



Artículo de investigación

Diseño, construcción y control de un novedoso dispositivo de rehabilitación de tobillo

Design, construction and control of a novel ankle rehabilitation device

Salomón Blanco-Figueroa¹ , Arturo Abúndez-Pliego¹ , Andrés Blanco-Ortega¹ ,
Fernanda De Jesús-Ramírez¹ , Yunel Loeza de la Cruz² 

¹Tecnológico Nacional de México / Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET). Int. Internado Palmira, C.P. 62490. Cuernavaca, Morelos, México.

²Universidad Tecnológica Emiliano Zapata del Estado de Morelos (UTEZ). Av. Universidad Tecnológica 1, Palo Escrito, C.P. 62765. Emiliano Zapata, Morelos, México.

Autor de correspondencia: Salomón Blanco-Figueroa, Tecnológico Nacional de México / CENIDET, Interior Internado Palmira S/N, Col. Palmira, C.P. 62490, Cuernavaca, Morelos. Correo electrónico: m22ce070@cenidet.tecnm.mx. ORCID: 0009-0006-8599-9109.

Recibido: 4 de Junio del 2024

Aceptado: 23 de Julio del 2024

Publicado: 10 de Agosto del 2024

Resumen. - En este artículo se presenta un novedoso dispositivo para rehabilitación de tobillo, de dos grados de libertad. El dispositivo se diseñó con base en las medidas antropométricas de la población mexicana y la cinemática natural del tobillo durante la marcha, por lo tanto, es capaz de reproducir los movimientos de dorsiflexión – plantarflexión y eversión – inversión. El prototipo virtual del rehabilitador de tobillo se simuló en MSC Adams® para determinar la respuesta dinámica al implementar técnicas de control Proporcional - Integral para cada movimiento. Los resultados de la simulación muestran que el prototipo alcanza una amplitud máxima y mínima de movimiento que se ajusta de manera precisa a los parámetros antropométricos del tobillo. Este comportamiento se observa manteniendo una velocidad constante en los motores impulsores, lo cual es crucial para garantizar la estabilidad y la precisión en el desempeño del dispositivo. El rehabilitador, impulsado por dos motorreductores que impulsan a mecanismos de cuatro barras, permite ejecutar movimientos simples, y también realizar combinaciones de dorsi/plantarflexión e inversión/eversión de manera simultánea.

Palabras clave: Sistema de rehabilitación; Rehabilitador de tobillo; Prototipo virtual; Controlador PI.

Abstract. – A novel two-degree-of-freedom ankle rehabilitation device was designed and simulated in this work. The device was designed based on both the anthropometric measurements of the Mexican population and the natural kinematics of the ankle joint during walking; therefore, allows reproducing the dorsiflexion - plantarflexion and eversion - inversion movements. The virtual prototype of the ankle rehabilitator was simulated in MSC Adams® to determine the dynamic response by implementing Proportional - Integral control techniques for each movement. The simulation results show that the prototype achieves a maximum and minimum range of motion that precisely matches the anthropometric parameters of the ankle. This behaviour is observed by maintaining the motors operating at a constant speed, which is crucial to ensure stability and accuracy in the performance of the device. The rehabilitator, driven by two geared motors driving four-bar mechanisms, allows simple movements, as well as dorsi/plantarflexion and inversion/eversion combinations to be performed simultaneously.

Keywords: Rehabilitation system; Ankle rehabilitator; Virtual prototype; PID controller.



1. Introducción

En la actualidad, los dispositivos robóticos de rehabilitación desempeñan un papel crucial en la recuperación de las articulaciones y músculos lesionados. Estos sistemas se basan en proporcionar movimientos repetitivos, suaves y progresivos en el proceso de rehabilitación de las extremidades afectadas. La creciente necesidad de estos dispositivos se hace evidente debido al aumento constante de personas discapacitadas a raíz de que sufren un accidente cerebrovascular (ACV) o presentan una lesión como un incidente traumático. El ACV es una condición causada por el bloqueo del suministro de sangre a una parte del cerebro, y es uno de los principales problemas de atención médica tanto en Estados Unidos como en el resto del mundo [1, 2]. Después de haber presentado un ACV, los pacientes generalmente experimentan una pérdida significativa de movilidad en la mitad del cuerpo, lo que hace que la rehabilitación inmediata sea esencial para recuperar parte de su función en las extremidades.

Por otra parte, los incidentes traumáticos pueden causar lesiones en las extremidades superiores e inferiores, limitando la capacidad de realizar actividades cotidianas en algunas situaciones. Además, esta problemática se agrava por la insuficiencia de profesionales de la salud en fisioterapia para satisfacer la creciente demanda de rehabilitación [3]. Por tanto, el uso de sistemas robóticos en la rehabilitación se ha vuelto fundamental para mejorar la calidad de vida de los afectados por ACV y otras lesiones en las extremidades. Estos dispositivos permiten una rehabilitación intensiva con movimientos controlados y una mayor duración del tratamiento, lo que los convierte en una herramienta valiosa en el proceso de recuperación [2, 4].

De manera más específica, el daño más común en la articulación del tobillo es el estiramiento de los

ligamentos de la articulación, conocido como esguince de tobillo. Ocurre cuando el tobillo gira, se dobla o se flexiona de forma no natural; presentándose principalmente en deportistas, aunque también se presentan en personas que realizan movimientos pasivos, es decir, llevan un estilo de vida mayoritariamente sedentaria [5].

Desde una perspectiva mecánica, el tobillo puede ser conceptualizado como un mecanismo con 3 grados de libertad (GDL). Para el diseño del rehabilitador de tobillo, es fundamental identificar los tipos de movimientos naturales que contiene esta parte del cuerpo [6]: a) abducción/aducción, el cual es el movimiento externo e interno en el plano sagital; b) dorsiflexión/plantarflexión, que consiste en el movimiento hacia arriba y hacia abajo en el plano transversal y, por último, c) la eversión/inversión, los cuales son los movimientos de rotación interna y externa en el plano frontal.

