

Jornadas de Automática

Control de un dispositivo de asistencia para personas con discapacidad de miembro inferior

Gómez-Espinoso, Ana ^{a*}, Blanco-Claraco, José Luis. ^a, Gil, Juan Diego^b, Moreno-Úbeda, José Carlos^b

^a University of Almería, Department of Engineering, CIESOL, ceia3, Ctra. Sacramento s/n, 04120, Almería, Spain, {agespinosa, jlblanco}@ual.es

^b University of Almería, Department of Informatics, CIESOL, ceia3, Ctra. Sacramento s/n, 04120, Almería, Spain, {jcmoreno, juandiego.gil}@ual.es

To cite this article: Gómez-Espinoso, Ana , Blanco-Claraco, José Luis, Gil, Juan Diego, Moreno-Úbeda, José Carlos. 2025. Control of an assistive device for disabled lower limb people. Jornadas de Automática, 46. <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2025.46.12276>

Resumen

Las discapacidades en miembros inferiores afectan gravemente la movilidad y calidad de vida. La ingeniería biomédica, especialmente mediante prótesis y exoesqueletos controlados por señales electromiografía (EMG), ofrece soluciones prometedoras. Este estudio se centra en el control de un dispositivo ortopédico para rodilla basado en controladores PID y variantes, modelado en SolidWorks 2021 y Matlab/Simulink 2024b, considerando aspectos biomecánicos, mecánicos y eléctricos. Se aplican estrategias de control PID, PI, y P, junto con un mecanismo *anti-windup* para tratar la saturación en el actuador, y un control mediante modelo de control adaptativo de referencia (MRAC). Se evalúa el rendimiento de los distintos controladores usando el índice IAE, destacando que el mejor desempeño lo obtiene el controlador clásico PID con anti-windup y MRAC con PID. El análisis resalta la necesidad de soluciones personalizadas y eficientes en tiempo real. Las futuras investigaciones deben abordar la mejora del control, adaptabilidad y viabilidad computacional en entornos reales, explorando tecnologías como aprendizaje automático o redes neuronales. Estos desarrollos son esenciales para mejorar la autonomía y seguridad de personas con discapacidad de rodilla.

Palabras clave: Biomecánica, órtesis, asistencia técnica, marcha.

Control of an assistive device for disabled lower limb people

Abstract

Lower limb disabilities severely affect mobility and quality of life. Biomedical engineering, especially through prostheses and exoskeletons controlled by EMG signals, offers promising solutions. This study focuses on the control of a knee orthopedic device based on PID and variant controllers, modeled in SolidWorks 2021 and Matlab/Simulink 2024b, considering biomechanical, mechanical and electrical aspects. PID, PI, and P control strategies are applied, together with an anti-windup mechanism to deal with saturation in the actuator, and an adaptive MRAC control. The performance of the different controllers is evaluated using the IAE index, highlighting that the best performance is obtained by the classic PID controller with anti-windup and MRAC with PID. analysis highlights the need for customized and efficient real-time solutions. Future research should address improved control, adaptability and computational feasibility in real environments, exploring technologies such as machine learning or neural networks. These developments are essential to improve the autonomy and safety of people with knee disabilities.

Keywords: Biomechanics, orthosis, technical assistance, gait.

1. Introducción

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), la discapacidad física se define como "un fenómeno complejo que refleja una interacción entre las características del organismo humano y las características de la sociedad en la que vive". Las discapacidades físicas son un problema en la sociedad actual debido a diferentes factores como los cambios demográficos, el modo de vida actual, etc. Una persona puede quedar discapacitada desde temprana edad debido a causas genéticas o accidentes en el parto o adquirir la discapacidad a lo largo de su vida debido a un estilo de vida, accidentes o traumas (World Health Organization, 2011).

La creciente demanda de soluciones tecnológicas para la rehabilitación y asistencia de personas con discapacidades motoras ha impulsado el desarrollo de órtesis robóticas o exoesqueletos móviles. Uno de los desafíos más relevantes en el diseño de estos dispositivos es la implementación de estrategias de control que aseguren un seguimiento preciso de trayectorias, estabilidad dinámica y adaptación al usuario. Entre las técnicas más comúnmente adoptadas se encuentran los controladores tipo Proporcional-Integral-Derivativo (PID), debido a su simplicidad, robustez y efectividad comprobada en diversas condiciones operativas.

