

Comparación de dos principios de diseño de órtesis de tobillo no actuadas para asistir en la fase de propulsión: un estudio de caso

Bayón, C.^{a,*}, Van Crey, N.^b, Rocon, E.^c, Rouse, E.^b, van Asseldonk, E.H.F.^a

^aDepartment of Biomechanical Engineering, University of Twente, Horst Complex W119, P.O. Box 217, 7500 AE, Enschede, The Netherlands

^bNeurobionics lab, University of Michigan, Michigan, United States

^cCentro de Automática y Robótica, Consejo Superior de Investigaciones Científicas, Madrid, España.

To cite this article: Bayón, C., Van Crey, N., Rocon, E., Rouse, E., van Asseldonk, E.H.F., 2023. Comparación de dos principios de diseño de órtesis de tobillo no actuadas para asistir en la fase de propulsión: un estudio de caso. XLIV Jornadas de Automática, 23-28. <https://doi.org/10.17979/spudc.9788497498609.023>

Resumen

La propulsión que ejerce el tobillo es esencial para la ejecución de una marcha humana eficiente. En los últimos años, se han venido aplicando diversos principios de funcionamiento a las ortesis de tobillo y pie (AFO), con el fin de mejorar el trabajo de los músculos flexores plantares y lograr así una propulsión adecuada durante la marcha. Es difícil comparar la ejecución y eficacia de los diferentes diseños debido a que los investigadores no siguen un conjunto estandarizado de criterios y procedimientos comunes. Esto lleva a la realización de una amplia gama de pruebas, con variaciones en factores importantes como la velocidad de marcha y la asistencia proporcionada, lo que afecta en gran medida a la cinemática y la cinética de los usuarios.

Este trabajo está enfocado a comprender las posibilidades y los potenciales beneficios de dos importantes principios de diseño para asistir la propulsión del tobillo con una AFO no actuada. Para ello, presentamos y evaluamos dos prototipos de AFO con resorte paralelo al tendón de Aquiles, basados en: (i) un resorte de compresión lineal, y (ii) una transmisión no lineal y personalizada de leva con resorte de ballesta. Se presentan los efectos de ambas AFOs para un estudio de caso con un usuario sano usando ambos prototipos a dos velocidades de marcha bajo las mismas condiciones experimentales. Se encontraron grandes reducciones en la actividad muscular cuando el usuario recibió asistencia, y la cinemática del tobillo estuvo influenciada por los diferentes principios de dicha asistencia. Este estudio de caso fue pensado como un primer intento para proporcionar información sobre cómo dos principios prometedores pueden asistir de forma pasiva la propulsión de tobillo durante la marcha.

Palabras clave: Órtesis de tobillo, Propulsión, Diseño, Asistencia

Abstract

Ankle propulsion is essential for efficient human walking. In recent years, several working principles have been investigated and applied to ankle-foot orthoses (AFOs) to enhance the work of the plantarflexor muscles and achieve proper propulsion during gait. Comparing the performance and effectiveness of different designs is difficult because researchers do not have a standardized set of criteria and procedures to follow. This leads to a wide range of tests being conducted, with variations in important factors such as walking speed and assistance provided, which greatly affect users' kinematics and kinetics.

In this work, we try to better understand the possibilities and potential benefits of two of the most important design principles for supporting ankle propulsion with unpowered AFOs. To do so, we present and evaluate two AFO prototypes with springs parallel to the Achilles tendon based on: (i) a linear compression spring, and (ii) a customized leaf spring-cam transmission with a non-linear ankle torque-angle curve. The effects of both AFOs are reported for a case study with one healthy user using both prototypes at two walking speeds under the same experimental conditions. Large reductions in muscular activity were found when the user received assistance, and ankle kinematics were influenced by the different assistance principles. This case study was intended as a first attempt to provide insights on how two promising principles can passively support push-off during gait.

Keywords: Ankle-Foot Orthosis, Push-off, Design, Assistance

*Autor para correspondencia: c.bayoncalderon@utwente.nl
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

1. Introducción

Las órtesis de tobillo-pie (AFO) son soluciones tecnológicas utilizadas con frecuencia para ayudar al movimiento del tobillo en los seres humanos, ya sea para reforzar la movilidad en sujetos sanos (Collins et al., 2015; Yandell et al., 2019; Wang et al., 2020; Slade et al., 2022) o para apoyar las funciones perdidas en personas con trastornos motores (Lerner et al., 2019; Conner et al., 2022; Ward et al., 2011; Bayón et al., 2023). Para que las AFO sean prácticas en la vida diaria, es importante que sean ligeras y fáciles de usar y que, al mismo tiempo, proporcionen la asistencia necesaria al usuario (Bayón, 2023). En este sentido, se han producido avances en las AFO no actuadas, entendidas como dispositivos que se basan en elementos pasivos para almacenar y liberar energía durante la marcha (Lora-Millan et al., 2023).

