

Jornadas de Automática

Generación de trayectorias para interacción con escaleras en exoesqueletos

Gómez, Jorge^{a,*}, Gutiérrez, Álvaro^a

^aETSI Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España.

To cite this article: Gómez, Jorge, Gutiérrez, Álvaro. 2025. Trajectory generation for stair interaction in exoskeletons. Jornadas de Automática, 46. <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2025.46.12158>

Resumen

En el campo de los exoesqueletos de miembro inferior, se ha investigado ampliamente el control de los dispositivos para seguir trayectorias de referencias similares a la marcha humana. Sin embargo, para aumentar la funcionalidad y adaptabilidad a distintos entornos, es necesario diseñar algoritmos de control para navegar superficies no planas. En este artículo se desarrolla el problema de la interacción con un escalón, en concreto se ha desarrollado un método para generar trayectorias que puedan ser implementadas en el exoesqueleto Exo-H3 de la empresa Technaid para poder subir, bajar hacia atrás y bajar hacia delante de un escalón de altura variable. El sistema genera unas trayectorias objetivo que permitan realizar estos movimientos a partir de trayectorias de referencia grabadas. Se ha comprobado su validez para 18 alturas de escalón, desde los 15 a los 32 centímetros, recogiendo los datos de un sujeto de 180 centímetros de altura.

Palabras clave: Avances en medición y procesamiento de señales, Tecnología de asistencia e ingeniería de rehabilitación, Tecnología robótica, Robots móviles, Análisis e interpretación de bioseñales

Trajectory generation for stair interaction in exoskeletons

Abstract

In the field of lower-limb exoskeletons, extensive research has been conducted on controlling devices to follow reference trajectories similar to human gait. However, to increase functionality and adaptability to different environments, it is necessary to design control algorithms for navigating non-planar surfaces. This article addresses the problem of step interaction, specifically, a method has been developed to generate trajectories that can be implemented in the Exo-H3 exoskeleton from Technaid to ascend, descend backward, and descend forward on a variable-height step. The system generates target trajectories that allow these movements to be performed from recorded reference trajectories. Its validity has been verified for 18 step heights, ranging from 15 to 32 centimeters, collecting data from a 180-centimeter-tall subject.

Keywords: Developments in measurement, signal processing, Assistive technology and rehabilitation engineering, Robotics technology, Mobile robots, Bio-signals analysis and interpretation

1. Introducción

En los últimos años, se ha realizado una amplia investigación en la robótica y los sistemas electromecánicos orientados a la rehabilitación (Hobbs and Artemiadis, 2020). Parte de estos sistemas son los exoesqueletos, dispositivos electromecánicos vestidos por un usuario para mejorar su desempeño físico o realizar rehabilitación (Hill, 2017). Esta rehabilitación

es esencial para conseguir independencia en actividades de la vida cotidiana, por lo que los exoesqueletos se van introduciendo paulatinamente en la neurorrehabilitación (F. Molteni and Guanziroli, 2018), en pacientes con lesiones medulares o pacientes que han sufrido accidentes cerebrovasculares (Hobbs and Artemiadis, 2020) entre otros. Para controlar estos exoesqueletos, se puede definir un control de las posiciones

* Autor para correspondencia: jorge.gomez.aguilar@alumnos.upm.es
Attribution-NonCommercial-ShareAlike 4.0 International (CC BY-NC-SA 4.0)

angulares o el par de las articulaciones (Anam and Al-Jumaily, 2012).

Uno de estos dispositivos es el exoesqueleto Exo-H3 (Figura 1), desarrollado por la empresa Technaid (Inkol and McPhee, 2020). Se trata de un exoesqueleto de miembro inferior actuado en el plano sagital en las articulaciones de tobillo, rodilla y cadera, presentando 3 grados de libertad por pierna.



Figura 1: Exoesqueleto Robótico Exo-H3 desarrollado por Technaid.

