

# **CONTROL DE UN EXOESQUELETO PARA TOBILLO PARA EJERCICIOS PASIVOS USANDO CONTROL PD POR COMPENSACIÓN**

*ANKLE EXOSKELETON CONTROL FOR PASSIVE EXERCISES  
USING PD BY COMPENSATION CONTROLLER*

**Uriel Pérez Flores**

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México  
*pf223470438@alm.buap.mx*

**Amparo Dora Palomino Merino**

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México  
*amparo.palomino@correo.buap.mx*

**Jesús Ricardo López Gutiérrez**

Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica, México  
*jrlopez@inaoep.mx*

**Sergio Vergara Limon**

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México  
*sergio.vergara@correo.buap.mx*

**Recepción:** 30/octubre/2024

**Aceptación:** 19/mayo/2025

## **Resumen**

Este artículo aborda la problemática de la rehabilitación de la flexión y extensión del tobillo en pacientes con movilidad reducida, como en el caso del pie caído, por medio de un exoesqueleto. El objetivo principal es desarrollar un dispositivo para ejercicios de rehabilitación pasiva, utilizando un modelo dinámico obtenido por medio de sensores de posición y velocidad angular. Se considera la biomecánica natural de la extremidad y se implementa un control Proporcional Derivativo (PD) con compensación para el movimiento adecuado. Un sensor de inercia ayuda a clasificar las fases de la marcha y generar comandos precisos. Los resultados de simulación muestran que el control puede seguir trayectorias deseadas con un error considerablemente bajo en ejercicios lentos, estabilizándose rápidamente. Estos resultados sugieren que el exoesqueleto tiene potencial para mejorar la precisión y seguridad en la asistencia del tobillo durante la caminata humana.

**Palabras Clave:** Control automático, Exoesqueleto, Tobillo.

## **Abstract**

*This article addresses the issue of ankle flexion and extension rehabilitation in patients with reduced mobility, such as foot drop, by means of an exoskeleton. The main objective is to develop a device for passive rehabilitation exercises, using a dynamic model obtained by means of position and angular velocity sensors. The natural biomechanics of the limb is considered and a Proportional Derivative (PD) control with compensation for the appropriate movement is implemented. An inertial sensor helps to classify the gait phases and generate precise commands. Simulation results show that the control can follow desired trajectories with a considerably low error in slow exercises, stabilizing quickly. These results suggest that the exoskeleton has the potential to improve the precision and safety of ankle assistance during human walking.*

**Keywords:** Ankle, Automatic control, Exoskeleton.

## **1. Introducción**

El pie caído es una afección que dificulta elevar la parte delantera del pie, generalmente causado por debilidad, parálisis o problemas en los nervios de los músculos responsables del movimiento. Actualmente para asistir durante la marcha de un paciente con pie caído, se utiliza una órtesis de tipo AFO (Ankle Foot Orthosis) hecha comúnmente de plástico; esta proporciona corrección, apoyo o protección a la extremidad. Sin embargo, este solo mantiene el pie en una posición fija y no asiste al movimiento natural de flexión y extensión durante la marcha.

La robótica ha hecho aportes dentro del campo de la rehabilitación teniendo actualmente robots vestibles también conocidos como exoesqueletos, los cuales corresponden a la anatomía humana y tienen como objetivo restaurar funciones de pérdida o debilitadas por una lesión, cirugía o enfermedad.

En México, el 4.9% de la población sufre alguna discapacidad, de la cual el 48% padece una discapacidad motriz [SEGOB, 2019]. Una adecuada rehabilitación puede reducir los efectos de problemas de salud tales como enfermedades agudas

o crónicas, afecciones, lesiones o traumatismos. También contribuye a minimizar los efectos de enfermedades crónicas como el cáncer y la diabetes. La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha lanzado la iniciativa de Rehabilitación 2030, que resalta la necesidad de fortalecer los sistemas de salud, incluyendo el campo de la rehabilitación [OMS, 2021].

Los primeros exoesqueletos para caminar eran pasivos y de gran estructura. Con el tiempo, estos diseños se hicieron más compactos y portátiles. En 2008 se introdujo el primer exoesqueleto exclusivamente enfocado en el tobillo registrado en la base de datos de la IEEE [Colombo, 2000] y entre 2014 y 2017 surgieron proyectos que incorporaban sensores de posición y velocidad para el control del dispositivo [López, 2014], así como exoesqueletos controlados por torque [Kirby, 2015], utilizando herramientas de simulación como Matlab/Simulink y Solid Works para el análisis cinemático y diseño mecánico [Xu, 2017]. Se desarrollaron sistemas pasivos de equilibrio para exoesqueletos de tobillo, destacando la importancia del equilibrio en la marcha [Wei, 2017]. En 2018, se presentó un prototipo de exoesqueleto de centro de movimiento remoto con dos grados de libertad [Choi, 2018]. Posteriormente se incorporaron estrategias de control como sistemas de redes neuronales [Seo, 2019]. Estudios recientes se enfocan en la comodidad de individuo al usar exoesqueletos [Peng, 2022] y en su trayectoria por caminos irregulares [Medrano, 2023]. Un prototipo desarrollado en el CINVESTAV muestra un enfoque robusto de control de exoesqueletos para la parte inferior del cuerpo [Alvarez, 2023].

