

## Desarrollo de un Prototipo de Bipedestador dinámico para la rehabilitación de extremidades inferiores

**John Calle-Siguencia<sup>1</sup>, Wilman Tasinchano-Parra<sup>2</sup>, Dario Guerra-Serrano<sup>3</sup>, Anndy Velasteguí-Benalcazar<sup>4</sup>**

<sup>1</sup>Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica GIIB, Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador. Email: jcalles@ups.edu.ec

<sup>2</sup> Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica GIIB, Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador. Email: wtasinchano@est.ups.edu.ec

<sup>3</sup> Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica GIIB, Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador. Email: dguerras@est.ups.edu.ec

<sup>4</sup> Grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica GIIB, Universidad Politécnica Salesiana, Ecuador. Email: avelasteguib@est.ups.edu.ec

### Resumen

Este estudio presenta el desarrollo de un bipedestador dinámico para la rehabilitación de pacientes con problemas en la marcha. Se aborda el problema de que los bipedestadores disponibles en el mercado internacional no se ajustan a la antropometría de personas en Latinoamérica ni a las necesidades específicas de los pacientes, lo que puede generar inconvenientes y alteraciones en el cuerpo humano. Se analizan las variables biomecánicas clave de la marcha humana para definir un mecanismo que cumpla con estas variables y se verifica su eficacia. Posteriormente, se seleccionan materiales, geometría y dimensiones de los componentes para la construcción, y se establece un sistema de control para la automatización del bipedestador. Utilizando software de ingeniería como ADAMS e Inventor, se realiza un modelado y análisis exhaustivo del dispositivo y sus componentes, generando un análisis cinético y cinemático completo. La principal contribución del trabajo es proporcionar un dispositivo acorde a las necesidades específicas del paciente, garantizando funcionalidad, estética y ergonomía, y convirtiéndose en una solución fiable y accesible para los pacientes en Ecuador. La investigación es cuantitativa y exploratoria, fundamentada en datos numéricos sobre la marcha humana y sus patologías, y comparada con otros sistemas existentes para validar su eficacia y confiabilidad.

**Palabras clave:** Bipedestador dinámico, marcha humana, cinemática de la marcha

### Abstract

This study presents the development of a dynamic standing frame for the rehabilitation of patients with gait problems. It addresses the issue that the standing frames available on the international market do not fit the anthropometry of people in Latin America nor the specific needs of the patients, which can cause inconveniences and alterations in the human body. Key biomechanical variables of human gait are analyzed to define a mechanism that meets these variables and its effectiveness is verified. Subsequently, materials, geometry, and dimensions of the components are selected for construction, and a control system is established for the automation of the standing frame. Using engineering software such as ADAMS and Inventor, a thorough modeling and analysis of the device and its components is conducted, generating a complete kinetic and kinematic analysis. The main contribution of the work is to provide a device that meets the specific needs of the patient, ensuring functionality, aesthetics, and ergonomics, and becoming a reliable and accessible solution for patients in Ecuador. The research is quantitative and exploratory, based on numerical data on human gait and its pathologies, and compared with other existing systems to validate its effectiveness and reliability.

**Keywords:** Dynamic standing frame, human gait, gait kinematics.

## 1. Introducción

La marcha humana es el proceso mediante el cual el cuerpo humano se desplaza en línea recta, coordinando movimientos de las articulaciones de las piernas compuesto por movimientos repetitivos de las extremidades inferiores (figura 1) [1]. Este movimiento es esencialmente el medio de transporte y desplazamiento con menor costo energético, lo que lo convierte en una función vital para la independencia y calidad de vida de los individuos [2]. El ciclo de la marcha humana se define desde el primer contacto del talón de un pie hasta su siguiente apoyo, constituyendo un patrón cíclico y repetitivo que permite la locomoción continua.

Limitaciones o fallos en los sistemas biomecánicos de la marcha resultan en patrones de marcha anómalos, afectando significativamente la movilidad y funcionalidad del individuo. Estas alteraciones pueden ser causadas por diversas patologías, lesiones o condiciones degenerativas que impactan negativamente la capacidad del individuo para desplazarse de manera eficiente y segura [3][4]. Por lo tanto, el análisis, diagnóstico y monitoreo de la marcha patológica requieren un conocimiento profundo y la caracterización precisa de los parámetros biomecánicos de la marcha sana. Esto es crucial para desarrollar intervenciones terapéuticas efectivas y dispositivos de asistencia que puedan mejorar la calidad de vida de las personas con dificultades de movilidad [5].

