación de una lógica difusa, integrar un observador de perturbaciones no lineales, un SMC de línea base, y el uso de un SMC de terminal rápido (Ahmed *et al.*, 2019). Basado en los argumentos anteriores, este trabajo presenta el desarrollo de un sistema asistivo de rehabilitación de miembro superior (SARMS), llamado ArMexo. Las principales contribuciones son:

- Un diseño propio de un SARMS de cuatro grados de libertad (GDL), considerando las dimensiones antropométricas de la población mexicana adulta.
- La implementación de un control por modos deslizantes de primer orden (FOSM por sus siglas en inglés) para garantizar el seguimiento de trayectoria de ArMexo.

1.1. Descripción biomecánica del sistema

El sistema propuesto considera cuatro GDL como parte de su estructura mecánica, estos GDL corresponden a los movimientos de flexión/extensión del codo (FEC), la pronación/supinación de la muñeca (PSM), la desviación radial/ulnar de la muñeca (RUM) y la flexión/extensión de la muñeca (FEM). Estos movimientos fueron considerados, ya que de acuerdo con la literatura son los movimientos más relevantes para la ejecución de las actividades de la vida diaria (AVD). Los rangos de movimiento (RM), la velocidad y el par necesario para realizar las AVD fueron consultadas en (Boissy *et al.*, 1998) respectivamente. Por otro lado, para definir las dimensiones necesarias para poder desarrollar a ArMexo, se analizaron los datos obtenidos de 203 hombres y 278 mujeres de nacionalidad mexicana en un rango de edad de 18 a 64 años de edad. Las medidas que se tomaron en cuenta para el diseño son la longitud del antebrazo, la longitud y el ancho de la mano, y la altura del suelo a la rodilla (Chaurand *et al.*, 2007). La Tabla 1 resume las medidas consideradas en este trabajo, como el par y la velocidad de los actuadores utilizados.

Posterior a que las medidas antropométricas fueron analizadas, se definieron las dimensiones principales del sistema. La Figura 1 muestra una vista isométrica de ArMexo, que muestra A) el segmento de la base de aluminio utilizado para soportar el

Tabla 1: Dimensiones de la población mexicana y ArMexo. Datos biomecánicos de miembro superior.

Dimensiones	Humanas			ArMexo		
Altura del suelo al piso		71.7 cm			71 - 76 cm	
Longitud del antebrazo		23.5 cm			25.8 - 28.8 cm	
Longitud de la mano		17.1 cm			7.2 - 12 cm	
Ancho de la mano		9.3 cm			9.6 cm	
	ROM	Velocidad	Par	ROM	Velocidad	Par
FEC	140°/0°	173 grados/s	17.5 Nm	60°/0°	3618 grados/s	12 Nm
PSM	100°/100°	489 grados/s	15.3 Nm	25°/25°	3618 grados/s	12 Nm
RUM	35°/35°	204 grados/s	10.4 Nm	35°/35°	1398 grados/s	9 Nm
FEM	85°/85°	233 grados/s	8.5 Nm	60°/60°	1398 grados/s	9 Nm

SARMS, B) el ancho de la mano, en C) la altura del dispositivo es ajustable de 71 a 76 cm, en D) a longitud de la mano que es ajustable según las necesidades del usuario de 7.2 a 12 cm, en E) la longitud del antebrazo que es ajustable de 25.8 a 28.8 cm, F) es el ángulo de incidencia que se forma entre el humero y el radio, que se consideró de 12.5° para el diseño ya que es el promedio según los valores de hombres y mujeres Scarborough *et al.* (2019). Estas dimensiones se muestran en la Tabla 1.