Una clasificación relevante de las AFOs sin actuación puede hacerse en función de su principio de funcionamiento y de la configuración mecánica utilizada para proporcionar la asistencia (Lora-Millan et al., 2023). En este sentido, cabe destacar dos grandes grupos: (i) las que utilizan un resorte lineal intercambiable que trabaja en paralelo al tendón de Aquiles (e.j., (Collins et al., 2015; Yandell et al., 2019; Wang et al., 2020)), y (ii) las que utilizan una transmisión de resorte-leva para personalizar el par del tobillo en función del ángulo de la articulación (e.j., (Sekiguchi et al., 2020; Yamamoto et al., 2005; Rodriguez et al., 2018)). Realizar comparaciones cuantitativas de la ejecución y la eficacia de los principios de diseño mencionados es extremadamente difícil (Lora-Millan et al., 2023). La razón principal es la falta de un conjunto estandarizado de criterios y procedimientos comunes utilizados por los investigadores, lo que da lugar a una gran divergencia en las pruebas que se realizan. Especialmente, la velocidad de marcha y la asistencia proporcionada son factores que suelen diferir entre los estudios, lo que dificulta la comparación, ya que estos factores tienen grandes efectos sobre la cinemática y la cinética de los usuarios.

En esta contribución nuestro objetivo es comprender mejor la ejecución de estos dos importantes principios de diseño cuando están destinados a asistir en la propulsión del pie. Los resultados de este estudio muestran las potenciales ventajas y desventajas de estas dos soluciones, las cuales pueden ser interesantes para la toma de futuras decisiones sobre cómo deben utilizarse estos dispositivos con el fin de asistir la marcha.

2. Diseño de las órtesis de tobillo inGAIT

Se fabricaron dos prototipos de AFOs sin actuación (Fig.1) siguiendo cada uno de los principios de funcionamiento mencionados (resorte lineal y resorte-leva). Los diseños cumplían con los requisitos del proyecto inGAIT para la asistencia a la propulsión de la marcha en población pediátrica con trastornos motores (Bayón, 2021).

2.1. Prototipo inGAIT_{comp}: resorte de compresión

El diseño de inGAIT_{comp} (Fig.1-(a)) está inspirado en la literatura (Collins et al., 2015; Yandell et al., 2019; Wang et al., 2020), pero en este caso utilizamos un resorte de compresión (en lugar de uno de extensión) para trabajar en paralelo con el tendón de Aquiles. Este elemento pasivo se destinó a asistir la

fuerza que normalmente generan los músculos de la pantorrilla. El resorte almacena energía durante la fase de apoyo de la marcha (con la dorsiflexión provocada por la progresión de la tibia) y libera esta energía en el momento de la propulsión. El resorte de compresión está situado dentro de un soporte (Fig.1-(a)), el cual se fijó detrás de la pantorrilla a través de una estructura impresa en 3D y personalizada según la morfología de la pierna del usuario. Esta estructura queda fijada a la pierna con correas de Velcro, y su finalidad es proporcionar un mejor ajuste para reducir la incomodidad. El resorte se conectó también a una estructura rígida al calzado a través de una cuerda de Kevlar. Esta estructura del calzado incluyó una placa metálica que cruzaba la suela del zapato.

El diseño es ligero (la talla adulta pesa 0.5 kg), tiene un grado de libertad - DOF (dorsi- y plantaflexión), y es modular y ajustable: (i) el brazo de palanca sobre la articulación del tobillo puede modificarse; (ii) varios resortes de compresión con diferentes rigideces pueden intercambiarse; (iii) el ángulo neutro del tobillo en el que se descomprime el resorte puede adaptarse para cada usuario; y (iv) la dorsi- y plantaflexión máximas pueden ajustarse con topes mecánicos.

El prototipo es pasivo (sin actuación), pero incorpora un potenciómetro y una plantilla instrumentada para medir la amplitud de movimiento (ROM) del tobillo en el plano sagital y los eventos de la marcha (golpe de talón y despegue de la punta del pie).

