

Juego serio de realidad aumentada para promover la propulsión al caminar

Potijk, M.E.M.^a, García-Olaya, S.^b, van Delden, R.W.^c, van Asseldonk, E.H.F.^a, Bayón, C.^{b,*}

^aDepartment of Biomechanical Engineering, University of Twente, Enschede, Países Bajos.

^bBioRobotics group, Centro de Automática y Robótica, CAR-CSIC-UPM, Ctra. Campo Real, km 0.200, 28500 Arganda del Rey, Madrid, España.

^cDepartment of Computer Science, University of Twente, Enschede, Países Bajos.

Resumen

Los déficits de propulsión durante la marcha se asocian a una activación insuficiente de los flexores plantares, lo que afecta a diversas poblaciones con alteraciones motoras. Las intervenciones tradicionales basadas en instrucciones verbales o entrenamiento repetitivo ofrecen una realimentación limitado y pueden resultar poco motivadoras, especialmente en contextos pediátricos. En este trabajo se presenta un juego de realidad aumentada (RA) que proporciona en tiempo real realimentación visual basada en la fuerza de impulso, registrada mediante sensores FSR (force sensitive resistors) integrados en la órtesis de rigidez variable inGAIT-VSO. El sistema se evaluó en adultos sanos comparando marcha basal, instrucción verbal y realimentación mediante RA, analizando actividad electromiográfica, fuerza de impulso, parámetros espaciotemporales y experiencia de usuario. La realimentación en RA incrementó significativamente la activación muscular, la fuerza de impulso y la mínima distancia del pie al suelo en la fase de balanceo respecto a las otras condiciones, además de ser percibido como usable y motivador. Estos resultados muestran el potencial de la RA como herramienta de entrenamiento de la propulsión, con futuras aplicaciones en poblaciones pediátricas con déficits motores como niños con parálisis cerebral (PC).

Palabras clave: Parálisis Cerebral, Órtesis tobillo-pie, Realidad Aumentada, Rehabilitación.

Augmented reality serious game for promoting walking propulsion

Abstract

Deficits in gait propulsion are associated with insufficient activation of the plantar flexor muscles, affecting various populations with motor impairments. Traditional interventions based on verbal instructions or repetitive training provide limited feedback and may be poorly motivating, particularly in pediatric contexts. This work presents an augmented reality (AR) game that delivers real-time visual feedback based on propulsive force, measured using force sensitive resistors (FSRs) integrated into the variable-stiffness orthosis inGAIT-VSO. The system was evaluated in healthy adults by comparing baseline walking, verbal instruction, and AR-based feedback, analyzing electromyographic activity, propulsive force, spatiotemporal parameters, and user experience. AR feedback significantly increased muscle activation, propulsive force, and minimum foot clearance during the swing phase compared with the other conditions. AR was also perceived as usable and motivating. These results demonstrate the potential of AR as a propulsion training tool, with future applications in pediatric populations with motor deficits, such as children with cerebral palsy (CP).

Keywords: Cerebral Palsy, Ankle-foot orthosis, Augmented Reality, Rehabilitation.

1. Introducción

Los déficits de propulsión durante la marcha están asociados a una activación insuficiente de los músculos flexores plantares del tobillo, lo que compromete el control del desplazamiento del centro de masas y la eficiencia energética de la

marcha (Huang et al., 2015). Estos déficits aparecen en diversas condiciones neuromotoras, entre ellas la parálisis cerebral (PC), donde son especialmente prevalentes y limitantes (Armand et al., 2016). En niños con PC, las alteraciones del control neuromuscular de los flexores plantares reducen su capacidad para generar suficiente fuerza de impulso, contribuyendo a pa-

*Autor para correspondencia: c.bayon@csic.es

trones de marcha ineficientes y movilidad reducida (Armand et al., 2016).

Para abordar estas limitaciones, las órtesis tobillo-pie (AFO) se prescriben habitualmente con el objetivo de apoyar y mejorar la función del tobillo durante la marcha (Lora-Millan et al., 2023). Aunque las AFO tradicionales ofrecen beneficios funcionales claros, suelen actuar como soportes rígidos que no reproducen la dinámica natural, el almacenamiento de energía ni la modulación de impedancia de la articulación del tobillo humano (Lora-Millan et al., 2023). Por ello, desarrollos recientes se han centrado en AFO cuasi-pasivas que incorporan elementos mecánicos capaces de almacenar y devolver energía durante la marcha, proporcionando asistencia mediante mecanismos puramente pasivos Lora-Millan et al. (2023). Entre estos dispositivos se encuentra la órtesis de rigidez variable inGAIT (inGAIT-VSO), desarrollada específicamente para niños con PC (van Noort et al., 2024). Este dispositivo asiste el movimiento del tobillo almacenando energía durante la fase de apoyo y devolviéndola durante el impulso gracias a un mecanismo basado en muelles (van Noort et al., 2024). En publicaciones previas, se ha demostrado que los niños con PC modifican su patrón de marcha en función de la rigidez seleccionada en esta órtesis (van Noort et al., 2024; Yoo et al., 2025a,b).