Diversos estudios han demostrado que los controladores PID y sus variantes (como PID jerárquico, PID con compensación gravitacional y controladores Proporcional-Integral Generalizados (GPI)) proporcionan un desempeño estable y fiable en órtesis de rodilla y exoesqueletos orientados a la asistencia de extremidades inferiores. Por ejemplo, (Lora-Millán *et al.*, 2020) diseñaron una órtesis activa de rodilla basada en control jerárquico PID que integra modos de posición, transparencia e impedancia, facilitando una interacción biomimética con sujetos hemiparéticos durante tareas de marcha asistida. Asimismo, encontramos otros estudios que implementan controladores PD con compensación gravitacional, demostrando la capacidad para adaptarse a la dinámica de la articulación de rodilla y cadera, mejorando la precisión del seguimiento y la estabilidad del usuario (García-Blancas *et al.*, 2022).

Además, investigaciones como la de (Tibaduiza-Burgos *et al.*, 2019) han validado el uso de controladores PID en dispositivos con dos grados de libertad (cadera y rodilla), mostrando errores menores a 10 N en el par de la cadera con significancia estadística ($p = 0.924$), lo que respalda su viabilidad en entornos de rehabilitación clínica.

Aunque se han logrado avances significativos, como el desarrollo de prótesis robóticas avanzadas, todavía existen limitaciones en el control natural y la accesibilidad económica de esta tecnología. En este artículo se describe el control de un elemento ortopédico diseñado para una persona con discapacidad de rodilla, haciendo uso de diferentes estrategias de control.

2. Modelado del sistema

En la órtesis se distinguen tres partes: motor, elementos mecánicos y cuerpo. Por elementos mecánicos se entiende el conjunto de piezas que componen el dispositivo. El cuerpo y la parte mecánica se modelaron con SolidWorks 2021. Posteriormente este diseño se exportó a Matlab/Simulink 2024b, donde se completó con un modelo del motor de corriente continua.

2.1. Modelo biomecánico

El modelo de cuerpo, que se realiza utilizando las simplificaciones de Hanavan de los segmentos corporales y considerando las medidas de un hombre joven que pesa 85 kg y mide 1.83 m de altura, es el obtenido en (Gómez-Espinosa *et al.*, 2025). El cuerpo se modela con SolidWorks, posteriormente se exporta a Matlab/Simulink, donde se realizan las adaptaciones pertinentes al modelo base (añadiendo gravedad, dirección de movimiento, velocidad, etc.) (Robertson *et al.*, 2014).

2.2. Modelo mecánico del dispositivo

Este modelo se realizó mediante el análisis mecánico de las piezas y se desarrolló teniendo en cuenta las necesidades de adaptación de la persona (lesión, tamaño, etc.) y las necesidades mecánicas (estrés, flexibilidad, etc.). A continuación, el modelo se generó en SolidWorks, se acopló al modelo de pierna y se exportó a Matlab/Simulink.

2.3. Modelo de motor y reductor

Para el modelo de motor, dado que los modelos de SolidWorks se exportaron a Matlab/Simulink, se utilizó el bloque *Simscape Multibody*, con los parámetros de un motor seleccionado (motor de corriente continua con escobillas): resistencia de inducido 0.7 Ohm, inductancia de inducido 0.00073 H, constante de par 0.057 Nm/A, inercia del rotor 650 gcm². Para agregar la caja de cambios de reducción, se agregó un bloque de *Gearbox* de la biblioteca de *Simscape* y se agregó la relación de reducción.

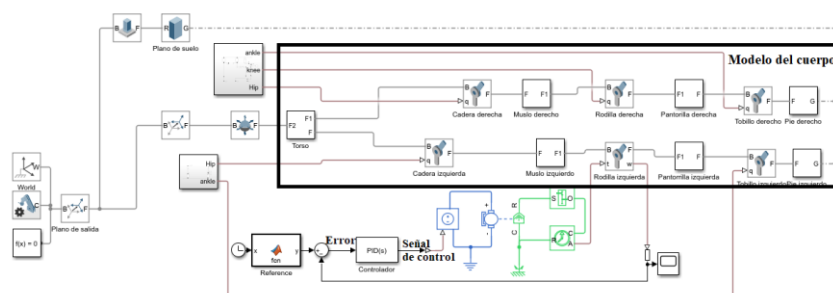


Figura 1. Esquema del modelo completo en Matlab/Simulink. (Elaboración propia).

