

# MARCHA EN EXOESQUELETOS ASISTIDA POR REALIDAD AUMENTADA. ESTUDIO PILOTO.

David Pinto Fernández, Instituto Cajal – CSIC, Universidad Politécnica de Madrid, España,  
david.pinto@cajal.csic.es,

Roberto Belmonte Lorenzo, Universidad CEU San Pablo, España, robertobelmonte98@gmail.com,

Ana Rojo Agusti, Werium Assistive Solutions S.L., Universidad CEU San Pablo, España,  
ana.rojo@weriumsolutions.com,

Juan C. Moreno Sastoque – CSIC, Instituto Cajal, España, jc.moreno@csic.es,

Rafael Raya - Werium Assistive Solutions S.L., rafael.raya@weriumsolutions.com,

Jesus Tornero – Hospital los Madroños, España, jesus.tornero@lmh.es,

Eduardo Rocon - Neural and Cognitive Engineering group, CAR, UPM-CSIC, e.rocon@csic.es,

Diego Torricelli, Instituto Cajal – CSIC, España, diego.torricelli@csic.es.

## Resumen

Bajo la hipótesis de que un mejor entrenamiento previo al uso del exoesqueleto puede paliar el efecto de una mala interacción humano-exoesqueleto, este documento presenta el desarrollo preliminar de una herramienta de entrenamiento basada en realidad aumentada. Se desarrolló una interfaz para Hololens 2 en Unity fácil de usar cuando se maneja un exoesqueleto, que permite la comunicación en tiempo real con unas plantillas sensorizadas y un sensor inercial y proporciona feedback acerca del balanceo del usuario. Una vez desarrollada la interfaz fue validada en un experimento piloto con un usuario con la intención de dar respuesta a las siguientes preguntas: ¿es el feedback en realidad aumentada capaz de alterar el patrón de marcha de un usuario? y, ¿es la herramienta desarrollada útil para entrenar sujetos en el manejo de exoesqueletos de miembro inferior?

## Abstract

This document presents the preliminary development of a training tool based on augmented reality under the hypothesis that better training prior to the use of an exoskeleton can alleviate the effect of poor human-exoskeleton interaction. An easy-to-use interface for Hololens 2 was developed in Unity, which allows real-time communication with a pair of sensorized insoles and an inertial sensor and provides feedback to the user. The interface was validated in a pilot experiment with one user for answering the following questions: is feedback in augmented reality capable of altering the gait pattern of a user? and, is the developed tool useful to train subjects in the handling of lower limb exoskeletons?

**Palabras clave:** Exoesqueletos, realimentación, aprendizaje motor, realidad aumentada.

**Key words:** Exoskeletons, feedback, motor learning, augmented reality.

## **1. Introducción**

Existen numerosos estudios que, a través de diversos canales de feedback, intentan desarrollar interfaces que permitan establecer una comunicación entre humano y exoesqueleto y acorten la fase de adaptación entre ellos. Trabajos recientes con realidad virtual (VR) alentan la idea de que el uso de esta tecnología tiene un impacto positivo en la recuperación de déficits motores (Cameirão, Badia, & Verschure, 2008; Fernández-Cervantes et al., 1998; Lucca, 2009). Sin embargo, no está claro si una rehabilitación con VR es más efectiva que la tradicional simplemente por el uso de estos entornos digitales o por cómo afectan al estado de ánimo del paciente. Por lo general, los pacientes tienden a elegir este tipo de sistemas ya que la sensación de una rehabilitación más sofisticada (Cameirão, Badia, Duarte, Frisoli, & Verschure, 2012).

Este trabajo propone una interfaz de feedback visual, basada en Realidad Aumentada (AR), como herramienta de aprendizaje para usuarios sin previa experiencia manejando exoesqueletos de miembro inferior en tareas de marcha. La interfaz da al usuario retroalimentación fundamental para el mantenimiento del equilibrio en tiempo real, y le permite monitorizar cómo de cerca está de la marcha ideal que tendría que seguir si llevara un exoesqueleto usando una unidad de medición inercial y un par de plantillas sensorizadas.

