

GENERADOR DE PATRONES DE MARCHA TRIDIMENSIONALES DEPENDIENTES DE LA VELOCIDAD PARA EL CONTROL DE EXOESQUELETOS

Sorozabal, Pablo^a, Delgado-Oleas, Gabriel^a, Gutiérrez, Álvaro^b, Rocon, Eduardo^a

^aCentro de Automática y Robótica (CAR), CSIC-UPM, Madrid, España, (pablo.romero@csic.es ; gabriel.delgado@csic.es ; e.rocon@csic.es)

^bETSI Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid, Madrid, España, (a.gutierrez@upm.es)

Resumen

En la robótica de rehabilitación de la marcha es común controlar los dispositivos siguiendo trayectorias de referencia. Estas trayectorias de referencia consisten en ángulos articulares previamente medidos o generados mediante otros métodos. Normalmente estos dispositivos suelen controlarse con posiciones o velocidades angulares pero existen algunas plataformas que requieren un control tridimensional de la marcha. Es por ello que este artículo presenta un generador de patrones tridimensional dependiente de las dimensiones del usuario y velocidad de la marcha. El algoritmo desarrollado obtiene las trayectorias angulares acordes a la velocidad demandada y las dimensiones de los segmentos del tren inferior acordes a la altura de los pacientes, genera las trayectorias tridimensionales de todas las articulaciones, ajusta estas trayectorias según eventos clave de la marcha para obtener información espaciotemporal de la misma y modular la velocidad de generación de consignas. Este método por tanto aporta un componente extra de flexibilidad y adaptabilidad a las plataformas robóticas ya que permite la modulación tridimensional de la marcha de acuerdo a las características del usuario (dimensiones) y su intencionalidad (velocidad de marcha).

Palabras clave: robótica, rehabilitación, trayectorias articulares de referencia

1 INTRODUCCIÓN

En la última década ha habido grandes avances en la robótica para la rehabilitación, esta rama de la robótica se centra en el desarrollo de exoesqueletos diseñados para servir como herramienta durante las terapias de rehabilitación [1]. En la literatura reciente muchos de los trabajos realizados se centran en la rehabilitación de miembros inferiores mediante ortesis activas compuestas por actuadores rotativos localizados en la articulaciones de los usuarios las cuales siguen

trayectorias angulares específicas [1]. Estas trayectorias son obtenidas mediante diferentes métodos, entre ellos: grabaciones previas [2], seguimiento de la marcha dentro del dispositivo en modo de control transparente o sin motores [3], [4] o generando los perfiles de manera artificial con algoritmos especializados [5]. Parte de los problemas de estos exoesqueletos son su gran volumen y peso, alta inercia, desalineación de los actuadores con las articulaciones y difícil adaptabilidad a las diferentes morfologías de los usuarios [6]. En la última década se ha incrementado el interés hacia el desarrollo de nuevos dispositivos de rehabilitación flexibles que eviten estos problemas, siendo los sistemas actuados por cables de las soluciones más implementadas [7]. Mientras que ciertos exoesqueletos actuados por cables mantienen un control angular sobre las trayectorias [8], otros controlan la posición y orientación de las articulaciones en el espacio [9]. Es por ello que en este artículo se presenta un algoritmo generador de patrones tridimensionales para el control de las articulaciones inferiores de los usuarios en dichas plataformas, ver Figura 1. El algoritmo se ha evaluado ante diferentes situaciones (velocidades de movimiento y dimensiones de los pacientes) e implementado en la plataforma robótica de rehabilitación Discover2Walk (D2W) [10], compuesta por varios módulos para el control por cables de la pelvis y los tobillos de niños con parálisis cerebral.

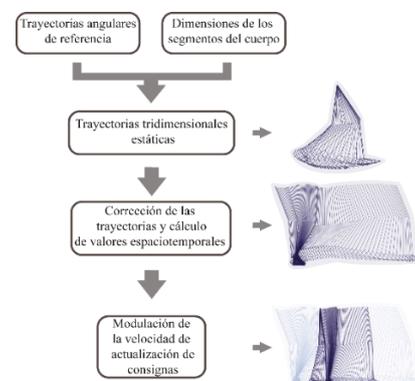


Figura 1. Diagrama general del algoritmo para la generación de patrones.