Para el desarrollo de la presente investigación es necesario revisar la biomecánica de rodilla y tobillo y

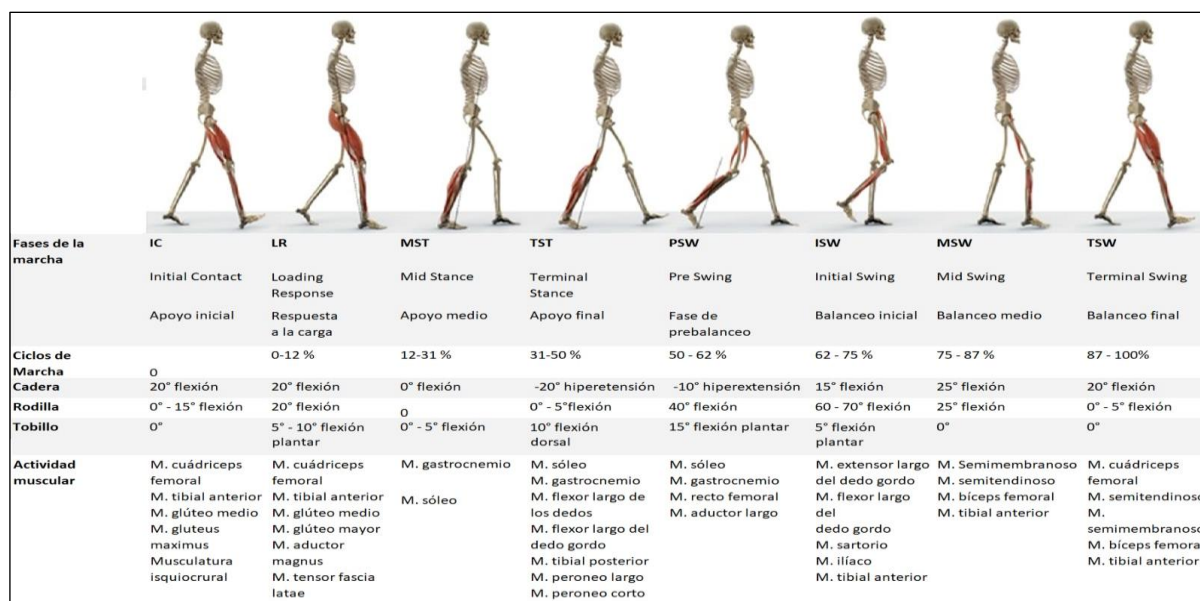
conocer los dispositivos bipedestadores comerciales que ayudan a la rehabilitación.

### 1.1 Movimiento Articular de Tobillo y Rodilla

El movimiento articular del tobillo y la rodilla es esencial para la marcha humana, permitiendo la locomoción y el mantenimiento del equilibrio. El tobillo, una articulación sinovial tipo bisagra, permite principalmente dos movimientos: dorsiflexión y plantiflexión. Durante la dorsiflexión, el ángulo entre el pie y la pierna disminuye, con un rango de movimiento típico entre 0 y 20 grados. En la plantiflexión, el ángulo aumenta, alcanzando hasta 50 grados. La eversión e inversión son movimientos adicionales del tobillo, importantes para el equilibrio lateral, con rangos de 0 a 10 grados para la eversión y 0 a 20 grados para la inversión [6].

La rodilla, otra articulación sinovial tipo bisagra, permite principalmente la flexión y la extensión. Durante la flexión, la rodilla puede doblarse hasta aproximadamente 135 grados, mientras que en la extensión completa el ángulo es cercano a 0 grados. Además, la rodilla tiene movimientos de rotación interna y externa cuando está en posición flexionada, con un rango de rotación interna de 0 a 15 grados y externa de 0 a 30 grados [7].

Estos movimientos combinados del tobillo y la rodilla son críticos para la fase de apoyo y balanceo de la marcha, asegurando una locomoción eficiente y estable.