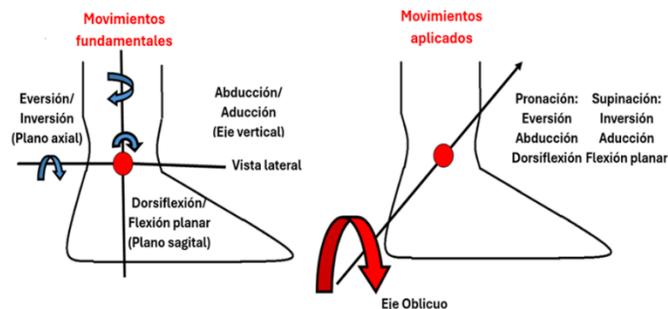
Este trabajo consiste en un dispositivo discreto y cómodo para la rehabilitación del tobillo, diseñado para asistir los movimientos de flexión y extensión durante la marcha. La principal aportación del prototipo reside en ser un dispositivo fácil de poner y quitar, puede llevarse sobre la ropa con tenis deportivos, puede adaptarse a diferentes tamaños de pie, además que resulta más económico y ligero que otros modelos disponibles. Se ha implementado un controlador PD con compensación, también conocido como controlador de Slotine-Li [Kelly, 2003], que combina términos proporcionales y derivativos para minimizar el error entre la trayectoria deseada y la real, mientras incluye un término de compensación que considera la dinámica del sistema. Esto permite seguir trayectorias específicas, como funciones

senoidales para ejercicios de rehabilitación o patrones de marcha, garantizando un desempeño eficiente.

## 2. Métodos

### Cinemática del tobillo

El pie distribuye las cargas gravitacionales e inerciales del cuerpo [Harris, 2008]. En cuanto a la cinemática del tobillo, los modelos suelen simplificar el pie como un solo cuerpo rígido, pero los modelos más descriptivos reconocen segmentos y articulaciones principales, podemos entonces clasificar su movimiento en dos enfoques: uno que considera tres ejes rotacionales y otro que describe su movimiento en dos grados de libertad siendo la pronación y supinación [Neumann, 2010], Figura 1.



Fuente: [Neumann, 2021]

Figura 1 Enfoque fundamental y del movimiento aplicado para la cinemática del tobillo.

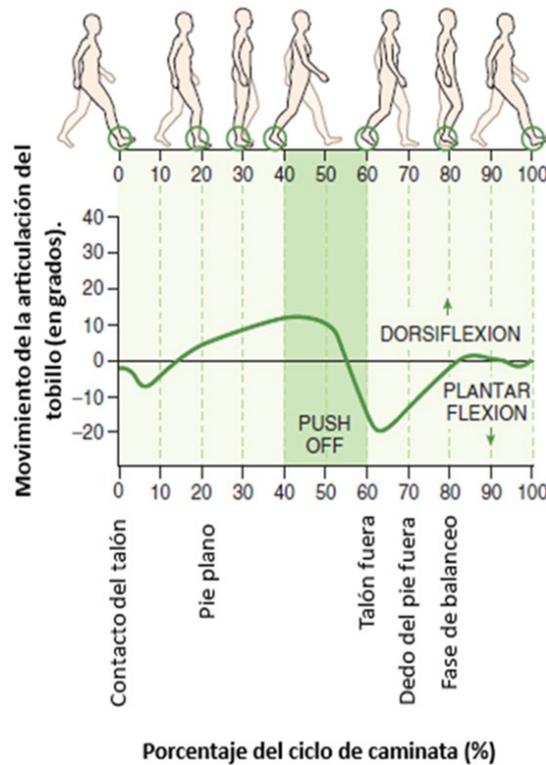
### Ciclos de marcha

La marcha, se refiere al movimiento natural del humano a la hora de caminar, buscando la eficiencia energética y requiere de la coordinación de múltiples músculos y huesos. Puede dividirse en postura (60% del ciclo) y balanceo (40% restante) [Lusardi, 2013]. Se logran tres tareas funcionales durante la marcha: aceptación del peso, soporte de una sola extremidad y avance de la extremidad. Durante la dorsiflexión en la fase de postura, el tobillo se vuelve más estable debido a la tensión en los ligamentos y músculos. La postura se subdivide en cinco subfases, mientras que el balanceo se divide en tres, estas se muestran en la Tabla 1. El ciclo que genera el tobillo se muestra en la Figura 2.

Tabla 1 Estructura de las fases de marcha en una caminata humana.

Fases de la marcha	Tareas funcionales	Postura dentro del ciclo
Fase de postura	aceptación del peso en la postura inicial	Contacto inicial
		Respuesta de carga
	Soporte de una sola extremidad en la postura media a terminal	Apoyo medio
		Apoyo terminal
Fase de balanceo	Avance de la extremidad durante el balanceo	Pre-Balanceo
		Balanceo inicial
		Balanceo medio
		balanceo terminal

Fuente: [Harris, 2008]



Fuente: [Lusardi, 2013]

Figura 2 Movimiento de la articulación del tobillo durante las fases del ciclo de marcha.

