



MODELO DINÁMICO INVERSO PARA EL APOYO AL DISEÑO DE UN EXOESQUELETO VESTIBLE DE ASISTENCIA A LA MARCHA

DANIEL RODRÍGUEZ JORGE, ASHWIN JAYAKUMAR, JAVIER BERMEJO GARCÍA, FRANCISCO ROMERO SÁNCHEZ, FRANCISCO JAVIER ALONSO SÁNCHEZ

Universidad de Extremadura
Departamento de Ingeniería Mecánica, Energética y de los Materiales
Av. de Elvas s/n, 06006 Badajoz (España)

(Recibido 15 de septiembre de 2020, para publicación 7 de enero de 2021)

Resumen – En el marco del desarrollo de dispositivos para la asistencia de la marcha, destacan por su elevado grado de vestibilidad y menor peso y coste, aquellos conformados simplemente por los actuadores y una serie de puntos de anclaje localizados en las proximidades de las articulaciones a actuar. El esfuerzo se transmite desde los actuadores hasta los puntos de anclaje a través de cables, aumentando el grado de confort del usuario al prescindir de los tutores que comúnmente se encuentran en exoesqueletos. Se aborda en este trabajo un análisis dinámico inverso, para obtener los pares articulares necesarios a lo largo de la marcha, como paso previo al dimensionamiento de los componentes del exoesqueleto a diseñar. Se plantea un modelo biomecánico plano con siete segmentos corporales (tres por pierna y el tronco) y los pares en cadera, rodilla y tobillo como principales acciones. Posteriormente, estos pares se distribuyen entre el sujeto y el exoesqueleto actuado por cable (*exosuit*) para distintas configuraciones de diseño. Este modelo, permite guiar el diseño del exoesqueleto en lo que respecta a factores tales como la posición de los puntos de anclaje, el número de actuadores preciso o la disposición de los cables, entre otros. A la hora de encontrar un diseño adecuado para la actuación y transmisión en el exoesqueleto, será posible, por ejemplo, tomar en consideración sobre qué articulación desea actuarse con mayor intensidad en función de las necesidades del proyecto, o incluso determinar si no ha de actuarse en absoluto sobre alguna de ellas. Podrá analizarse, además, la influencia de dichos parámetros de diseño sobre los parámetros de la transmisión y estudiarse la efectividad de los diseños propuestos y los encontrados en la literatura.

Palabras clave – Exoesqueleto vestible, actuación por cable, análisis dinámico inverso, marcha humana.

1. INTRODUCCIÓN

El diseño de exoesqueletos para asistir la marcha en seres humanos puede conllevar notables beneficios para aquellas personas que, por su edad o patologías, vean impedidas en cierta medida sus capacidades motoras. Los exoesqueletos tradicionales, rígidos y por lo general pesados, están dando paso a los exoesqueletos vestibles o *exosuit*. Aunque son relativamente nuevos en el ámbito de la rehabilitación, suponen una forma fiable y cómoda de aumentar las capacidades de movimiento del usuario, sin restringir su movimiento ni generando incompatibilidades entre los grados de libertad de exoesqueleto y usuario, siendo su propia estructura rígida la correspondiente al dispositivo de rehabilitación. Estos, además, hacen posible la transmisión de fuerzas para asistir la marcha, pero se componen mayoritariamente de elementos textiles, que reducen drásticamente su peso y los hacen mucho más accesibles a personas de la tercera edad que vean reducida su movilidad. Y es que la población que, por edad u otras causas, necesitan asistencia en la marcha, continuarán aumentando en España y su entorno conforme la población mayor lo haga, estimándose que para 2080 el 29,1% de la población europea superará los 65 años [1]. El uso de exoesqueletos vestibles en estas personas puede ayudar a mejorar su calidad de vida, aumentando su grado de independencia. En los últimos años se han planteado varias soluciones para mejorar la movilidad de las personas a través de exoesqueletos vestibles, ya sea para las extremidades superiores, [2] y en las inferiores, [3, 4].

Este artículo se enmarca en el desarrollo de un exoesqueleto vestible para las extremidades inferiores, que aspira a asistir la marcha en personas de la tercera edad.