Habitualmente, estos exoesqueletos son utilizados con fines de rehabilitación de la marcha. Sin embargo, para una rehabilitación efectiva de los pacientes que les permita realizar las actividades de su vida cotidiana, son necesarios otros movimientos, como la capacidad de subir y bajar escaleras (Leuenberger et al., 2014).

Por ello, en este artículo se describe el proceso seguido para obtener las trayectorias finales de posición articular seguidas por el exoesqueleto para interactuar con un escalón a diferentes alturas (Figura 2). En primer lugar, se describirá el ensayo realizado para obtener los datos base a partir de los cuales extraer las trayectorias de interés. Tras esto, se expone el sistema para el registro y almacenamiento de estos datos.

Seguidamente, se analizará el proceso para la obtención de las trayectorias a partir de los datos existentes. Este proceso implica la sincronización de las distintas grabaciones tomadas para un mismo movimiento, altura del escalón y altura del sujeto; la obtención de los puntos clave a partir de estas trayectorias sincronizadas; la interpolación de estos puntos clave para obtener las trayectorias finales y finalmente la representación de esta trayectoria en el espacio cartesiano.

Las trayectorias son grabadas y procesadas mediante MATLAB 2024a. Estas trayectorias finales obtenidas se almacenan en ficheros de texto, que posteriormente serán leídas por un código en Python con integración en ROS (O’Kane, 2014) (Quigley et al., 2015) como sistema de comunicación con el exoesqueleto Exo-H3.

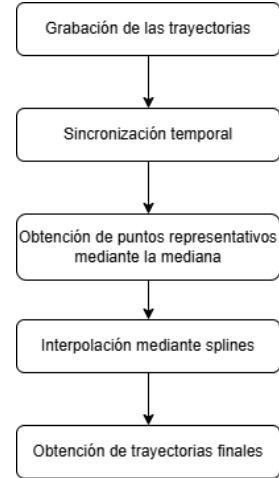


Figura 2: Diagrama de flujo representando el proceso para generar las trayectorias finales

2. Metodología

2.1. Configuración del entorno

En primer lugar, debemos obtener datos sobre el movimiento articular empleado por un sujeto sano para realizar los movimientos de subida y bajada de escalón que buscamos replicar mediante el exoesqueleto. Para ello, primero se ha construido un escalón de altura regulable (Figura 3). Este escalón nos permitirá realizar pruebas con el exoesqueleto para los tres movimientos que buscamos implementar, con una altura que podamos modificar con facilidad. Por lo tanto, las dimensiones de este escalón deben ser adecuadas para poder ser usado cómodamente vistiendo el exoesqueleto. La anchura del escalón es de 120 cm, de forma que no solo puedan apoyarse ambas piernas con comodidad, sino también puedan utilizarse las muletas requeridas para el uso del exoesqueleto. La profundidad del escalón, o “huella”, es de 35 cm para poder apoyar completamente la planta del pie del exoesqueleto, de tamaño ligeramente superior al pie del sujeto, garantizando una mayor estabilidad. La altura de este escalón se regula de forma manual aflojando unos tornillos en sus esquinas, lo que permite modificar la altura del escalón, antes de volver a apretar estos tornillos. Unas reglas en las esquinas del escalón permiten ajustar su altura con una resolución de 1 cm.



Figura 3: Escalón de altura regulable utilizado en la adquisición de los datos y la validación de las trayectorias obtenidas.

Una vez construido el escalón regulable sobre el que realizar las pruebas, debemos conocer el rango de alturas que bus-

camos analizar. La altura de un escalón o “contrahuella” presenta un valor variable, habitualmente comprendido entre los 15 cm y los 20 cm. Una altura superior puede resultar incómoda o incluso peligrosa, aunque se puede seguir encontrando en escaleras antiguas. Por lo tanto, se ha decidido estudiar las trayectorias para una altura de escalón desde los 15 cm hasta los 32 cm, con una separación de 1 cm entre cada trayectoria, que incluye el rango habitual de la contrahuella y una mayor altura por su existencia en diferentes entornos. Además, se decidió que la pierna dominante en todas las grabaciones realizadas fuese la pierna derecha.