Dentro de la alta gama de sistemas desarrollados para la recuperación de tobillos, la mayoría de estos sistemas proporcionan los movimientos de inversión/eversión y dorsi/plantar flexión [7,8]. Esta amplia variedad de dispositivos y enfoques ha revolucionado la forma en que se aborda la rehabilitación de las extremidades, permitiendo un enfoque más efectivo y personalizado para cada paciente [9-12]. La evolución continua en este campo promete seguir mejorando la calidad de vida de quienes buscan recuperar su movilidad y funcionalidad.

En las últimas décadas, se han realizado diversos aparatos y sistemas destinados a la recuperación de las extremidades superiores e inferiores. La mayoría de estos dispositivos se fundamenta en el principio del movimiento continuo pasivo (MCP) (o CPM - Continuous Passive Motion) [13], el cual se emplea en las fases iniciales del proceso de rehabilitación con el propósito de restaurar la movilidad, prevenir la rigidez y

recuperar el rango de movimiento. Estas máquinas se erigen como instrumentos suplementarios en el arsenal de los terapeutas físicos, dado que permiten ofrecer movimientos suaves, ininterrumpidos y adaptados a las particularidades de la lesión de cada paciente. Blanco *et al.*, [14,15] presentaron un prototipo virtual de rehabilitación de tobillo con 3 GDL, que proporciona los movimientos de dorsiflexión, plantarflexión, abducción, aducción, inversión y eversión. En este prototipo implementaron controles de tipo Proporcional, Integral, Derivativo (PID) y basado en par calculado por separado para el seguimiento de trayectorias, además desarrollaron modelos matemáticos para uno y dos grados de libertad.

Otro rehabilitador de tobillo de 2 GDL basado en una meza X-Y fue propuesto tanto por Gama [16] como por Romeo *et al.*, [17]; este rehabilitador proporciona los movimientos de abducción/aducción y dorsiflexión/plantarflexión [18]. Para el control con seguimiento de trayectorias, implementaron controladores Proporcional-Derivativo (PD), PID y proporcional integral generalizado (GPI), logrando resultados satisfactorios. También, propusieron un controlador generalizado robusto diseñado específicamente para el seguimiento de trayectorias predefinidas, basadas en polinomios de Bézier.

En trabajos posteriores, Ruiz-Hidalgo *et al.*, [19] y Cobo-Viteri [20] llevaron a cabo la implementación de un control mioeléctrico en un rehabilitador de tobillo. Este enfoque es un sistema de control que utilizan sensores mioeléctricos de superficie adheridos al brazo del paciente. Al realizar movimientos con un *joystick*, el rehabilitador se activa al detectar el movimiento del brazo, generando así un ejercicio de movimiento. Este enfoque no sólo diversifica las opciones de control, sino que también introduce un método más intuitivo y directo de interacción entre el usuario y el rehabilitador. La integración de este sistema mioeléctrico en el

diseño de rehabilitador de tobillo de 2 GDL marca un avance significativo en la mejora de la experiencia de rehabilitación, al proporcionar un control más preciso y adaptado a las necesidades del paciente. Estas innovaciones prometen contribuir a la eficacia y versatilidad de los dispositivos de rehabilitación en el ámbito de la ingeniería biomédica.

Observando una evolución en el ámbito físico, García-Velarde [21] propuso un prototipo rehabilitador de tobillo de 3 GDL. Este dispositivo proporciona los 6 tipos de movimientos básicos, así como dos combinaciones de estos. Las rutinas propuestas aseguran una mayor sincronización y coordinación en los movimientos realizados con el paciente, durante el proceso de rehabilitación [22]. Por otro lado, Guzmán Valdivia *et al.*, [23] presentaron el diseño y control de un sistema interactivo (TobiBot) de 1 GDL para pacientes que requieran de una rehabilitación de tobillo. Se presenta un análisis biomecánico de los movimientos básicos del tobillo de dorsiflexión/plantarflexión. El control de los movimientos se lleva a cabo mediante un control de tipo proporcional-integral-derivativo (PID), con la adición de un control de impedancias para ejercicios que involucran resistencia. Este enfoque considera un videojuego con niveles bajo, mediano y alto, en el rehabilitador se presentan efectos de oposición en los movimientos que el paciente debe realizar.

Para realizar la rehabilitación de tobillo, es necesario que el terapeuta genere un plan de entrenamiento de acuerdo a su experiencia clínica, sin embargo, es imposible garantizar con seguridad que la rehabilitación se está desarrollando adecuadamente, ya que es difícil que los mismos terapeutas puedan controlar con una alta precisión los movimientos, parámetros y fuerzas complejas que la rehabilitación necesita. Por ello, se volvió de gran importancia la fabricación de robots de asistencia que mejoren la rehabilitación tradicional, proporcionando

movimientos precisos y adaptativos a largo plazo [24].

En el último siglo se han propuesto diversas arquitecturas de robots asistentes rehabilitadores de tobillo. Los robots paralelos son estructuras mecánicas con al menos dos cadenas cinemáticas conectadas a una base fija y a una base móvil, mientras que los mecanismos solo cuentan con una cadena cinemática. Un ejemplo de un robot paralelos es el rehabilitador de “Rutgers” presentado por Alvarez-Perez *et al.*, [25], el cual es un dispositivo basado en la plataforma Stewart, que lo hace capaz de realizar 6 diferentes movimientos (dorsi - plantarflexión, eversión - inversión, aducción - abducción). Los movimientos son accionados por pistones neumáticos útiles para ejercicios resistivos y que, a través de un sistema de control inteligente se interconecta a una guía con interfaz para realidad virtual (VR) y una interacción háptica en el dispositivo para navegar en un juego de simulación en 3D. D. Cioi *et al.*, [26], utilizaron actuadores neumáticos en el rehabilitador de Rutgers. Realizando pruebas con niños con epilepsia, utilizando un sistema de control que conecta a la máquina con un videojuego de aviación de realidad virtual.

Otros tipos de rehabilitadores proponen usar sólo 2 movimientos del tobillo (dorsi/plantarflexión), enfocándose en terapias de tipo activa-resistiva. En éstos, la rehabilitación se realiza por medio de ejercicios que activan los músculos del paciente, por ende, este tiene que generar un esfuerzo para mantener una recuperación gradual siguiendo una rutina planificada. S. Pittaccio *et al.*, [27], desarrollaron un rehabilitador de tobillo de 1 GDL donde la activación se hace por medio de señales electromiografías provenientes del esfuerzo del paciente, desencadenando la activación de actuadores eléctricos (motores) para que el rehabilitador se mueva. También se presentan otras aplicaciones [28-30] que se centran en evaluar accidentes cerebrovasculares,

donde la máquina interactúa con juegos virtuales y un control de impedancia que ayuda a mejorar el rango de movimiento dorsi/plantarflexión, así como el torque que genera resistencia en la terapia conforme existe una mejora.