2.4. Modelo completo del conjunto

El modelo final se realiza en Matlab/Simulink (Figura 1), después de exportar todos los modelos de SolidWorks, realizar las modificaciones pertinentes y añadir los modelos de *Simscape*. En la Figura 1, además de verse el modelo del cuerpo completo conjunto al motor y reductor, se puede observar el lazo de control PID. Esto permite realizar pruebas de simulación y probar las estrategias de control que se muestran a continuación.

Por último, se realizó una prueba en la que se introdujeron pequeños escalones de tensión a los que trabaja el motor (entrada) y se obtuvieron distintos valores de velocidad de la articulación. La Figura 2 muestra los resultados de simulación de este modelo, donde se introduce un tren de escalones de voltaje a la entrada al motor obteniendo la velocidad de la rodilla a la salida.

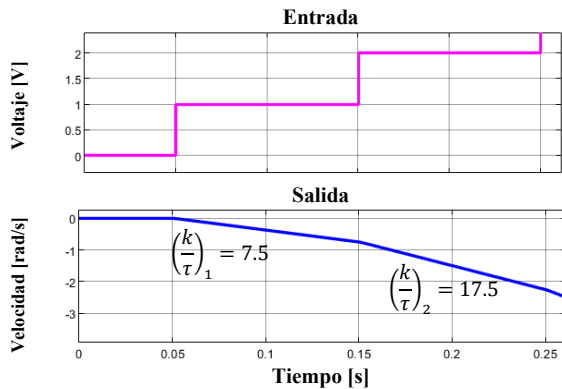


Figura 2. Comportamiento del sistema del modelo completo de un tren de escalones de voltaje a la entrada al motor.

En esta prueba (Figura 2), se visualizó el comportamiento del sistema en su conjunto, el cual es no lineal, es decir, no cambia de estado de manera lineal frente a escalones de entrada de la misma amplitud. Además, se observó que la dinámica correspondía a la de un integrador de primer orden. En (1) se muestran los parámetros de la función de transferencia del conjunto con la constante de ganancia estática (k) de 4 (rad/s)/V y la constante de tiempo (τ) de 0.1 s, obtenidas para el escalón intermedio.

$$G(s) = \frac{\theta(s)}{V(s)} \cong \frac{k/\tau}{s} \quad (1)$$

3. Diseño del controlador

3.1. Diseño analítico de controladores

Los controladores diseñados analíticamente se basan en la estructura PID ideal y sus modificaciones. En el dominio de Laplace, asume una función de transferencia con dos ceros y un integrador (2) (Aström and Hägglund, 1995).

$$C(s) = K_P \cdot \left(1 + T_d \cdot s + \frac{1}{T_i \cdot s}\right) \quad (2)$$

Los métodos de diseño parten de la expresión analítica de la planta y del controlador, y obtienen los parámetros del controlador, sin tener en cuenta el efecto de las posibles

perturbaciones (obstáculos, fricción inadecuada con el pavimento, vientos o desniveles) debidas a su naturaleza aleatoria y desconocida, trabajando con la función de transferencia del sistema en bucle cerrado (Figura 3).

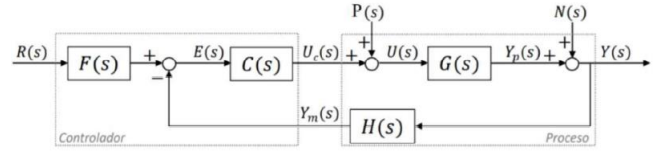


Figura 3. Diagrama de bloques simplificado para el diseño del controlador. Elaboración propia.