## **2. Desarrollo**

En este trabajo se desarrolla una herramienta de feedback para el usuario, que le permita aprender a caminar con el exoesqueleto sin necesidad de vestirlo, de manera que se reduzca la necesidad de sesiones de entrenamiento, y se reduzca consecuentemente el riesgo de lesiones y la pérdida de tiempo hasta que el sujeto llegue al rendimiento deseado para comenzar la terapia.

### **2.1. Marco teórico**

Puesto que el objetivo del trabajo es el de proporcionar feedback al usuario para que él mismo corrija su patrón de marcha y así mejorar la interacción con el exoesqueleto, hicimos una búsqueda en la literatura para observar que características de la marcha podían ser de mayor utilidad para ello. En (Henderson, Gordon, & Vijayakumar, 2017), se comparan parámetros de la marcha entre personas sanas caminando con y sin exoesqueleto, y se menciona que los parámetros más invariantes entre los dos casos están muy relacionados con la estabilidad del usuario (Hof, Gazendam, & Sinke, 2005; Kuo & Donelan, 2010; Svoboda et al., 2017). Entonces, el equilibrio podría ser un elemento clave en el manejo de exoesqueletos de miembro inferior. Además, en pacientes de accidente cerebrovascular, entrenar el movimiento del tronco mejoró sus habilidades para mantener la estabilidad a la hora de caminar (Kılınç et al., 2016).

### **2.3. Planteamiento del problema**

Hay suficientes evidencias de que el balanceo, y el papel que tiene el tronco en la estabilidad del mismo, podría ser una herramienta de aprendizaje en el manejo de exoesqueletos de miembro inferior. Visto esto, en este trabajo hemos desarrollado una interfaz feedback al usuario compuesta por dos sensores y un visor de realidad aumentada.

### **2.3. Método**

### 2.3.1 Desarrollo de la interfaz

Los sensores empleados han sido un sensor inercial Pro Motion Capture de Werium Solutions S.L. (“Werium Solutions Pro Motion Capture inertial sensor,” n.d.) que nos permite monitorizar la orientación del tronco del usuario, y unas plantillas sensorizadas de Moticon S.L. (“Moticon Sensorized insoles,” n.d.) que nos permiten segmentar la marcha y conocer el reparte de pesos del usuario, pudiendo hacer una estimación de su centro de presión (ver Figura 1). Ambos dispositivos se comunicarán via bluetooth con un PC, que transmite por UDP la información referente al posicionamiento y balanceo del usuario a unas gafas de realidad aumentada HoloLens 2 de Microsoft (“Microsoft HoloLens 2,” n.d.). Estas gafas permitirán al usuario visualizar la información de los sensores en tiempo real, a través de una aplicación desarrollada con el motor gráfico de Unity.

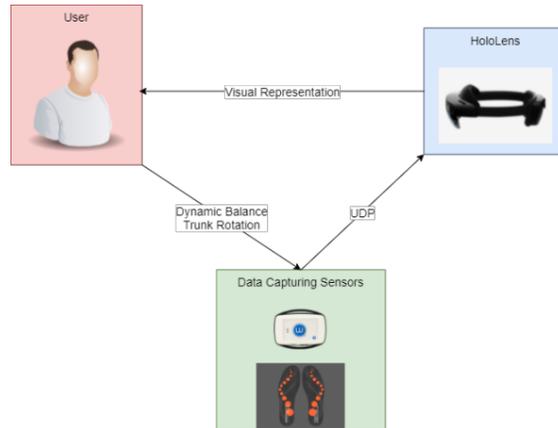


Figura 1. Esquema del sistema de comunicación y componentes del sistema de feedback desarrollado.

### 2.3.2 Desarrollo de la aplicación

El mayor reto encontrado durante el desarrollo de la aplicación en Unity fue el de establecer un puente de comunicación entre los sensores, ya que ambos sensores contaban con su propio software de adquisición de datos.

El sensor inercial utiliza el protocolo de comunicación “Inter Integrated-Circuit” I2C, un protocolo de comunicación serial donde los datos son enviados bit a bit en un solo canal de comunicación. Los datos recibidos en formato *String* son *parseados* a una matriz 3x3 de tipo *Single*. Para obtener los ángulos de rotación del tronco del usuario se utilizaron matrices de rotación y se calcularon los ángulos Euler a partir de las mismas. Al colocar la IMU en el pecho del usuario, la rotación en el eje X representa flexión-extension, la rotación en Y es la flexión-extension lateral y la rotación en Z representa la rotación del tronco.