Para los procesos de rehabilitación de tobillo se recomiendan trayectorias definidas con movimientos combinados o complejos, Algunos ejercicios que se llevan a cabo son: flexión/extensión, inversión/eversión, aducción/abducción. Así como, la aplicación de protocolos para llevar una adecuada recuperación. En 2003, Zoch *et al.*, [31] mencionaron que es importante establecer un programa en la rehabilitación del tobillo, así como, una combinación de diferentes ejercicios que conduce a mejores resultados y permite un pronto retorno a las actividades de la vida diaria.

En 2012, Canosa [32] propuso que los protocolos de recuperación tienen que ser específicos para la persona lesionado y responder a las demandas específicas de las actividades que desempeñan. En estos protocolos recomiendan ejercicios de flexión dorsal/plantar e inversión/eversión, así como, el número de repeticiones según el grado y tipo de lesión. En 2018, Monteiro *et al.*, [33] mencionaron que el objetivo de un protocolo de rehabilitación es fortalecer los músculos del pie y aumentar la flexibilidad para mejorar la función de las extremidades inferiores, prevenir complicaciones adicionales y mejorar la autonomía para las actividades de la vida diaria. En 2018, Jansen *et al.*, [34] hicieron mención que los movimientos controlados en fracturas de tobillo a diferentes rangos de amplitud conducen a mejores resultados clínicos y funcionales, obteniendo un regreso más temprano al trabajo. En 2019, Nakao *et al.*, [35] mencionaron que los movimientos de dorsiflexión y plantar flexión realizados en un tiempo de cinco minutos disminuyen la rigidez de los tobillos lesionados y aumentan considerablemente en movimiento y los rangos de amplitud.

Tabla 1: Resumen del estado del arte

Movimientos	GDL	Rehabilitación	Control	Descripción del sistema	Ref.
D/P I/E A/A	3	Pasiva	PID	Conformado por una serie de eslabones rígidos que permiten la rotación en los tres ejes para proporcionar los movimientos	[14] (2013)
D/P	1	Pasiva	N/E	Visión artificial para el seguimiento del rostro, utilizando librería facetracking.	[16] (2018)
A/A D/P	2	Pasiva	PID	Configuración de mesa XY, utiliza dos motorreductores de CD.	[18] (2014)
D/P	1	Pasiva	Control Mioeléctrico	Un actuador lineal que actúa con un voltaje de referencia de 0 a 4V.	[19] (2014)
D/P I/E A/A	3	N/E	N/E	Dos plataformas móviles, a su vez alojadas en una estructura de soporte y asistencia.	[20] (2018)
D/P A/A I/E	3	pasiva	N/E	Basado en un robot paralelo, Cuenta con dos actuadores lineales, un poste de soporte.	[22] (2019)
D/P	1	Pasiva/activa	PID	Utiliza una tarjeta de control, la interfaz y el controlador.	[23] (2014)
D/P	1	Activa	N/E	Un zapato tipo sandalia con una placa de prototipos Arduino y un acelerómetro.	[7] (2021)
I/E COM FD/P	2	Pasiva	PID	Con estructura de robot paralelo tipo 2-RRSP.	[8] (2017)

D: dorsiflexión, P: plantarflexión, I: inversión, E: eversión, A: abducción, A: aducción. FD: flexión dorsal, COM: combinado, NE: no específica, PID: proporcional integral derivativo, GDL: grados de libertad.

En este artículo se reporta el diseño, control y resultados de simulación a través de prototipo virtual de un novedoso dispositivo para rehabilitación de tobillo, el cual está basado en la antropometría de la población mexicana, en la cinemática del tobillo y en rutinas de las terapias de rehabilitación. El dispositivo proporciona los movimientos de dorsiflexión-plantarflexión y eversión/inversión y movimiento combinado (2 GDL) con ejes de rotación que cruzan por la articulación del tobillo. Además, los movimientos oscilatorios de dorsiflexión-plantarflexión y eversión - inversión se logran con un movimiento continuo del motor a velocidad constante gracias al diseño de mecanismos de 4 barras. Estos mecanismos transforman el movimiento angular de los motores eléctricos en movimientos oscilatorios en el soporte del pie (base móvil). Su capacidad para ejecutar movimientos precisos de dorsiflexión - plantarflexión y eversión - inversión de manera continua, armónica y a la

misma frecuencia del ciclo de marcha, proporciona una experiencia de rehabilitación más efectiva y cómoda para los usuarios. Además de estos movimientos individuales, se resalta su versatilidad al permitir la realización de movimientos combinados, lo cual amplía su utilidad en diversos contextos clínicos. En consecuencia, este dispositivo emerge como una herramienta prometedora en el ámbito de la rehabilitación, ofreciendo soluciones avanzadas y personalizadas para mejorar la calidad de vida de los pacientes.

Este artículo se estructura de la siguiente manera: en la Sección 2 se presentan la máquina de rehabilitación de tobillo, se determina el modelo matemático para los dos movimientos y se diseña una estrategia de control para la velocidad de cada motor. En la Sección 3, se presentan los resultados de simulación, para ambos movimientos, dorsiflexión-plantarflexión y

abducción-aducción, con la estrategia de control. En la sección 4 se presentan las conclusiones.

2. Rehabilitador de tobillo de 2 GDL

En la Figura 1 se presenta el rehabilitador de tobillo de 2 grados de libertad. Utiliza dos motorreductores (Motor de engranaje helicoidal, 12 V, 34 RPM); un motor (E_1) va acoplado mediante unos eslabones (mecanismo de 4 barras) para actuar el movimiento de dorsi/plantarflexión y el otro motor (E_2) va acoplado a otro mecanismo de 4 barras para proporcionar el movimiento de inversión/eversión. En el diseño mecatrónico del rehabilitador de tobillo se implementaron metodologías de diseño concurrente tales como: diseño para manufactura y diseño para ensamble, lo que resulta en un prototipo de bajo costo al minimizar las piezas (15 piezas), utilizar componentes estándar (ejes, rodamientos, sujetadores) y piezas fáciles de manufacturar y ensamblar.