Se desarrollaron tres tipos de controladores analíticos, un tipo proporcional (P) que impone la dinámica deseada a un primer orden (3), y un tipo proporcional-integral (PI) y proporcional-integral-derivado (PID), imponiendo dinámicas de segundo orden (4) y (5) respectivamente.

$$T_1(s) = \frac{1}{\frac{1}{K_P \cdot k} s + 1} \quad (3)$$

Se requiere un filtro de primer orden en la referencia para el controlador de tipo PI diseñado. Este filtro cancela el cero que aparece en la función de transferencia de lazo cerrado del sistema sin filtrar, de la referencia a la salida (4).

$$T_2(s) = \frac{K_P \cdot (T_i \cdot s + 1) \cdot k/T_i}{s^2 + (K_P \cdot k)s + \frac{K_P \cdot k}{T_i}} \quad (4)$$

Para el control de tipo PID se requiere un filtro de segundo orden. Este filtro cancela los dos ceros que aparecen en (5).

$$T_3(s) = \frac{K_P \cdot (T_i \cdot T_d \cdot s^2 + T_i \cdot s + 1)/(T_i + T_i \cdot T_d)}{s^2 + \left(\frac{K_P}{1 + T_d}\right)s + \frac{K_P}{T_i \cdot (1 + T_d)}} \quad (5)$$

3.2. Controlador con anti-windup

El anti-windup es un mecanismo que tiene como objetivo mejorar el rendimiento del sistema en presencia de saturación en el actuador. Cuando la señal de control supera, por arriba o por abajo, la capacidad del actuador, el control de bucle cerrado comienza a comportarse como un bucle abierto. Para mitigar este problema, se resta efecto integral al controlador cuando estos límites son superados.

El anti-windup, en el caso de Matlab/Simulink, se implementa en el bloque del controlador, en la pestaña de saturación de salida, donde se considera un coeficiente T_w , dado por el valor de la raíz cuadrada del múltiplo de 1.5 con el tiempo integral del controlador, para un PI, y la raíz cuadrada del múltiplo del tiempo integral con el tiempo derivativo del controlador para un PID.

3.3 Control adaptativo de referencia del modelo

El modelo de control adaptativo de referencia (MRAC, por sus siglas en inglés) es un enfoque utilizado en los sistemas de control para ajustar automáticamente los parámetros del controlador de acuerdo con las variaciones del sistema o la

presencia de perturbaciones. Este enfoque se utiliza cuando el modelo matemático del sistema no se conoce completamente o puede cambiar con el tiempo (Narendra and Annaswamy, 1984). Es por ello por lo que nos resulta de especial interés, debido a que la acción de caminar se expone a muchas perturbaciones y el modelo no se conoce totalmente a lo largo del tiempo. En una marcha normal el individuo se puede encontrar con obstáculos (piedras, desniveles, objetos varios, etc.) que producen un cambio en la marcha de este. Además, en la mayor parte de los casos, estos obstáculos son totalmente aleatorios y no se pueden predecir. Otra de las razones por la que este enfoque puede ser útil es el cambio de ritmo, velocidad, que se suele dar a lo largo del tiempo, es decir, cuando la persona se va cansando, conforme recorre mayor distancia, la velocidad es menor, cambiando el modelo “original” y las necesidades del individuo (esfuerzos, velocidad, etc.).

Como se puede ver en la Figura 4, el MRAC utiliza un modelo de referencia deseado u objetivo ($G(s)$) y compara su salida con la salida real del sistema. En el “modelo del sistema” se usa la función de transferencia obtenida en (1). Para este trabajo como no se implementa en un sistema real, se toma como sistema real el modelo más complejo desarrollado por (Gómez-Espinosa *et al.*, 2025) con 6 grados de libertad, es decir, el que mejor se aproxima a la realidad. A medida que se produce una discrepancia entre estas salidas, se ajustan los parámetros del controlador para minimizar el error. Como se observa en la Figura 4 se multiplica por un parámetro gamma, el cual determina la velocidad de adaptación del modelo, por el producto del error del modelo y la señal de salida del modelo. Esto permite que el sistema se adapte a cambios o perturbaciones y logre un mejor rendimiento en términos de estabilidad y precisión. El valor gamma se ajustó manualmente, es decir, se incrementó hasta que se alcanzó el límite en el que el aumento del valor no proporcionaba un cambio sustancial. Se estudiaron dos casos diferentes tomando dos tipos de controladores diseñados analíticamente (P, PI, PID).