**Figura 1.** Ciclo de la marcha. Adaptado de: Perry J, Gait Analysis. Slack Thorofare; 1992, y Whittle MW. Gait Analysis. 2nd ed. Butterworth-Heinemann; 1998

## 1.2 Patologías

El análisis de las patologías de la marcha humana es crucial para comprender y mejorar la movilidad de los individuos afectados por diversas condiciones médicas. La marcha humana implica un complejo proceso de coordinación entre las articulaciones y músculos de las extremidades inferiores [8]. Las alteraciones en este proceso pueden resultar en patrones de marcha anómalos, afectando significativamente la calidad de vida. Las patologías de la marcha pueden ser causadas por una variedad de factores, incluidos el dolor, los trastornos neurológicos y las lesiones musculares como se puede ver en la tabla 1 [9,10]. Este análisis proporciona una visión general de las principales patologías de la marcha, sus causas y efectos, y destaca la importancia de un diagnóstico preciso y la implementación de estrategias terapéuticas efectivas para mejorar la movilidad y la funcionalidad de los pacientes [11,12].

Tabla 1: Patología de marcha, causas y efectos

Nombre Técnico	Causas	Efectos
Marcha Antiálgica	Dolor en extremidades inferiores, como artritis o fracturas.	Coqueo para minimizar el dolor, reducción de la fase de apoyo en la extremidad afectada.
Marcha Atáxica	Trastornos neurológicos como la ataxia cerebelosa.	Inestabilidad, movimientos descoordinados, dificultad para mantener el equilibrio.
Marcha en Steppage	Debilidad muscular, especialmente en los músculos tibiales anteriores.	Levantamiento excesivo de la pierna para evitar que el pie arrastre.
Marcha Parkinsoniana	Enfermedad de Parkinson, trastornos extrapiramidales.	Pasos pequeños y rápidos, postura inclinada hacia adelante, dificultad para iniciar y detener la marcha.
Marcha Espástica	Lesión del tracto corticoespinal, como en la parálisis cerebral.	Rigidez y contracción muscular, movimiento de tijera de las piernas, pasos cortos y lentos.

Fuente: Elaboración propia a partir de [9-12]



## 1.3 Bipedestadores para rehabilitación.

El desarrollo de bipedestadores, tanto en investigación como en aplicaciones comerciales, ha avanzado significativamente, proporcionando soluciones efectivas para la rehabilitación de pacientes con problemas de movilidad. Los bipedestadores son dispositivos que permiten a los usuarios mantener una posición erguida, facilitando la mejora de la fuerza

muscular, la circulación sanguínea y la salud ósea. En la investigación, se ha demostrado que el uso de bipedestadores puede mejorar la calidad de vida de los pacientes al proporcionar soporte físico y estimular la actividad neuromuscular [7].

En el ámbito comercial, existen diversos modelos de bipedestadores diseñados para satisfacer las necesidades específicas de diferentes grupos de pacientes. Estos dispositivos varían en términos de diseño, funcionalidad y características adicionales, como ajustes motorizados y sistemas de control avanzados. Los bipedestadores dinámicos permiten un mayor grado de movimiento y ajuste, lo que resulta crucial para adaptar el dispositivo a la antropometría y las necesidades individuales de los pacientes [13]. Algunos ejemplos se presentan en la tabla 2

Tabla 2: Bipedestadores - Características y Aplicaciones.

Nombre del Bipedestador	Características y Aplicaciones
 <b>Easystand Evolv</b>	El Easystand Evolv es un bipedestador ajustable diseñado para proporcionar soporte ergonómico y funcional. Ofrece ajustes personalizados para personas con diversas necesidades de movilidad. [13]
 <b>Rifton Prone Stander</b>	El Rifton Prone Stander es un dispositivo que facilita una posición de bipedestación prona. Es ideal para usuarios que requieren soporte adicional en el torso y la cabeza. [13]
 <b>Levo Active Stander</b>	El Levo Active Stander permite al usuario alternar entre posiciones de sentado y de pie, promoviendo la circulación y la actividad muscular. Es adecuado para pacientes con movilidad limitada. [14]
 <b>Permobil Standing Wheelchair</b>	La silla de ruedas Permobil Standing Wheelchair combina las funciones de una silla de ruedas con un bipedestador, permitiendo al usuario cambiar de posición con facilidad. [15]
 <b>Zing MPS</b>	El Zing MPS es un bipedestador multifuncional que permite ajustes en múltiples posiciones, incluyendo la bipedestación y la inclinación. Es especialmente útil para niños y adultos jóvenes. [2]
 <b>Altimate Medical Bantam</b>	El Altimate Medical Bantam es un bipedestador que ofrece una transición suave entre posiciones de sentado y de pie, con controles fáciles de usar. Es adecuado para usuarios de todas las edades. [6]

Fuente: Elaboración propia a partir de [2], [6], [13], [14], [15]

La implementación de bipedestadores en la práctica clínica requiere una comprensión detallada de las características biomecánicas de la marcha humana y de las necesidades específicas de los pacientes. Los estudios han mostrado que la correcta utilización de estos dispositivos puede prevenir complicaciones secundarias, mejorar la postura y fomentar una mayor independencia en las actividades diarias [14]. Además, la integración de tecnologías avanzadas, como el modelado con software de ingeniería, ha permitido optimizar el diseño y funcionalidad de los bipedestadores, asegurando su eficacia y seguridad en el uso clínico [15].