Para cada altura se registraron los movimientos de subida de escalón, bajada hacia delante y bajada hacia atrás de un sujeto de 180 cm. Para cada movimiento y altura de escalón se registraron 10 repeticiones, con el objetivo de obtener un tamaño muestral suficiente como para poder extraer una trayectoria representativa del movimiento analizado.

2.2. Grabación de los datos

Para la grabación del movimiento del cuerpo humano, habitual en el campo de estudio de la biomecánica, se suele emplear la fotogrametría (Soriano and Belloc, 2007). La fotogrametría es una técnica que permite reconstruir la posición de un objeto en el espacio, ya sea en 2D o en 3D, mediante imágenes de este punto. En un análisis de fotogrametría se capturan vídeos del movimiento del sujeto simultáneamente mediante varias cámaras, tras lo cual se reconstruye la posición de unos puntos clave de este sujeto, permitiendo analizar su movimiento articular en todos sus grados de libertad. Esto permite reconstruir movimientos complejos, con desplazamientos y rotaciones en los tres planos del espacio (Ruescas Nicolau et al., 2022).

Sin embargo, debemos recordar que el exoesqueleto Exo-H3 solo está actuado en el plano sagital. Por lo tanto, solo podrá seguir trayectorias articulares en este plano, de forma que un movimiento que permita a un paciente sano subir un escalón utilizando una rotación de la cadera en el plano frontal resultaría en una trayectoria que no permitiría a un usuario del exoesqueleto subir el escalón. Además, el exoesqueleto presenta un peso y volumen adicional que pueden modificar la trayectoria que seguiría un sujeto sano para navegar el escalón.

Por lo tanto, consideramos más adecuado grabar las trayectorias propioceptivas, con el sujeto vistiendo el exoesqueleto en modo “transparente”. Este modo introduce un lazo de control en el exoesqueleto que busca minimizar su impedancia, por lo que el exoesqueleto sigue el movimiento del usuario y permite la mayor libertad de movimiento de este. Además, podemos aprovechar el uso del exoesqueleto para grabar las posiciones articulares de sus motores, de forma que se registra el movimiento sin necesidad de un sistema de fotogrametría.

Se ha configurado el exoesqueleto para que publique mediante su bus CAN información sobre su estado, entre la que se incluye la posición angular de todas sus articulaciones con una resolución de 1 grado y con una velocidad de 1 Mbps. Se ha desarrollado un programa de Matlab utilizando la Toolbox “Vehicle Network Toolbox” que permite almacenar la información de la posición angular de las seis articulaciones (cadera, rodilla y tobillo en el plano sagital para la pierna izquierda

y derecha) con respecto al tiempo en un fichero, para una grabación de un movimiento de un sujeto específico a una altura del escalón determinada.

2.3. Sincronización de las señales

Debido al método empleado para grabar los datos, las diez trayectorias de un sujeto para un mismo movimiento y altura de escalón no están sincronizadas temporalmente (Figura 4). Por lo tanto, no podemos obtener una trayectoria final simplemente promediando todas las trayectorias grabadas, primero es necesario hacer un procesamiento para sincronizar las señales medidas (Sadeghi et al., 2000).