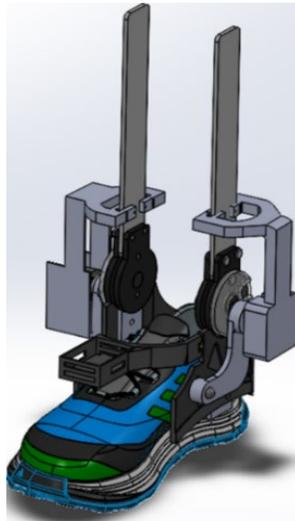
### Diseño mecánico del exoesqueleto

El prototipo en este artículo se basa en una estructura de órtesis fija. La parte superior de la órtesis se utiliza para fijar firmemente el dispositivo a la espinilla y evitar movimientos durante la marcha que puedan afectar las lecturas o la eficiencia del actuador.

Para el diseño de la parte inferior y los elementos que sujetan la instrumentación, el material usado para la impresión en 3D fue Ultra Ácido Poliláctico (Ultra PLA) que

se considera fácil de imprimir, tiene una alta dureza y gracias a su tenacidad, puede modelarse en finos hilos, se puede extruir a una temperatura relativamente baja (alrededor de 210 °C) y no requiere una cama caliente [Gibson, 2010].

Para modelar las piezas primero se realizaron los diseños correspondientes en la plataforma Solid Works como se muestra en la Figura 3, para posteriormente transferir ese documento a un archivo de Lenguaje de Triángulo Estándar (STL). El archivo STL se cargó en el programa Dremel Digital Lab 3D Slicer. El resultado del diseño mecánico del prototipo se muestra en la Figura 4.



*Fuente: elaboración propia*

Figura 3 Diseño del prototipo actual de Exoesqueleto.



*Fuente: elaboración propia*

Figura 4 Prototipo actual del exoesqueleto.

## **Instrumentación del exoesqueleto**

Los dispositivos electrónicos utilizados para montar el prototipo incluyen un actuador para mover el tobillo, así como sensores para poder registrar la información de las variables de este.

Se utiliza el servomotor Dynamixel AX-12, como el observado en la Figura 5, ya que se considera un tamaño adecuado. Este tiene un par de 1.5 Nm para empujar el dispositivo. Este actuador inteligente permite el control de posición y, se comunica en serie asíncrona y admite velocidades de comunicación de hasta 1 Mbps, La implementación del protocolo “Universal Asynchronous Receiver / Transmitter” UART facilita la transmisión de datos entre dispositivos de forma asíncrona y en serie, utilizando solo dos cables para la transmisión y recepción de datos [CrustCrawler Inc., 2012].

El codificador utilizado para el exoesqueleto es el codificador incremental Clarostat 600-128-cbl. Este es un tipo de codificador óptico incremental, el dispositivo utilizado produce dos señales en cuadratura con una velocidad estándar de 128 pulsos por canal por cada revolución [Honeywell, 2005], Figura 6.



*Fuente: elaboración propia.*



*Fuente: elaboración propia*

Figura 5 Motor Dynamixel AX-12. Figura 6 Encoder incremental Clarostat 600-128-cbl.

El giroscopio usado es un Pololu LPY550AL, el cual es un dispositivo de doble eje que mide velocidades angulares de rotación alrededor de los ejes de paso ( $x$ ) y guiñada ( $z$ ). Este giroscopio ofrece dos salidas de voltaje analógicas separadas para cada eje, con rangos de velocidad angular de  $\pm \frac{500^\circ}{s}$  y  $\pm \frac{2000^\circ}{s}$ , tienen diferentes funciones, como alimentación, señales analógicas y configuración del dispositivo [Polu Robotic & Electronic, 2009]. El dispositivo puede observarse en la Figura 7.



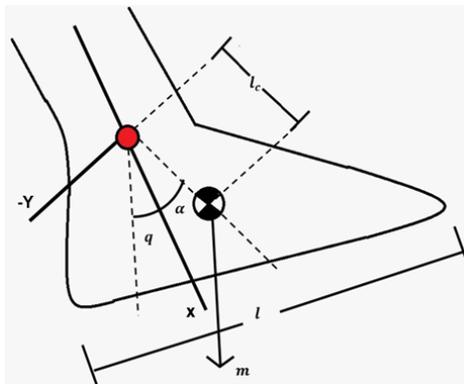
Fuente: elaboración propia

Figura 7 Giroscopio Pololu LPY550AL 2-axis XZ.

### Desarrollo del modelo matemático del exoesqueleto

Se utilizó el método de Euler-Lagrange para obtener el modelo matemático de un exoesqueleto de tobillo [Reyes, 2011]. de Euler-Lagrange para obtener el modelo matemático de un exoesqueleto de tobillo [Reyes, 2011]. Se aplicó un esquema análogo a un tobillo para crear sistemas equivalentes. Estos datos fueron empleados para desarrollar la estrategia de control.

Considerando las extremidades como sistemas de eslabones y articulaciones, se puede realizar un modelo dinámico basado en estos conceptos, Figura 8.



Fuente: elaboración propia

Figura 8 Diagrama de exoesqueleto de tobillo para desarrollo del modelo matemático.