## 2. Método(s), metodología

Para el desarrollo del proyecto se utiliza una metodología cuantitativa no experimental con enfoque exploratorio y descriptivo. Se definen variables y diseño de concepto, luego se selecciona un mecanismo que cumpla con la cinemática de la marcha. Se determinan materiales, geometría y dimensiones comprobando el mecanismo con software de ingeniería para garantizar funcionalidad y resistencia a cargas. Finalmente, se construye utilizando procesos de manufactura convencional.

### 2.1 Definición de variables

Se implementa un enfoque personalizado para usuarios de diferentes estaturas en el bipedestador, considerando diversas variables específicas para garantizar su adecuación individual.

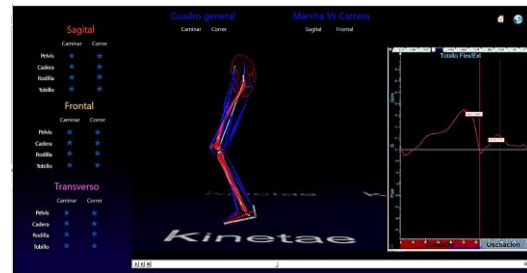
- Altura ajustable para usuarios con alturas entre 1.50 y 1.80 metros.
- Imitar la fase de contacto y oscilación de la marcha mostrado en la figura 1
- El bipedestador debe apoyarse con movimiento de entrada de motores para favorecer la autonomía
- Estético
- Ergonómico

### 2.2 Diseño de concepto

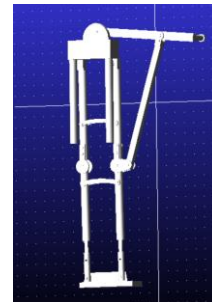
En primer lugar, para generar el mecanismo es necesario realizar un análisis cinemático especialmente para garantizar las trayectorias de la rodilla y el tobillo y que estos valores cumplan con los patrones de marcha establecidos.

Se usó el software Kinetae [16] para simular y obtener gráficas de movimiento de rodilla y tobillo, que guiarán el diseño y simulación del dispositivo. (Figura 2).

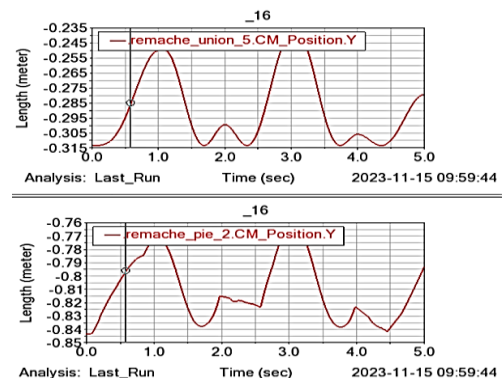
Posteriormente se diseñó un mecanismo con dos grados de libertad y se analizó con el software Adams view [17] para establecer las curvas de tobillo y rodilla como se muestra en las figuras 3 y 4.



**Figura 2.** Obtención de curvas mediante Kinetae Fuente: Elaboración propia



**Figura 3.** Mecanismo para bipedestador. Fuente: Elaboración propia



**Figura 4.** Curvas de rodilla y tobillo obtenidas en Adams view. Fuente: Elaboración propia

Luego de obtenidas las curvas con los dos procedimientos antes indicados se procedió a comparar las gráficas de movilidad, para obtener el porcentaje de similitud aplicando el coeficiente de correlación de Pearson que se analizará en la sección de resultados.