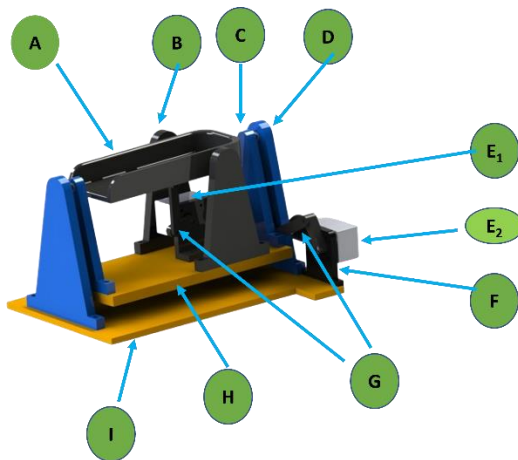


Figura 1. Componentes del rehabilitador de tobillo. A) Base móvil, B) Soporte D/P, C) Soporte I/E, D) Soporte fijo, E) Motorreductores, F) Base motor, G) Mecanismo de 4 barras, H) Base secundaria, I) Base principal.

Los motorreductores proporcionan la potencia para impulsar los movimientos del tobillo. Por otra parte, se sintetizó el mecanismo de 4 barras para convertir el movimiento rotativo a velocidad constante de los motorreductores en movimientos de oscilación (balancín) requeridos

para reproducir los movimientos naturales de dorsiflexión/plantarflexión e inversión/eversión de manera continua. En la Figura 2 se muestra el prototipo en las posiciones máximas de inversión y eversión, y en la Figura 3 en las posiciones máximas de dorsiflexión y plantarflexión. La configuración del rehabilitador, permite proporcionar también movimientos combinados entre ellos al activar los motorreductores simultáneamente.

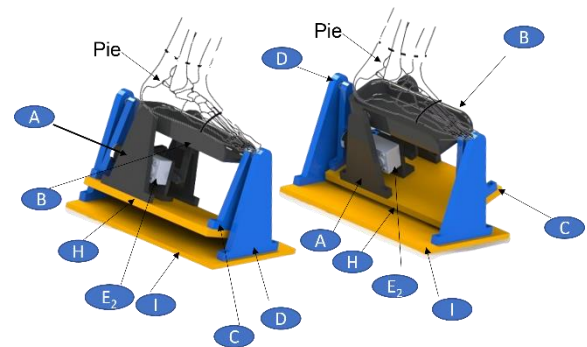


Figura 2. Movimiento de inversión/eversión en el rehabilitador de tobillo.

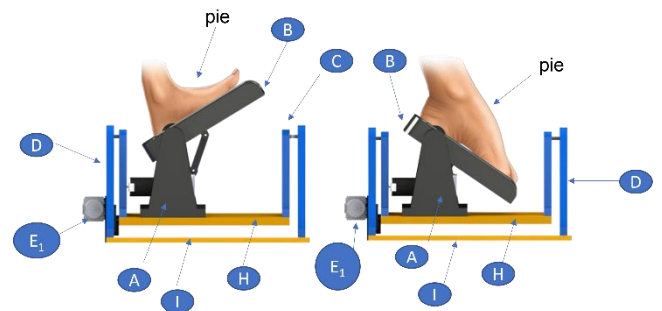


Figura 3. Movimiento de dorsi/plantarflexión en el rehabilitador de tobillo.

2.2 Modelado matemático

Considere la Figura 4, donde θ_1 representa el ángulo de giro del motor para el movimiento de dorsiflexión - plantarflexión, J_1 representa el momento de inercia equivalente, respecto al eje de giro del motor, y τ_1 es la entrada de control del motorreductor.

De manera similar, considerando la Figura 5, θ_2 representa el ángulo para el movimiento de inversión-eversión, J_2 representa el momento de inercia equivalente de la

plataforma móvil, respecto al eje de giro del motor, y τ_2 es la entrada de control del motorreductor. Para ambos movimientos se considera amortiguamiento viscoso denotados por b_1 y b_2 .

Tomando en cuenta las Figuras 4 y 5, se utiliza la segunda ley de Newton para obtener los modelos matemáticos que rigen la dinámica del sistema, para cada movimiento, dados por:

$$J_1 \ddot{\theta}_1 = \tau_1 - b_1 \dot{\theta}_1 \quad (1)$$

$$J_2 \ddot{\theta}_2 = \tau_2 - b_2 \dot{\theta}_2 \quad (2)$$

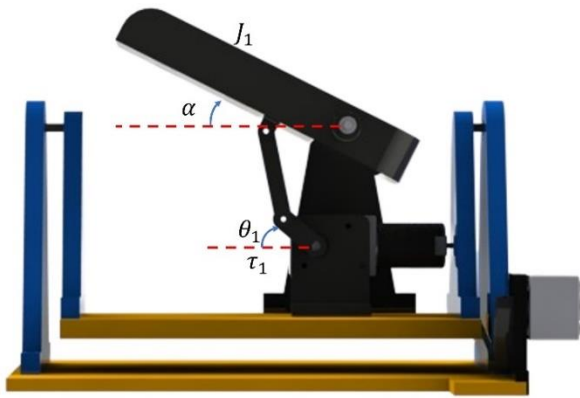


Figura 4. Diagrama cinemático para el movimiento de dorsiflexión-plantarflexión.

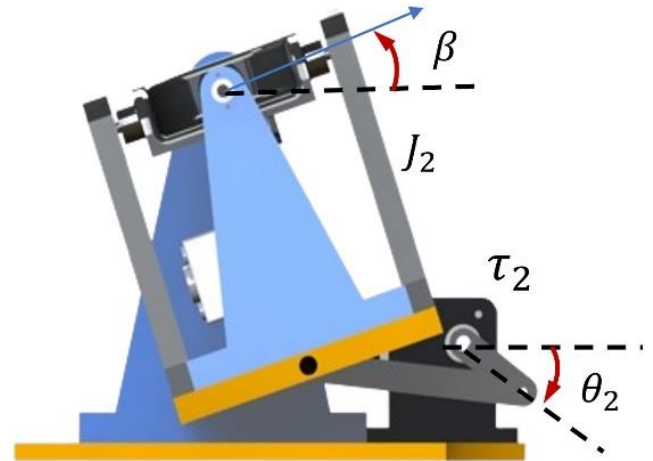


Figura 5. Diagrama cinemático para el movimiento de inversión-eversión.