En el diagrama del tobillo los términos mostrados representan:

- $q$  : Ángulo de posición de la articulación
- $\alpha$  : Ángulo respecto al centro de gravedad del sistema
- $l_c$  : Longitud desde la articulación al centro de gravedad del pie
- $l$  : Longitud del pie

El modelo dinámico  $\tau$  está dado por la Ecuación 1.

$$\tau = M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) + f_f(q, \dot{q}, f_e) \quad (1)$$

Donde:

$\ddot{q}$  : Vector de aceleración de la articulación

$\dot{q}$  : Vector de velocidad de la articulación

$M(q)$ : Matriz de inercia

$C(q, \dot{q})$ : Matriz de fuerza centrípeta y de Coriolis

$g(q)$  : Vector de fuerzas o pares gravitacionales

$f_f(\dot{q}, f_e)$  : Vector de pares de fricción

El modelo dinámico resultante es el mostrado en la Ecuación 2.

$$\tau = [ml_c^2 + I]\ddot{q} + ml_c g \text{seno}(q + \alpha) \quad (2)$$

Por lo que, con respecto a la Ecuación 1, se muestran las equivalencias de la matriz de inercia en la Ecuación 3, matriz de fuerza centrípeta en la Ecuación 4 y el vector de fuerzas o pares gravitacionales en la Ecuación 5.

$$M(q) = [ml_c^2 + I]\ddot{q} \quad (3)$$

$$C(q) = 0 \quad (4)$$

$$g(q) = ml_c g \text{seno}(q + \alpha) \quad (5)$$

### Control PD por compensación o controlador de Slotine-Li

La estrategia de control utilizada será un control PD con compensación también conocido como *controlador de Slotine-Li*. La ley de control de dicho controlador está formada por un término PD y otro de compensación [Kelly, 2003]. El controlador PD con compensación puede expresarse como se muestra en la Ecuación 6.

$$\tau = k_p \tilde{q} + k_v \dot{\tilde{q}} + M(q)[\ddot{q}_d + \Lambda \dot{\tilde{q}}] + C(q, \dot{q})[\dot{q}_d + \Lambda \tilde{q}] + g(q) \quad (6)$$

Donde:

$\tau$  : Torque del modelo matemático.

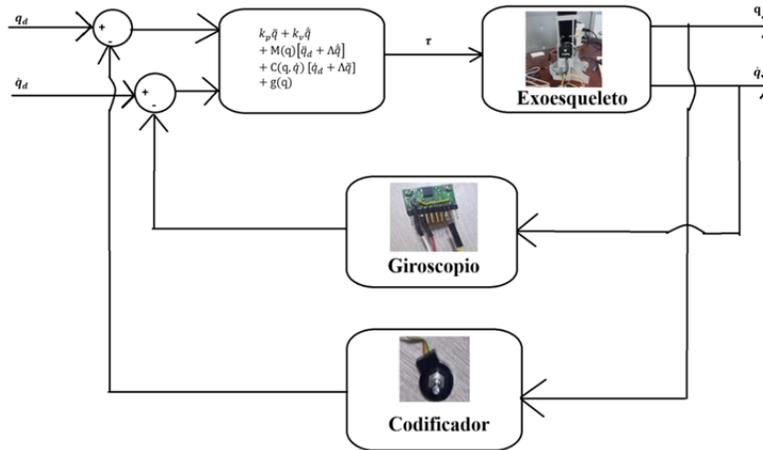
$k_p$ : Ganancia proporcional representada por matriz simétrica definida positiva.

$k_v$ : Ganancia derivativa representada por matriz simétrica definida positiva.

Respecto al término  $\tilde{q}$  este representa la diferencia entre el ángulo deseado menos el ángulo real mostrado en la Ecuación 7, mientras  $\Lambda$  se define como lo mostrado en la Ecuación 8. La Figura 9 muestra el diagrama de bloques del controlador.

$$\tilde{q} = q_d - q \quad (7)$$

$$\Lambda = k_v^{-1}k_p \quad (8)$$

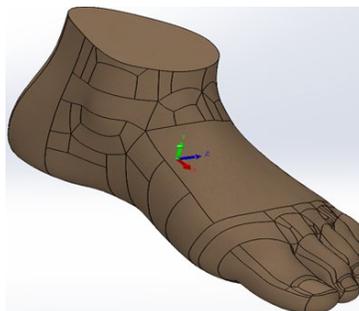


Fuente: elaboración propia

Figura 9 Diagrama de bloques del control PD con compensación.

### Obtención de parámetros para la simulación

Para la simulación podemos obtener valores físicos de centros de masa e inercia a partir del modelado 3D de un pie en SolidWorks obtenido de [GrabCAD, 2016], mostrado en la Figura 10, considerando una masa de 5 kg para el peso del pie, con una longitud del talón al dedo gordo de 30.21 cm (0.03021 m), además considerando los ejes Y y Z como los ejes que componen el plano sagital de este modelo.



Fuente: [GrabCAD, 2016]

Figura 10 Modelo 3D de pie usado para obtención de parámetros.

Obteniendo las variables físicas por medio de la herramienta “propiedades físicas” del programa SolidWorks dentro del plano sagital, obtenemos los parámetros del centro de masa en los ejes  $X$  y  $Y$ , considerando el momento de inercia correspondiente al eje de rotación en el plano, Tabla 2.