2 ALGORITMO

2.1 OBTENCIÓN DE TRAYECTORIAS ANGULARES DEPENDIENTES DE LA VELOCIDAD DE MARCHA

Para la generación de los patrones de movimiento tridimensionales es necesario partir de trayectorias angulares tridimensionales (roll, pitch, yaw) de la marcha de todas las articulaciones inferiores (pelvis, cadera, rodilla y tobillo). Estas trayectorias pueden obtenerse de manera analítica, empírica o mediante algoritmos especializados para la generación de estos patrones como los anteriormente mencionados. En este artículo se ha optado por el enfoque analítico y utilizando perfiles cinemáticos angulares previamente medidos en el laboratorio de análisis de la marcha del Hospital Universitario Niño Jesús. Estos perfiles se han obtenido mediante la medición y procesamiento de los desplazamientos angulares durante la marcha a diferentes velocidades mediante el sistemas de captura de movimiento por cámara “BTS Bioengineering”.

2.2 GENERACIÓN DEL PATRÓN TRIDIMENSIONAL DE MARCHA

Los perfiles cinemáticos angulares son convertidos en matrices de rotación tridimensionales para cada una de las articulaciones, Eq. (1). Una vez obtenidas las matrices de rotación en cada instante k de la marcha $R(k)$, para calcular la posición en el espacio de cada articulación se necesita conocer las dimensiones de los segmentos antropométricos del usuario. Para la obtención de esta información se ha utilizado la aproximación antropométrica de D.A.Winter, [11], la cual establece una relación entre la altura y peso de una persona y facilita una estimación de las dimensiones de sus segmentos corporales, inercias y centros de masa entre otros.

Estos datos (matrices de rotación y dimensiones de los segmentos) son utilizados para la obtención de la posición tridimensional de cada una de las articulaciones inferiores en cada instante k de la marchas (ver Figura 2):

$$R_i(k) = R_{i_x}(\alpha(k))R_{i_y}(\beta(k))R_{i_z}(\gamma(k)) \quad (1)$$

$$q_{i_r}(k) = R_i(k) \times d_{segmento} \quad (2)$$

$$q_{i_a}(k) = q_{i_a}^s(k) + q_{i_r}(k) \quad (3)$$

Donde $R_i \in \mathbb{R}^{(3 \times 3)}$ es la matriz de rotación de la articulación i , $q_{i_r}(k) \in \mathbb{R}^3$ es la posición tridimensional cartesiana de la articulación i relativa a su articulación superior $q_{i_a}^s \in \mathbb{R}^3$ y $q_{i_a}(k) \in \mathbb{R}^3$ es la posición tridimensional cartesiana de la articulación i

respecto al sistema de referencia global (posición de la pelvis q_{pelvis}).

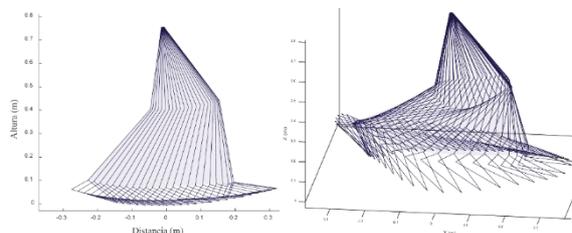


Figura 2. Reconstrucción 3D de la trayectoria de la cadera, rodilla y tobillo durante la marcha con el sistema de referencia fijo en la pelvis. Velocidad de marcha 1.0 m/s, altura 1.5m.

2.3 OBTENCIÓN DE INFORMACIÓN ESPACIOTEMPORAL DE LA MARCHA

Las trayectorias tridimensionales generadas se han obtenido mediante trayectorias angulares que no utilizan las dimensiones de los segmentos de las piernas y, por tanto, no contienen información espacial de la marcha (p. ej. tamaño de paso). Es decir, se ha generado una trayectoria tridimensional estática respecto a un sistema de referencia fijo localizado en la pelvis K_{pelvis} .