Haciendo un cambio de variables: $\omega_1 = \dot{\theta}_1, \omega_2 = \dot{\theta}_2, z_1 = \alpha, z_2 = \dot{\alpha}, z_3 = \ddot{\alpha}, z_4 = \beta, z_5 = \dot{\beta}, z_6 = \ddot{\beta}$, se representa en modelo en espacio de estados:

$$\begin{aligned} J_1 \dot{\omega}_1 &= \tau_1 - b_1 \omega_1 \\ J_2 \dot{\omega}_2 &= \tau_2 - b_2 \omega_2 \end{aligned} \quad (3)$$

2.3 Sistema de control

Se propuso un control Proporcional - Integral (PI) para la regulación de las velocidades ω_1 y ω_2 , las cuales gobiernan la cadencia de los movimientos de dorsiflexión – plantarflexión o inversión – eversión.

$$\tau_1 = J_1 \left(-k_{p1}(\omega_1 - \omega_{1d}) - k_{i1} \int (\omega_1 - \omega_{1d}) dt \right) + b_1 \omega_1 \quad (4)$$

$$\tau_2 = J_2 \left(-k_{p2}(\omega_2 - \omega_{2d}) - k_{i2} \int (\omega_2 - \omega_{2d}) dt \right) + b_2 \omega_2 \quad (5)$$

Donde se propone que para las velocidades angulares (frecuencia), para estas simulaciones, los valores deseados sean:

$$\begin{aligned} \omega_{1d} &= \pi \frac{\text{rad}}{\text{s}} \\ \omega_{2d} &= \pi \frac{\text{rad}}{\text{s}} \end{aligned} \quad (6)$$

En ambas ecuaciones, (1) y (2), las ganancias se definen por asignación de polos para que la dinámica en lazo cerrado sea asintóticamente estable, k_p (ganancia proporcional), k_i (ganancia integral) quedando definidas como:

$$k_{p1} = 225, k_{i1} = 30, k_{p2} = 225, k_{i2} = 30 \quad (7)$$

2.4 Construcción del prototipo virtual:

El prototipo virtual se importó en el software MCS Adams® para realizar un análisis dinámico. Una vez que se tuvo el prototipo virtual en el entorno de MSC Adams®, se procedió a colocar las uniones en cada pieza, considerando si era una conexión fija o articulada. Además, se asignaron los materiales, siendo el ácido poli láctico (PLA) para varias piezas (soportes, base móvil y eslabones), como se fabricaron para el sistema físico. Una vez que el prototipo virtual ya cuenta con las uniones, materiales y torques, se implementó un sistema de control específico para cada movimiento. En este caso, se emplearon los controladores PI para asegurar la precisión y estabilidad necesarias en los movimientos y ángulos deseados del rehabilitador. El uso de estos controladores permite ajustar dinámicamente las respuestas del sistema, contribuyendo a un buen desempeño durante el proceso de rehabilitación. Este enfoque integral, desde el diseño virtual hasta la implementación del control en el prototipo físico, garantiza una integración efectiva de la tecnología en el dispositivo de rehabilitación.

3. Resultados y Discusiones

En esta sección se presentan los resultados de simulación, del prototipo rehabilitador de tobillo, en el software de MSC Adams®, ver

Figura 6 . Para las simulaciones que se presentan, solo se consideran movimientos de dorsi/plantarflexión y de inversión/eversión de manera independiente con la implementación de las estrategias de control (4) y (5). Sin embargo, en el prototipo se pueden realizar ambos movimientos de manera simultánea. En la tabla II se muestran los valores máximos de los movimientos de dorsiflexión, plantarflexión, eversión e inversión.

Tabla 2. Valores mínimos y máximos de los movimientos del tobillo.

Tipo de movimiento	Valor máximo
Dorsiflexión	20.3° a 29. 8°
Plantarflexión	37.6° a 45. 8°
Inversión	14.5° a 22. 0°
Eversión	10.0° a 17. 0°

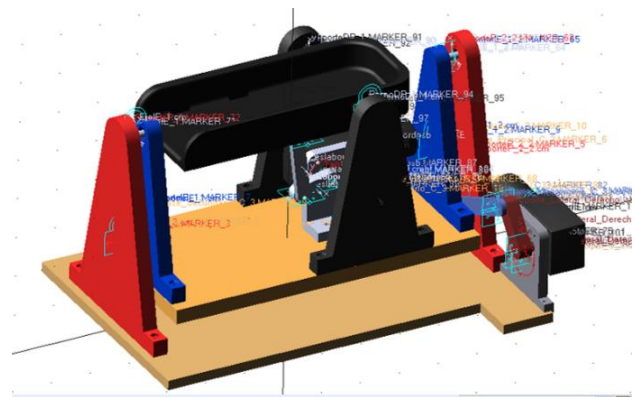


Figura 6. Prototipo virtual en el entorno del software MSC Adams®.

La Figura 7 muestra los resultados de la simulación para el movimiento de dorsiflexión-plantarflexión (z_1). La amplitud de este movimiento es de 27.5°, con una frecuencia de 180°/s. La amplitud del torque es de aproximadamente 0.186 Nm, y se relaciona con la velocidad de giro del motor (z_2). El valor deseado para la velocidad es de 180°/s; sin embargo, debido a la incertidumbre paramétrica en la estrategia de control, oscila alrededor de este valor. En la Figura 8A) se muestra el prototipo virtual en las posiciones máximas de dorsiflexión, 8B) posición neutral, 8C) plantarflexión.