En cuanto a las plantillas, por cuestiones del fabricante, la conexión tiene que pasar forzosamente por una aplicación móvil intermedia, por lo que las plantillas se conectan a una tablet a través de bluetooth. Esta aplicación móvil envía los datos a través de UDP a la aplicación de escritorio de Moticon S.L., desde donde podemos hacer un output de datos mediante UDP (ver Figura 2).

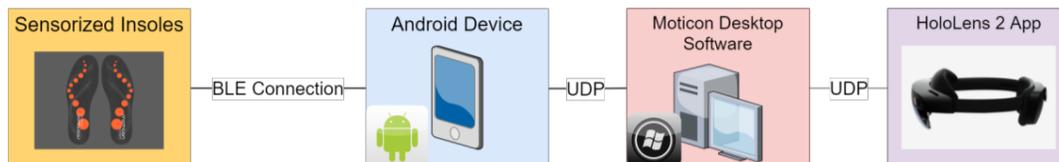


Figura 2. Esquema de conexión de las plantillas sensorizadas de Moticon S.L. Las plantillas envían por BLE las lecturas de presión a una app móvil, que a su vez, reenvía por UDP a la app de escritorio. Desde esta app, podemos extraer la información por UDP y redirigirla a nuestra app Unity y Hololens.

Tanto las plantillas como el sensor inercial transmiten datos a las Hololens por medio del protocolo de comunicación UDP, ya que queremos conseguir es un feedback cercano al tiempo real. Este protocolo es el que mejor se adecua a esta necesidad, puesto que no requiere establecer una conexión previa ni requiere la confirmación de que los paquetes han sido recibidos, asegurando una latencia menor.

Las plantillas mandan un *String* en el que incluyen, para ambas plantillas, sus 16 sensores de presión, la aceleración (cada plantilla cuenta con un acelerómetro), la fuerza media calculada y el centro de presión. La Tabla 1 muestra un resumen de los datos que podemos encontrar en dicho String. Del lado de la aplicación, un script se encarga de leer dicho String, organizarlo y *parsear* cada dato a un *Float*.

Tabla 1. String recibida por la plantillas con la información proviniente de los 16 sensores de presión de cada plantilla, sus acelerómetros

TimeStamp	Izquierda: 16 columnas de presión [N/cm <sup>2</sup> ]	Izquierda: aceleración (X,Y,Z) [g]	Izquierda: Fuerza media [N]	Izquierda: Centro de presión (X,Y) [%]	Derecha: 16 columnas de presión [N/cm <sup>2</sup> ]	Derecha: aceleración (X,Y,Z) [g]	Derecha: Fuerza media [N]	Derecha: Centro de presión (X,Y) [%]
-----------	--------------------------------------------------------------------	------------------------------------------	-----------------------------------	-------------------------------------------------	------------------------------------------------------------------	----------------------------------------	---------------------------------	-----------------------------------------------

Para la representación visual de estos datos se desarrollaron un holograma con forma de huellas sobre el que se puede monitorizar la presión ejercida en tiempo casi real, y un *slider* que muestra la flexión del tronco en el eje sagital. En el caso de la información proporcionada por las plantillas, como estas cuentan con 16 sensores de presión para cada pie, se decidió crear un mapa de calor con la silueta de un zapato compuesto de 16 sprites, uno por cada sensor, y pintar cada uno de ellos de manera individual (ver Figura 3). Para representar la flexión-extensión lateral del tronco se utilizó un *PinchSlider* modificado del Mixed Reality Toolkit de Microsoft (ver Figura 4).

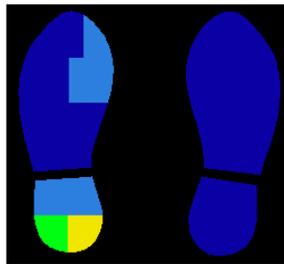


Figura 3. Representación holográfica del output de las plantillas sensorizadas.