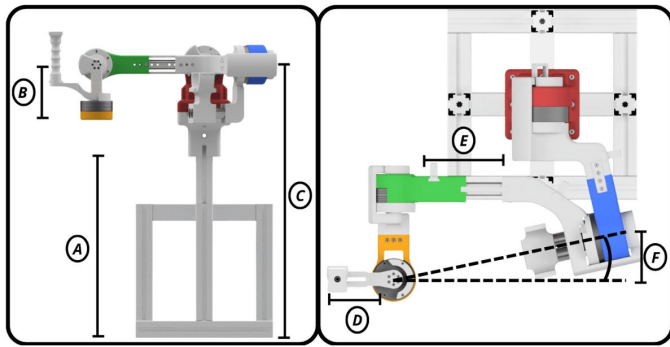


Figura 1: Segmentos principales que conforman a ArMexo. A) Base metálica B) Segmento del ancho de la mano C) Altura del dispositivo D) Segmento de longitud de la mano E) Segmento ajustable del antebrazo F) Ángulo de incidencia.

1.2. Cinemática del exoesqueleto

Dado que ArMexo considera cuatro DoF en su estructura mecánica, la Figura 2 muestra un esquema general para evidenciar la colocación del usuario en el sistema. En la Figura 2 se muestra el modelo CAD de ArMexo, donde las articulaciones de la muñeca están alineadas en un marcador azul, y la articulación de FEC está alineada con la articulación del usuario. Es importante mencionar que al diseñar el exoesqueleto se consideró el ángulo de incidencia en el miembro superior, el cual es de 12.5 grados ya que se tomó el promedio de 11 grados en hombres y 14 grados en mujeres (Scarborough *et al.*, 2019) (observe Figura 1 F). En particular, la Figura 2 se muestra la distribución de cada DoF; en rojo se muestra el eje de rotación de FEC, este GDL ahora se denotará por δ ; en rojo, el eje de PSM en azul, descrito por γ . El eje de RUM se muestra en verde con β , mientras que FEM está en naranja, representado por α .

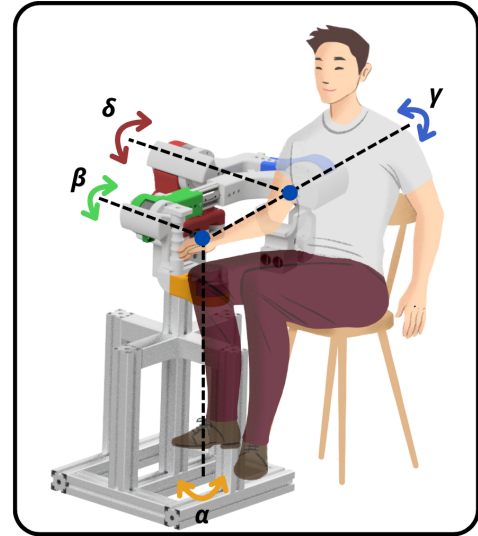


Figura 2: Representación de ArMexo y sus GDL.

1.3. Manufactura del sistema

Las piezas que integran este dispositivo se fabricaron mediante técnicas de impresión tridimensional con ácido poliláctico (PLA por sus siglas en inglés) como material principal (debido a su biocompatibilidad y uso en el dispositivos y aplicaciones medicas Ramot *et al.* (2016)) y un relleno de 70 %. Además, se utilizó un segmento tubular de fibra de carbono en el segmento ajustable del antebrazo, así como en la parte interna de la unión entre el segmento FEC-PSM y dos segmentos adicionales para el soporte codo-antebrazo. La base que soporta todo el sistema se mecanizó con perfiles de aluminio de 4,5 x 4,5 cm. Los materiales utilizados para este dispositivo se consideraron debido a sus propiedades mecánicas (Jiang *et al.*, 2020). El cableado de cada actuador se fijó en la parte posterior de cada articulación, donde el diseño estructural permite el paso del cableado, evitando el contacto directo con el usuario.

1.4. Actuadores y microcontrolador

La instrumentación electrónica del sistema considera el uso de cuatro motores sin escobillas CubeMars, cada uno alimentado por una fuente de 24 V y 40 A. Los controladores para cada motor incluye un codificador absoluto de 14 bits, que permite registrar la posición angular de cada actuador con una resolución de 0,1 grados, así como la velocidad, el par y la temperatura de cada uno. Cabe destacar que para FEC y PSM se utilizan motores modelo AK-80-6, que, como se muestra en la Tabla

1, son capaces de proporcionar un par de 12 Nm, con una velocidad de 3618 grados/s, mientras que para RUM y FEM se utilizaron motores modelo AK-60-6, que proporcionan 9 Nm de par y una velocidad de 1398 grados/s (CubeMars, b,a). El par de salida del motor y su diseño hacen que estos actuadores sean adecuados para el dispositivo, ya que pueden alinearse directamente con cada articulación sin necesidad de sistemas de transmisión adicionales.