A pesar de la asistencia mecánica proporcionada por inGAIT-VSO, muchos niños con PC suelen tener dificultades para activar de forma voluntaria y consistente su musculatura durante la marcha, especialmente para generar fuerzas de propulsión que faciliten el avance (Neyroud et al., 2017). Una forma de monitorizar esta propulsión es mediante las mediciones en tiempo real de la fuerza de impulso, lo cual es posible en inGAIT-VSO a través de sus sensores FSR (force sensitive resistors) integrados en las plantillas (van Noort et al., 2024; Yoo et al., 2025a,b). Esta monitorización abre la posibilidad de proporcionar realimentación inmediata al usuario mediante juegos serios basados en realidad extendida, ofreciendo una experiencia divertida, motivadora y atractiva (MacIntosh et al., 2019).

Estudios previos han demostrado que la realimentación en tiempo real de la propulsión puede favorecer el aprendizaje motor y mejorar parámetros de la marcha (Conner et al., 2022; Flux et al., 2023). Sin embargo, la mayoría de estos enfoques proporcionan esta realimentación en entornos virtuales caminando sobre cinta rodante, siendo aún limitada la evidencia sobre los efectos de esta realimentación durante la marcha en suelo (Lohss et al., 2023). No obstante, para que las mejoras en la marcha se transfieran eficazmente a la vida diaria, la práctica debería realizarse en entornos que se asemejen a condiciones reales, siendo la marcha en suelo mejor opción que sobre cinta (Magill et al., 2014).

Una dificultad particular que hay que considerar al proporcionar realimentación durante la marcha en suelo es mantener la consciencia espacial (Postolache et al., 2021). En este contexto, la realidad aumentada (RA) puede resultar especialmente adecuada, ya que a diferencia de la realidad virtual inmersiva, la RA no sumerge completamente al usuario en un mundo virtual sino que superpone elementos digitales sobre el mundo real, garantizando así la seguridad del usuario (Postolache et al., 2021).

Este estudio presenta un juego serio de RA en tiempo real que proporciona realimentación visual sobre la fuerza de impulso durante la marcha, tanto en suelo como en cinta, utilizando la

órtesis inGAIT-VSO. Como validación preliminar, el juego se evaluó en participantes sanos con respecto a (1) los efectos de la realimentación RA sobre la activación de los flexores plantares y los parámetros espaciotemporales de la marcha, y (2) su usabilidad y capacidad motivadora.

2. Métodos

2.1. Órtesis de rigidez variable

La órtesis inGAIT-VSO es una versión pediátrica de la órtesis de rigidez variable (VSO) originalmente desarrollada por Van Crey et al. (Van Crey et al., 2023). Esta órtesis proporciona soporte para el entrenamiento de la marcha en niños con PC mediante un sistema mecánico pasivo que genera una relación no lineal ángulo-par en el tobillo. Su rigidez puede ajustarse manualmente para adaptarse a los patrones de marcha individuales según la preferencia del clínico. El dispositivo está equipado con un encoder magnético (AS5048b, AMS-OSRAM AG, Premstaetten, Austria) para medir la flexión plantar y dorsal del tobillo y dos FSR (FlexiForce A502, Tekscan Inc, Massachusetts, USA). Los FSR están colocados en el talón y la puntera de la plantilla para registrar las fuerzas correspondientes. Los FSR y el encoder magnético se conectan mediante cableado a un microcontrolador Orange Pi Zero3 (Shenzhen Xunlong Software Co., Ltd, Shenzhen, China), alojado en una pequeña riñonera que porta el usuario.

2.2. Diseño del juego serio con realimentación en RA

El entorno de RA fue desarrollado en Unity (versión 2022.3.31f1, Unity Technologies, San Francisco, CA, USA) e implementado en unas gafas Meta Quest 3 (Meta Platforms, Inc., Menlo Park, CA, USA). El sistema opera en modo *passthrough*, permitiendo que los participantes perciban el entorno real mientras se superpone la información virtual durante la marcha (Figura 1). Un avatar virtual con forma de conejo actúa como elemento interactivo principal. Su comportamiento se actualiza en tiempo real en función de la fuerza de impulso registrada por los sensores FSR integrados en la órtesis inGAIT-VSO, proporcionando así una realimentación visual directa al usuario en cada paso.