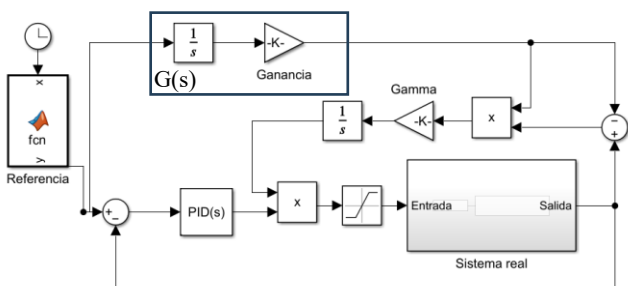


Figura 4. Esquema de MRAC para el sistema (elaboración propia).

4. Resultados

En el control del sistema se produce un error (diferencia entre el valor de referencia y el valor alcanzado por el lazo de control o la estructura de control en su salida), debido a diferentes factores como la propia dinámica del sistema, la saturación del actuador, no linealidades, interbloqueos, etc. Los índices de rendimiento formulados en base a este error permiten comparar estrategias, determinando de una forma u otra la “cantidad” de error cometido en un tiempo

determinado. Para comparar los resultados en este trabajo, se usa la Integral de Error Absoluto (IAE) (6) (Åström and Hägglund, 1995).

$$IAE = \int_0^T |e(t)| dt \quad (6)$$

Siendo T el tiempo total, $e(t)$ es el error a lo largo del tiempo. Los resultados del IAE para las distintas estrategias utilizadas se muestran en la (Tabla 1), donde también se puede ver el tiempo de integración (T_i), la constante proporcional (K_p), el tiempo derivativo (T_d), el tipo de controlador y si se utilizó o no estrategia anti-*windup*. Los controladores se probaron sin y con anti-*windup*, salvo los que se usaron en la estrategia MRAC, para comprobar su efecto. El diseño de los controladores se hizo mediante asignación de polos. Se usa este método porque la asignación de polos es un método de diseño de controladores que se basa en dar un valor a los parámetros que conforman el controlador mediante la imposición de la dinámica final deseada, pudiendo así obtener los distintos parámetros. En el caso de los controladores tipo P se impuso el tiempo en bucle cerrado de 4 y 5.5 s para obtener K_p en los controladores 1 y 2. En el caso de los controladores tipo PI y PID se diseñaron considerando la sobreoscilación típica que se puede aceptar en el movimiento de rodilla al caminar. Esta desviación se encuentra en un máximo del 10 % del valor nominal, obtenido del modelo de *Simscape*, siendo tomado como el valor máximo de referencia para el diseño. Para el diseño de los controladores, se consideraron tiempos de estabilización inferiores a 0.1 s, dado que el movimiento de la rodilla presenta cambios de velocidad de forma rápida y dinámica, pudiendo suponer una caída del paciente si tardase más en estabilizarse.

Tabla 1: Resultado del IAE y especificación del controlador.

Id	IAE	Tipo de controlador	K_p	T_i	T_d	Anti-Wind up
1	22.434	P	-43	-	-	NO
2	22.282	P	-21	-	-	NO
3	22.447	PI	-66	00.21	-	NO
4	22.401	PI	-37	17.51	-	NO
5	22.401	PI	-37	17.51	-	SÍ
6	22.445	PI	-66	00.21	-	SÍ
7	22.366	PID	-36	22.77	8.11	NO
8	22.439	PID	-37	17.88	9.75	NO
9	22.365	PID	-36	22.77	8.11	SÍ
10	22.439	PID	-37	17.88	9.75	SÍ
11	22.420	MRAC P	-21	-	-	NO
12	22.390	MRAC PI	-37	17.51	-	NO
13	22.263	MRAC PID	-36	22.77	8.11	NO

La señal de entrada de la velocidad de la articulación de la rodilla, es decir, la referencia, se obtuvo de un análisis cinemático realizado con OpenSim, para una persona de 85 kg y 1.83 metros de altura. Estos datos fueron procesados (filtrados) y tratados para obtener una función que permitiera modelar el movimiento de la rodilla y poder realizar pruebas de simulación. El mejor resultado de IAE que se muestra en la Tabla 1 es para el controlador PID con anti-*windup* hacia

arriba (Figura 4), los valores mostrados en la Tabla 1 se obtuvieron durante 6 segundos de simulación.