Este trabajo utiliza el protocolo de comunicación CAN para recibir y enviar información de cada actuador al microcontrolador. El microcontrolador, Texas Instruments LAUNCHXL-F28379D, cuenta con doble núcleo con capacidad de procesamiento de 32 bits y un módulo CAN para aplicaciones de control en tiempo real, ya que admite velocidades de hasta 1 Mbit/s. En el microcontrolador se implementa un algoritmo de control FOSM para cada actuador. Este control FOSM regula el valor de corriente enviado al motor para obtener el par deseado para realizar la movilización en cada GDL.

1.5. Integración del sistema

Una vez establecidos todos los elementos que componen al ArMexo, el siguiente paso consistió en la integración del sistema. La figura 3 muestra la distribución de los cuatro grados de libertad en el sistema, denotados por α, β, γ y δ , respectivamente. Cabe destacar que cada articulación del ArMexo cuenta con topes mecánicos que delimitan el rango de movimiento (ROM) para garantizar la seguridad del usuario.

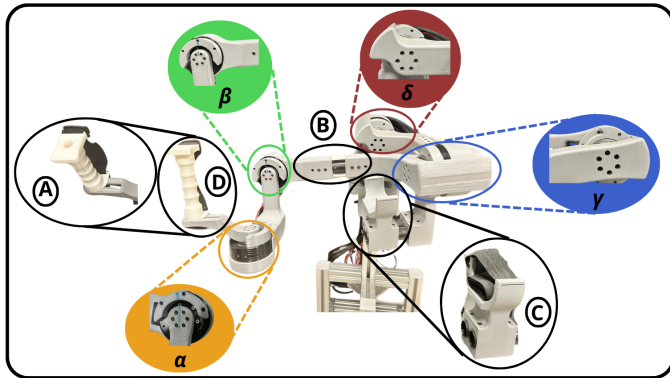


Figura 3: Integración del sistema, A) Longitud ajustable de la mano, B) Segmento ajustable del antebrazo, C) Soporte del antebrazo, D) Mango.

El sistema propuesto considera sus elementos de estructura mecánica, lo que le permite ajustarse a usuarios con diferentes dimensiones antropométricas. La distancia entre las articulaciones del dispositivo garantiza que el usuario pueda realizar movimientos naturales de muñeca, antebrazo y codo en todo su ROM sin generar colisiones entre los diferentes elementos que componen al sistema. La figura 3 muestra los segmentos principales del dispositivo: A) muestra el segmento de longitud ajustable de la mano y B) el segmento de longitud ajustable del antebrazo. Las dimensiones ajustables consideradas para el sistema se resumen en la tabla 1, donde se puede observar que la altura del exoesqueleto, la longitud del segmento del antebrazo y la longitud de la mano pueden modificarse.

Por otro lado, el sistema cuenta con un soporte para el codo (véase la Figura 3 C) para facilitar su uso por parte del usuario.

Cabe destacar que el soporte diseñado permite la correcta alineación de las articulaciones FEC y PSM, así como un punto de apoyo para aquellos usuarios que no pueden mantener una postura durante períodos prolongados durante las sesiones de rehabilitación y evitar movimientos compensatorios. Este soporte también cuenta con una banda que se ajusta fácilmente al antebrazo del usuario.

Finalmente, la Figura 3 D) muestra un mango para que el usuario sujete el dispositivo. Este mango permite la correcta alineación de la muñeca con las articulaciones del ArMexo. Si el usuario no puede sujetar el mango, cuenta con una banda para mantener la mano en esa posición.