Antes de iniciar el juego, es necesaria una fase de calibración para obtener umbrales de fuerza de impulso individualizados para cada pierna a partir de la marcha basal. Estos umbrales se determinan como una media de los picos de presión registrados por los FSRs durante las fases de impulso en la marcha natural del sujeto, y se emplean como referencia para determinar el comportamiento del avatar durante el juego. Una vez introducidos los valores calibrados en la interfaz principal, el juego comienza cuando el participante inicia la marcha.

Durante la ejecución, el conejo virtual avanza sincronizado con el patrón de marcha del usuario, determinado por la detección en tiempo real de los eventos de impulso (picos de presión) registrados por los sensores FSR. Cada tres pasos, aparece un obstáculo en la trayectoria del conejo que requiere la realización de un salto. Este salto se desencadena si, en ese paso, el usuario genera una fuerza de impulso superior a su umbral basal individualizado: un impulso que no supere el umbral en al menos un 10 % provoca que el conejo tropiece con el obstáculo; un incremento moderado del impulso respecto al umbral (entre

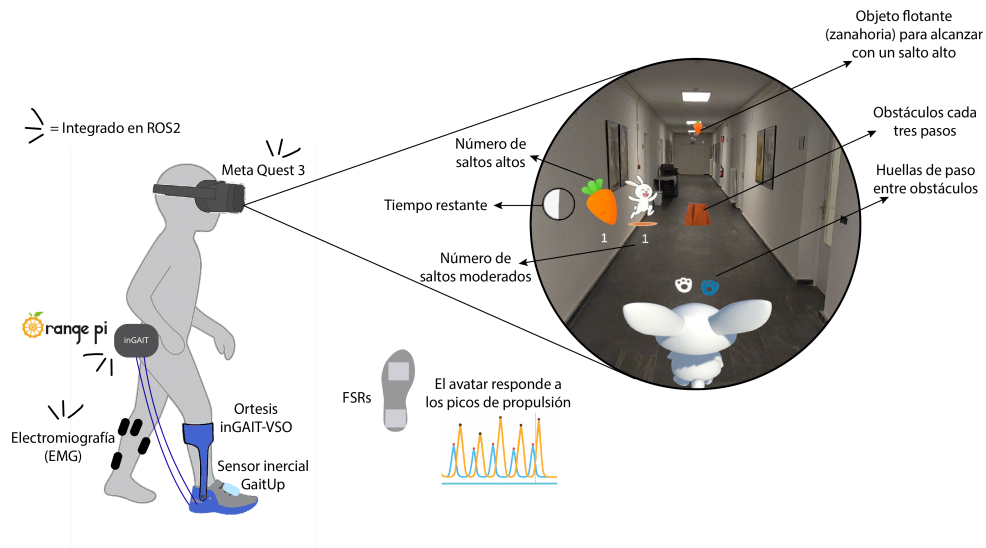


Figura 1: Descripción general del montaje experimental. El participante lleva cuatro sensores EMG en cada pierna, un sensor GaitUp y el sistema inGAIT-VSO. Los sensores EMG, los FSR y las Meta Quest 3 transmiten datos en tiempo real mediante ROS2, recibiendo las gafas la información de los FSR para controlar el entorno de RA. La interfaz muestra el número de saltos, el tiempo restante y los elementos del juego.

el 10 % y el 30 %) produce un salto exitoso; finalmente, incrementos mayores al 30 % se recompensan con un salto más alto y la obtención de un elemento virtual (zanahoria), reforzando la conducta deseada. Para mantener un nivel de desafío ajustado al rendimiento del usuario, los umbrales se actualizan dinámicamente en función de la ejecución en los últimos cinco pasos.

2.3. Estudio

2.3.1. Protocolo

Se diseñó un estudio intra-sujeto de una única sesión con el objetivo de evaluar los efectos de la realimentación en RA durante la marcha bajo tres condiciones experimentales: (1) tipo de realimentación (con RA o sin realimentación), (2) tipo de marcha (marcha en suelo o en cinta), y (3) nivel de rigidez de la órtesis inGAIT-VSO (con rigidez media o sin rigidez). La rigidez aplicada en la condición con rigidez fue de 0.033 Nm/deg/kg (Yoo et al., 2025a). Las pruebas realizadas sobre cinta rodante se ejecutaron a una velocidad constante de 2.5 km/h.

La sesión experimental constó de cinco fases consecutivas: información y consentimiento, pruebas de basales referencia, instrucción verbal, pruebas con realimentación en RA y pruebas sin realimentación. Las dos últimas fases se presentaron en orden aleatorizado para cada participante.

Durante las pruebas de referencia basal se obtuvieron los umbrales individualizados de fuerza de impulso para cada pierna en cada combinación de condiciones de marcha y rigidez. Para ello, los participantes realizaron cuatro ensayos de dos minutos cada uno sin recibir ningún tipo de instrucción ni realimentación, ejecutando las combinaciones entre marcha (en suelo y cinta) y rigidez (con rigidez y sin rigidez). Los datos registrados durante estas pruebas se utilizaron para calcular los umbrales de propulsión empleados posteriormente por el juego de RA. Tras las pruebas de referencia basal, se proporcionó una única instrucción verbal, consistente en animar al participante a incrementar la fuerza de impulso durante la marcha en los siguientes ejercicios.