Figura 4. Representación holográfica del output del sensor inercial.

Finalmente, también se incluyó un algoritmo capaz de detectar las fases de la marcha en tiempo real basándose en la presión plantar detectada. Se dividieron los 16 sensores de presión de las plantillas en dos grupos, talón y punta. De este modo, cuando el algoritmo detecta la fase actual de la marcha, muestra al usuario una representación del mapa de calor que debe replicar para realizar correctamente la siguiente fase de la marcha correspondiente.

### 2.3.3 Experimento piloto

Una vez desarrollada la aplicación, se llevó a cabo un experimento piloto con un solo sujeto en el Hospital Los Madroños (en Brunete, Comunidad de Madrid, España) en una habitación equipada con una cinta de caminar sensorizada y un sistema de fotogrametría. En todo momento el sujeto vistió el sensor inercial y las plantillas sensorizadas (el sistema completo se puede apreciar en la Figura 4.). El experimento piloto se dividió en cuatro etapas cuyas características se resumen en la Tabla 2. Las condiciones fueron:

- Primero, el sujeto caminó en una cinta de marcha a velocidad de confort. De esta forma tenemos una marcha natural del sujeto como baseline.
- Después el sujeto mantuvo esta velocidad en una marcha sobre la cinta mientras vestía el exoesqueleto. Aquí pudimos observar las diferencias en la marcha impuestas por las restricciones cinéticas y cinemáticas del exoesqueleto.
- A continuación, el sujeto caminaba en la cinta de nuevo sin interfaz AR ni exoesqueleto, demostrando que el solo uso del exoesqueleto no inducía aprendizaje motor ni interfería sobre la marcha natural del sujeto.
- Finalmente, el sujeto camina con la interfaz AR sobre la caminadora y demuestra seguir un patrón de marcha similar al que tenía al vestir el exoesqueleto.

Tabla 2. Resumen de características de cada condición.

Condición	Exo	AR	Duración	Trials
1	Si	No	120	1
2	No	Si	150	3
3	Si	Si	150	3
4	Si	No	150	3

### 2.4 Resultados

Como output de este experimento piloto encontramos la medición del ángulo sagital del tronco por cada una las condiciones y el desplazamiento del centro de presiones. La principal diferencia observada entre la marcha con y sin exoesqueleto es que la amplitud es mayor sin exoesqueleto (Figuras 5 y 6).

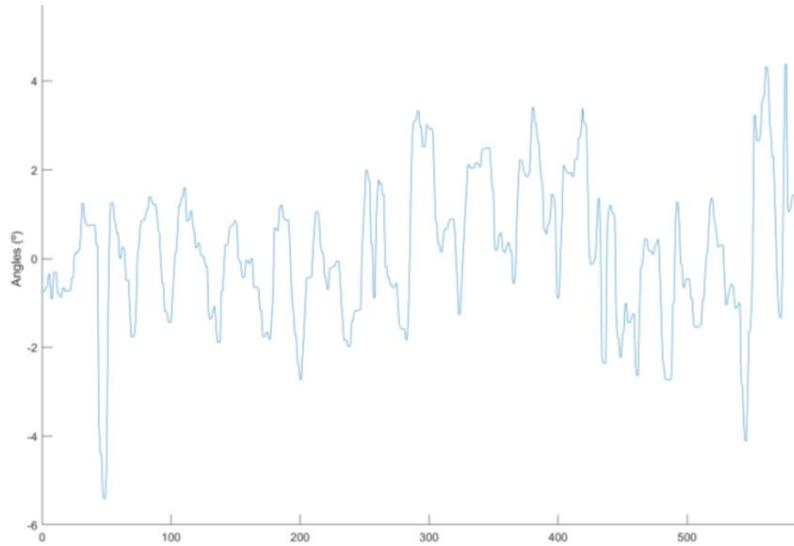


Figura 5. Flexoextensión de tronco con exoesqueleto.