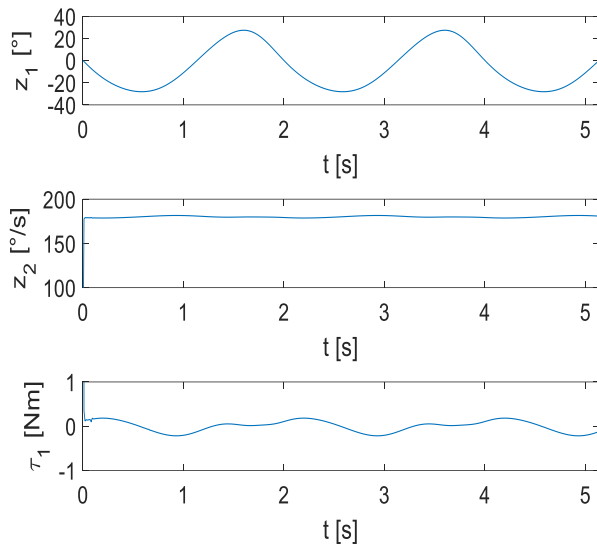


Figura 7. Resultados de simulación para el movimiento de inversión-eversión.

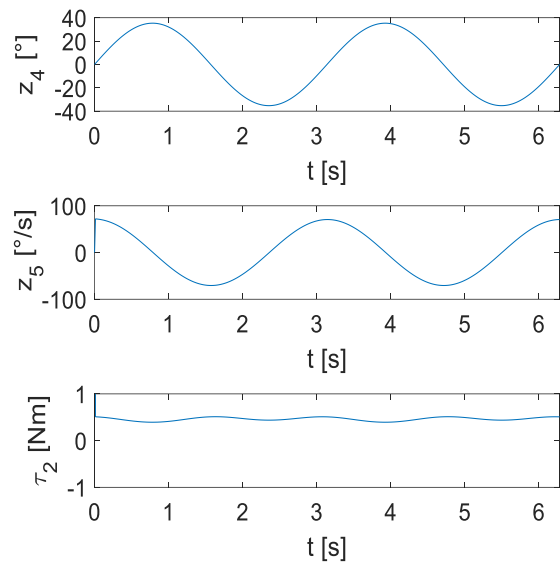


Figura 9. Resultados de simulación para el movimiento de dorsiflexión-plantarflexión.

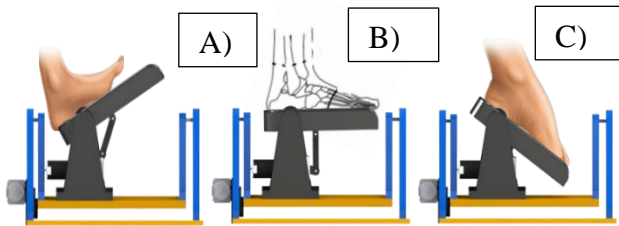


Figura 8. Prototipo virtual en posiciones máximas. A) dorsiflexión, B) posición neutral, C) plantarflexión.

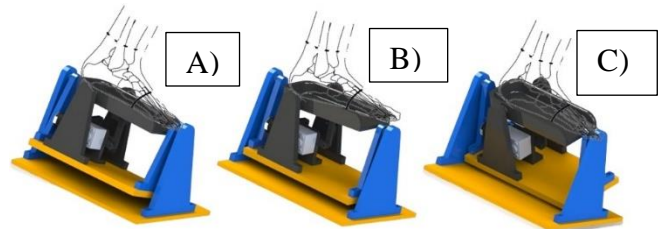


Figura 10. Prototipo virtual en posiciones máximas A) inversión, B) posición neutral, C) evasión.

La Figura 9 muestra los resultados de simulación para el movimiento de inversión-eversión (z_4), tiene una amplitud de 35° . La amplitud del torque oscila con un valor máximo de aproximadamente 0.45 Nm . Con la ley de control PI, se sigue la trayectoria deseada z_{3d} (6), como se muestra en la gráfica de la Figura 9, para la velocidad del movimiento de dorsi/plantarflexión (z_5) de $71.9^\circ/\text{s}$. En la Figura 10 se muestra el prototipo virtual en las posiciones máximas de inversión y evasión, así como la posición neutral.

En primer lugar, el rehabilitador ofrece la posibilidad de alcanzar una amplitud de 27° para ambos movimientos de inversión/eversión. Se considera rehabilitar el pie derecho, lo que implica girar el pie hacia adentro y es esencial para fortalecer los músculos y ligamentos involucrados en esta acción, mejorando así la estabilidad y el rango de movimiento del tobillo. En el movimiento de plantarflexión se tiene al apuntar los dedos hacia abajo, y alcanza una amplitud notable de 35° .

Es importante destacar que todos estos movimientos se ejecutan a una velocidad

constante, lo que permite un entrenamiento controlado y progresivo. Esta metodología de entrenamiento suave y controlada es fundamental para evitar lesiones adicionales y promover una rehabilitación efectiva del tobillo. Además, se pueden generar movimientos combinados y variar la amplitud máxima y mínima de estos movimientos ajustando la longitud de los eslabones del mecanismo de cuatro barras. Esto ayudará al paciente a realizar movimientos pequeños hasta llegar al movimiento natural del tobillo.

4. Conclusiones

En este artículo se presentan los resultados de simulación de un sistema novedoso de rehabilitación diseñado específicamente para el tobillo. El rehabilitador, impulsado por dos motorreductores que impulsan a mecanismos de cuatro barras, es de dos grados de libertad y permite no sólo ejecutar movimientos alternados, sino también realizar combinaciones de dorsi/plantarflexión e inversión/eversión de manera simultánea.

Los resultados de simulación, obtenidos a través del software MSC Adams®, muestran el desempeño de los controladores PI utilizados para proporcionar los movimientos de dorsiflexión-plantarflexión e inversión-eversión. La configuración de los elementos del rehabilitador permite que los motorreductores trabajen a velocidad angular constante y este movimiento se convierte en oscilante a través de un mecanismo de cuatro barras, contribuyendo a la durabilidad y confiabilidad al evitar los arranques y paros que exhiben los motores en las propuestas de rehabilitadores reportados en la literatura, además que reproducen la cadencia del movimiento de la articulación en condiciones de caminata.

Los resultados de la investigación demuestran que los movimientos proporcionados por el rehabilitador son armónicos y continuos. Con

estos movimientos es posible automatizar las rutinas de rehabilitación y liberar al terapeuta de una actividad manual repetitiva, además de que la rutina de rehabilitación se puede realizar en casa con la asistencia remota del terapeuta.