En las pruebas con realimentación en RA, los participantes completaron todas las combinaciones de condiciones de marcha (suelo/cinta) y rigidez (con/sin rigidez), pero esta vez recibiendo la realimentación visual en tiempo real proporcionado por el juego de RA. Cada ensayo tuvo una duración de tres minutos. En las pruebas sin realimentación, los participantes realizaron nuevamente las mismas combinaciones pero sin recibir realimentación visual, basándose únicamente en la instrucción verbal proporcionada en la fase previa. En total, cada participante completó un total de 12 ensayos, correspondientes al diseño factorial completo formado por tres condiciones de realimentación (basal, realimentación en RA y sin realimentación), dos tipos de marcha (suelo y cinta) y dos condiciones de rigidez de la órtesis (con y sin rigidez).

2.3.2. Participantes:

Diez participantes adultos sanos (tres hombres, peso 54.8 ± 2.93 kg, altura 1.65 ± 0.057 m, edad 25.1 ± 1.29 años) participaron en el estudio. La aprobación ética fue obtenida tanto del comité de la Universidad de Twente (251604) como del comité ético del Consejo Superior de Investigaciones Científicas (173/2025). Todos los participantes firmaron consentimiento informado antes de comenzar las pruebas.

2.3.3. Adquisición de datos:

Los sensores FSR integrados en las plantillas de la órtesis midieron las fuerzas en talón y antepié a 100 Hz. Las gafas Meta Quest 3 registraron los eventos generados por el juego, incluyendo, para cada paso, la magnitud del impulso, la pierna involucrada, las actualizaciones de umbrales y la respuesta del avatar (salto alto, salto moderado o tropiezo). Para la obtención de parámetros espaciotemporales de la marcha, se colocaron dos sensores GaitUp Physilog (Physilog, Lausanne, Suiza) en el calzado, con un muestreo de 128 Hz. La actividad electromiográfica (EMG) bilateral del gastrocnemio medial (GM), sóleo (SOL), gastrocnemio lateral (GL) y tibial anterior (TA)

se registró mediante el sistema inalámbrico Delsys Trigno a 1926 Hz.

Los datos procedentes de los FSR, las Meta Quest 3 y el sistema EMG se adquirieron y sincronizaron mediante ROS2. Los registros de GaitUp se procesaron por separado al no estar integrados en dicho entorno. El procesamiento posterior incluyó el filtrado, la sincronización temporal y la segmentación de las señales por ciclos de marcha.

2.4. Análisis de datos

2.4.1. Efectividad de la realimentación en RA en la ejecución de los participantes

Los parámetros de estudio primarios fueron la actividad EMG de los flexores plantares y la fuerza de propulsión derivada del sensor FSR del antepié durante la fase de impulso al caminar. Para ambas señales (EMG y FSR), se calculó la media de las señales normalizadas durante esta fase de impulso (51–100 % de la fase de apoyo).

Los parámetros secundarios incluyeron métricas de la marcha obtenidas a partir de los sensores GaitUp: métricas generales (cadencia, longitud de paso), métricas temporales (tiempo de apoyo, tiempo de balanceo), métricas espaciales (ángulo de contacto de talón (ACT), ángulo de despegue de los dedos (AD) y elevación mínima del pie durante la fase de balanceo (EMB)).

Por limitaciones de espacio, en este documento sólo se presentan algunos de estos parámetros de estudio. En todos los casos se compararon la condición de realimentación (Basal, sin realimentación, con realimentación en RA), la condición de marcha (sobre suelo, sobre cinta) y la condición de rigidez de inGAIT-VSO (con rigidez media, sin rigidez).

2.4.2. Usabilidad y motivación

La percepción de los participantes durante el experimento se evaluó utilizando la System Usability Scale (SUS) y el cuestionario de motivación intrínseca (IMI). La SUS se completó al finalizar la fase con realimentación en RA. El IMI, que incluyó las subescalas de interés/disfrute, esfuerzo/importancia y presión/tensión, se completó después de las fases tanto con realimentación en RA como sin realimentación. Además, una vez finalizadas ambas condiciones, se preguntó a los participantes qué modalidad de marcha preferían (cinta rodante o suelo).