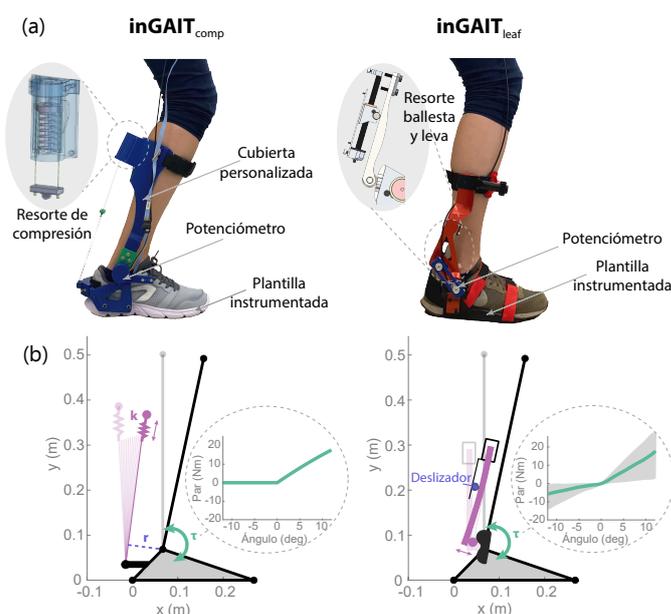


Figura 1: (a) Órtesis no actuadas inGAIT_{comp} and inGAIT_{leaf}, indicando sus componentes principales y un esquema del elemento pasivo utilizado para proporcionar asistencia a la propulsión; (b) Ilustración del principio de funcionamiento y la curva par-ángulo para cada uno de los diseños. La rigidez del resorte de compresión para inGAIT_{comp} y la posición del deslizador para inGAIT_{leaf} se utilizan para definir dichas curvas de asistencia para un usuario concreto.

2.1.1. Modelado del elemento pasivo

Para inGAIT_{comp}, el par de asistencia, τ , alrededor del tobillo depende tanto de la rigidez del resorte, k , como del brazo de palanca, r , desde la articulación (Fig.1-(b)). La posición del soporte del resorte con respecto a la palanca, así como la ci-

nemática, pueden diferir sustancialmente entre distintos usuarios (por ejemplo, un adulto frente a un niño). Para tener estos factores en cuenta, creamos un modelo de simulación en Matlab 2018b (Mathworks, Natick, MA, EE. UU.) que estima la compresión del resorte (Δx) en cada situación concreta. A partir de la compresión, podemos obtener la k necesaria para alcanzar un máximo τ en el tobillo deseado para un determinado nivel de rotación de la articulación.

$$k = \frac{F_{ass}}{\Delta x} \quad (1)$$

donde F_{ass} es la fuerza de asistencia (tensión en la cuerda) que genera el par.

$$F_{ass} = \frac{\tau}{r} \quad (2)$$

2.2. Prototipo *inGAIT_{leaf}*: resorte de ballesta y leva

El diseño de *inGAIT_{leaf}* es una versión modificada de la órtesis de rigidez variable desarrollada por Van Crey et al. (Van Crey et al., 2023), la cual adaptamos para ajustarla a los requisitos del proyecto *inGAIT* (Bayón, 2021). El elemento pasivo utilizado para almacenar y liberar la energía está compuesto por una transmisión resorte de ballesta-leva (Fig.1-(a)). Cuando el tobillo gira, el perfil de la leva deforma el resorte de ballesta y así realiza el almacenamiento de energía, proporcionando par de restauración en la articulación del tobillo. Una de las ventajas de este diseño con respecto al *inGAIT_{comp}* es que la rigidez del resorte de ballesta puede modularse sin la necesidad de intercambiar componentes. Esto se consigue moviendo manualmente el deslizador (Fig.1-(b)) cuando la AFO está descargada. Además, el efecto de esta rigidez actúa tanto en la fase de balanceo como en la de apoyo, siendo menor durante el balanceo debido al diseño específico de la leva.

La estructura de la AFO se fija a la pierna del usuario con una correa de Velcro alrededor de la pantorrilla. La fijación al calzado se compone en este caso de una placa rígida colocada debajo del zapato, la cual se mantiene en fija con correas de Velcro ajustadas. El dispositivo puede adaptarse a las medidas antropométricas del usuario, ya que se han desarrollado tres tamaños diferentes de fijación, incluyendo un módulo para la alineación de la altura del tobillo. El rango de usuarios a los que puede adaptarse abarca de 1.1 a 1.75 m de altura. Además, el dispositivo tiene dos DOF y el ROM en el tobillo puede ajustarse para dorsi- plantaflexión e inversión-eversión mediante topes mecánicos. El peso de la versión más grande (tamaño adulto) de *inGAIT_{leaf}* es de 1 kg. Al igual que en *inGAIT_{comp}*, aquí también se incorpora un potenciómetro y una plantilla instrumentada para medir el ROM del tobillo en el plano sagital y los eventos de la marcha.

2.2.1. Modelado del elemento pasivo:

Para *inGAIT_{leaf}*, el perfil de la leva gobierna la curva par-ángulo en el tobillo, y la posición del deslizador bajo el resorte de ballesta puede alterar esta curva aportando una rigidez variable (Fig.1-(b)). El diseño del resorte junto con el perfil de la leva se modeló siguiendo el método expuesto en (Shepherd and Rouse, 2017), teniendo en cuenta las restricciones del proyecto *inGAIT* (Bayón, 2021). Posteriormente, se realizó un análisis iterativo por método de elementos finitos para garantizar la resistencia adecuada en toda la gama de posiciones del deslizador.