1.6. Interfaz de usuario

En cuanto al software, se utilizaron dos códigos para operar el sistema ArMexo. El primer código se programó con Simulink desde Matlab®, el cual se integró en el microcontrolador mediante la herramienta de procesadores C2000. Por otro lado, existe una interfaz gráfica de usuario (GUI por sus siglas en inglés), también desarrollada en Simulink, donde el operador del sistema puede monitorear el funcionamiento del exoesqueleto. En la GUI, las señales obtenidas de cada actuador se pueden mostrar simultáneamente, indicando la posición angular, la velocidad y el par. Al mismo tiempo, esta interfaz activa y detiene el funcionamiento de los actuadores, lo que permite ajustar las ganancias de los algoritmos de control que se puedan implementar. Esta interfaz también cuenta con un botón para establecer los puntos iniciales de posición del usuario.

2. Estrategia de control

Consideremos el sistema ArMexo como el vector $\mu \in \mathbb{R}^4$ definido como $\mu = \{\alpha, \beta, \gamma, \delta\}$ denota el vector de posición del sistema. Luego, se definen las variables de estado como $x_1 \in \mathbb{R}^4$ y $x_2 \in \mathbb{R}^4$, con $x_1 = \mu$ y $x_2 = \dot{\mu}$.

Siguiendo la metodología propuesta en (Cruz-Ortiz *et al.*, 2022), y teniendo en cuenta que cada GDL de ArMexo esta actuado de forma independientemente, cada articulación puede ser descrita en forma general mediante la siguiente ecuación diferencial de segundo orden.

$$\begin{aligned} \dot{x}_{1,j}(t) &= x_{2,j}(t), \\ \dot{x}_{2,j}(t) &= f_j(X, t) + g_j(x_1, t)\tau_j(t) + \chi_j(X, t), \end{aligned} \quad (1)$$

Donde el vector de estado del sistema está dado por $X = \begin{bmatrix} x_1^T & x_2^T \end{bmatrix}^T$. La salida del sistema se denota por $y_j \in \mathbb{R}^2$, que satisface $y_j = \begin{bmatrix} x_{1,j} & x_{2,j} \end{bmatrix}^T$, $j = \{1, 2, 3, 4\}$. En la ecuación (1), la función no lineal $f_j : \mathbb{R}^8 \times \mathbb{R}^+ \rightarrow \mathbb{R}$ denota el término de deriva del exoesqueleto, que es desconocido pero se supone localmente Lipschitz, $g_j : \mathbb{R}^4 \times \mathbb{R}^+ \rightarrow \mathbb{R}$ se supone que la función asociada a la entrada es invertible $\forall t \in \mathbb{R}^+$, $\tau_j : \mathbb{R}^+ \rightarrow \mathbb{R}$ denota la señal de control para la j -ésimo DoF del ArMexo, mientras que la función no lineal $\chi_j : \mathbb{R}^8 \times \mathbb{R}^+ \rightarrow \mathbb{R}$ representa las incertidumbres internas y las perturbaciones externas limitadas que afectan al sistema, dicha función es acotada.

2.1. Planteamiento del problema

En este estudio, el problema de control se puede definir en términos de resolver el seguimiento de la trayectoria entre los estados del ArmMexo dados por $x_{1,j}$ y la trayectoria de referencia correspondiente $x_{1,j}^*$ a pesar de las perturbaciones externas. Aquí, se supone que la trayectoria deseada es una función suave diseñada como suma de funciones sigmoideas según la metodología propuesta en (Cruz-Ortiz *et al.*, 2019). Luego, se define el error de seguimiento como $e = [e_{1,j} \ e_{2,j}]^T$, donde

$$\begin{aligned} e_{1,j}(t) &= x_{1,j}(t) - x_{1,j}^*(t), \\ e_{2,j}(t) &= x_{2,j}(t) - x_{2,j}^*(t). \end{aligned} \quad (2)$$

Aquí, la derivada de la referencia se denota por $\dot{x}_{2,j}^*$. La derivada de tiempo completo de (2) satisface que

$$\begin{aligned} \dot{e}_{1,j}(t) &= e_{2,j}(t), \\ \dot{e}_{2,j}(t) &= f_j(X, t) + g_j(x_1, t)\tau_j(t) + \chi_j(X, t) - \dot{x}_{2,j}^*(t). \end{aligned} \quad (3)$$