2.5. Análisis estadístico

Para evaluar los efectos del juego de RA en la ejecución de los participantes, los datos se resumieron mediante la media y la desviación estándar (SD). El análisis inferencial se realizó mediante modelos lineales mixtos con un diseño factorial intrasujeto de $2 \times 2 \times 3$. El modelo incluyó como efectos fijos la condición de REALIMENTACIÓN (Basal, sin realimentación, con RA), la condición de RIGIDEZ de la órtesis (con rigidez media, sin rigidez) y la condición de MARCHA (sobre suelo, sobre cinta), incorporando al participante como intercepto aleatorio. Se evaluaron los efectos principales y todas las posibles interacciones mediante pruebas F.

Los supuestos del modelo se verificaron evaluando la normalidad de los residuos (test de Shapiro-Wilk), la homocedasticidad y la presencia de observaciones influyentes (distancia de Cook). En presencia de efectos principales o interacciones significativas ($p < 0,05$), se realizaron comparaciones post-hoc

por pares con corrección de Bonferroni. Las comparaciones estadísticas de las subescalas del IMI entre las condiciones sin realimentación y con realimentación en RA se llevaron a cabo mediante prueba t para muestras pareadas. Todos los análisis se realizaron en MATLAB R2022b (The MathWorks, Natick, MA, USA).

3. Resultados y discusión

3.1. Efectividad de la realimentación en RA en la ejecución de los participantes

Aunque la órtesis se vistió bilateralmente, dado que los participantes eran sanos, para el análisis solo se utilizaron los datos de una pierna (la izquierda).

3.1.1. Parámetros de estudio primarios

En relación con los parámetros de estudio primarios, la realimentación proporcionada mediante RA produjo un aumento claro de la activación de la musculatura flexora plantar durante la fase de impulso. Al promediar entre las condiciones de rigidez de inGAIT-VSO y las condiciones de marcha evaluadas, la actividad del SOL aumentó en un 34,8 % al pasar de la referencia basal a la condición sin realimentación, y un 59,5 % al emplear realimentación con RA (ver Figura 2). De forma similar, la actividad del GL incrementó un 29,7 % en la condición sin realimentación, y un 55,6 % en la condición de realimentación con RA respecto a la marcha basal. El modelo de efectos mixtos confirmó estos incrementos, mostrando un efecto principal significativo de la condición de REALIMENTACIÓN tanto para SOL ($F(2,90) = 8.06$, $p < 0,001$) como para GL ($F(2,94) = 12.87$, $p < 0,001$). Los análisis post-hoc revelaron que la realimentación en RA produjo una activación significativamente mayor que la referencia basal en ambos músculos (SOL: $p < 0,001$; GL: $p < 0,001$). Además, en el caso del GL, la realimentación en RA superó también a la condición sin realimentación ($p < 0,05$). Ni la condición de RIGIDEZ ni la condición de MARCHA produjeron efectos principales significativos, y no se observaron interacciones significativas.

Estos resultados indican que los participantes fueron capaces de incrementar de forma efectiva la activación de los flexores plantares al interactuar con el juego en RA, y respaldan el valor añadido de la realimentación basada en RA frente a la instrucción verbal aislada, especialmente en el caso del GL. Este patrón concuerda con estudios previos que reportaron aumentos de la actividad EMG de los flexores plantares al proporcionar realimentación en tiempo real durante la marcha (Conner et al., 2022; Flux et al., 2023; Spomer et al., 2023).

Tanto la condición sin realimentación como la condición con realimentación en RA dieron lugar a incrementos similares en la fuerza media de propulsión. Al promediar entre condiciones de rigidez y condiciones de marcha, la fuerza media de impulso aumentó un 50,2 % en la condición sin realimentación y un 48,4 % en la condición con realimentación en RA respecto a la referencia basal (ver Figura 2). El modelo de efectos mixtos confirmó estos incrementos, mostrando un efecto principal significativo de la condición de REALIMENTACIÓN para la fuerza media de propulsión ($F(2,106) = 5.94$, $p < 0,01$). Las comparaciones post-hoc revelaron que tanto la realimentación en RA ($p < 0,01$) como la condición sin realimentación