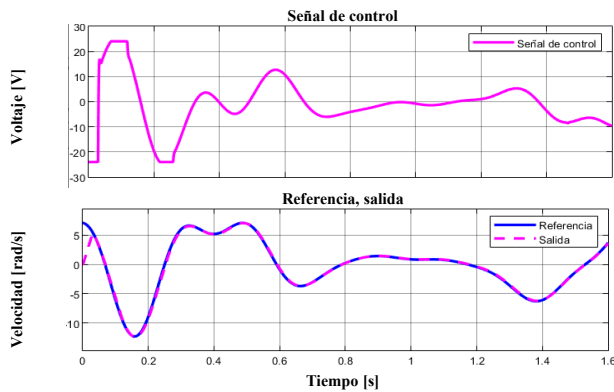


Figura 5. Comportamiento de ortesis con control PID ($K_p=-36$, $T_i=22.77$, $T_d=8.11$) con *anti-windup*

El mejor controlador obtenido (controlador número 9 de la Tabla 1) se representa en la Figura 5, en este se puede ver que la trayectoria sigue la referencia, aunque difiere al inicio de la marcha. En la Figura 6 se observa los resultados obtenidos por la estrategia del MRAC con PID, en el que se puede ver que es capaz de adaptarse desde el principio, donde ocurre la mayor parte del error (diferencia entre la referencia y la salida) de todo el control.

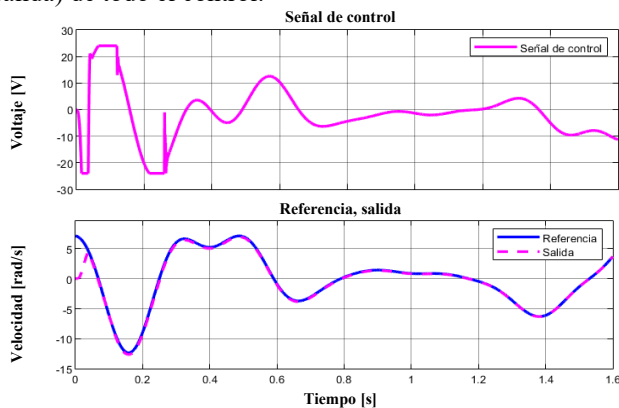


Figura 6. Comportamiento de la ortesis con control MRAC.

Por último, se muestra en la Figura 7 la trayectoria del tobillo medida respecto a la cadera del eje X y Z respectivamente. Comparando la trayectoria del tobillo para el caso de un paciente sano (el que se toma como referencia) y la obtenida tras añadir el control de la ortesis en la rodilla.

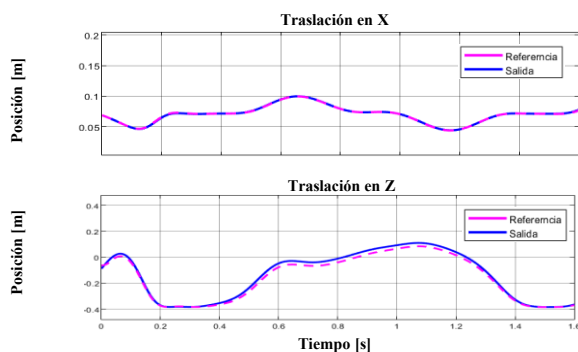


Figura 7. Comportamiento posición del tobillo respecto a la cadera para un paciente sano (referencia) y salida en el eje X y eje Z.

Se observan los movimientos en el plano sagital en el eje Z (la altura) como en el X (desplazamiento frontal).

5. Discusión

La representación visual del comportamiento del sistema en respuesta a una entrada de escalón (Figura 2) proporciona una visión tangible de las características dinámicas del sistema a controlar (órtesis de rodilla). Con esta representación se observa que la dinámica del proceso (conjunto motor-ortesis-pierna) es un integrador no lineal. Además, se observa la falta de profundizar en el impacto de posibles perturbaciones, como obstáculos o problemas de fricción no ideal, reforzaría las implicaciones prácticas del estudio al percibir cómo se las arregla cada controlador.