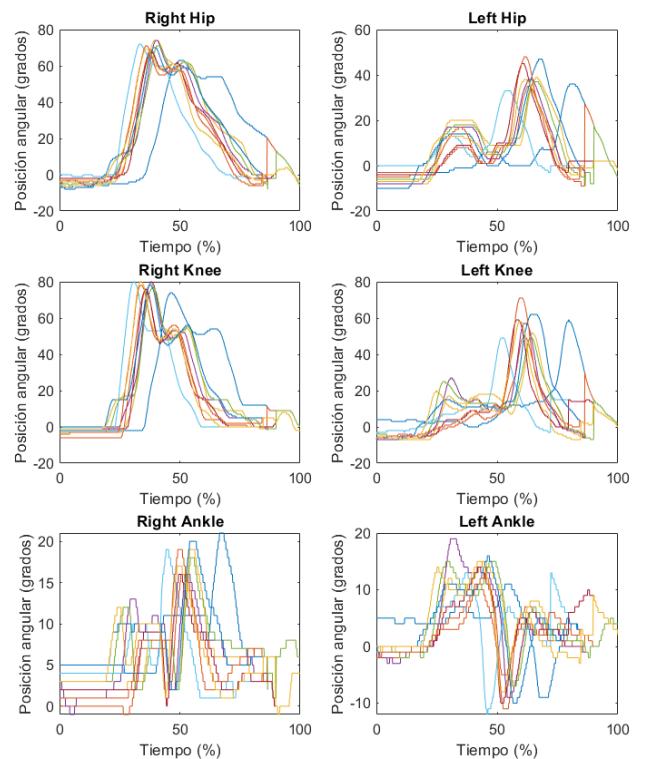


Figura 4: Representación de las posiciones angulares grabadas de las articulaciones frente al porcentaje del movimiento de subida de escalón para una altura de 15 centímetros.

Para la sincronización temporal de las señales, se utilizó un algoritmo basado en la posición del pico máximo de la señal, sincronizándolas utilizando una delta de Dirac desplazada en el tiempo. Se eligió este algoritmo en lugar de otros basados en la correlación cruzada entre señales debido a la presencia de un pico claramente definido en las trayectorias analizadas. Un motivo adicional es la importancia de maximizar la sincronización en el pico de la señal para obtener un máximo de flexión suficiente en las articulaciones de cadera y rodilla, para poder realizar los movimientos objetivo sin chocar con el escalón.

Minimizar el amortiguamiento de la amplitud máxima de la trayectoria articular es muy importante para poder implementar los movimientos deseados. Tomemos como ejemplo el movimiento de subida del escalón (Figura 3 y figura 5): para subir una pierna al escalón es necesario que se produzca una

flexión en la articulación de la cadera para levantar el pie por encima de la altura del escalón, y también es necesaria una flexión de la rodilla para recoger el pie y que este no choque con el borde del escalón. Por lo tanto, en las señales de posición angular para estas articulaciones apreciamos un pico positivo, correspondiente a este movimiento de flexión. Si se produce una reducción demasiado pronunciada en la amplitud de este pico de flexión en la cadera y la rodilla, no se elevará lo suficiente el pie y la pierna no se recogerá lo necesario, produciendo que el pie choque con el escalón y no sea capaz de superarlo.

Este sistema permite una sincronización adecuada en los picos de flexión de las articulaciones de cadera y rodilla, fundamental para los movimientos de interacción con el escalón. Sin embargo, este método puede resultar en una peor sincronización de las regiones alejadas del pico de flexión, aunque se obtiene una sincronización suficiente debido a la similitud de las señales, grabadas con sujetos de la misma altura, la misma altura de escalón y el mismo tipo de movimiento.

En las articulaciones de los tobillos se obtiene una menor sincronización, debido a que presentan una mayor variabilidad y un menor pico de flexión. Sin embargo, la articulación del tobillo es menos relevante en la implementación experimental de las trayectorias debido a la tolerancia mecánica del exoesqueleto, ya que el peso del usuario impone en gran medida el movimiento de la articulación del tobillo cuando este se encuentra apoyado sobre una superficie.



Figura 5: Movimiento de subida de escalón con el exoesqueleto Exo-H3.

2.4. Obtención de puntos representativos

Tras sincronizar las trayectorias grabadas, debemos obtener los puntos representativos que serán interpolados para producir las trayectorias finales a implementar en el exoesqueleto Exo-H3.