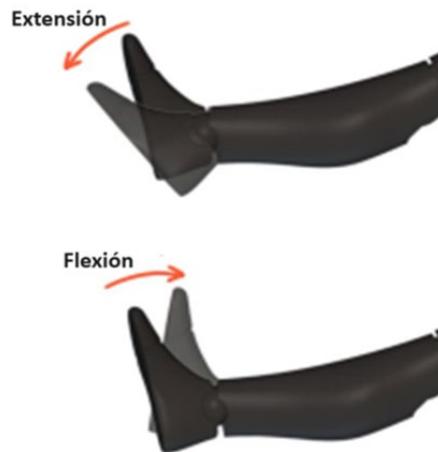
Tabla 2 Variables físicas presentes en el modelado 3D de pie.

Parámetros	Valor
Masa	1 kg
Centro de masa en el eje $X$	0.1143 m
Centro de masa en el eje $Y$	0.044 m
Inercia del sistema $I_{zz}$	0.0226 kg · m <sup>2</sup>
Longitud desde la articulación al centro de gravedad del pie $l_c$	0.1224 m
Ángulo respecto al centro de gravedad del sistema $\alpha$	21.0543°

Fuente: elaboración propia

### Funciones de entrada usadas en ejercicios pasivos de rehabilitación

Para la simulación se usó el software Matlab utilizando los parámetros ya establecidos con los cálculos anteriores. Para la rehabilitación pasiva se pueden utilizar funciones que simulen la extensión y flexión de tobillo, Figura 11.



Fuente: [Alvarez, 2023]

Figura 11 Ejemplo de movimiento de flexión y extensión de tobillo.

La función utilizada para ejercicios pasivos de extensión y flexión para el tobillo es la función seno mostrada en la Ecuación 9. Donde  $A$  es la amplitud de la función y  $\omega$  la frecuencia de la función

$$q(t) = A\text{seno}(\omega t) \quad (9)$$

Se puede conocer el periodo del sistema en un ciclo por medio de la Ecuación 10. Igualmente se pueden utilizar funciones que simulen el comportamiento del sistema durante la caminata basándonos en las ecuaciones obtenidas en [Alvarez, 2023], donde se crea una función de Fourier la cual representa un polinomio trigonométrico que es una suma finita para simular el movimiento del tobillo durante este proceso mostrada en la Ecuación 11.

$$T = \frac{2\pi}{\omega} \quad (10)$$

$$q(t) = A\text{sen}(\omega t) - 0.8a_{00} + a_{01} \cos(tw_0) + b_{01} \sin(tw_0) + a_{02} \cos(2tw_0) + b_{02} \sin(2tw_0) + a_{03} \cos(3tw_0) + b_{03} \sin(3tw_0) + a_{04} \cos(4tw_0) + b_{04} \sin(4tw_0) + a_{05} \cos(5tw_0) + b_{05} \sin(5tw_0) + a_{06} \cos(6tw_0) + b_{06} \sin(6tw_0) + a_{07} \cos(7tw_0) + b_{07} \sin(7tw_0) + a_{08} \cos(8tw_0) + b_{08} \sin(8tw_0 + 54) \quad (11)$$

La Ecuación 11 fue ajustada con los siguientes parámetros para simular el comportamiento de una caminata:

$$\begin{array}{lllll} a_{00} = 70.89 & a_{01} = -0.449 & b_{01} = -4.386 & b_{03} = -7.771 & a_{04} = -2.363 \\ b_{04} = 4.677 & a_{05} = -0.0724 & b_{05} = -2.737 & a_{06} = -0.0426 & b_{06} = 1.991 \\ a_{07} = -0.2973 & b_{07} = -0.42 & a_{08} = 0.1964 & b_{08} = 0.1644 & \end{array}$$

Por medio de experimentación se fueron modificando los valores de la frecuencia de la función descrita para observar la relación entre la frecuencia y el tiempo que tarda en dar un ciclo de marcha de caminata completo. Utilizado el método de mínimos cuadrados y el Software Excel, se ajustó la curva, Ecuación 12.

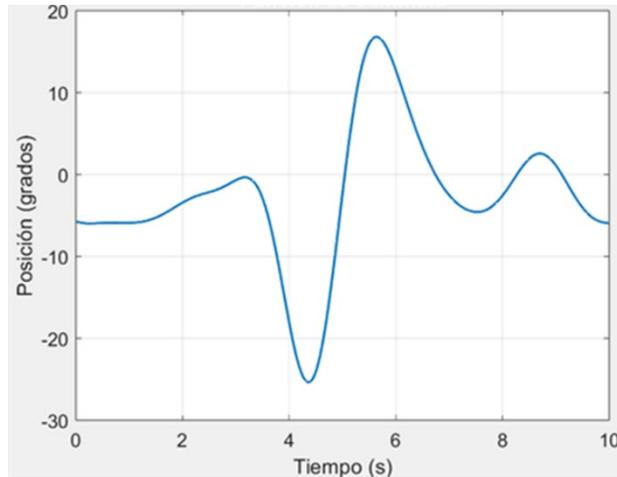
$$y = ae^{bx} \quad (12)$$

Este método minimiza la suma de los cuadrados de las diferencias entre los valores observados y los valores predichos por el modelo. La función obtenida es la mostrada en la Ecuación 13.

$$Frecuencia(\omega) = 6.3849(\text{Tiempo de Ciclo}(\Delta T))^{-0.999} \quad (13)$$

Podemos entonces determinar el tiempo en que concluye un ciclo de marcha en la función de caminata por medio de esta función. En la Figura 12 se puede observar

un ejemplo de un ciclo de marcha a de 10 s con una frecuencia de  $0.6399 \text{ Hz}$  obtenida con la Ecuación 13.