Al explorar diversos tipos de controladores, mostrados en la Tabla 1, desde configuraciones proporcionales básicas (P) hasta configuraciones proporcionales-integrales-derivadas (PID) más sofisticadas, el estudio proporciona una comprensión integral de la respuesta del sistema a diferentes estrategias de control. La inclusión del mecanismo *anti-windup* mejora aún más la aplicabilidad práctica de los resultados al abordar posibles problemas de sobrecarga del controlador en escenarios reales, teniendo en cuenta también el ancho de banda del motor (± 24 V).

Para poder comparar el tipo de controlador más idóneo se usó el indicador IAE en los primeros 6.4 segundos (cuatro ciclos de la marcha). El tiempo medido fue el mismo para todos los controladores.

Los resultados obtenidos en la simulación de la órtesis muestran un desempeño influenciado por el tipo de controlador implementado, también se muestra los resultados de la inclusión de técnicas complementarias como el *anti-windup*. Para los controladores clásicos (PID y derivados), tal como se observa en la Tabla 1, los controladores PID presentaron menores índices de rendimiento (IAE), siendo el más destacado el controlador PID con parámetros K_p de -37, T_i de 22.77 s y T_d de 8.11 s, y *anti-windup* activado, con un IAE de 22.365. También se puede observar que el IAE mejora ligeramente los resultados en aquellos que incluyen *anti-windup*, aunque esta diferencia es prácticamente despreciable. Este comportamiento confirma la utilidad del enfoque PID como estrategia de control efectiva en sistemas biomecánicos no lineales, como es el estudiado en este trabajo. Frente a los controles clásicos como son los PID y sus derivaciones se encuentra la estrategia de control adaptativo MRAC. El MRAC muestra los mejores resultados de control de todas las estrategias mostradas en la Tabla 1. Este se adapta a mayor velocidad que un control clásico, por lo que se obtiene menores errores al comienzo de la marcha, permitiendo mejorar el indicador de IAE.

6. Conclusiones

Estos hallazgos contribuyen a la comprensión de los mecanismos de control ortopédico, destacando las consideraciones prácticas necesarias para las aplicaciones en el mundo real. Si bien el presente estudio ha arrojado luz sobre la eficacia de los controladores PID y el enfoque MRAC, una perspectiva prospectiva impulsa la exploración de estrategias de control más sofisticadas. Esto incluye la investigación de

algoritmos de control adaptativo, aprendizaje automático y controladores basados en redes neuronales, que podrían ofrecer soluciones dinámicas y receptivas ajustadas a los variados movimientos y condiciones ambientales que enfrentan los usuarios.

Las futuras vías de investigación podrían explorar el refinamiento de las estrategias de control, la mejora de la eficiencia computacional y la evaluación de la adaptabilidad de MRAC en escenarios dinámicos y en evolución. Como trabajo futuro, se prevé incorporar perturbaciones en la implementación de las estrategias de control, abordando simultáneamente aspectos asociados a la complejidad computacional. Esta consideración permitirá evaluar con mayor precisión la viabilidad práctica de cada controlador en un entorno real. Comprender las exigencias computacionales de controladores avanzados, como el MRAC, resulta esencial para determinar su aplicabilidad más allá de los entornos simulados.

Sin embargo, el progreso deseado también requiere abordar los desafíos prácticos asociados con la implementación de estas estrategias de control avanzadas en escenarios en tiempo real. Comprender las demandas computacionales y garantizar su viabilidad en aplicaciones del mundo real se convierten en consideraciones clave. Esto requiere una exploración exhaustiva de los requisitos de hardware y las posibles optimizaciones para garantizar respuestas rápidas, reconociendo la naturaleza sensible al tiempo de las intervenciones ortopédicas.

Adoptar un enfoque personalizado para los algoritmos de control representa otra vía fundamental para la mejora en el ámbito de los sistemas ortopédicos. La adaptación de los controladores en función de la biomecánica específica del usuario, los patrones de marcha y la naturaleza de las discapacidades de rodilla promete producir soluciones ortopédicas más efectivas y cómodas. Esto se alinea con la tendencia más amplia hacia las tecnologías de atención médica personalizadas, enfatizando la importancia de las intervenciones individualizadas para obtener resultados óptimos.