Para la condición más rígida (deslizador más cercano a la leva), el resorte-leva puede generar hasta 35 Nm.

3. Procedimiento experimental

3.1. Protocolo

Un adulto sano (mujer, 59 kg de peso, 1.76 m de altura y 32 años de edad) participó en la prueba piloto con ambos dispositivos. Aunque cada prototipo funcionaba siguiendo un principio de funcionamiento diferente, las características tanto de *inGAIT_{comp}* como del *inGAIT_{leaf}* fueron configuradas para proporcionar un par máximo en el tobillo de 0.3 Nm/kg (17.7 Nm para este participante) con una dorsiflexión de 12 grados. Este nivel de dorsiflexión fue seleccionado ya que se correspondía con la dorsiflexión normal alcanzada por el usuario al caminar sin AFO. Del mismo modo, la posición neutra (par igual a cero) para ambos diseños se fijó para el ángulo cero del tobillo (posición totalmente vertical de la pierna con el pie apoyado en el suelo).

El experimento consistió en dos sesiones, una de familiarización con ambos dispositivos y otra de medición. Cada sesión tuvo lugar un día diferente (no consecutivo). Durante ambas sesiones, los dispositivos se colocaron unilateralmente en la pierna derecha del usuario. Para la sesión de familiarización, se pidió al usuario que caminara en una cinta a una velocidad constante de 4 km/h durante un periodo de 20 minutos con cada prototipo, con suficiente tiempo de descanso entre las medidas.

La sesión de medición se dividió en cinco condiciones de 5 minutos cada una, las cuales se realizaron para una velocidad baja y una alta de 2.5 y 5 km/h respectivamente (Tabla 1). La condición sin AFO (*No AFO*) se realizó dos veces, una al principio de la sesión y otra al final de la sesión completa, con el fin de comprobar que los tiempos de descanso entre las distintas condiciones fueron suficientes para evitar la fatiga muscular. Las condiciones con AFO incluyeron dos modalidades: *AFO on*, configurada para proporcionar la asistencia requerida; y *AFO off*, donde el elemento pasivo (resorte) fue desacoplado y el usuario no recibió ninguna asistencia. Estas condiciones se ejecutaron en un orden aleatorio entre las dos condiciones sin AFO (Tabla 1).

3.2. Adquisición de datos

El ángulo de la articulación del tobillo derecho se registró con los potenciómetros de ambos diseños de AFO a 18 Hz. Los eventos de la marcha (golpe de talón y despegue de la punta del pie) se detectaron para la pierna derecha utilizando las plantillas instrumentadas de cada prototipo también a 18 Hz.

Se midió la actividad muscular (EMG) utilizando EMG de superficie en el tibial anterior (TA), sóleo (SOL), gastrocnemio medial (GM) y gastrocnemio lateral (GL). Los datos EMG se registraron unilateralmente (lado derecho) mediante 4 electrodos bipolares (Trigno Delsys, Natick, MA, EE.UU.) muestreados a 1926 Hz.

3.3. Procesamiento y análisis

Los datos se procesaron con Matlab 2018b (Mathworks, Natick, MA, EE. UU.).

Los datos brutos de EMG se preprocesaron para obtener envolventes lineales eliminando los efectos del ruido y los artefactos. En particular, utilizamos un filtro de paso de banda

(frecuencia de corte 30-300 Hz), rectificación de onda completa y un filtro de paso bajo (frecuencia de corte 3 Hz). Todos los filtros fueron filtros Butterworth de orden 2nd y lag cero. Para normalizar las envolventes lineales de cada músculo se utilizaron las activaciones máximas encontradas en la condición *Sin AFO* a 5 km/h.

Los datos cinemáticos y EMG se remuestrearon a la misma frecuencia y se sincronizaron. Posteriormente, los datos sincronizados se dividieron en ciclos de marcha basándonos en la detección del golpe de talón. Cada ciclo de marcha se interpoló linealmente a 100 puntos. Los 20 primeros y los 10 últimos ciclos de cada condición se descartaron para el análisis posterior.

Se calculó la media y la desviación estándar (SD) de los perfiles en función del ciclo de marcha para cada condición y velocidad. La cinemática del tobillo se utilizó para evaluar los efectos por la presencia de las diferentes AFOs y la correspondiente asistencia del tobillo proporcionada. La duración del ciclo se estimó como la diferencia de tiempo entre pisadas consecutivas. Se calcularon las integrales de la actividad EMG normalizada de cada músculo a lo largo de los ciclos de marcha individuales para evaluar el esfuerzo muscular de los participantes al caminar en las diferentes condiciones.

Tabla 1: Condiciones realizadas durante el experimento. El usuario caminó durante 5 minutos en cada condición/velocidad, con suficiente tiempo de descanso entre ellas. El orden de las condiciones con AFOs fue aleatorio.