5. Agradecimientos

Salomón Blanco Figueroa agradece al Consejo Nacional de Humanidades, Ciencias y Tecnología (CONAHCYT) por el apoyo otorgado a través de la beca para estudios de Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica

6. Reconocimiento de autoría

Salomón Blanco-Figueroa: Análisis formal, metodología, escritura, discusión de resultados, preparación del borrador, revisión y edición. *Arturo Abúndez-Pliego:* conceptualización, administración del proyecto, supervisión y redacción del borrador original. *Andrés Blanco-Ortega:* supervisión, preparación del borrador, y discusión de resultados. *Fernanda De Jesús-Ramírez:* preparación del borrador y discusión de resultados. *Yunel Loeza de la Cruz:* preparación del borrador y discusión de resultados.

Referencias

- [1] N. Rehmat, J. Zuo, W. Meng, Q. Liu, S. Q. Xie, and H. Liang, "Upper limb rehabilitation using robotic exoskeleton systems: a systematic review," *Int J Intell Robot Appl*, vol. 2, no. 3, pp. 283–295, Sep. 2018, doi: 10.1007/s41315-018-0064-8.
- [2] H. S. Lo and S. Q. Xie, "Exoskeleton robots for upper-limb rehabilitation: State of the art and future prospects," *Medical Engineering and Physics*, vol. 34, no. 3, pp. 261–268, Apr. 2012. doi: 10.1016/j.medengphy.2011.10.004.
- [3] E. Pérez. (6, sep, 2019). Análisis sobre la situación de la fisioterapia en su Día Mundial. [Online]. Available: <https://efesalud.com>
- [4] H. C. Hsieh, D. F. Chen, L. Chien, and C. C. Lan, "Design of a Parallel Actuated

Exoskeleton for Adaptive and Safe Robotic Shoulder Rehabilitation,” IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, vol. 22, no. 5, pp. 2034–2045, Oct. 2017, doi: 10.1109/TMECH.2017.2717874.

[5] N. Zhetenbayev, A. Zhauyt, G. Balbayev, and B. Shingissov, “Robot device for ankle joint rehabilitation: A review,” in *Vibroengineering Procedia*, Apr. 2022, pp. 96–102. doi: 10.21595/vp.2022.22507.

[6] C. W. Chan and A. Rudins, “Foot Biomechanics During Walking and Running,” *Mayo Clinic Proceedings*, vol. 69, no. 5. pp. 448–461, 1994. doi: 10.1016/S0025-6196(12)61642-5.

[7] D. R. Ferreira, C. K. Baptista, B. da S. Rodrigues, B. C. Siqueira, S. M. Blascovi-Assis, and A. G. Corrêa, “Development and Test of a Serious Game for Dorsiflexion and Plantarflexion Exercises of the Feet,” *Journal on Interactive Systems*, vol. 12, no. 1, pp. 58–68, Aug. 2021, doi: 10.5753/jis.2021.1916.

[8] W. M. Alcocer Rosado, L. G. Vela Valdes, A. Blanco Ortega, J. Ruiz Ascencio, and C. D. Garcia Beltran, “Passive Rehabilitation Exercises with an Ankle Rehabilitation Prototype Based in a Robot Parallel Structure,” *IEEE Latin America Transactions*, vol. 15, no. 1, pp. 48–56, Jan. 2017, doi: 10.1109/TLA.2017.7827887.

[9] K. Bharadwaj, T. G. Sugar, J. B. Koeneman, and E. J. Koeneman, “Design of a robotic gait trainer using spring over muscle actuators for ankle stroke rehabilitation,” *J Biomech Eng*, vol. 127, no. 6, pp. 1009–1013, Nov. 2005, doi: 10.1115/1.2049333.

[10] C. E. Syrseloudis and I. Z. Emiris, “A parallel robot for ankle rehabilitation-evaluation and its design specifications,” in *8th IEEE International Conference on BioInformatics and BioEngineering, BIBE 2008*, 2008. doi: 10.1109/BIBE.2008.4696826.

[11] A. Pino, D. Gómez Vargas ,A. Garzón , F.Roberti ,R. Carelli “Mirror-Based Robotic Therapy for Ankle Recovery with a Serious Game: A Case Study with a Neurological Patient,” *IEEE International Conference on*

Rehabilitation Robotics, vol. 2022-July, 2022, doi: 10.1109/ICORR55369.2022.9896510.

[12] A. D. Pino López, C. A. Cifuentes García, M. C. Múnera Ramírez, “Development of a Serious Game for Ankle Rehabilitation with T-FLEX.” Trabajo Fin de Máster, Universidad Del Rosario Dec. 2020, doi:/10.48713/10336_30723.

[13] L. A. Harvey, L. Brosseau, and R. D. Herbert, “Continuous passive motion following total knee arthroplasty in people with arthritis,” *Cochrane Database of Systematic Reviews*, vol. 2014, no. 2, Feb. 2014, doi: 10.1002/14651858.CD004260.

[14] A. Blanco Ortega, R. Fabián Vázquez Bautista, G. Vela-Váldes, E. Quintero Marmol, and G. López López, “Control de un prototipo virtual de una máquina de rehabilitación de tobillo Control of a virtual prototype of an ankle rehabilitation machine,” *Revista Facultad de Ingeniería Universidad de Antioquia* núm. 67, abril-junio, 2013, pp. 183-196.

[15] A. Blanco-Ortega, H. Azcaray, and L. Gerardo Vela Valdés, “Prototipo virtual de un rehabilitador de tobillo,” *CIINDET 2011*, Cuernavaca, Morelos, México.

[16] A.K.Gama Velasco , “Desarrollo de un sistema interactivo basado en visión artificial para la rehabilitación del tobillo,” Tesis de Maestría, Tecnológico Nacional de México/Cenidet,Cuernavaca, Morelos, 2018.

[17] P. Á. Romeo, L. Enrique, and M. Gella, “Control de impedancia de un exoesqueleto de extremidades inferiores” Trabajo Fin de Máster Universidad de Zaragoza, EINA, 2017.

[18] F. A. Gómez-Becerra, A. Blanco-Ortega, and L. Gerardo, “Diseño y control de Rehabilitador de tobillo basado en una Mesa XY,” *Ciencia e Investigación*, nov. 05, 2012.