Idealmente, el control debería ser intuitivo y natural, permitiendo que el dispositivo responda a la intención del usuario. Las señales fisiológicas generadas por el cuerpo humano nos aportan la posibilidad de realizar el control de la ortesis. La electromiografía (EMG) es una técnica ampliamente utilizada que registra la actividad eléctrica producida por los músculos esqueléticos durante la contracción. Estas señales EMG proporcionan información valiosa sobre el funcionamiento muscular y la intención de movimiento. Algunos estudios usan este tipo de señales, como (Suberbiola *et al*, 2015) donde usaron las medidas de EMG para el control de una ortesis de brazo o (Stein *et al*, 2007) donde usaron medidas EMG para el control de un exoesqueleto. En próximos trabajos se tendría que añadir la adquisición y el procesamiento de señales, por ejemplo,

mediante EMG, que pueden utilizarse para controlar dispositivos robóticos y protésicos, traduciendo la actividad muscular en acciones del dispositivo. Para el control de dispositivos de miembros inferiores, se ha explorado el uso de señales EMG para identificar la intención de movimiento articular, como la flexión o extensión.

Referencias

- Aström, K. J., Hägglund, T., 1995. PID Controllers: Theory, Design, and Adjustment. 2ª ed. Instrument Society of America, Research Triangle Park.
- Blanco-Ortega, A., Pérez-Vigueras, D., Antúnez-Leyva, E., Colín Ocampo, J., 2019. Controlador robusto para el seguimiento de trayectorias para un exoesqueleto de extremidades inferiores. *Revista de Ingeniería Mecánica*. DOI: 10.35429/JME.2019.11.3.1.8
- García-Blancas, J., Domínguez-Ramírez, O., Rodríguez-Torres, E., Ramos-Velasco, L. E., 2022. Adaptabilidad en la tarea de control de exoesqueleto bípodo para fisioterapia asistida. *PADI Boletín Científico de Ciencias Básicas e Ingenierías del ICBI*. DOI:10.29057/icbi.v10iEspecial3.9014
- Gómez-Espinosa, A., Blanco-Claraco, J. L., Gil, J. D., Moreno-Úbeda, J. C., 2025. Modelado de la marcha humana en MATLAB/Simulink Simscape Multibody para el diseño de una ortesis robótica de rodilla. *Simposio CEA de Robótica, Bioingeniería, Visión Artificial y Automática Marina 2025* 1. DOI: doi.org/10.64117/simpacioscea.v1i1.55
- Lora-Millán, J. S., Romero, A., Rocon, E., 2020. Diseño de una ortesis activa de rodilla para la evaluación de algoritmos de asistencia robótica en sujetos hemiparéticos. *Actas de las XXXIX Jornadas de Automática*. DOI: 10.17979/spudc.9788497497565.0057
- Narendra, K. S., Annaswamy, A. M., 1984. Robust adaptive control. *Proceedings of the American Control Conference*. 1, 333–335. DOI:10.1007/978-3-319-56393-0_9
- Pons, J. L., 2008. *Wearable robots: biomechatronic exoskeletons*. Springer, Londres.
- Robertson, D. G. E., Caldwell, G. E., Hamill, J., Kamen, G., Whittlesey, S. N., 2014. *Research methods in biomechanics*. 2ª ed. Human Kinetics, Champaign.
- Suberbiola, A., Zulueta, E., Lopez-Guede, J. M., Etxeberria-Agiriano, I., Graña, M., 2015. Arm orthosis/prosthesis movement control based on surface EMG signal extraction. *International Journal of Neural Systems* 25(3), 1550009. DOI: 10.1142/S0129065715500094
- Stein, J., Narendran, K., McBean, J., Krebs, K., Hughes, R., 2007. Electromyography-controlled exoskeletal upper-limb-powered orthosis for exercise training after stroke. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation* 86(4), 255–261. DOI: 10.1097/PHM.0b013e3180383cc5
- Tibaduiza-Burgos, D. A., Aya Parra, P. A., Anaya Vejar, M., 2019. Exoesqueleto para rehabilitación de miembro inferior con dos grados de libertad orientado a pacientes con accidentes cerebrovasculares. *Inge-Cuc*. DOI: 10.17981/ingecuc.15.2.2019.04
- World Health Organization, World Bank, 2011. *World Report on Disability*. WHO, Geneva.