Durante la marcha normal, la pelvis se traslada y rota en todos los ejes del espacio debido a eventos esenciales para la marcha como la aceptación del peso o compensación del centro de masa y presión [12]. Por ello es indispensable tener en cuenta estos movimientos e incluirlos en el patrón generado. En consecuencia, se analizan los datos angulares obtenidos previamente y se extraen eventos clave de la marcha: el golpe de talón y el despegue del pie. Para corregir esta traslación de la pelvis en el espacio, se añade al sistema de referencia global K_{pelvis} la variación de la posición del pie en contacto con el suelo K_{pie} desde que hace contacto hasta que despega y el siguiente pie hace contacto de talón y así sucesivamente (ver Figura 3). De esta manera se consiguen conocer los desplazamientos tridimensionales de todas las articulaciones de la marcha respecto a un punto fijo. Como resultado, es posible conocer la longitud de paso y el desplazamiento lateral y vertical del patrón de marcha generado.

Una vez corregidas las trayectorias, y para eliminar posibles artefactos debido a errores de estimación de trayectorias angulares y/o de longitud de segmentos, se aplica una media móvil con longitud de ventana fija sobre las trayectorias. Así se consiguen eliminar dichos artefactos y obtener patrones de marcha que

pueden reproducirse de manera continua y derivable en el tiempo.

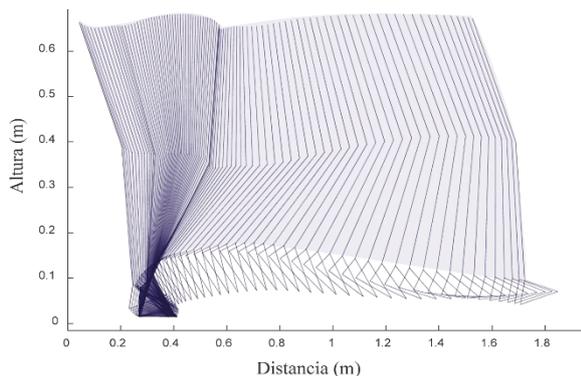


Figura 3. Representación en 2D de la trayectoria de la cadera, rodilla y tobillo durante la marcha corregida. Velocidad de marcha 1.0 m/s, altura 1.5m.

2.4 MODULACIÓN DE LA VELOCIDAD DE ACTUALIZACIÓN DE CONSIGNAS

Para lograr el seguimiento de una trayectoria mediante los módulos de control del sistema, es necesario conocer la frecuencia de muestreo de la trayectoria y para ello se debe calcular el periodo del ciclo de la marcha $T_{ciclo\ marcha}$. Primero se calcula la longitud de zancada, puede calcularse de manera aproximada [13] o en el caso de este artículo mediante los datos espaciales generados en el apartado anterior aplicando:

$$L_{zancada} = 2 \cdot \sum_{k=Golpe\ talón}^{Despegue\ del\ pie} \Delta q_{pie_x}(k) \quad (4)$$

Una vez calculada la longitud de zancada y conocida la velocidad de la marcha se obtiene el periodo del ciclo de la marcha $T_{ciclo\ marcha}$ de la siguiente manera:

$$T_{ciclo\ marcha} = \frac{v_{marcha}}{L_{zancada}} \quad (5)$$

2.5 VALIDACIÓN Y RESULTADOS PRELIMINARES

El algoritmo generador de patrones ha sido preliminarmente evaluado ante diferentes velocidades (ver Figura 4), y diferentes tamaños de usuarios (ver Figura 5) obteniéndose trayectorias naturales y fluidas que variaban sus perfiles cinemáticos y temporales de acuerdo a los valores de altura y velocidad impuestos. Además, este generador de patrones ha sido probado en el exoesqueleto flexible D2W. Para ello se ha implementado el generador de patrones en un nodo ROS2, un sistema de desarrollo de software modular extensamente utilizado en aplicaciones robóticas [14].

Este nodo tiene como entradas la altura del usuario y la velocidad de marcha y tiene como salida la posición y orientación de las articulaciones en el tiempo (pelvis, caderas, rodillas y tobillos). Esta información se publica mediante “topics” y se utiliza por los nodos de bajo nivel encargados de controlar los cables del sistema para realizar el seguimiento de las trayectorias (nodo control de pelvis y nodo de control de tobillos). Además se ha construido un modelo del sistema basado en herramientas del entorno ROS que permite la visualización en línea del sistema y de las trayectorias generadas (ver Figura 6).