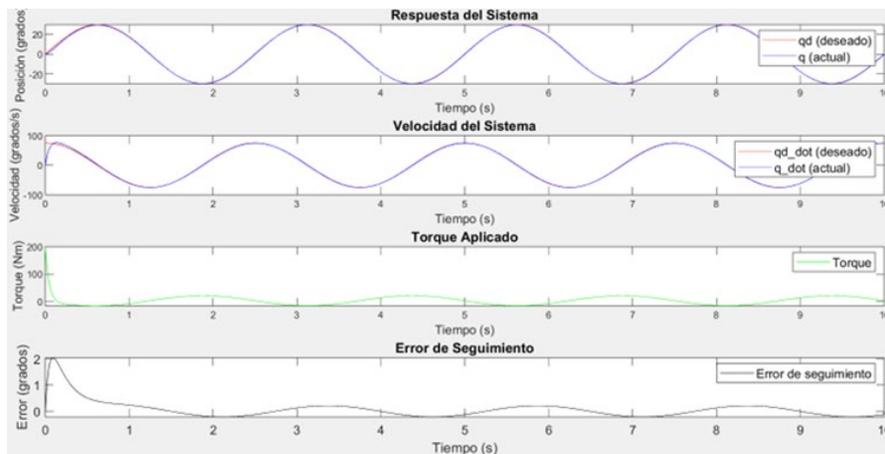


Fuente: elaboración propia

Figura 12 Configuración del tiempo de los ciclos de marcha a partir de la Ecuación 14.

### 3. Resultados

Para la simulación, usando el software Matlab se toma en cuenta los parámetros establecidos para el modelo del pie y la ley de control PD por compensación y utilizando las ganancias obtenidas del control PD, alcanzados de manera experimental,  $k_p = 10$  y  $k_v = 2$ . Utilizando una amplitud de  $30^\circ$  con una frecuencia de  $0.8\pi \text{ Hz}$  se puede ver la respuesta en la Figura 13.

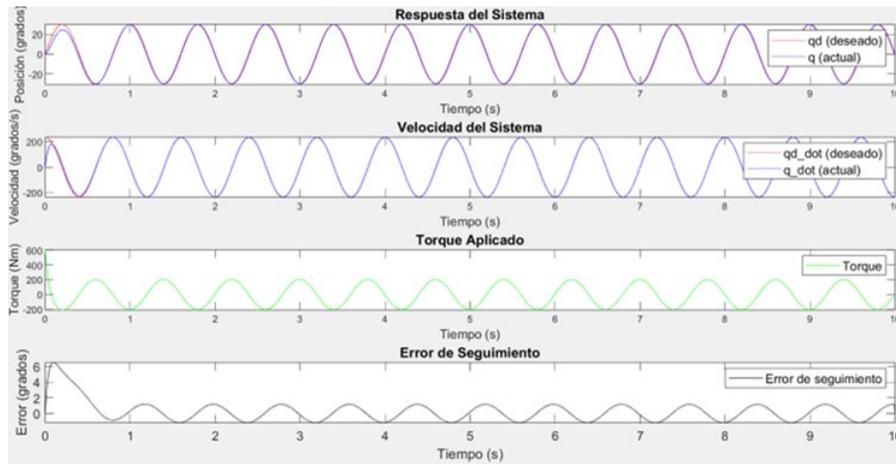


Fuente: elaboración propia

Figura 13 Simulación con entrada senoidal a bajas frecuencias.

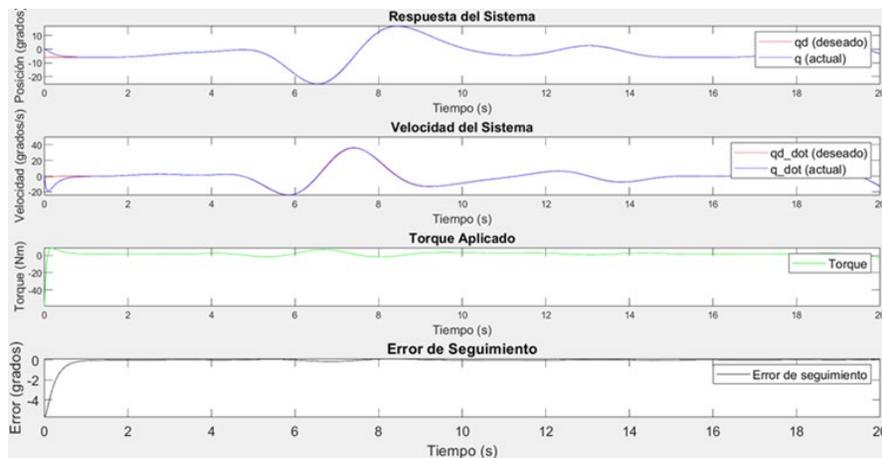
Utilizando una amplitud de  $30^\circ$  con una frecuencia de  $2.5\pi \text{ Hz}$  se puede observar la respuesta del sistema a la entrada en la Figura 14.