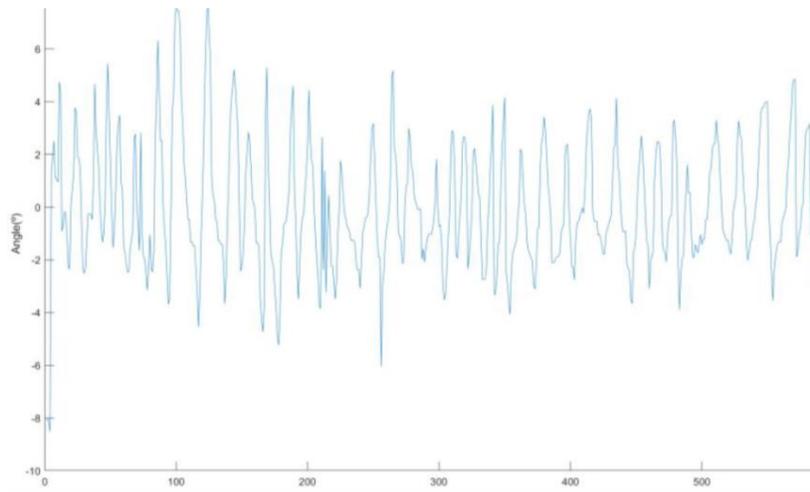


Figura 6. Flexoextensión de tronco sin exoesqueleto.

Cuando se usa la interfaz AR sin usar el exoesqueleto, la amplitud en la extensión de la flexión lateral se reduce ligeramente en comparación con la marcha regular del sujeto (Figura 7).

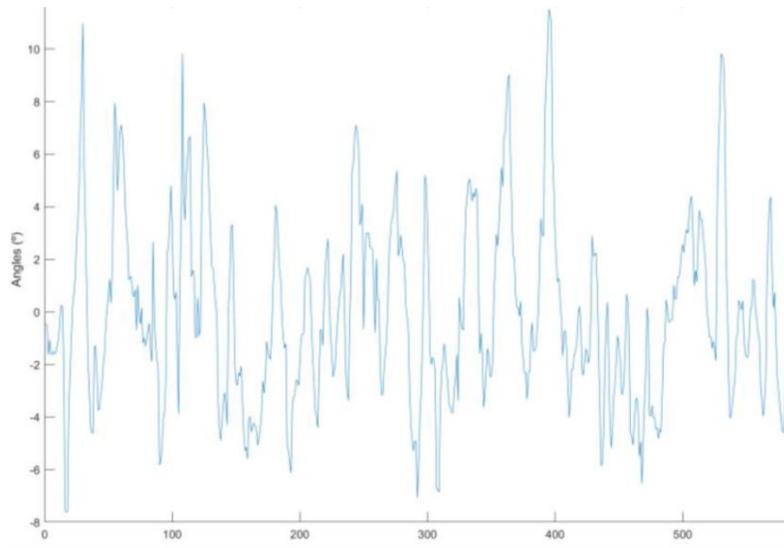


Figura 7. Flexoextensión de tronco sin exoesqueleto pero con AR.

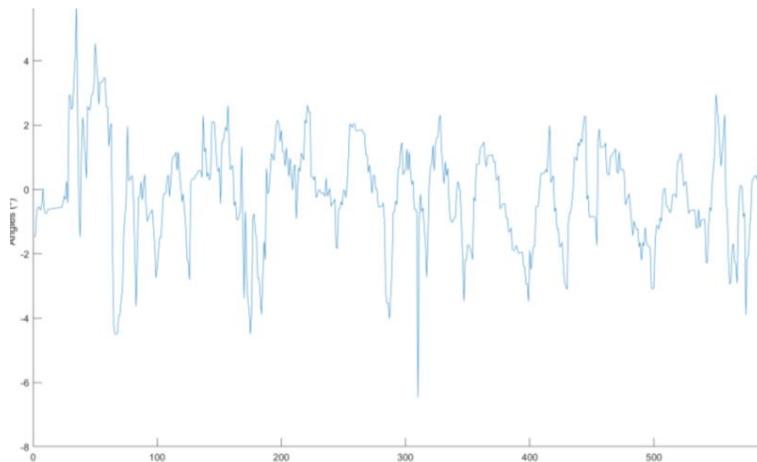


Figura 8. Flexoextensión de tronco con exoesqueleto y AR.