Entonces, el planteamiento del problema puede ser reformulado como

$$\lim_{t \rightarrow \infty} \|e_{1,j}(t)\| = 0, \quad \forall t \geq 0, \quad (4)$$

Siguiendo la metodología propuesta en (Garcia-Leal *et al.*, 2023), se introduce la ley de control τ_j definir un algoritmo de control FOSM que satisfaga

$$\tau_j(t) = -\lambda_j \text{sign}(s_j(t)), \quad (5)$$

donde $\lambda_j \in \mathbb{R}^+ \setminus \{0\}$ denota la ganancia de control, mientras que $s_j \in \mathbb{R}$ representan la superficie deslizante, que satisface

$$s_j(t) = e_{1,j}(t) + \rho_j e_{2,j}(t), \quad (6)$$

con $\rho_j \in \mathbb{R}^+$ elegido como una constante positiva mayor que cero que caracteriza la convergencia del error de seguimiento.

2.2. Resultados experimentales

Como parte de la implementación del algoritmo de control, en la Figura 4 se ilustra un diagrama de flujo que describe el flujo de trabajo general del sistema, las conexiones y el envío y recepción de datos entre cada componente.

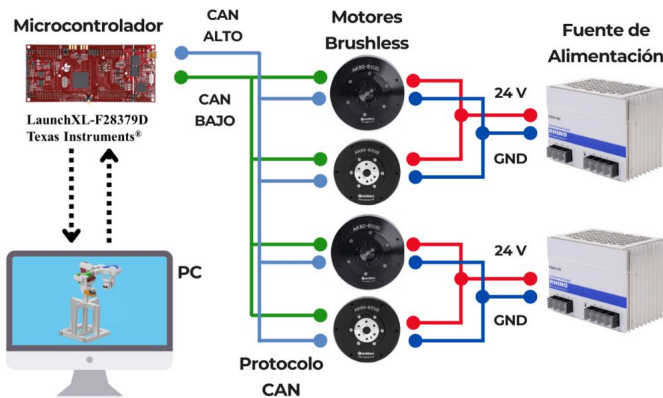


Figura 4: Diagrama de las etapas consideradas en el funcionamiento de ArMexo.

En la Figura 4, el operador del sistema ejecuta la GUI en la computadora, donde recibe el estado del sistema a través del microcontrolador. Como se mencionó anteriormente, el microcontrolador se implementa un algoritmo de control que le permite calcular el par de salida necesario para movilizar el dispositivo. El cálculo del par depende de dos parámetros principales: las ganancias enviadas a través de la GUI y los estados actuales de cada actuador. Estos estados de cada motor y el par calculado se envían a través del protocolo de comunicación CAN, donde se mantiene una comunicación bidireccional mediante un protocolo de comunicación serial con la computadora utilizada. Además, el operador puede monitorizar la posición, la velocidad y el par actuales mientras el usuario se encuentra en cada sesión de articulación de muñeca y codo, mientras se produce la interacción hombre-máquina.

Se implementaron dos esquemas de control para comparar el desempeño obtenido como parte de los resultados experimentales: un FOSM y un controlador PD convencional. Para lograr una implementación de control correcta, se requieren la posición y la velocidad de cada actuador. En este caso, ambas señales son proporcionadas por el sistema de actuación. Sin embargo, la velocidad que se obtiene de los actuadores presenta ruido en la señal, es por ello que se estima utilizando dos métodos, el primero es el método de Euler, y el segundo se realiza mediante la implementación del control considera un diferenciador llamado algoritmo de Super-Twisting (STA por sus siglas en inglés) para calcular la derivada del error de seguimiento como se reporta en el trabajo de Salgado *et al.* (2014), es por ello que para la implementación del algoritmo PD y FOSM se utiliza el valor de la velocidad estimada obtenida del método del STA.