Se decidió emplear 200 puntos para obtener la trayectoria final, ya que un número muy reducido de puntos clave podría obviar algún cambio abrupto o pico en las trayectorias originales, mientras que un número demasiado elevado podría producir cambios bruscos en la posición angular de la trayectoria final. Se estudiaron todas las trayectorias en el eje temporal natural en lugar de un eje de porcentaje de movimiento, debido a la sincronización basada en la posición del máximo pico.

En primer lugar, se planteó la obtención de cada punto representativo mediante la media del valor angular de las 10 trayectorias grabadas para este punto del porcentaje del movimiento.

Tras esto, se planteó la obtención de cada punto representativo como la mediana del valor angular de las 10 trayec-

torias grabadas para este punto del porcentaje del movimiento, para tratar de reducir la contribución de puntos atípicos, es decir, puntos muy alejados del resto pertenecientes a trayectorias que no se hayan sincronizado correctamente. Esto permite corregir la desincronización de las trayectorias que se haya producido en regiones alejadas del pico de flexión.

Podemos observar (Figura 6) que el resultado obtenido mediante el ajuste no lineal por mínimos cuadrados es muy similar a los puntos clave obtenidos mediante el método de la media. Sin embargo, se aprecian diferencias entre estos dos métodos y los puntos clave obtenidos por la mediana, ya que este segundo método reduce la contribución de los puntos atípicos.

Debido a los resultados obtenidos, se selecciona la mediana como método para la obtención de los puntos clave a partir de los cuales interpolar la trayectoria que será implementada en el exoesqueleto.

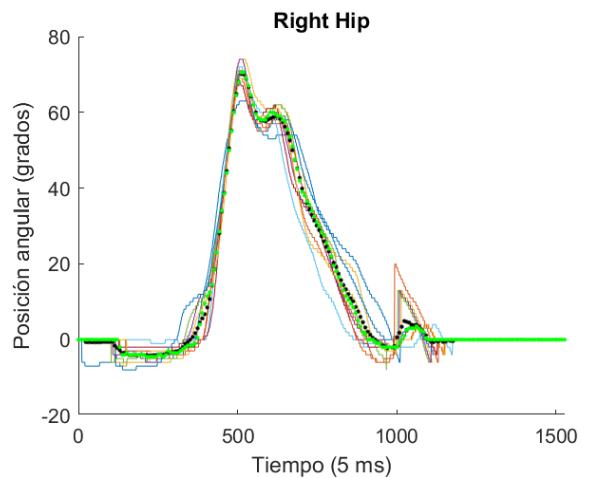


Figura 6: Representación de la posición angular frente al tiempo de las trayectorias grabadas sincronizadas, los puntos clave obtenidos como la media (negro) y mediana (verde) para la cadera derecha para el movimiento de subida de escalón para una altura de 15 centímetros

2.5. Obtención de trayectorias finales

Una vez calculados los puntos representativos, se interpolan generando una trayectoria que posteriormente será introducida al exoesqueleto.

Se consideró interpolar estos n puntos mediante un polinomio de grado n-1, mediante la interpolación de Lagrange. El polinomio interpolante de Lagrange generado es infinitamente diferenciable, sin embargo, debido al elevado número de puntos, debemos utilizar un polinomio de alto grado. Esto presenta un problema, debido a la naturaleza oscilatoria de los polinomios de alto grado se producen grandes oscilaciones en los extremos de la función generada.

Podemos solucionar este problema dividiendo el conjunto de polinomios en segmentos, utilizando un polinomio de un menor número de grados en cada segmento, esto es interpolación a trozos o fragmentaria. Realizaremos una interpolación mediante splines cúbicos, generando un polinomio cúbico en cada intervalo entre dos puntos consecutivos. Este método nos permite garantizar la continuidad entre splines, la continuidad de las derivadas e incluso la continuidad en la segunda derivada. La función generada por la interpolación mediante splines

se muestrea en la Figura 7, para la cadera derecha, con 400 puntos equiespaciados, generando las trayectorias articulares finales.