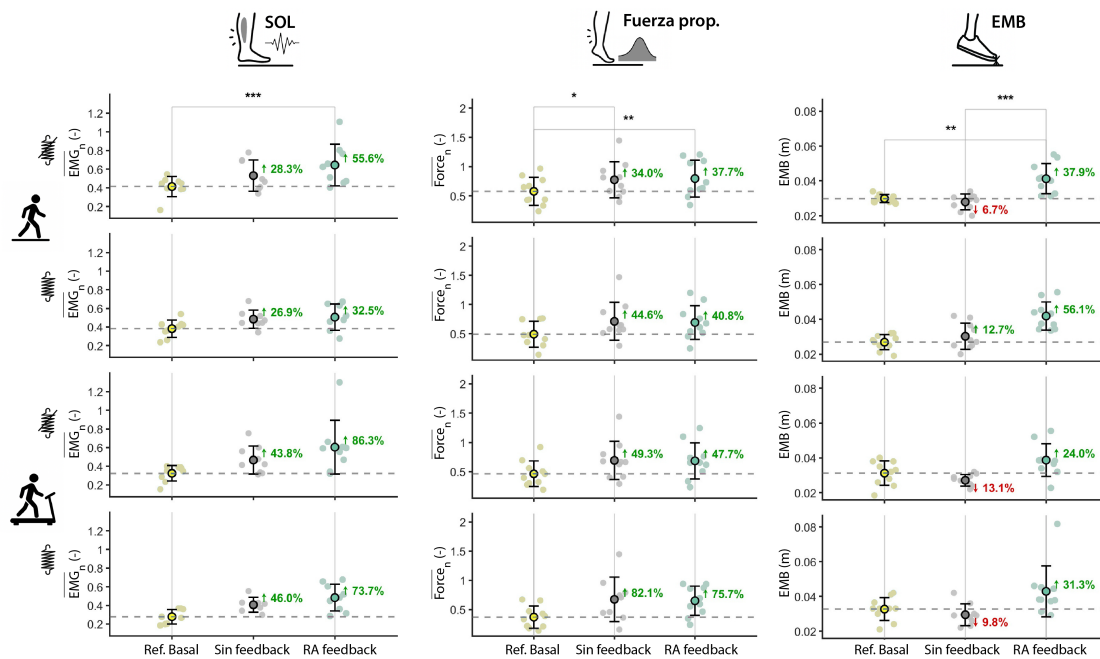


Figura 2: EMG medio del SOL en el momento de propulsión (columna izquierda), fuerza media de propulsión (columna central) y EMB (columna derecha) para las tres condiciones de realimentación (Referencia basal–amarillo, sin realimentación–gris y realimentación en RA–verde). Cada fila representa un escenario de marcha, donde el icono del avatar indica si se caminó sobre suelo o cinta, y el icono representando a un muelle indica si se hizo sin rigidez (muelle tachado) o con rigidez de la órtesis. Los puntos más claros indican los valores de cada participante, mientras que los más oscuros con barras de error muestran la media grupal \pm SD. Los valores porcentuales representan el cambio relativo desde la referencia basal hasta la condición sin realimentación o con realimentación en RA. Las barras horizontales de significación reflejan el efecto principal de la condición de REALIMENTACIÓN combinando las condiciones de RIGIDEZ y de MARCHA, donde un asterisco (*) indica $p < 0,05$, dos asteriscos (**) indican $p < 0,01$ y tres asteriscos (***) indican $p < 0,001$.

($p < 0,01$) produjeron fuerzas de impulso significativamente mayores que la condición basal. Ni la condición de RIGIDEZ ni la condición de MARCHA mostraron efectos principales significativos sobre la fuerza media de propulsión, y no se observaron interacciones significativas.

El hecho de que la instrucción verbal por sí sola generase incrementos comparables en la fuerza de propulsión puede explicarse por el uso de participantes adultos sanos, para quienes este tipo de indicaciones suele ser suficiente. En cambio, cabe esperar que la realimentación basada en RA aporte un beneficio adicional más marcado en pacientes, como por ejemplo niños con PC, en los que el procesamiento de la información motora es menos eficiente (Masters et al., 2004).

3.1.2. Parámetros de estudio secundarios

La EMB mostró diferencias claras en función de la condición de realimentación, disminuyendo un 5,0 % en la condición sin realimentación respecto a la basal, y aumentando un 36,5 % en la condición de realimentación en RA respecto a la basal. La diferencia de este parámetro con realimentación en RA fue significativamente mayor en comparación con basal y sin realimentación.

Este incremento de la EMB durante la condición de realimentación en RA no vino dado solamente por un aumento en la fuerza media de propulsión, sino que estuvo ayudado de la aparición de los obstáculos virtuales del entorno RA. Hasta donde sabemos, estudios previos no han descrito un aumento de la EMB como consecuencia específica de la realimentación de propulsión basado en RA durante la marcha.

En pacientes con alguna patología como la derivada de la PC, el aumento de EMB es especialmente interesante, ya que

además de la limitación en la propulsión, también suelen presentar el efecto de pie caído. Este patrón se caracteriza por una elevación insuficiente de los dedos del pie durante la fase de balanceo (Lora-Millan et al., 2023). La capacidad de la realimentación en RA para incrementar tanto la fuerza de propulsión como la EMB sugiere un potencial para abordar múltiples déficits de la marcha dentro de un mismo marco de intervención.