Como paso imprescindible para el diseño y control de estos sistemas, destaca el cálculo de los pares articulares a lo largo del ciclo de la marcha. En [5] se destaca este hecho y se plantea un modelo para la predicción de pares articulares atendiendo a una serie de subfases en el ciclo de la marcha, atendiendo a las distintas condiciones de apoyo del pie. Se plantean, además, diversos puntos de vista a la hora de plantear el problema desde el punto de vista matemático, destacando dos: los modelos dinámicos inversos [6, 7], que parten de datos cinemáticos conocidos, y los basados en las ecuaciones de la mecánica de Lagrange [8, 9], que no precisan de los datos de contacto con el suelo y son menos exigentes computacionalmente que el mero planteamiento de las ecuaciones dinámicas en modelos multi cuerpo [8]. Los resultados que arrojan las ecuaciones de Newton-Euler en modelos dinámicos inversos ofrecen una buena correlación con los que se extraen de análisis multi cuerpo o *multibody* [10]. Aquí se presenta un modelo dinámico inverso apoyado en los datos cinemáticos de la marcha y la fuerza de contacto con el suelo, para la estimación de pares y fuerzas articulares de cara a apoyar el diseño de un exoesqueleto vestible para la asistencia a la marcha.

2. DESARROLLO DEL MODELO

El objeto de este capítulo es la derivación de las ecuaciones dinámicas que permitan la obtención de las fuerzas y pares articulares a partir de los datos cinemáticos de la marcha y la evolución de la fuerza de contacto entre el pie y suelo. Basta para ello con la aplicación, respecto de un sistema de referencia inercial y para cada uno de los tres ejes y segmentos que forman la parte del cuerpo que se desea modelar, de las ecuaciones:

$$\sum F_i = m_i a_i \quad (1)$$

$$\sum n_i = I_{z,i} \ddot{\theta}_i \quad (2)$$

Siendo el objeto la obtención de las fuerzas y pares articulares en tobillo, rodilla y cadera, se opta por un modelo simple tridimensional de la pierna como la composición de tres segmentos, unidos entre sí y cada uno de ellos solidario a un sistema propio de referencia local, que servirá para definir los vectores de posición que para el planteamiento de las ecuaciones sean precisos. Los enlaces articulares admiten movimiento

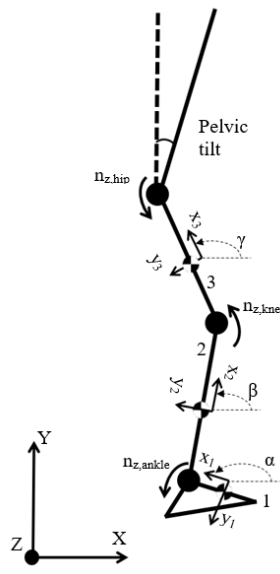


Fig. 1. Esquema simplificado de los tres segmentos considerados para el miembro inferior.

y giro en los tres ejes, pero producen reacciones en los seis posibles grados de libertad. La Fig. 1 muestra los elementos más esenciales de dicho modelo, obviando para mayor claridad las fuerzas articulares y los pares distintos del par en z (de importancia capital para el proyecto que nos ocupa).

Una vez todas las variables geométricas del problema estén definidas en base a los sistemas de referencia locales, bastará premultiplicar aquellas que sean vectoriales por la matriz de cambio de base \mathbf{R}_i :

$$\mathbf{R}_i = \begin{pmatrix} \cos(\theta_i) & -\sin(\theta_i) & 0 \\ \sin(\theta_i) & \cos(\theta_i) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (3)$$

donde θ_i es α , β o γ , según corresponda. Así pues, las ecuaciones (1) y (2) son un conjunto de 18 ecuaciones diferenciales (9 de fuerza y 9 de par, seis en total para cada uno de los segmentos) que pasan a ser algebraicas si los datos de posición de cada punto (centros de gravedad de cada segmento y articulaciones), ángulos de cada segmento y sus aceleraciones lineales y angulares son conocidas. Se incluyen a continuación las ecuaciones 1 y 2 particularizadas para cada segmento.