Condition	Velocity (km/h)
No AFO	2.5
	5
<i>inGAIT_{comp}</i> on	2.5
	5
<i>inGAIT_{comp}</i> off	2.5
	5
<i>inGAIT_{leaf}</i> on	2.5
	5
<i>inGAIT_{leaf}</i> off	2.5
	5

4. Resultados

4.1. Actividad electromiográfica

En general, se observaron reducciones de EMG de los plantarflexores (SOL, GM y GL) tanto a velocidades de marcha bajas como a altas, cuando las AFOs proporcionaban asistencia en comparación con las condiciones *No AFO* y *AFO(s) off* (Fig. 2). De media, para ambas velocidades de marcha, las reducciones (en comparación con *No AFO*) fueron de SOL-24,9 %, GM-19,9 %, GL-17,2 % con *inGAIT_{comp}-on*, y SOL-17,9 %, GM-12,7 %, GL-1,4 % con *inGAIT_{leaf}-on*.

La actividad de los dorsiflexores (TA) también disminuyó (en comparación con *No AFO*) cuando ambos diseños proporcionaron asistencia a una velocidad de marcha baja (-21,2 % para *inGAIT_{comp}* y -7,7 % para *inGAIT_{leaf}*, Fig. 2). Sin embargo, cuando la velocidad de marcha se incrementó, la masa de *inGAIT_{leaf}* ganó importancia y provocó un ligero aumento de la actividad en el TA (+7,1 %).

4.2. Cinemática articular y parámetros espaciotemporales

La cinemática del tobillo se vio afectada por la asistencia proporcionada con ambos diseños (Fig. 3). Como era de esperar, debido al efecto del resorte de compresión de *inGAIT_{comp}-on*, la dorsiflexión del tobillo se vio reducida durante las etapas media y final de la fase de apoyo (en comparación con *inGAIT_{comp}-off*). Con *inGAIT_{leaf}-on*, el ROM del tobillo se redujo tanto en dorsiflexión como en plantarflexión (en comparación con *inGAIT_{leaf}-off*) debido a la forma de leva, que actuaba en ambas direcciones. Estos efectos fueron visibles principalmente desde la mitad de la fase de apoyo hasta la mitad de la fase de propulsión (Fig. 3).

En general, el diseño de *inGAIT_{leaf}* permitió una mayor dorsiflexión durante el apoyo y una menor plantarflexión durante el balanceo que el diseño de *inGAIT_{comp}*, tanto con asistencia como sin ella. Comparando con los patrones de marcha normales estimados para este usuario a ambas velocidades (Koopman et al., 2014), el generado con *inGAIT_{leaf}-on* resultó ser más cercano (Fig. 3).

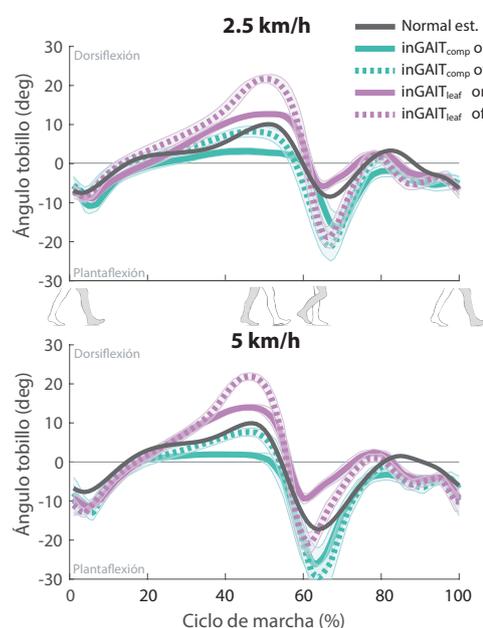


Figura 3: Efectos de las AFO en la cinemática del tobillo. Media (líneas) \pm SD (áreas sombreadas) para *inGAIT_{comp}* (amarillo) e *inGAIT_{leaf}* (azul) a dos velocidades de marcha. Las líneas continuas indican las condiciones con asistencia y las líneas de puntos las condiciones sin asistencia. Los patrones normales estimados sin AFO (gris oscuro) se representan para una comparación (Koopman et al., 2014).

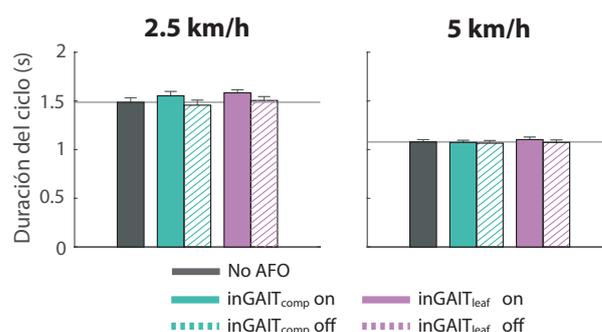


Figura 4: Duración de los ciclos (media y SD) para cada condición realizada.