2.3. Implementación del control

Como se mencionó previamente, cada trayectoria de referencia se diseñó como la suma de cuatro funciones sigmoideas, siguiendo la metodología propuesta en (Cruz-Ortiz *et al.*, 2019). Sin embargo, no se limita a otras trayectorias. Estas deben ser suaves, continuas y al menos dos veces diferenciables. Se consideraron los ROM de la Tabla 1. Cada trayectoria de referencia comienza en 0 grados; la primera sigmoide alcanza el valor positivo máximo, la segunda se utiliza para regresar a 0 grados, la tercera va de cero al valor negativo máximo y la última regresa a cero. La suma de estas cuatro sigmoideas tiene una duración de 11,75 segundos. Para este trabajo, esta señal se repitió cuatro veces.

La frecuencia del control PD y FOSM es de 1600 Hz. Las ganancias de ambos controles se seleccionaron experimentalmente y se muestran en la Tabla 2. La Figura 5 muestra el seguimiento de la trayectoria de la articulación β , con el desempeño del controlador PD en el primer gráfico. Observe que el seguimiento de la trayectoria presenta desviaciones en t de 10, 30 y 43 segundos. Por otro lado, el control FOSM presenta un mejor desempeño durante los 47 segundos de la prueba. El mismo comportamiento ocurre con γ , donde el controlador FOSM mostró un desempeño superior. Véanse las Figuras 5 y 6 respectivamente.

Tabla 2: Ganancias utilizadas para los algoritmos de control propuestos.

GDL	Ganancias PD				Ganancias FOSM			
	k_1	k_2	k_p	k_d	k_1	k_2	λ	ρ
FEC	200	180	0.53	0.0019	200	180	0.23	10
PSM	200	180	1.8	0.009	200	180	0.22	10
RUM	300	280	0.6	0.08	300	280	0.27	10
FEM	260	210	1.35	0.055	260	210	0.07	10

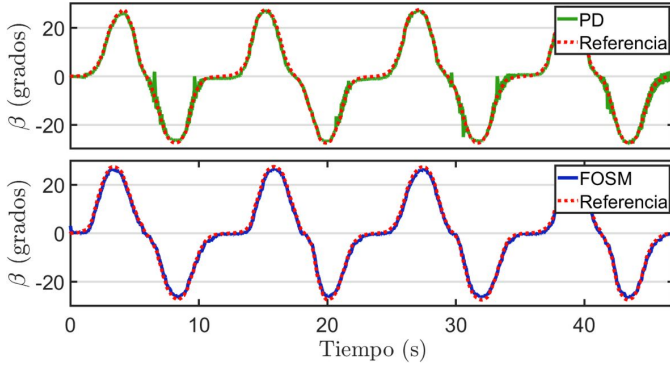
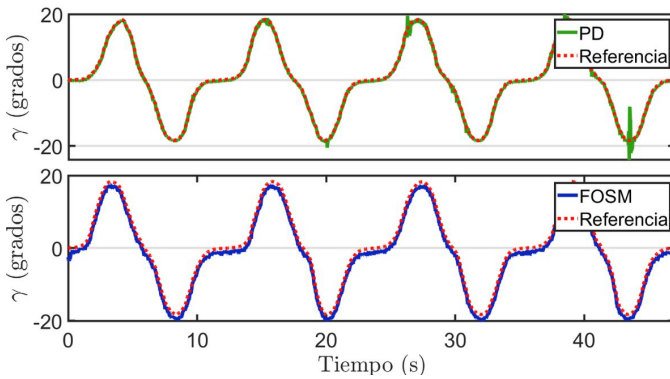
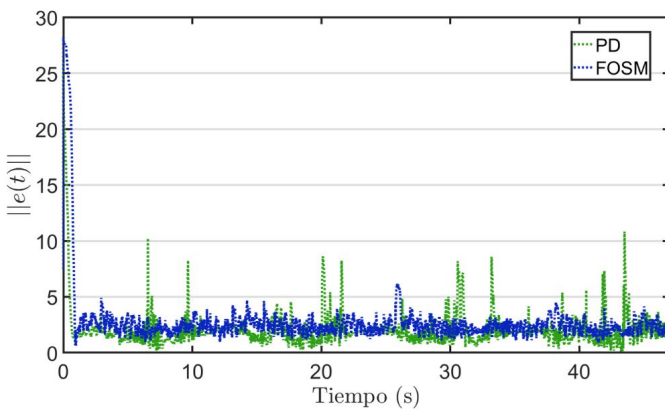
Figura 5: Seguimiento de trayectoria de β .Figura 6: Seguimiento de trayectoria de γ .