En los datos que aportan las plantillas se puede observar como el centro de presión en la condición 2 (con AR pero sin exo) se asemeja más en términos de periodicidad y amplitud a las condiciones 3 y 4, en los que estaba involucrado el exoesqueleto, que a la condición 1 (patrón de marcha regular del sujeto). Véanse Figuras de la 9 a la 12.

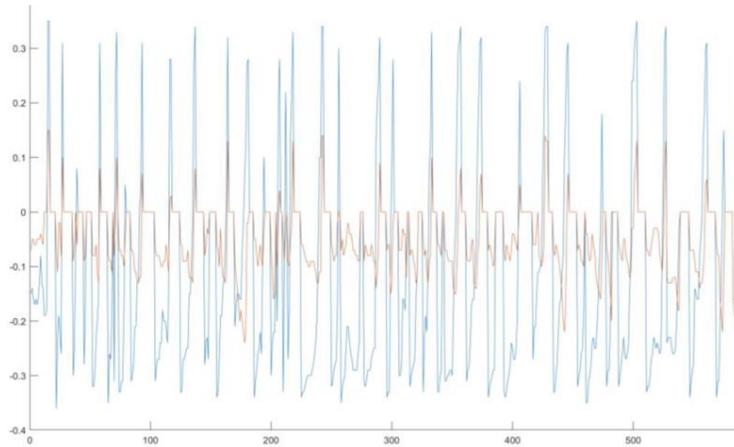


Figura 9. Desplazamiento de centro de presiones de la plantilla izquierda en la condición 1. En rojo se observa el eje "y" (perpendicular a la dirección de marcha) y en azul el "x" (dirección de marcha).

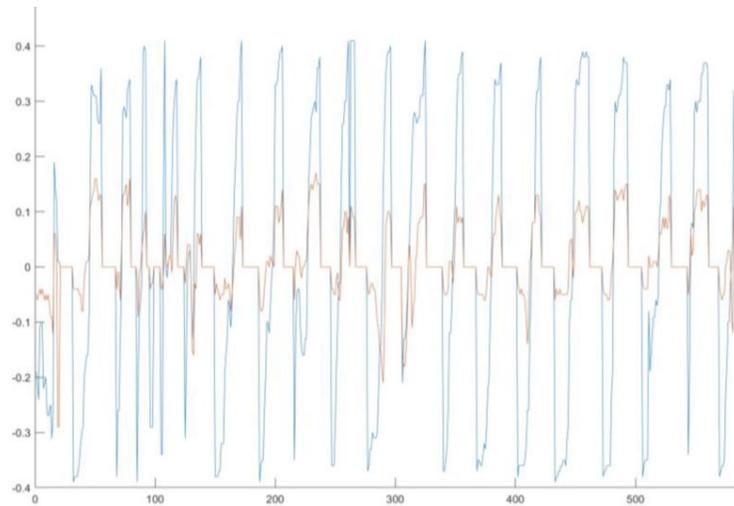


Figura 10. Desplazamiento de centro de presiones de la plantilla izquierda en la condición 2. En rojo se observa el eje "y" (perpendicular a la dirección de marcha) y en azul el "x" (dirección de marcha).

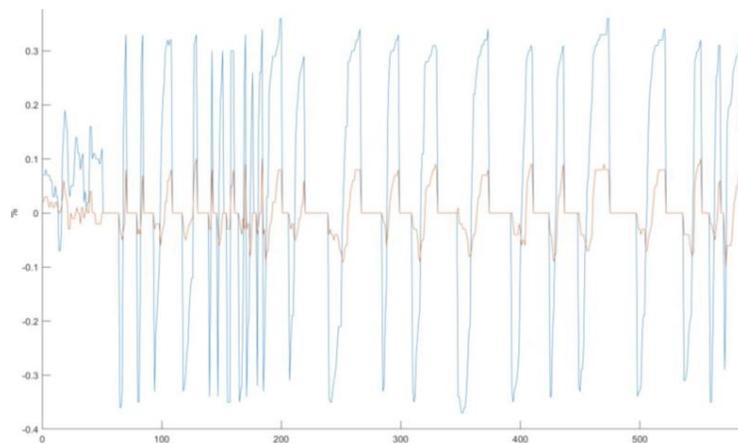


Figura 11. Desplazamiento de centro de presiones de la plantilla izquierda en la condición 3. En rojo se observa el eje "y" (perpendicular a la dirección de marcha) y en azul el "x" (dirección de marcha).