Tras realizar la interpolación, debemos transformar las trayectorias articulares generadas de grados a radianes, puesto que así serán interpretadas por el sistema ROS que controlará el movimiento del exoesqueleto. Posteriormente, se guardará la trayectoria de cada articulación en ficheros de texto que se leerán por el sistema ROS para ejecutar las trayectorias generadas en el Exo-H3.

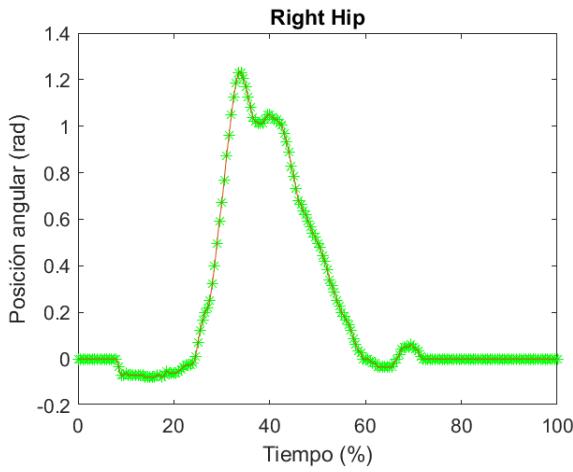


Figura 7: Representación de las trayectorias para la cadera derecha de las posiciones angulares interpoladas (naranja) junto a los puntos clave (verde) en radianes frente al porcentaje del movimiento de subida de escalón para una altura de 15 centímetros.

3. Resultados

Mediante el proceso previamente descrito, hemos obtenido las posiciones angulares de todas las articulaciones del exoesqueleto con respecto al tiempo o, equivalentemente, al porcentaje del movimiento. Para validar que los resultados obtenidos presentan una flexión suficiente en la cadera y rodilla, podemos comparar su posición angular máxima con la posición angular máxima de las trayectorias originales (Figura 8).

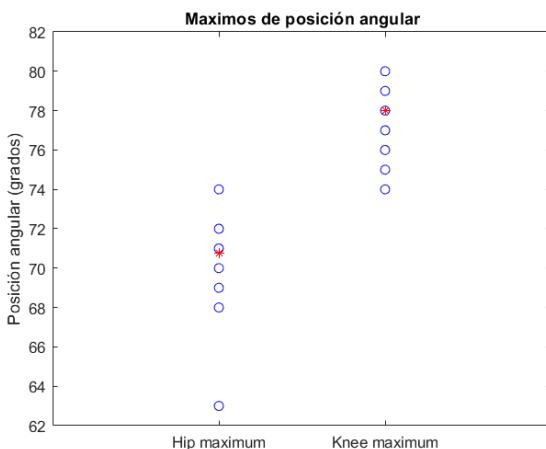


Figura 8: Representación de la posición máxima angular de las trayectorias interpoladas (rojo) y las trayectorias grabadas (azul) de la cadera y rodilla derechas para el movimiento de subida de escalón para una altura de 15 centímetros.

Para visualizar mejor las trayectorias descritas, desde la perspectiva terapéutica, se hace necesario representarlas en el espacio cartesiano. Podemos representar esta trayectoria como la posición de cualquier articulación en el plano sagital, manteniendo fija la cadera.