Figura 7: Comparación de la norma de error obtenida con los controladores PD y FOSM.

Para resumir el desempeño obtenido con ambos controla-

dores implementados, la Figura 7 muestra la norma del error de seguimiento de trayectoria de ambos controladores: el controlador PD en azul y el controlador FOSM en verde. Observe que la convergencia de ambos controladores ocurre en los primeros segundos de la prueba. Sin embargo, el algoritmo PD presenta oscilaciones de entre 5 y 12 grados, mientras que el FOSM presenta un pico de 7 grados.

Finalmente, la Figura 8 muestra la integral de la norma de las señales de control. Esta figura evidencia que el consumo de energía del FOSM es mayor que el del controlador PD, como se espera según se indica en la literatura debido al consumo de corriente debido a los efectos de chattering característico de los algoritmos de control por modos deslizantes.

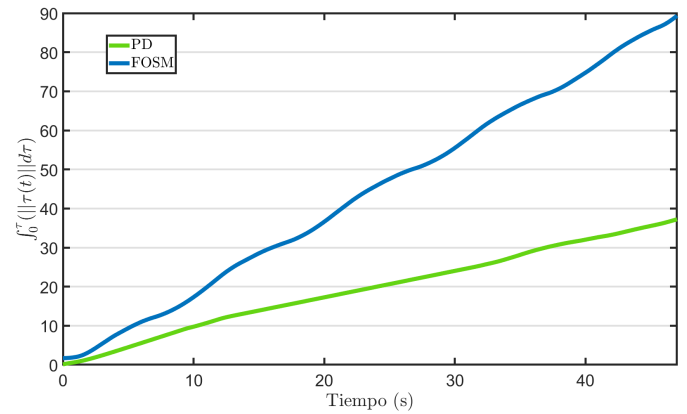


Figura 8: Integral de la norma de la señal de control.

3. Conclusiones

En este trabajo, se diseñó un SARMS según las dimensiones antropométricas de la población adulta mexicana. Como resultado, se obtuvo un dispositivo funcional y ajustable que permite alinear las articulaciones del miembro superior con los GDL del dispositivo, permitiendo un movimiento natural en cada uno de los movimientos de las extremidades superiores para realizar las AVD, considerando el par y el ROM necesarios en usuarios adultos.

El algoritmo de control propuesto, basado en modos deslizantes, resolvió el problema de seguimiento de trayectoria. Los resultados mostraron que el control FOSM garantizaba una norma de error menor que el controlador PD, ya que la oscilación máxima es de 7 grados frente a los 12 grados del PD. La integral de la norma de control mostró que el FOSM, en la configuración propuesta, requería más energía que el controlador PD. Pese a que el FOSM mostró mejores resultados en comparación con el PD, es necesario disminuir el valor obtenido de 7 grados a un

valor lo más cercano a cero posible, con la finalidad de poder garantizar una movilización certera y segura en cada uno de los GDL del SARMS.

El controlador FOSM garantiza el seguimiento de trayectoria con los ROM propuestos al inicio de este trabajo en ULARS mediante el diseño de trayectorias con funciones sigmoidales, si bien es cierto que es posible realizar la movilización del miembro superior, como trabajo a futuro se pretende implementar trayectorias diseñadas y utilizadas específicamente para proporcionar una terapia de rehabilitación funcional en adultos mayores de origen mexicano.