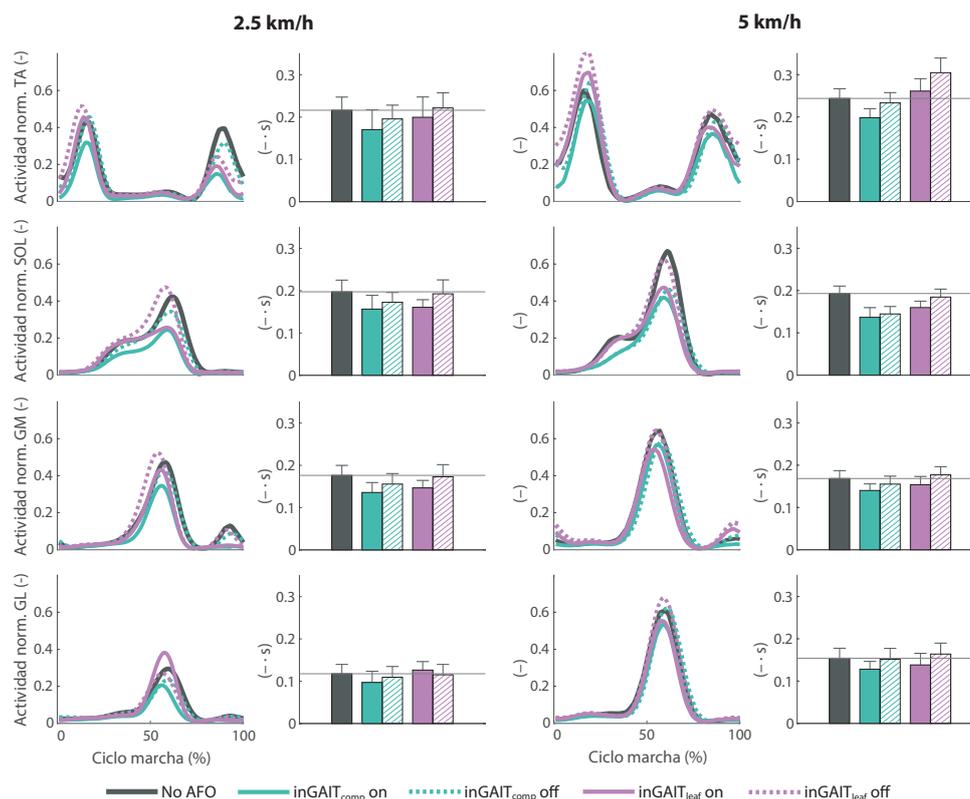


Figura 2: Efecto de los AFOs en el esfuerzo muscular. Promedio normalizado de la actividad muscular del tobillo a lo largo del ciclo de marcha, y media \pm SD de las integrales EMG a lo largo de los ciclos de la marcha (gráficos de barras) para TA, SOL, GM y GL. Las condiciones presentadas se refieren a *No AFO* (gris oscuro), *inGAIT_{comp}* (verde) y *inGAIT_{leaf}* (morado) a dos velocidades de marcha. Las líneas continuas indican las condiciones con asistencia y las punteadas las condiciones sin asistencia.

La duración de los ciclos de la marcha se mantuvo más o menos constante para las condiciones realizadas a la misma velocidad de marcha, siendo ligeramente mayor para aquellas en las que los AFOs proporcionaron asistencia (ver Fig. 4).

5. Discusión y Conclusión

En este artículo presentamos y evaluamos dos prototipos de AFO no actuadas para asistir la propulsión de la marcha y ser probadas bajo las mismas condiciones experimentales. Los prototipos se diseñaron sobre la base de dos principios de diseño prometedores para soluciones no actuadas: (i) un resorte de compresión lineal que funciona en paralelo al tendón de Aquiles (Collins et al., 2015; Yandell et al., 2019; Wang et al., 2020); y (ii) un mecanismo resorte-leva capaz de generar una curva no lineal de par-ángulo en el tobillo (Van Crey et al., 2023; Sekiguchi et al., 2020; Yamamoto et al., 2005; Rodríguez et al., 2018). Hasta donde sabemos, este trabajo es el primero en proporcionar una comparación general y cuantitativa de estos importantes principios de funcionamiento. Los conocimientos aportados pueden ser de interés para futuros estudios y aplicaciones de este tipo de soluciones no actuadas, ya sea en sujetos sanos o con limitaciones.