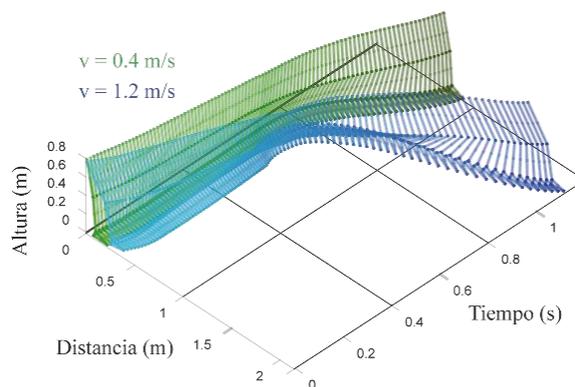


Figura 4. Representación temporal 2D de la variación de la trayectoria de la marcha para una misma altura y velocidades diferentes (altura = 1.5m).

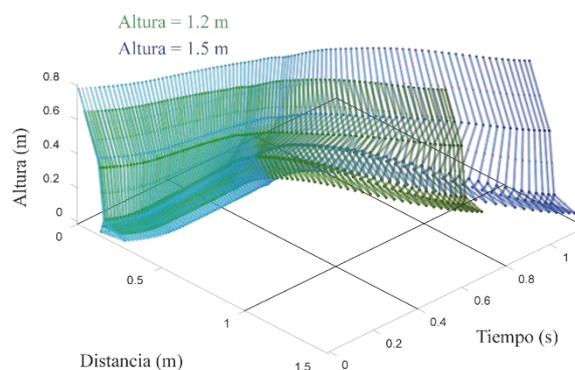


Figura 5. Representación temporal 2D de la variación de la trayectoria de la marcha para una misma velocidad y alturas diferentes (v = 0.7 m/s).

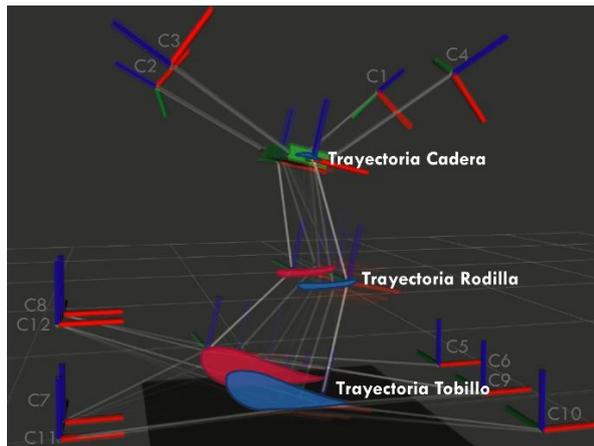


Figura 6. Visualización del generador de patrones mediante un modelo del sistema D2W desarrollado para la herramienta “rviz”.

2.6 CONCLUSIONES

El generador de patrones presentado en este artículo ha sido probado ante diferentes escenarios (alturas y velocidades de marcha) obteniéndose trayectorias naturales, estas trayectorias han sido preliminarmente probadas en entornos simulados y reales (plataforma D2W) obteniendo resultados satisfactorios.

Este trabajo por tanto es de gran importancia ya que facilita una herramienta para el control tridimensional de la marcha. Aportando a la plataforma que lo utilice una componente de flexibilidad y adaptabilidad ya que permite la modulación tridimensional de la marcha de acuerdo a las características del usuario (dimensiones) y su intencionalidad (velocidad de marcha).

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado por el Ministerio de Ciencia e Innovación gracias al proyecto Discover2Walk “Desarrollo de una plataforma robótica para ayudar a niños con Parálisis Cerebral a descubrir cómo caminar” (Ref. PID2019-105110RB-C31).

English summary

Velocity-Dependent Three-Dimensional Gait Pattern Generator for Exoskeleton Control

Abstract

In gait rehabilitation robotics it is common to control devices following reference trajectories. These reference trajectories consist of joint angles previously measured or generated by other methods.

Normally these devices are usually controlled with angular positions or velocities but there are some platforms that require a three-dimensional control of the movement. That is why this article presents a three-dimensional pattern generator dependent on the user's dimensions and walking speed. The developed algorithm obtains the angular trajectories according to the speed demanded and the dimensions of the segments of the lower body according to the height of the patients, generates the three-dimensional trajectories of all the joints, adjusts these trajectories according to key gait events to obtain information space-time of the same and modulate the speed of generation of slogans. Therefore, this method provides an extra component of flexibility and adaptability to robotic platforms since it allows the three-dimensional modulation of the gait according to the characteristics of the user (dimensions) and their intention (gait speed).