Para finalizar esta etapa se definen partes y piezas con sus respectivas geometrías y dimensiones. El bipedestador propuesto está conformado por un andador que se desplaza en el piso mediante cuatro ruedas, a este se han incorporado un mecanismo de un grado de libertad para cada lado, en donde se sujetaran las piernas del usuario para favorecer su desplazamiento como se muestra en la figura 5

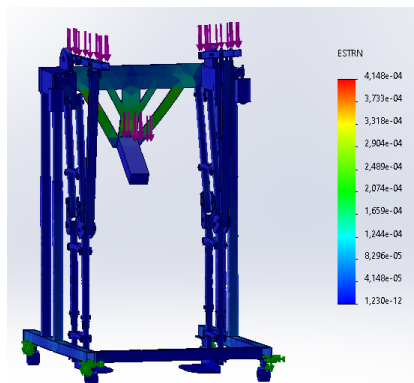


**Figura 5.** Diseño de concepto del bipedestador.  
Fuente: Elaboración propia

### 2.3 Análisis de resistencia de componentes.

Para el prototipo se utilizó acero ASTM A36 [18]. La base del andador está construida de tubo cuadrado de 40x40 mm con un espesor de 2mm, los soportes para el mecanismo están definidos en tubo redondo de Ø32mm con un espesor de 2mm, la estructura del mecanismo está compuesta por tubos de Ø25 con un espesor de 1.5mm

Con las dimensiones, geometría y materiales definidos se realiza el análisis de resistencia del prototipo utilizando el software *Solid Work* [19]. El análisis considera el peso promedio de una persona de 1.80 m de estatura que corresponde a 76kg [20] y un factor de seguridad de 3 lo que genera una carga de 2236.68 N. En la figura 6 se puede observar el análisis y los resultados en lo referente a deformación.



**Figura 6.** Análisis de deformación.  
Fuente: Elaboración propia

En la tabla 3 se muestra un detalle de las juntas del mecanismo y su forma de unión.

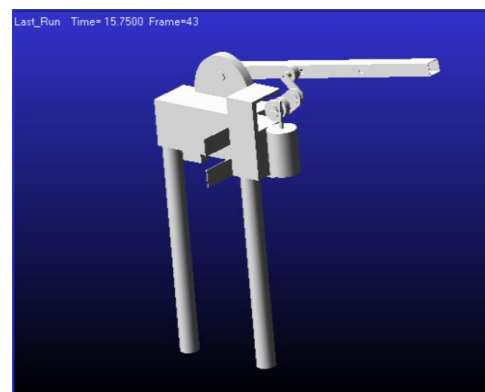
Tabla 3: Detalle de juntas del sistema

Junta	Elementos
Pie	
Rodilla	
Mecanismo de tracción y soporte de brazos	
Mecanismo de accionamiento con motor que acciona el sistema a través del soporte del brazo	

Fuente: Elaboración propia

### 2.4 Selección del motor

El accionamiento del mecanismo está apoyado con un motor que traslada su movimiento a través de un sistema de biela manivela como se muestra en la figura 7. Considerando las cargas de la persona antes mencionada y determinado que debe vencer el sistema la carga producida por el peso de una pierna, usando el software *MSC Adams* se determina el torque necesario para el motor..

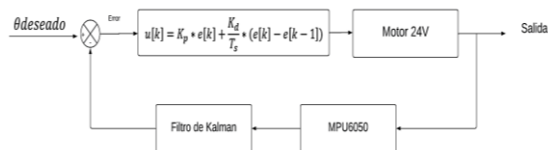


**Figura 7.** Mecanismo de biela manivela  
Fuente: Elaboración propia



## 2.6 Sistema de control

Se ha seleccionado un controlador de lazo cerrado debido a su capacidad para ofrecer un control preciso y adaptativo, fundamental para simular de manera efectiva el ciclo de la marcha humana. El controlador de lazo cerrado facilita la simulación precisa del ciclo de la marcha, permitiendo ajustes dinámicos que responden a variables cambiantes. Para cumplir con los requisitos específicos del dispositivo, como el ajuste de altura, la imitación de las fases de contacto, oscilación de la marcha, equilibrio y motores detallados en la tabla 1, es esencial un controlador que pueda monitorizar y ajustar constantemente los parámetros operativos, como la posición y el ángulo de las articulaciones. Implementar un controlador de lazo cerrado asegura que el dispositivo no solo se ajuste a los requisitos de flexión y extensión, sino que también responda de manera efectiva a cualquier variación en las condiciones de uso. Esto garantiza un rendimiento óptimo y una simulación estable del ciclo de la marcha. Una vez que se selecciona el tipo de control, en este caso, de lazo cerrado con un controlador Proporcional-Derivativo (PD), y se define la ecuación correspondiente, se representará el diagrama de control como se muestra en la figura 8. Este diagrama ilustra la integración de los componentes del sistema dentro del control. En el caso del controlador PD, este es ideal debido a su capacidad para proporcionar precisión en la posición de las piernas, asegurando que cada motor alcance el ángulo deseado con exactitud. La parte derivativa del controlador PD mejora la respuesta rápida y ágil del sistema, permitiendo ajustes inmediatos y eficientes en la posición de las piernas, lo cual es esencial para replicar el movimiento humano de manera natural. Además, la acción derivativa del controlador ayuda a reducir el sobreimpulso y las oscilaciones que podrían ocurrir, mejorando así la estabilidad y la suavidad del movimiento.