Para representar las trayectorias en el espacio cartesiano, necesitamos fijar la longitud entre la cadera y la rodilla, denominada L_1 , así como la longitud entre la rodilla y el tobillo, denominada L_2 . Interpretando el ángulo de la cadera (q_1) y la rodilla (q_2) como dos funciones dependientes del tiempo, podemos modelar la posición del tobillo (Figura 9) en ambas dimensiones espaciales mediante las siguientes ecuaciones:

$$x = L_1 * \sin(q_1) - L_2 * \sin(q_2 - q_1) \quad (1)$$

$$y = -L_1 * \cos(q_1) - L_2 * \cos(q_2 - q_1) \quad (2)$$

La representación de estas variables nos permite observar las trayectorias del resto de articulaciones. Sin embargo, debemos recordar que la pierna dominante y la pierna no dominante no seguirán la misma trayectoria, puesto que los movimientos considerados no son simétricos en ambas piernas.

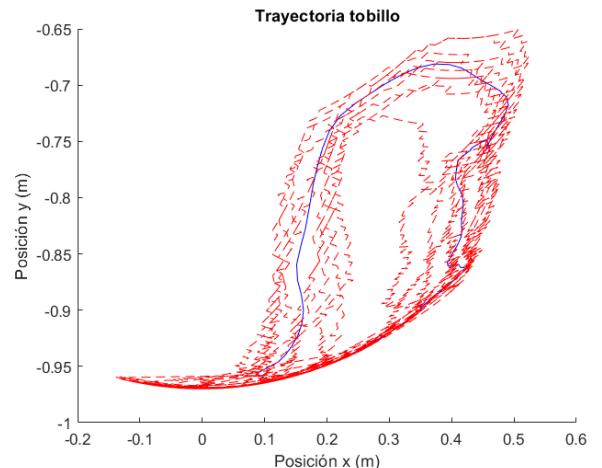


Figura 9: Representación en el plano sagital de la posición del tobillo derecho para las trayectorias grabadas (rojo) junto a la trayectoria final obtenida (azul), utilizando la cadera como sistema de referencia, para el movimiento de subida de escalón a una altura de 15 centímetros.

Para comprobar la validez de los resultados obtenidos se probaron experimentalmente las trayectorias generadas para los 3 movimientos analizados en las 18 alturas estudiadas. Se comprobó la capacidad del exoesqueleto para realizar correctamente el movimiento de subida, bajada hacia atrás y hacia delante, sin chocar con el escalón. Por lo tanto, las trayectorias implementadas presentan una precisión suficiente para interactuar adecuadamente con el escalón en todas las alturas estudiadas.

Además, debido a la limitación mecánica del exoesqueleto, actuado solo en el plano sagital e impidiendo el movimiento de abducción y aducción, se comprobó que el sujeto era capaz de realizar movimientos compensatorios utilizando como puntos de apoyo las muletas, inclinando el cuerpo completo en el plano frontal para interactuar más cómodamente con el escalón. Por lo tanto, el balance del centro de masas se ve en gran medida influido por los movimientos realizados por

el usuario, debido a su capacidad para mover la parte superior del cuerpo e influir en su posición utilizando las muletas, garantizando su equilibrio. Esta libertad del usuario para influir en la trayectoria seguida se debe en gran parte a la tolerancia mecánica del exoesqueleto y a que el peso del usuario es muy superior al peso del exoesqueleto, permitiendo al usuario modificar la trayectoria al desplazar el centro de masas del sistema utilizando las muletas mediante los movimientos compensatorios.

También se validó la resolución de 1 centímetro elegida para la altura del escalón, comprobando que el sujeto era capaz de interactuar con un escalón de una altura de $n+0.5$ centímetros utilizando las trayectorias para la altura de escalón $n+1$, gracias a la tolerancia del sistema.

Se comprobó experimentalmente que si se subestima la altura del escalón en 1 centímetro o más frente a la altura de escalón de la trayectoria seleccionada, se produce un choque del usuario con el escalón. Sin embargo, si se sobreestima la altura del escalón, se pueden realizar movimientos compensatorios, variando la posición del centro de masas utilizando las muletas, para interactuar con el escalón sin producirse el choque o la caída del usuario. Según se aleja la altura de escalón de la trayectoria seleccionada de la altura real del escalón, el movimiento realizado por el usuario se aleja más de los movimientos fisiológicos normales y resultan más incómodos para el sujeto, aumentando también su fatiga.