Referencias

- Ahmed, S. F., Raza, Y., Mahdi, H. F., Muhamad, W. W., Joyo, M. K., Shah, A., y Koondhar, M. (2019). Review on sliding mode controller and its modified types for rehabilitation robots. En *2019 IEEE 6th International Conference on Engineering Technologies and Applied Sciences (ICETAS)*, pp. 1–8. IEEE.
- Bauer, G. y Pan, Y.-J. (2020). Review of control methods for upper limb tele-rehabilitation with robotic exoskeletons. *Ieee Access*, 8:203382–203397.
- Bogue, R. (2018). Rehabilitation robots. *Industrial Robot: An International Journal*, 45(3):301–306.
- Boissy, P., Bourbonnais, D., Gravel, D., Arseneault, A. B., y Leblanc, M. (1998). A static dynamometer measuring simultaneous torques exerted at the upper limb. *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, 6(3):309–315.
- Chaurand, R. Á., León, L. R. P., y Muñoz, E. L. G. (2007). *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*. Universidad de Guadalajara, CUAAD.
- Cruz-Ortiz, D., Ballesteros-Escamilla, M., Chairez, I., y Luviano, A. (2019). Output second-order sliding-mode control for a gecko biomimetic climbing robot. *Journal of Bionic Engineering*, 16(4):633–646.
- Cruz-Ortiz, D., Chairez, I., y Poznyak, A. (2022). Non-singular terminal sliding-mode control for a manipulator robot using a barrier lyapunov function. *ISA transactions*, 121:268–283.
- CubeMars. Ak60-6 ak series robotic actuation module.
- CubeMars. Ak80-6 ak series robotic actuation module.
- de Estadística y Geografía, I. N. (2024). Encuesta nacional de la dinamica demografica (enadid) 2023.
- García-Leal, R., Cruz-Ortiz, D., Ballesteros, M., y Huegel, J. C. (2023). Development of the biomech-wrist: A 3-dof exoskeleton for rehabilitation and training of human wrist. En *2023 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pp. 1–6. IEEE.
- Głowiński, S. y Błażejowski, A. (2019). An exoskeleton arm optimal configuration determination using inverse kinematics and genetic algorithm. *Acta of bioengineering and biomechanics*, 21(1).
- Jiang, M., Zhou, Z., y Gravish, N. (2020). Flexoskeleton printing enables versatile fabrication of hybrid soft and rigid robots. *Soft robotics*, 7(6):770–778.
- Meng, W., Liu, Q., Zhou, Z., Ai, Q., Sheng, B., y Xie, S. S. (2015). Recent development of mechanisms and control strategies for robot-assisted lower limb rehabilitation. *Mechatronics*, 31:132–145.
- Proietti, T., Crocher, V., Roby-Brami, A., y Jarrasse, N. (2016). Upper-limb robotic exoskeletons for neurorehabilitation: a review on control strategies. *IEEE reviews in biomedical engineering*, 9:4–14.
- Qassim, H. M. y Wan Hasan, W. (2020). A review on upper limb rehabilitation robots. *Applied Sciences*, 10(19):6976.
- Ramot, Y., Haim-Zada, M., Domb, A. J., y Nyska, A. (2016). Biocompatibility and safety of pla and its copolymers. *Advanced drug delivery reviews*, 107:153–162.
- Riener, R., Lunenburger, L., Jezernik, S., Anderschitz, M., Colombo, G., y Dietz, V. (2005). Patient-cooperative strategies for robot-aided treadmill training: first experimental results. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, 13(3):380–394.
- Righi, M., Magrini, M., Dolciotti, C., y Moroni, D. (2021). A system for neuromotor based rehabilitation on a passive robotic aid. *Sensors*, 21(9):3130.
- Salgado, I., Chairez, I., Camacho, O., y Yañez, C. (2014). Super-twisting sliding mode differentiation for improving pd controllers performance of second order systems. *ISA transactions*, 53(4):1096–1106.
- Scarborough, D. M., McCunney, R. C., Berkson, E. M., y Oh, L. S. (2019). The relationship of elbow alignment and kinematics on shoulder torque during the softball pitch: a biomechanical analysis of female softball pitchers. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 28(2):357–364.
- Teng, L., Gull, M. A., y Bai, S. (2020). Pd-based fuzzy sliding mode control of a wheelchair exoskeleton robot. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 25(5):2546–2555.
- Yu, W., Li, X., y Carmona, R. (2013). A novel pid tuning method for robot control. *Industrial Robot: An International Journal*, 40(6):574–582.