**Figura 8.** Diagrama de control de lazo cerrado.  
Fuente: Elaboración Propia

Donde:

$u[k]$  es la señal de control en el instante de muestreo  $k$  que se envía al motor para corregir el error. Esta señal determina cómo debe ajustarse el actuador para reducir el error y alcanzar la posición deseada.

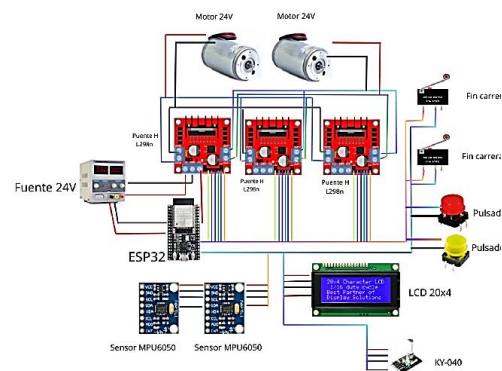
$e[k]$  es el error de posición en el instante de muestreo  $k$ , calculado como Referencia–Medición. Representa la diferencia

entre el valor deseado (referencia) y el valor medido (actual) del sistema.

$K_p$  es la ganancia Proporcional que amplifica el error. Aumentar  $K_p$  incrementa la respuesta del sistema a la diferencia entre la referencia y la medición.

$K_d$  es la ganancia Derivativa que amplifica la tasa de cambio del error. Aumentar  $K_d$  ayuda a amortiguar la respuesta del sistema al error, reduciendo el sobreimpulso y mejorando la estabilidad.

Con base en el diagrama de bloques del sistema de lazo cerrado y los componentes definidos, se procede al desarrollo del circuito eléctrico, como se ilustra en la figura 9.



**Figura 9.** Esquema de conexión del sistema de control. Fuente: Elaboración propia

## 2.7 Construcción del prototipo

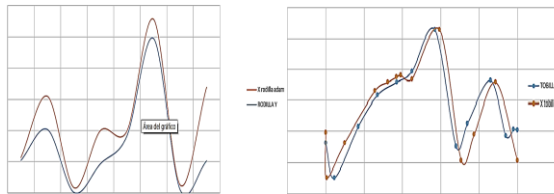
El prototipo está construido con técnicas convencionales de manufactura, se utilizaron procesos con arranque de viruta como torneado, fresado. Para las juntas fijas se utilizó soldadura TIG o soldadura GTAW con electrodos de tungsteno. También varias partes fueron elaboradas apoyándose con corte Laser. En la figura 10 se muestra el prototipo construido.



**Figura 10.** Prototipo de bipedestador construido.  
Fuente: Elaboración propia

### 3. Resultados y Discusión

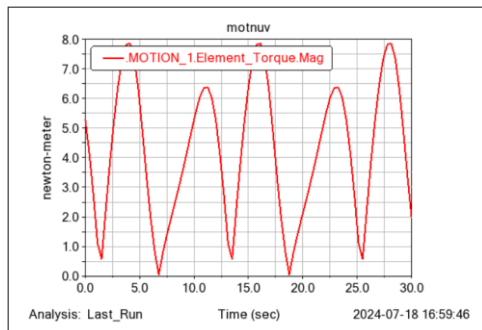
El análisis del mecanismo utilizando el software MSC Adams permitió generar las curvas de desplazamiento de la rodilla y el tobillo, las cuales fueron comparadas con las obtenidas mediante el software Kinetae. Al aplicar el coeficiente de similitud de Pearson [21], se obtuvo un 95% de concordancia, como se muestra en la Figura 11. Este alto nivel de similitud nos asegura que el sistema tendrá un alto grado de eficiencia, y el 5% restante será compensado por la movilidad de las piernas en el mecanismo.