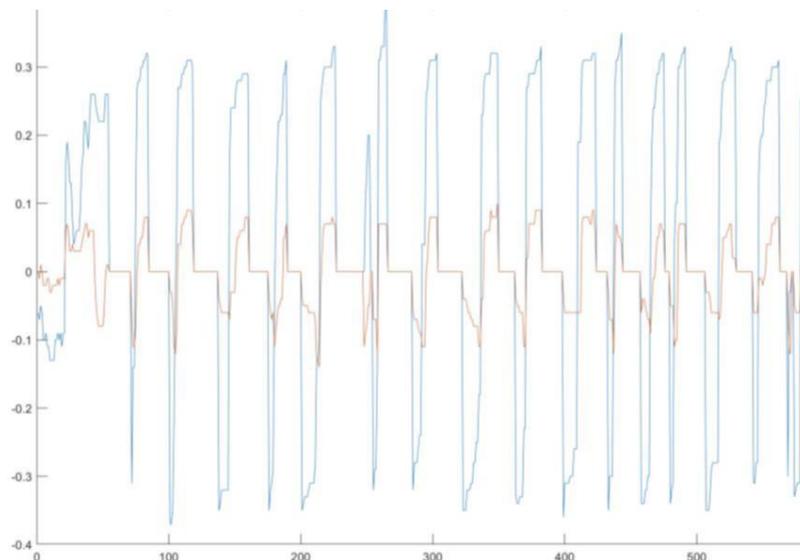


Figura 12. Desplazamiento de centro de presiones de la plantilla izquierda en la condición 4. En rojo se observa el eje "y" (perpendicular a la dirección de marcha) y en azul el "x" (dirección de marcha).

## 2.5 Discusión

Observando el estado del arte, hemos encontrado que nuestra solución es pionera en desarrollar una aplicación de realidad aumentada para el entrenamiento de exoesqueletos de miembro inferior. Es más, son muy pocas las referencias que se encuentran al buscar trabajos que combinen realidad virtual y exoesqueletos de marcha. Esta escasez de estudios podría ser debida a la incompatibilidad de la VR con rehabilitación de la marcha fuera de entornos controlados, puesto que está tecnología transporta al usuario a un entorno digital inmersivo y multi sensorial, lo cual distrae al paciente a la hora de utilizar el exoesqueleto (Cipresso, Giglioli, Raya, & Riva, 2018). Por ello, creemos que sustituir la realidad virtual por la realidad aumentada es la solución para poder incluir este tipo de feedback en tareas de marcha, siendo esta menos inmersiva que la realidad virtual.

La razón de proporcionar retroalimentación al usuario sobre la flexión-extensión lateral del tronco es que el exoesqueleto limita el rango de movimiento del tronco, ya que solo proporciona un grado de libertad por articulación en la dirección sagital. Por tanto, la diferencia observada en la Figura 5 entre la marcha con y sin exoesqueleto era algo esperado. Cuando se usa la interfaz AR sin usar el exoesqueleto, dicha amplitud se reduce, aunque es observable como no se reduce tanto como en la marcha con exoesqueleto.

En los datos que aportan las plantillas se puede observar como el efecto de la AR es observable tanto sobre la aceleración como sobre el centro de presión que se asemejan más en términos de periodicidad y amplitud a las condiciones con exoesqueleto.

Estos son resultados prometedores, pero un estudio con un solo participante no es suficiente para garantizar que estas afirmaciones sean ciertas. Esta es la principal limitación de este estudio. Se ha demostrado que la interfaz propuesta, al menos en un sujeto, altera los patrones de marcha normal, y algunas métricas muestran que se asemeja a un patrón de marcha con exoesqueleto.

## 3. Conclusiones

En este trabajo se propone una herramienta multimodal, basada en realidad aumentada, para estudiar su efecto sobre el entrenamiento del sujeto previo al uso de un exoesqueleto. El objetivo del trabajo era doble, por un lado se pretendía confirmar el uso de la realidad aumentada como herramienta para modificar el patrón de marcha de un sujeto, y por otro, investigar la herramienta desarrollada para entrenar sujetos en el manejo de exoesqueletos de miembro inferior.