4. Conclusiones

En este estudio se ha desarrollado un algoritmo para generar trayectorias de posiciones articulares que permiten al exoesqueleto Exo-H3 realizar los movimientos de subida de escalón, bajada hacia delante y bajada hacia atrás.

Tras las pruebas realizadas, se concluye que el sistema desarrollado es capaz de generar adecuadamente las trayectorias deseadas, permitiendo la correcta interacción de un usuario vistiendo el exoesqueleto Exo-H3 con el escalón para los movimientos deseados, para todas las alturas de escalón estudiadas (de 15 a 32 centímetros). Además, se ha comprobado que la resolución espacial de 1 centímetro en la altura de escalón es apropiada, ya que el exoesqueleto es capaz de interactuar adecuadamente con escalones cuya altura tenga un valor en centímetros que se encuentre entre dos números enteros.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por la Universidad Politécnica de Madrid en el marco del proyecto Técnicas de Control: Análisis de Variables Cinemáticas Aplicadas a la Extracción de Patrones de Movimiento, España (RP2109560107).

Referencias

- Anam, K., Al-Jumaily, A. A., 2012. Active exoskeleton control systems: State of the art. *Procedia Engineering* 41, 988–994.
DOI: 10.1016/j.proeng.2012.07.273
- F. Molteni, G. Gasperini, G. C., Guanziroli, E., 2018. Exoskeleton and end-effector robots for upper and lower limbs rehabilitation: Narrative review. *PMR* 10(9), S174–88.
DOI: 10.1016/j.pmrj.2018.06.005
- Hill, D., 2017. What are user perspectives of exoskeleton technology? a literature review. *International Journal of Technology Assessment in Health Care* 33:2, 160–167.
DOI: 10.1017/S0266462317000460
- Hobbs, B., Artemiadis, P., 2020. A review of robot-assisted lower-limb stroke therapy: Unexplored paths and future directions in gait rehabilitation. *Frontiers in Neurorobotics* 14.
DOI: 10.3389/fnbot.2020.00019
- Inkol, K. A., McPhee, J., 2020. Assessing control of fixed-support balance recovery in wearable lower-limb exoskeletons using multibody dynamic modelling. In: 2020 8th IEEE RAS/EMBS International Conference for Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). pp. 54–60.
DOI: 10.1109/BioRob49111.2020.9224430
- Leuenberger, K., Gonzenbach, R., Wiedmer, E., Luft, A., Gassert, R., 2014. Classification of stair ascent and descent in stroke patients. In: 2014 11th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks Workshops. pp. 11–16.
DOI: 10.1109/BSN.Workshops.2014.10
- O’Kane, J. M., 2014. A gentle introduction to ros ISBN: 978-14-92143-23-9.
- Quigley, M., Gerkey, B., Smart, W. D., 2015. Programming Robots with ROS: a practical introduction to the Robot Operating System. .”Reilly Media, Inc.”.
- Ruescas Nicolau, A. V., De Rosario, H., Basso Della-Vedova, F., Parrilla Ber-nabé, E., Juan, M.-C., López-Pascual, J., 2022. Accuracy of a 3d temporal scanning system for gait analysis: Comparative with a marker-based photogrammetry system. *Gait Posture* 97, 28–34.
DOI: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.07.001>
- Sadeghi, H., Allard, P., Shafie, K., Mathieu, P. A., Sadeghi, S., Prince, F., Ramsay, J., 2000. Reduction of gait data variability using curve registration. *Gait Posture* 12 (3), 257–264.
DOI: [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(00\)00085-0](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(00)00085-0)
- Soriano, P. P., Belloch, S. L., 2007. La instrumentación en la biomecánica deportiva. *Journal of Human Sport and Exercise* 2, 26–41.