5.1. Resumen de los resultados y comparación de los principios de diseño

Se encontraron grandes reducciones de EMG al utilizar las AFOs (en comparación con *No AFO*). Cabe destacar que, al

comparar los resultados obtenidos con ambos diseños, las reducciones de EMG alcanzadas en los músculos plantarflexores fueron similares, a pesar de que el peso de *inGAIT_{leaf}* duplicaba el de *inGAIT_{comp}* (tallas adultas). Sin embargo, este peso extra fue notable durante la fase de balanceo y para altas velocidades de marcha, donde la actividad del TA con *inGAIT_{leaf}* aumentó con respecto a la condición *No AFO* (Fig. 2). Por el contrario, con *inGAIT_{comp}*, aunque el resorte de compresión siempre estaba acoplado (no se utilizó embrague), la configuración de la posición neutra a cero grados fue suficiente para no obstaculizar la acción del TA durante el balanceo. Sin embargo, se necesitan más evaluaciones con un tamaño de muestra mayor para confirmar estos resultados.

La cinemática del tobillo se vio influida por la presencia de la asistencia, pero también por la presencia de las propias AFOs (Fig. 3). La dorsiflexión del tobillo durante la fase media de apoyo conseguida con *inGAIT_{leaf}* pareció suficiente para almacenar la energía prevista (0.3 Nm/kg a 12 grados). Sin embargo, la dorsiflexión con *inGAIT_{comp}* no llegó a los 12 grados, por lo que la asistencia proporcionada podría haber sido inferior a la deseada. Sorprendentemente, en comparación con un patrón estimado de marcha normal (Koopman et al., 2014), la plantarflexión del tobillo en la fase temprana de balanceo fue alta para ambas AFOs, incluso cuando no se proporcionó asistencia. Esto podría deberse al patrón de marcha real y específico de este participante (que no coincide totalmente con el patrón normal estimado). En cualquier caso, esta flexión plantar en el balanceo se redujo con la rigidez de la AFO, lo que dio lugar a

un patrón más cercano a la normalidad estimada.

5.2. Consideraciones para asistir la marcha patológica

Si el objetivo final de aplicación de estas AFOs es asistir la marcha patológica, es importante tener en cuenta la falta de control motor de los usuarios finales, no sólo para la propulsión, sino también para realizar otras sub tareas secundarias de la marcha. Para ambos diseños es crucial que el usuario alcance un rango de dorsiflexión suficiente durante la fase de apoyo para almacenar la energía necesaria que será liberada en el momento la propulsión.

Los resultados de este estudio sugieren que *inGAIT_{leaf}* parece ser una mejor solución de asistencia de la marcha debido a varias razones. En primer lugar, la asistencia de *inGAIT_{leaf}* permite un patrón de marcha más estable, con acción tanto sobre la dorsiflexión como sobre la plantarflexión máximas, manteniendo una forma reducida pero similar al patrón normal estimado (Koopman et al., 2014). El control sobre la plantarflexión podría funcionar como una ayuda adicional para sujetos con un control motor limitado, ya que ayuda prevenir el arrastre del pie durante la fase de balanceo. En segundo lugar, la posibilidad de modulación de la rigidez del muelle que ofrece este diseño, lo convierte en una solución adecuada para una fácil adaptación a las capacidades y la progresión del usuario. Con *inGAIT_{comp}*, esta posibilidad se queda restringida a la sustitución del resorte para cada caso concreto. Por último, cabe destacar que a pesar del peso extra de *inGAIT_{leaf}*, la mayor dorsiflexión permitida por este diseño podría haber dado lugar a un mayor almacenamiento de energía. Así pues, las reducciones de EMG en los músculos plantarflexores fueron similares a las obtenidas con *inGAIT_{comp}*, lo que demuestra la capacidad de ambos principios para asistir la propulsión durante la marcha.

5.3. Limitaciones del estudio de caso y direcciones futuras

Este estudio de caso se llevó a cabo como un primer intento de comparar dos principios de diseño para asistir de forma pasiva la propulsión durante la marcha. Una limitación de nuestro estudio es la inclusión de un único sujeto para el análisis, lo que nos limita a la hora de extraer conclusiones firmes. La razón de ello fue la estructura 3D personalizada a la morfología del usuario de *inGAIT_{comp}*, lo que impidió probar este prototipo con otros participantes.

Para futuros estudios, es importante confirmar los resultados que se han presentado aquí con una muestra más amplia de usuarios (sanos y con limitaciones). Otras condiciones de prueba (por ejemplo, escaleras o rampas) también podrían ser útiles para explorar si determinados diseños tienen efectos positivos no sólo durante la marcha sobre suelo llano, sino también en entornos más difíciles o restrictivos.

Agradecimientos

Este trabajo se ha llevado a cabo con el apoyo financiero del Dutch Research Council NWO, bajo la subvención Veni-TTW-2020 con ref. número 18079; y en parte con el apoyo financiero de KNAW Ter Meulen of the Academy Medical Sciences Fund, Royal Netherlands Academy of Arts & Sciences de los Países Bajos, ref. número KNAWWF/1327/TMB202101.