Este experimento piloto, aunque aun no sea concluyente por la falta de más individuos para sustentarse, ha demostrado cómo un feedback de AR puede ayudar a un sujeto a modificar y mantener una marcha diferente a su marcha natural. Esto se observa en el cambio del patrón de su flexión de tronco y reparto de pesos al caminar cuando mantenía la interfaz de AR.

Por otro lado, respecto del uso de la herramienta como interfaz de aprendizaje, aun no se puede afirmar que pueda apoyar en este aspecto, ya que tan solo se ha probado con un sujeto en una única sesión. Con esta única aplicación ya demuestra que el patrón se asemeja al de la marcha con exoesqueleto, no obstante, se evidencia que un mayor número de sesiones es necesario.

Como trabajo futuro, queda pendiente observar analíticamente y cuantificar las aparentes mejoras del sujeto, así como la persistencia de los efectos de dicho aprendizaje en un estudio longitudinal.

## Referencias

- Cameirão, M. S., Badia, S. B. I., & Verschure, P. F. M. J. (2008). Virtual reality based upper extremity rehabilitation following stroke: A review. *Journal of Cyber Therapy and Rehabilitation*, 1(1), 63–74.
- Cameirão, M. S., Badia, S. B. I., Duarte, E., Frisoli, A., & Verschure, P. F. M. J. (2012). The Combined Impact of Virtual Reality Neurorehabilitation and Its Interfaces on Upper Extremity Functional Recovery in Patients With Chronic Stroke. *Stroke*, 43(10), 2720–2728. <https://doi.org/10.1161/STROKEAHA.112.653196>
- Cipresso, P., Giglioli, I. A. C., Raya, M. A., & Riva, G. (2018). The Past, Present, and Future of Virtual and Augmented Reality Research: A Network and Cluster Analysis of the Literature. *Frontiers in Psychology*, 9. <https://doi.org/10.3389/fpsyg.2018.02086>
- Fernández-Cervantes, R., Rodríguez-Romero, B., Barcia-Seoane, M., Souto-Camba, S., Chouza-Ínsua, M., & Martínez-Bustelo, S. (1998). Generalidades sobre feedback (o retroalimentación). *Fisioterapia*, 20(1), 3–11.
- Henderson, G., Gordon, D., & Vijayakumar, S. (2017). Identifying invariant gait metrics for exoskeleton assistance. In *2017 IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics (ROBIO)* (pp. 520–526). IEEE. <https://doi.org/10.1109/ROBIO.2017.8324469>
- Hof, A. L., Gazendam, M. G. J., & Sinke, W. E. (2005). The condition for dynamic stability. *Journal of Biomechanics*, 38(1), 1–8. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.03.025>
- Kılınc, M., Avcu, F., Onursal, O., Ayvat, E., Savcun Demirci, C., & Aksu Yildirim, S. (2016). The effects of Bobath-based trunk exercises on trunk control, functional capacity, balance, and gait: a pilot randomized controlled trial. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 23(1), 50–58. <https://doi.org/10.1179/1945511915Y.0000000011>
- Kuo, A. D., & Donelan, J. M. (2010). *Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implications*.

*Physical Therapy*, 90(2), 157–174. <https://doi.org/10.2522/ptj.20090125>

Lucca, L. (2009). Virtual reality and motor rehabilitation of the upper limb after stroke: A generation of progress? *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41(12), 1003–1100.

<https://doi.org/10.2340/16501977-0405>

Microsoft Hololens 2. (n.d.).

Moticon Sensorized insoles. (n.d.). Retrieved from <https://moticon.com/>

Svoboda, Z., Bizovska, L., Janura, M., Kubonova, E., Janurova, K., & Vuillerme, N. (2017).

Variability of spatial temporal gait parameters and center of pressure displacements during gait in elderly fallers and nonfallers: A 6-month prospective study. *PLOS ONE*, 12(2),

e0171997. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0171997>

Verium Solutions Pro Motion Capture inertial sensor. (n.d.).