**Figura 11.** Análisis de correlación de curvas de movilidad.

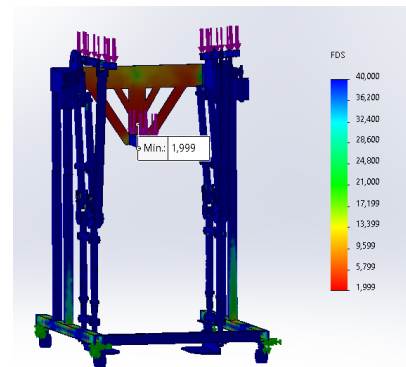
Fuente: Elaboración Propia

Para la selección del torque del motor se utilizó el software MSC Adams obteniendo el resultado que se presenta en la figura 12, requiriéndose un torque de 8 N\*m



**Figura 12.** Determinación de torque para el motor. Fuente: Elaboración propia

El análisis estructural ejecutado permite establecer que la deformación máxima de los componentes alcanza un valor de  $2.5 \times 10^{-4}$  mm, lo que es imperceptible y además los materiales están trabajando dentro del rango elástico; para garantizar esto se realiza un análisis de factor de seguridad presentado en la figura 13, en este se puede observar que el valor mas significativo esta alrededor de 12, esto debido a que se trabajo con la selección de materiales comerciales y dimensiones que permitan una fácil manufactura y garantiza que el dispositivo soportara las cargas a la que estará expuesto



**Figura 13.** Análisis de factor de seguridad.

Fuente: Elaboración propia

Para la fabricación se debe prestar mucha atención a la soldadura y a las tolerancias de las juntas pues, ajustes incorrectos no favorecen un movimiento suave del sistema. Con estas consideraciones se logro obtener el prototipo del dispositivo como se muestra en la figura 13

En el diseño del bipedestador dinámico para rehabilitación, la implementación de un controlador de lazo cerrado se ha mostrado crucial para simular de manera precisa y coordinada la marcha humana, mejorando significativamente la efectividad del dispositivo en el proceso de rehabilitación. Este controlador, al ajustarse continuamente a las mediciones de posición proporcionadas por sensores MPU6050, asegura que el movimiento replicado sea lo más natural posible, lo cual es fundamental para maximizar los beneficios terapéuticos. Además, su capacidad para manejar perturbaciones y errores de modelado garantiza un rendimiento óptimo del sistema, como se evidencia en los resultados obtenidos y presentados en las figuras 14, donde se demuestra que el prototipo mantiene una alta precisión en la simulación de la marcha, comparable a los obtenidos en la simulación en la figura 11. La integración del ESP32, motores de 24V, y puente H L298N ha demostrado ser efectiva, reafirmando la validez de este enfoque en el desarrollo de dispositivos de rehabilitación.



**Figura 14.** Gráfica de Plotter serie Arduino

#### 4. Conclusiones

Los bipedestadores juegan un papel crucial en la rehabilitación de pacientes con problemas de movilidad, facilitando la bipedestación y mejorando aspectos como la fuerza muscular, la circulación sanguínea y la salud ósea. Estos dispositivos permiten a los pacientes mantener una posición erguida, lo que es esencial para prevenir complicaciones secundarias y mejorar la calidad de vida.

Existen diversos modelos de bipedestadores en el mercado, cada uno diseñado para satisfacer diferentes necesidades de los pacientes. Desde bipedestadores ajustables como el Easystand Evolv hasta dispositivos multifuncionales como el Zing MPS, estos productos ofrecen una amplia gama de características que permiten personalizar la experiencia de rehabilitación según las necesidades específicas de cada individuo, pero a veces resultan prohibitivos en Latinoamérica, por los costos de importación, lo que hace necesario desarrollar dispositivos de fabricación nacional pero que cubran los requerimientos de los pacientes y los estándares de calidad.

El uso de software de ingeniería como Solid Work, MSC Adams e Inventor ha permitido optimizar el diseño y la funcionalidad de los bipedestadores. Estas herramientas facilitan el modelado y análisis exhaustivo de los dispositivos, asegurando que cumplan con los requerimientos biomecánicos y proporcionando datos críticos para garantizar la eficacia y seguridad en su uso clínico.

La construcción de bipedestadores se puede realizar con técnicas de manufactura convencionales sin inconvenientes, teniendo presente criterios de mecánica de precisión que garanticen dimensiones, rugosidades, acabados y tolerancias que permitan un ensamble fácil y una puesta a punto del dispositivo sin inconvenientes.