Keywords: robotics, rehabilitation, Reference joint trajectories

Referencias (10 ptos, negrita)

- [1] I. Díaz, J. J. Gil, and E. Sánchez, “Lower-Limb Robotic Rehabilitation: Literature Review and Challenges,” *Journal of Robotics*, vol. 2011, pp. 1–11, 2011, doi: 10.1155/2011/759764.
- [2] S. K. Banala, S. H. Kim, S. K. Agrawal, and J. P. Scholz, “Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX),” *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 17, no. 1, pp. 2–8, Feb. 2009, doi: 10.1109/TNSRE.2008.2008280.
- [3] G. Colombo, M. Joerg, ... R. S.-J. of rehabilitation, and undefined 2000, “Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis,” *academia.edu*, Accessed: Jun. 29, 2022. [Online]. Available: <https://www.academia.edu/download/38540050/colombo.pdf>
- [4] J. L. Emken, S. J. Harkema, J. A. Beres-Jones, C. K. Ferreira, and D. J. Reinkensmeyer, “Feasibility of manual teach-and-replay and continuous impedance shaping for robotic locomotor training following spinal cord injury,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 1, pp. 322–334, Jan. 2008, doi: 10.1109/TBME.2007.910683.
- [5] B. Koopman, E. H. F. van Asseldonk, and H. van der Kooij, “Speed-dependent reference joint trajectory generation for robotic gait support,” *Journal of Biomechanics*, vol. 47,

- no. 6, pp. 1447–1458, Apr. 2014, doi: 10.1016/J.JBIOMECH.2014.01.037.
- [6] H. Xiong and X. Diao, “A review of cable-driven rehabilitation devices,” *https://doi.org/10.1080/17483107.2019.1629110*, vol. 15, no. 8, pp. 885–897, Nov. 2019, doi: 10.1080/17483107.2019.1629110.
- [7] A. Mahmoudi Khomami and F. Najafi, “A survey on soft lower limb cable-driven wearable robots without rigid links and joints,” *Robotics and Autonomous Systems*, vol. 144, p. 103846, Oct. 2021, doi: 10.1016/J.ROBOT.2021.103846.
- [8] A. T. Asbeck, S. M. M. de Rossi, K. G. Holt, and C. J. Walsh, “A biologically inspired soft exosuit for walking assistance:,” *http://dx.doi.org/10.1177/0278364914562476*, vol. 34, no. 6, pp. 744–762, Mar. 2015, doi: 10.1177/0278364914562476.
- [9] Y. Zou, N. Wang, X. Wang, H. Ma, and K. Liu, “Design and Experimental Research of Movable Cable-Driven Lower Limb Rehabilitation Robot,” *IEEE Access*, vol. 7, pp. 2315–2326, 2019, doi: 10.1109/ACCESS.2018.2887233.
- [10] C. M. Verónica Palomino-Díaz, Pablo Romero-Sorozábal, Gabriel Delgado-Oleas, “Diseño conceptual de una plataforma robótica para ayudar a que los niños con parálisis cerebral descubran cómo caminar,” in *XII Simposio CEA de Bioingeniería*, 2021, pp. 83–88.
- [11] D. A. Winter, “Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition,” *Biomechanics and Motor Control of Human Movement: Fourth Edition*, pp. 1–370, Sep. 2009, doi: 10.1002/9780470549148.
- [12] Jacquelin. Perry, J. M. Burnfield, and L. M. Cabico, “Gait analysis : normal and pathological function,” p. 551, 2010.
- [13] N. Sekiya and H. Nagasaki, “Reproducibility of the walking patterns of normal young adults: test-retest reliability of the walk ratio(step-length/step-rate),” *Gait & Posture*, vol. 7, no. 3, pp. 225–227, May 1998, doi: 10.1016/S0966-6362(98)00009-5.
- [14] Y. Maruyama, S. Kato, and T. Azumi, “Exploring the performance of ROS2,” *Proceedings of the 13th International Conference on Embedded Software, EMSOFT 2016*, Oct. 2016, doi: 10.1145/2968478.2968502.

Attribution CC-BY-NC-SA 4.0 license
(<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/deed.es>).



© 2022 by the authors.
Submitted for possible open
access publication under
the terms and conditions of the Creative Commons