3.2. Usabilidad y motivación

La puntuación media obtenida en la SUS fue de 77, lo que indica una buena usabilidad global de acuerdo con las guías estándar de interpretación de esta escala (Bangor et al., 2009). Los resultados del cuestionario IMI mostraron un nivel significativamente mayor de interés y disfrute ($p < 0,01$) durante la condición con realimentación en RA (6.23 ± 0.58) en comparación con la condición sin realimentación (4.13 ± 0.77). Las puntuaciones de esfuerzo/importancia fueron relativamente altas en ambas condiciones (realimentación en RA: 5.98 ± 0.42 ; sin realimentación: 5.70 ± 0.53 ; $p = 1,000$), mientras que los valores de presión/tensión se mantuvieron bajos en ambas condiciones (realimentación en RA: 1.94 ± 0.38 ; sin realimentación: 2.50 ± 0.47 ; $p = 0,377$). Estos resultados indican que los participantes estuvieron dispuestos a invertir esfuerzo en la tarea sin experimentar estrés añadido. Este aspecto es particularmente relevante si el objetivo del juego de RA es implementarlo en población pediátrica con PC, ya que estos pacientes suelen mostrar respuestas fisiológicas exacerbadas ante situaciones de presión (Kirshner et al., 2016).

Tras completar tanto las pruebas con realimentación en RA como las pruebas sin realimentación, se preguntó a los participantes por su preferencia en cuanto a la condición de marcha

(sobre suelo o cinta rodante). En la condición con realimentación en RA, 6 de los 10 participantes manifestaron preferir la marcha sobre suelo, mientras que en la condición sin realimentación esta preferencia aumentó a 8 de 10 participantes. No obstante, la preferencia se expresó con mayor intensidad durante la condición con realimentación en RA, donde 5 de los 6 participantes que preferían la marcha sobre suelo calificaron su preferencia como “fuerte”, mientras que en la condición sin realimentación sólo fueron 2 de 8. Este resultado claro de la preferencia a caminar en suelo es especialmente relevante, dado que la mayoría de los sistemas de realimentación en tiempo real siguen restringidos a entornos basados en cinta rodante (Lohss et al., 2023). Hasta donde sabemos, nuestro estudio es el primero en evaluar un juego de realimentación basado en RA orientado específicamente a la mejora de la propulsión durante la marcha sobre suelo.

3.3. Implicaciones clínicas de la realimentación en RA

En conjunto, los resultados muestran que la realimentación en RA no solo incrementa la activación muscular y la fuerza de propulsión, sino que también induce adaptaciones cinemáticas funcionales, como el aumento del EMB. Esta combinación de efectos resulta especialmente prometedora para personas con PC, que suelen presentar simultáneamente déficits de propulsión y alteraciones del despeje del pie durante la marcha (Lora-Millan et al., 2023). Además, el hecho de que el sistema resulte usable, motivador y preferido en entornos de marcha sobre suelo refuerza su potencial para trasladar el entrenamiento fuera del laboratorio hacia contextos más cercanos a la vida diaria, favoreciendo así la transferencia de las mejoras de la marcha a la actividad cotidiana.

4. Conclusiones

En este estudio se diseñó y evaluó con éxito un juego serio de RA en tiempo real para promover la propulsión durante la marcha utilizando la órtesis inGAIT-VSO. El uso de la realimentación en RA incrementó la activación de la musculatura flexora plantar y la fuerza de propulsión en comparación con la marcha basal, superando además el efecto de la instrucción verbal aislada en la activación del GL. Asimismo, se observó un aumento significativo de la EMB durante la condición con realimentación en RA respecto a la condición basal y a la condición sin realimentación. Esta combinación de efectos resulta especialmente prometedora para personas con PC, que suelen presentar déficits tanto de propulsión como de elevación del pie.

Más allá de los resultados biomecánicos, los participantes valoraron positivamente la usabilidad del sistema y reportaron un mayor disfrute durante el uso de la realimentación en RA en comparación con la condición sin realimentación. La mayoría de los participantes prefirió la marcha sobre suelo al interactuar con el juego de RA, lo que refuerza la relevancia de intervenciones más allá del entrenamiento basado en cinta rodante. Futuros trabajos deberán centrarse en validar este sistema en niños con PC.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado con el apoyo financiero del Consejo de Investigación Neerlandés (NWO), bajo la sub-

vención Veni-TTW-2020, 18079, y el contrato Ramón y Cajal número RYC2023-044613-I financiado por MICIU/AEI /10.13039/501100011033 y por FSE+.