Para simular la caminata y conocer la respuesta en nuestro sistema se ha utilizado la Ecuación 11 se puede entonces conocer el comportamiento de respuesta en la simulación ante una entrada de una caminata rápida o lenta utilizando la Ecuación 14, modificando la frecuencia de esta, utilizando las ganancias del controlador PD con compensación ( $k_p = 10$  y  $k_v = 2$ ), si deseamos colocar una marcha que se complete en  $15 \text{ s}$  debemos utilizar una frecuencia de  $0.4268 \text{ Hz}$ , por lo que el comportamiento de respuesta del sistema se puede observar en la Figura 15.



Fuente: elaboración propia

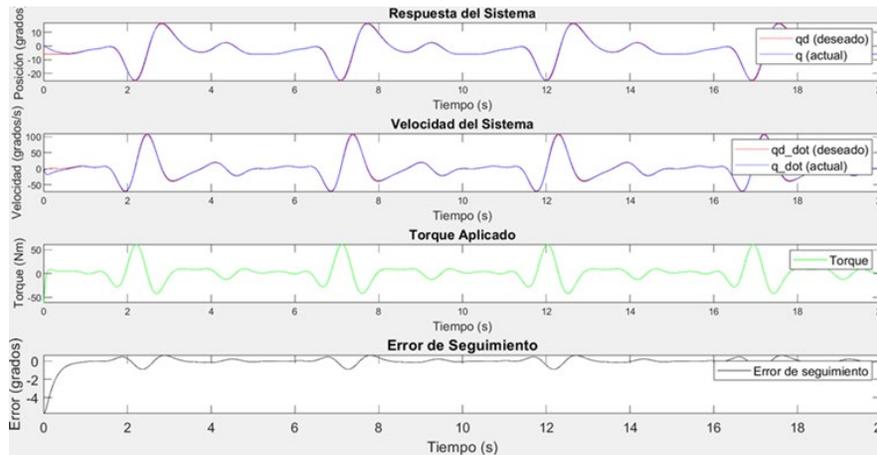
Figura 14 Simulación de entrada senoidal a altas frecuencias.



Fuente: elaboración propia

Figura 15 Simulación con entrada de función de caminata lenta.

Colocando una marcha que se complete en 5 s debemos utilizar una frecuencia de 1.27903 Hz, por lo que el comportamiento de la respuesta del sistema se puede observar en la Figura 16.



Fuente: elaboración propia

Figura 16 Simulación con entrada de función de caminata rápida.

#### 4. Discusión

Para la primera simulación mostrada en la Figura 13 se muestra un comportamiento de respuesta ante una rutina lenta de ejercicios de rehabilitación, Al principio hay un sobre impulso de  $2^\circ$ , estabilizándose en 2.05 s, este sobre impulso es pequeño al ser un 6.83% de la amplitud de la señal senoidal deseada. Como indica la respuesta, el sistema se mantiene un error cercano de  $0^\circ$  durante toda la trayectoria con un error máximo de  $0.21^\circ$ , que al ser un 0.7% de la amplitud de la señal senoidal se puede considerar notablemente pequeño, lo que facilitaría la realización de ejercicios de rehabilitación a velocidades lentas.

En cuanto a la simulación observada en la Figura 14, se puede apreciar el comportamiento de respuesta del sistema a altas frecuencias, en este caso son de  $2.5\pi$  Hz. Se muestra una respuesta con un sobre impulso al principio de la respuesta de  $6.39^\circ$  lo que supone un error bastante considerable al ser el 21.3% de la amplitud de la señal senoidal deseada. estabilizándose en 0.8 s lo que lo que indica que hay un sobre impulso considerablemente más alto, pero estabilizándose en una cantidad menor de tiempo, para mantenerse cerca de un error de  $0^\circ$  a lo largo de todo el

control de la trayectoria con un error máximo de  $1.21^\circ$ . Considerando una frecuencia de entrada de  $2.5\pi \text{ Hz}$  se tiene un movimiento de extensión y flexión del tobillo cada  $0.8 \text{ s}$ , Lo que puede considerarse un movimiento muy brusco para ejercicios de rehabilitación que, en el caso de hacerse de esa forma, podrían incluso lastimar el tobillo del paciente lo que hace inviable usar frecuencias tan altas.

Se puede observar en la Figura 15, que representa los resultados de la entrada de una función de marcha lenta que se completa en un periodo de  $15 \text{ s}$ , el comportamiento de la respuesta es sub amortiguada y se estabiliza en  $2 \text{ s}$  para mantenerse cerca de un error de  $0^\circ$  a lo largo de todo el control de la trayectoria con un error máximo de  $-0.1455^\circ$ , esto indica que, para caminatas lentas, el dispositivo puede seguir la trayectoria de caminata con el controlador.

Por último, respecto a la simulación mostrada en la Figura 16 se muestra un ciclo de caminata rápido que concluye en un tiempo de  $5 \text{ s}$ , teniendo un comportamiento sub amortiguado que se estabiliza en  $1.52 \text{ s}$  para mantenerse cerca de un error de  $0^\circ$  a lo largo de todo el control de la trayectoria con un error máximo de  $-0.9^\circ$ . Como se ha explicado, velocidades muy rápidas para ejercicios de rehabilitación podrían lastimar el tobillo del paciente.

## **5. Conclusiones**

Se puede observar que el control por compensación es eficaz a la hora de controlar el exoesqueleto de tobillo para ejercicios pasivos al ser un elemento que puede seguir trayectorias con facilidad, además de proporcionar seguridad a la hora de realizar ejercicios de rehabilitación, los cuales no se requieren trayectorias muy rápidas para su implementación.