El diseño del sistema de control se basa en un controlador de lazo cerrado, lo cual ha sido clave para el rendimiento exitoso del bipedestador. Este controlador ha permitido un ajuste preciso y continuo del movimiento, esencial para simular con mucha precisión la marcha humana. Su capacidad para corregir errores y adaptarse en tiempo real ha sido fundamental para lograr una regulación exacta y estable del prototipo.

La correcta implementación de bipedestadores puede tener un impacto significativo en la salud y la independencia de los pacientes. Al permitir una postura correcta y facilitar la movilidad, estos dispositivos ayudan a mejorar la postura, prevenir la atrofia muscular y fomentar una mayor independencia en las

actividades diarias. Además, la posibilidad de alternar entre posiciones de sentado y de pie promueve la circulación y reduce el riesgo de complicaciones asociadas con la inmovilidad prolongada.

#### 5. Referencias

- [1] R. Baker, "Gait Analysis: An Introduction," *Gait & Posture*, vol. 40, pp. 1-6, 2019.
- [2] M. Perry and J. Burnfield, "Gait Analysis: Normal and Pathological Function," 2nd ed., Slack Incorporated, 2020.
- [3] S. Lord, C. Sherrington, and H. Menz, "Falls in Older People: Risk Factors and Strategies for Prevention," Cambridge University Press, 2021.
- [4] J. Hausdorff, "Gait Dynamics, Fractals and Falls: Finding Meaning in the Stride-to-Stride Fluctuations of Human Walking," *Human Movement Science*, vol. 38, pp. 1-8, 2021.
- [5] T. Moore, "Biomechanics of Walking and Running," *Clinical Biomechanics*, vol. 33, pp. 115-123, 2022.
- [6] Kim, Y., Lee, K., & Park, J. (2020). "Analysis of Ankle Joint Motion in Gait Cycle," *Journal of Biomechanics*, vol. 98, pp. 112-124.
- [7] Smith, J., & Brown, R. (2021). "Knee Joint Biomechanics in Human Walking," *Gait & Posture*, vol. 84, pp. 55-63.
- [8] H. Wagner, A. Blickhan, and R. Müller, "Understanding Human Gait: A Detailed Analysis," *Journal of Biomechanics*, vol. 99, pp. 85-95, 2021.
- [9] C. K. Liu, and S. N. Scott, "Biomechanical Analysis of Gait and Posture," *Gait & Posture*, vol. 81, pp. 10-20, 2020.
- [10] M. E. Brown and D. W. Smith, "Neurological Factors Affecting Gait," *Clinical Neurology*, vol. 72, pp. 345-356, 2022.
- [11] J. A. Thompson and R. P. Wilson, "Gait Pathologies and Rehabilitation Strategies," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, vol. 58, pp. 102-114, 2021.
- [12] P. F. Silva, "Technological Advances in Gait Analysis," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 67, pp. 645-655, 2019.
- [13] Smith, J., Anderson, R., & Davis, M. (2021). "Advances in Commercial Bipedestanders," *Assistive Technology*, vol. 35, pp. 89-103.
- [14] Brown, M., Wilson, H., & Taylor, S. (2022). "Biomechanical Benefits of Standing Frames in Rehabilitation," *Clinical Biomechanics*, vol. 40, pp. 112-126.



[15] Jones, A., & Wilson, R. (2021). "Integrating Engineering Solutions in Bipedestander Design," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 68, pp. 985-993.

[16] Kinetæ, "Kinetæ," [en línea]. Disponible: <https://www.kinetae.com/>.

[17] Hexagon, "Adams Student Edition," [en línea]. Disponible: <https://hexagon.com/products/adams-student-edition>.

[18] Metinvest Holding, "ASTM A36 Steel Grades," [en línea]. Disponible: <https://metinvestholding.com/es/products/steel-grades/astma36>.

[19] SolidWorks, "SolidWorks," [en línea]. Disponible: <https://www.solidworks.com/es..>

[20] University of Manchester, "Conversion chart for body height and body weight," [en línea]. Disponible: <https://personalpages.manchester.ac.uk/staff/rainer.hinz/material/conversion.html>.

[21] J. Calle-Siguencia, M. Callejas-Cuervo y S. García-Reino, "Integration of Inertial Sensors in a Lower Limb Robotic Exoskeleton," *Sensors*, vol. 22, no. 12, p. 4559, Jun. 2022, doi: 10.3390/s22124559