Referencias

- Armand, S., Decoulon, G., Bonnefoy-Mazure, A., 12 2016. Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT open reviews* 1 (12), 448–460. DOI: 10.1302/2058-5241.1.000052
- Bangor, A., Kortum, P., Miller, J., 2009. Determining What Individual SUS Scores Mean: Adding an Adjective Rating Scale - JUX.
- Conner, B. C., Fang, Y., Lerner, Z. F., 12 2022. Under pressure: design and validation of a pressure-sensitive insole for ankle plantar flexion biofeedback during neuromuscular gait training. *J. of NeuroEng. and Rehab.* 19 (1), 1–9. DOI: 10.1186/S12984-022-01119-Y/FIGURES/5
- Flux, E., Bar-On, L., Buizer, A. I., Harlaar, J., van der Krogt, M. M., 5 2023. Electromyographic biofeedback-driven gaming to alter calf muscle activation during gait in children with spastic cerebral palsy. *Gait & Posture* 102. DOI: 10.1016/J.GAITPOST.2023.02.012
- Huang, T. W. P., Shorter, K. A., Adamczyk, P. G., Kuo, A. D., 11 2015. Mechanical and energetic consequences of reduced ankle plantar-flexion in human walking. *The Journal of Experimental Biology* 218 (22), 3541. DOI: 10.1242/JEB.113910
- Kirshner, S., Weiss, P. L., Tirosch, E., 2 2016. Differences in autonomic functions as related to induced stress between children with and without cerebral palsy while performing a virtual meal-making task. *Research in Develop. Disabi.* DOI: 10.1016/J.RIDD.2015.11.025
- Lohss, R., Odorizzi, M., Sangeux, M., Hasler, C. C., Viehweger, E., 2023. Consequences of Virtual Reality Experience on Biomechanical Gait Parameters in Children with Cerebral Palsy: A Scoping Review. *Developmental neuro-rehabilitation* 26 (6-7), 377–388. DOI: 10.1080/17518423.2023.2242930
- Lora-Millan, J. S., Nabipour, M., van Asseldonk, E., Bayón, C., jul 2023. Advances on mechanical designs for assistive ankle-foot orthoses. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* 11. DOI: 10.3389/fbioe.2023.1188685
- MacIntosh, A., Lam, E., Vigneron, V., Vignais, N., Biddiss, E., 9 2019. Biofeedback interventions for individuals with cerebral palsy: a systematic review. *Disability and Rehabilitation* 41 (20), 2369–2391. DOI: 10.1080/09638288.2018.1468933
- Magill, R., Anderson, D., Learning, M., 2014. Concepts and Applications.
- Masters, R., van der Kamp, J., Capio, C., 2004. Implicit Motor Learning By Children. In: *Skill acquisition in sport: Research, theory and practice.*
- Neyroud, D., Armand, S., De Coulon, G., Dias Da Silva, S. R., Maffioletti, N. A., Kayser, B., Place, N., 2 2017. Plantar flexor muscle weakness and fatigue in spastic cerebral palsy patients. *Research in Develop. Disabilities.* DOI: 10.1016/J.RIDD.2016.12.015
- Postolache, O., Monge, J., Alexandre, R., Geman, O., Jin, Y., Postolache, G., 2021. Virtual Reality and Augmented Reality Technologies for Smart Physical Rehabilitation. In: *Advanced Systems for Biomedical Applications.* Springer, Cham., pp. 155–180. DOI: 10.1007/978-3-030-71221-1_8
- Spomer, A. M., Conner, B. C., Schwartz, M. H., Lerner, Z. F., Steele, K. M., 2023. Audiovisual biofeedback amplifies plantarflexor adaptation during walking among children with cerebral palsy. *J. of NeuroEng. and Rehab.* DOI: 10.1186/S12984-023-01279-5/FIGURES/7
- Van Crey, N., Cavallin, M., Shepherd, M., Rouse, E. J., 2023. Design of a Quasi-Passive Ankle-Foot Orthosis with Customizable, Variable Stiffness. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics.* DOI: 10.1109/ICORR58425.2023.10304820
- van Noort, L., Van Crey, N., Rouse, E. J., Martínez-Caballero, I., van Asseldonk, E. H., Bayón, C., 12 2024. A usability study on the inGAIT-VSO: effects of a variable-stiffness ankle-foot orthosis on the walking performance of children with cerebral palsy. *J. of NeuroEng. and Rehab.* 21 (1). DOI: 10.1186/S12984-024-01433-7,
- Yoo, S. Y., Gille, E. A., Dantart, A., Crey, N. V., Rouse, E. J., van Asseldonk, E. H., Bayón, C., aug 2025a. An integrated multi-variable optimization approach to tailor ankle-foot orthosis stiffness to end-user needs. submitted to *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* preprint. DOI: 10.21203/rs.3.rs-7235762/v1
- Yoo, S. Y., Gille, E. A., Gómez, J., Rocon, E., Martínez-Caballero, I., Van Asseldonk, E., Bayón, C., may 2025b. Tailoring Ankle-Foot Orthoses Stiffness to End-Users’ Needs: Which Performance Variables Matter? In: *2025 Inter. Conference On Rehabilitation Robotics (ICORR).* IEEE, pp. 687–692. DOI: 10.1109/ICORR66766.2025.11062985