Referencias

- Bayón, C., 2021. *inGAIT*: propelling pediatric gait from clinical settings to home-use. URL: <https://ingait.wordpress.com/>
- Bayón, C., jun 2023. Moving forward: The importance of tailored orthotic management in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology* 00. DOI: 10.1111/dmcn.15684
- Bayón, C., van Hoorn, M., Barrientos, A., Rocon, E., Trost, J. P., van Asseldonk, E. H. F., apr 2023. Perspectives on ankle-foot technology for improving gait performance of children with Cerebral Palsy in daily-life: requirements, needs and wishes. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* 20 (44). DOI: 10.1186/s12984-023-01162-3
- Collins, S. H., Bruce Wiggin, M., Sawicki, G. S., 2015. Reducing the energy cost of human walking using an unpowered exoskeleton. *Nature* 522 (7555), 212–215. DOI: 10.1038/nature14288
- Conner, B. C., Remec, N. M., Michaels, C. M., Wallace, C. W., Andrisevic, E., Lerner, Z. F., 2022. Relationship between ankle function and walking ability for children and young adults with cerebral palsy: A systematic review of deficits and targeted interventions. *Gait and Posture* 91 (October 2021), 165–178. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2021.10.024
- Koopman, B., van Asseldonk, E. H. F., Van der Kooij, H., 2014. Speed-dependent reference joint trajectory generation for robotic gait support. *Journal of Biomechanics* 47 (6), 1447–1458. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.01.037
- Lerner, Z. F., Harvey, T. A., Lawson, J. L., 2019. A Battery-Powered Ankle Exoskeleton Improves Gait Mechanics in a Feasibility Study of Individuals with Cerebral Palsy. *Annals of Biomedical Engineering* 47 (6), 1345–1356. DOI: 10.1007/s10439-019-02237-w
- Lora-Millan, J. S., Nabipour, M., van Asseldonk, E. H. F., Bayón, C., 2023. Advances on mechanical designs for assistive ankle-foot orthoses. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 11. DOI: 10.3389/fbioe.2023.1188685
- Rodriguez, K., Groot, J. D., Baas, F., Stijntjes, M., Helm, F. V. D., Kooij, H. V. D., Mugge, W., 2018. Passive ankle joint stiffness compensation by a novel ankle-foot-orthosis. In: *IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*. pp. 517–522. DOI: 10.1109/BIOROB.2018.8487784
- Sekiguchi, Y., Owaki, D., Honda, K., Fukushi, K., Hiroi, N., Nozaki, T., Ichi Izumi, S., 2020. Ankle-foot orthosis with dorsiflexion resistance using spring-cam mechanism increases knee flexion in the swing phase during walking in stroke patients with hemiplegia. *Gait and Posture* 81 (July), 27–32. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2020.06.029
- Shepherd, M. K., Rouse, E. J., 2017. The VSPA foot: A quasi-passive ankle-foot prosthesis with continuously variable stiffness. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 25 (12), 2375–2386. DOI: 10.1109/TNSRE.2017.2750113
- Slade, P., Kochenderfer, M. J., Delp, S. L., Collins, S. H., oct 2022. Personalizing exoskeleton assistance while walking in the real world. *Nature* 610 (7931), 277–282. DOI: 10.1038/s41586-022-05191-1
- Van Crey, N., Cavallin, M., Shepherd, M., Rouse, E. J., 2023. Design of a quasi-passive ankle-foot orthosis with fully customizable variable stiffness. *International Conference on Rehabilitation Robotics*.
- Wang, X., Guo, S., Qu, B., Song, M., Qu, H., 2020. Design of a Passive Gait-based Ankle-foot Exoskeleton with Self-adaptive Capability. *Chinese Journal of Mechanical Engineering (English Edition)* 33 (1). DOI: 10.1186/s10033-020-00465-z
- Ward, J., Sugar, T., Boehler, A., Standeven, J., Engsborg, J. R., 2011. Stroke Survivors' Gait Adaptations to a Powered Ankle-Foot Orthosis. *ADVANCED ROBOTICS* 25 (15), 1879–1901. DOI: 10.1163/016918611X588907
- Yamamoto, S., Hagiwara, A., Mizobe, T., Yokoyama, O., Yasui, T., 2005. Development of an ankle-foot orthosis with an oil damper. *Prosthetics and Orthotics International* 29 (3), 209–219. DOI: 10.1080/03093640500199455
- Yandell, M. B., Tacca, J. R., Zelik, K. E., 2019. Design of a Low Profile, Unpowered Ankle Exoskeleton That Fits Under Clothes: Overcoming Practical Barriers to Widespread Societal Adoption. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 27 (4), 712–723. DOI: 10.1109/TNSRE.2019.2904924