[19] N. C. Ruiz Hidalgo, A. Blanco Ortega, L. Gerardo Vela Valdés, and A. Abúndez Pliego, “Guía Control Mioeléctrico de un Rehabilitador de Tobillo,” Tesis de Maestría, Tecnológico Nacional de México/Cenidet, Cuernavaca, Morelos 2014.

[20] A. Cobo Viteri, “Diseño mecánico de un equipo para rehabilitación física de tobillo, por

medio de un sistema de motores eléctricos y plataforma móvil,” Tesis de Maestría, ESPOCH, Riobamba, Ecuador, 2018.

[21] M. Angel, and G. Velarde,” P. Rehabilitador De Tobillo, T. Grados De Libertad” Tesis de Maestría, Tecnológico Nacional de México/cenidet, Cuernavaca, Morelos, 2019.

[22] A. Barrera Sánchez “Adecuación y diseño de rutinas para la rehabilitación pasiva de tobillo con un prototipo de tres grados de libertad,” Tesis de Maestría, Tecnológico Nacional de México/Cenidet, Cuernavaca, Morelos, 2021.

[23] C. H. Guzmán Valdivia, J. L. Carrera Escobedo, A. Blanco Ortega, M. A. Oliver Salazar, and F. A. Gómez Becerra, “Diseño y control de un sistema interactivo para la rehabilitación de tobillo: TobiBot,” Ingeniería mecánica, tecnología y desarrollo, vol. 5, no. 1, pp. 255–264, 2014, Accessed: Feb. 06, 2024.

[24] M. Dong, Y. Zhou, X. Rong, “State of the art in parallel ankle rehabilitation robot: a systematic review,” Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, vol. 18, no. 1. BioMed Central Ltd, Dec. 01, 2021. doi: 10.1186/s12984-021-00845-z.

[25] M. G. Alvarez-Perez, M. A. Garcia-Murillo, and J. J. Cervantes-Sánchez, “Robot-assisted ankle rehabilitation: a review,” Disability and Rehabilitation: Assistive Technology, vol. 15, no. 4. Taylor and Francis Ltd, pp. 394–408, May 18, 2020. doi: 10.1080/17483107.2019.1578424.

[26] D. Cioi, A. Kale, Grigore Burdea, J. Engsborg, W. Janes, and S. Ross, “Ankle control and strength training for children with cerebral palsy using the Rutgers Ankle CP,” PubMed, Jun. 2011, doi:10.1109/icorr.2011.5975432.

[27] S. Pittaccio, L. Garavaglia, C. Ceriotti, and F. Passaretti, “The use of dynamic systems based on shape memory alloys for the treatment of neuromuscular disorders,” in IFAC-PapersOnLine, Sep. 2015, pp. 189–194. doi: 10.1016/j.ifacol.2015.10.137.

[28] IEEE Computer Society, Institute of Electrical and Electronics Engineers, and

Instituto Politécnico do Cávado e do Ave, SeGAH 2014: IEEE 3rd International Conference on Serious Games and Applications for Health: book of proceedings: Rio de Janeiro, Brazil, May 14-16.

[29] A. Roy, L. W. Forrester, and R. F. Macko, “Short-term ankle motor performance with ankle robotics training in chronic hemiparetic stroke,” J Rehabil Res Dev, vol. 48, no. 4, pp. 417–430, 2011, doi: 10.1682/JRRD.2010.04.0078.

[30] Y. Ren, Y. N. Wu, C. Y. Yang, T. Xu, R. L. Harvey, and L. Q. Zhang, “Developing a Wearable Ankle Rehabilitation Robotic Device for in-Bed Acute Stroke Rehabilitation,” IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, vol. 25, no. 6, pp. 589–596, Jun. 2017, doi: 10.1109/TNSRE.2016.2584003.

[31] C. Zöch, V. Fialka-Moser, M. Quittan, “Rehabilitation of ligamentous ankle injuries: a review of recent studies”, Br J Sports Med, vol. 37, n° 4, p. 291–295, 2003.

[32] A. Canosa, “Protocolos de recuperación funcional en el esguince del ligamento lateral externo de la articulación del tobillo”, universidad de A Coruña, pp. 123- 128, 2012.

[33] R. L. Monteiro, C. D. Sartor, J. S. S. P. Ferreira, M. G. B. Dantas, S. A. Buss, I. C. N. Sacco, “Protocol for evaluating the effects of a foot-ankle therapeutic exercise program on daily activity, foot-ankle functionality, and biomechanics in people with diabetic polyneuropathy: a randomized controlled trial”, Department of Physical Therapy, Speech, and Occupational Therapy, School of Medicine, University of São Paulo, São Paulo, Brazil, 2018.

[34] H. Jansen, M. Jordan, S. Frey, S. Hölscher-Doht1, R. Meffert, T. Heintel, “Active controlled motion in early rehabilitation improves outcome after ankle fractures: a randomized controlled trial”, Clinical Rehabilitation, 2018, Vol. 32(3) 312–318

[35] S. Nakao, T. Ikezoe, M. Nakamura, J. Saeki, T. Kato, J. Umehara, N. Ichihashi, “Effects of ankle position during static stretching for the hamstrings on the decrease in passive

stiffness”, Human Health Sciences, Graduate School of Medicine, Kyoto University, 2019.

Derechos de Autor (c) 2024 Salomón Blanco-Figueroa, Arturo Abúndez-Pliego, Andrés Blanco-Ortega, Fernanda De Jesús-Ramírez, Yunel Loeza de la Cruz



Este texto está protegido por una licencia [Creative Commons 4.0](https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Usted es libre para compartir —copiar y redistribuir el material en cualquier medio o formato— y adaptar el documento —remezclar, transformar y crear a partir del material— para cualquier propósito, incluso para fines comerciales, siempre que cumpla la condición de:

Atribución: Usted debe dar crédito a la obra original de manera adecuada, proporcionar un enlace a la licencia, e indicar si se han realizado cambios. Puede hacerlo en cualquier forma razonable, pero no de forma tal que sugiera que tiene el apoyo del licenciante o lo recibe por el uso que hace de la obra.

[Resumen de licencia](#) - [Texto completo de la licencia](#)