La implementación del exoesqueleto puede ofrecer a los pacientes una alternativa a las órtesis tradicionales, ofreciendo un movimiento fluido que ayuda a rehabilitar la parte dañada, además que su tamaño, su fácil colocación y que pueda usarse sobre la ropa y el calzado, lo hacen un dispositivo práctico.

Posteriormente a lo aquí presentado, se espera implementar otros algoritmos y estrategias de control que permitan usar el dispositivo de manera más eficiente y en diferentes situaciones como pueden ser ejercicios activos de rehabilitación, además

que, se espera en un futuro, probarse en pacientes para mostrar su eficiencia en la rehabilitación de los mismos.

## **6. Bibliografía y Referencias**

- [1] Alvarez, S. E., Centeno, B. D., Rosales, Y., López, G. R., Salazar, S., Lozano, R. Design of a Lower Limb Exoskeleton: Robust Control, Simulation and Experimental Results. Algorithms, MBPI. September, 2023.
- [2] Choi, H., Park, Y. J., Seo, K., Lee, J., Lee, S., Shim, Y. A Multifunctional Ankle Exoskeleton for Mobility Enhancement of Gait-Impaired Individuals and Seniors. IEEE Robotic And Automation Letters. January, 2018.
- [3] Colombo, G., Jörg, M., Dietz, V. Driven Gait Orthosis to do Locomotor Training of Paraplegic Patients. 22nd Annual EMBS International Conference, Chicago IL, USA. July, 2000.
- [4] CrustCrawler Inc., DYNAMIXEL AX-12, June, 2012.
- [5] Gibson, I., Rosen, D. W., Stucker, B. Additive Manufacturing Technologies. Atlanta, USA, Springer. 2010.
- [6] GrabCAD. Foot Surfaces to Solid 1. Sitio web. 2016.
- [7] Harris G. Food and Ankle Motion Analysis. Broken Sound Parkway NW, USA, CRC Press, 368-372, 2008.
- [8] Honeywell. Series 600 Optical Rotatory Encoder, 2005.
- [9] Kelly, F., Santibañes, V. Control de movimiento de Robots manipuladores. Madrid, Pearson Educación, 248-252, 2003.
- [10] Kirby, A. W., Zhang, J., Jackson, W. R., Collin, H. S. Design of Two Lightweight, High-Bandwidth Torque-Controlled Ankle Exoskeletons. International Conference on Robotics and Automation (ICRA). Mayo, 2015.
- [11] López, R., Torres, J., Salazar, S., Lozano, R. Desarrollo de un Exoesqueleto para Rehabilitación de Tobillo y Rodilla. Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, México. Abril, 2014.
- [12] Lusardi, M. M., Milagros, J., Nielsen, C. C. Orthotics and Prosthetics in Rehabilitation. 3rd ed. Riverport Lane St. Louis, Missouri, Elsevier Saunders, 104-112, 116-119, 2013.

- [13] Medrano, R. L., Cortright, T. G., Keais, G., Rouse, J. E., Gregg, D. R. Real-Time Gait Phase and Task Estimation for Controlling a Powered Ankle Exoskeleton on Extremely Uneven Terrain. *IEEE Transaction on Robotics*, Vol. 39. Junio, 2023.
- [14] Neumann, D. *Kinesiology of the Musculoskeletal System*. 3rd ed. Milwaukee, Wisconsin, USA, 3, 600-608. 2010.
- [15] OMS. Rehabilitación. Sitio web. 2021.
- [16] Peng, X., Acosta, S. Y., Wu, M. I., Stirling, L. Actuation Timing Perception of a Powered Ankle Exoskeleton and Its Associated Ankle Angle Changes During Walking. *IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 30. Marzo, 2022.
- [17] Polu Robotic & Electronic. LPY550AL Dual-Axis (Pitch and Yaw or XZ) Gyro with  $\pm 500^\circ/\text{s}$  and  $\pm 2000^\circ/\text{s}$  Ranges, 2009.
- [18] Reyes C. F. *Robótica: Control de Robots Manipuladores*. México, AlfaOmega, 157-161, 255, 2011.
- [19] Seo, K., Park, Y. J., Lee, S., Minhyung, H., Jeonghun, L., Kim, H. C., Shim, Y. RNN-Based On-Line Continuous Gait Phase Estimation from Shank-Mounted IMUs to Control Ankle Exoskeletons. *IEEE 16th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Toronto, Canada. Junio, 2019.
- [20] SEGOB. Discapacidad motriz, la más frecuente en el país. Sitio web, 2019.
- [21] Wei, W., Cheng, L., Zhang, P., Zhao, S., Li, Q., Xia, Y., Wang, W., Li, J. A Disturbing Recovery Approach for Lower Extremity Exoskeletons with Passive Ankle Joints. *International Conference on Mechatronics and Automation*, Takamatsu, Japan. Agosto, 2017.
- [22] Xu, K., Li, J., Li, W., Cai, X., Xia, Z. A Hybrid Powered Ankle Exoskeleton for Walking. *Key Laboratory of Robotics and System of Jiangsu Province, School of Mechanical and Electric Engineering*, Suzhou, China Octubre, 2017.