- Segmento 1 o del pie.

$$F_{a,i} = m_1(a_{1,i} - g_i) - Fr_{r,i} \quad i=1, 2, 3 \quad (4)$$

$$n_{a,i} = I_{1,i}\ddot{\theta}_1 - (\mathbf{r}_{ga,P} \times \mathbf{F}_r)_i - (\mathbf{r}_{ga,A} \times \mathbf{F}_a)_i \quad i=1, 2, 3 \quad (5)$$

donde $Fr_{r,i}$ es la componente i (x , y o z) de la fuerza de contacto entre la planta del pie y el suelo. El subíndice a indica *ankle* o tobillo. El vector $\mathbf{r}_{ga,P}$ une el centro de gravedad del pie con el punto de aplicación de la fuerza de contacto con el suelo. El vector $\mathbf{r}_{ga,A}$ une el centro de gravedad del pie con la articulación del tobillo.

- Segmento 2 o de la parte inferior de la pierna.

$$F_{k,i} = m_2(a_{2,i} - g_i) + F_{a,i} \quad i=1, 2, 3 \quad (6)$$

$$n_{k,i} = I_{2,i}\ddot{\theta}_2 - (\mathbf{r}_{gk,k} \times \mathbf{F}_k)_i + (\mathbf{r}_{gk,A} \times \mathbf{F}_a)_i + n_{a,i} \quad i=1, 2, 3 \quad (7)$$

El subíndice k indica *knee* o rodilla.

- Segmento 3 o de la parte superior de la pierna.

$$F_{h,i} = m_3(a_{3,i} - g_i) + F_{k,i} \quad i=1, 2, 3 \quad (8)$$

$$n_{h,i} = I_{3,i}\ddot{\theta}_3 - (\mathbf{r}_{gh,h} \times \mathbf{F}_h)_i + (\mathbf{r}_{gh,k} \times \mathbf{F}_k)_i + n_{k,i} \quad i=1, 2, 3 \quad (9)$$

El subíndice h indica *hip* o cadera. La unión de las ecuaciones anteriores definidas respecto del sistema inercial de la Fig. 1, da lugar al sistema de ecuaciones a resolver. Un aspecto de especial relevancia es el modelado del desplazamiento del centro de presiones de la fuerza de contacto Fr . En [11] se incluye un diagrama, Fig. 2, que permite estimar la posición de dicho punto a lo largo de la marcha. De esta forma, es posible definir el vector $\mathbf{r}_{ga,P}$ como sigue:

$$\mathbf{r}_{ga,P} = (r_{ga,Px}C_1, r_{ga,Py}C_2, r_{ga,Pz}C_3) \quad (10)$$

de manera que los coeficientes C_i permitan adaptar la posición del centro de presiones para cada instante de la marcha. Esta forma de proceder garantiza que, siempre que exista continuidad entre dichos coeficientes, existirá continuidad en la solución. Esta aproximación, sin embargo, resulta más restrictiva que otras que modelan la fuerza de contacto como la aplicación simultánea de varias fuerzas o incluso la modelización de ésta como una carga superficial variable. A juzgar por lo descrito en [11], es posible mantener constantes e iguales a 1 los coeficientes C_2 y C_3 (pues la variación del centro de presiones en y y z es reducida) y el coeficiente C_1 como:

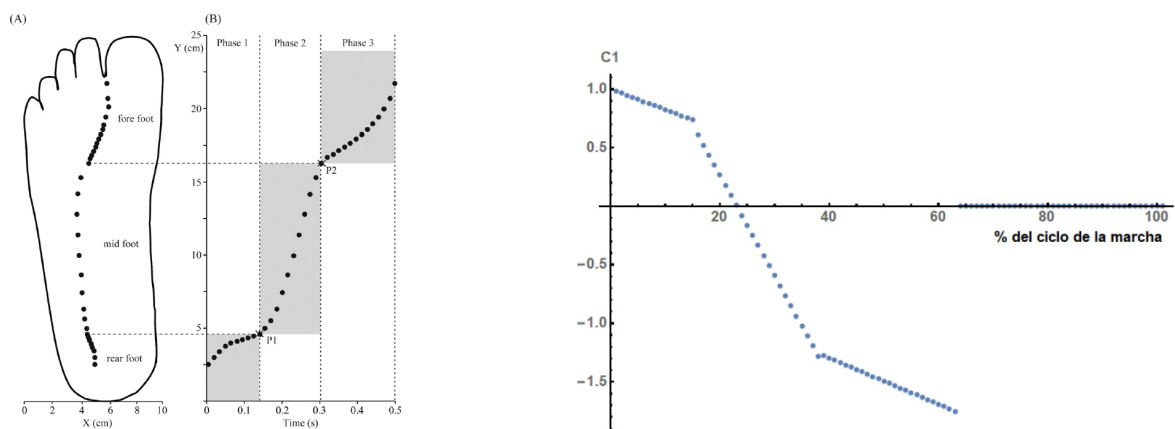
$$C_1 = C_{1,1}(U(x) - U(x-x_2)) + C_{1,2}(U(x-x_2) - U(x-x_3)) + C_{1,3}(U(x-x_3) - U(x-x_4)) \quad (11)$$

donde U representa la función escalón unitario, x_i las coordenadas respecto del sistema de referencia local del pie de los puntos donde comienza cada una de las tres subfases en las que se divide el movimiento del centro de presiones a lo largo del ciclo (Fig. 2) y los coeficientes parciales $C_{1,1}$, $C_{1,2}$ y $C_{1,3}$ se definen de forma que, en función de los datos de entrada, se ajuste el resultado a la forma que se muestra en la Fig. 2.

Vea en la Fig. 2 que el coeficiente C_1 se extiende, como debe ser, desde el momento en que el talón toca el suelo hasta el final de la fase de balanceo o *swing*.

Una vez se dispone de los pares y fuerzas articulares para cada instante de la marcha en función de los datos cinemáticos en el mismo instante, es posible emplear esa información para, por ejemplo, controlar la acción de los actuadores de un exoesqueleto vestible que, mediante tirantes, produzca un porcentaje del par articular preciso y facilite así el desarrollo de la marcha. En aras de traducir ese porcentaje del par transmitido a la articulación a la fuerza precisa en el cable y, por tanto, al par preciso a la salida del motor, puede emplearse en primera aproximación un modelo geométrico sencillo como el de [12]. Un esquema simplificado para la cadera se muestra en la Fig. 3, adaptado de [12] para el caso de la cadera.

En nuestro caso, la Fig. 3 podría representar la articulación de la cadera, por ejemplo, siendo por tanto θ_k el ángulo γ en la Fig. 1. R_k es el radio de la articulación. Por supuesto, la Fig. 3 representa un caso en el que



(a) Evolución del centro de presiones de la fuerza de contacto con el suelo a lo largo de la marcha, [11]. (b) Representación del coeficiente C_1 a lo largo de la marcha.

Fig. 2. Centro de presiones de la fuerza de contacto y coeficiente C_1 . Ejes X e Y en (a) según [11].

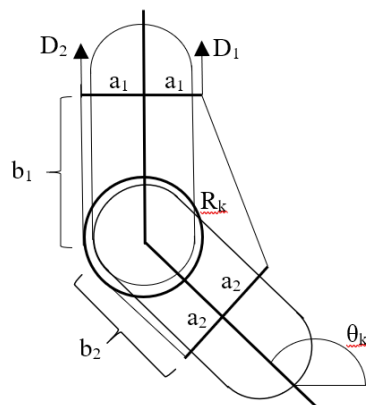


Fig. 3. Modelo geométrico simple de la cadera para el cálculo de la tracción en los cables a partir del par articular.

las distancias b_i y b_j allí mostradas entre los puntos de anclaje en torso y muslo respectivamente es distinta (en el caso de la cadera), así como el ancho de cada miembro a_i . Aquí multiplicaremos la longitud total de un miembro y otro por un factor t_i y t_j comprendido entre 0 y 1 para estudiar la influencia del punto de

anclaje sobre el par demandado al motor en el caso particular de la flexión de cadera. Con todo, puede calcularse la extensión de ambos cables D_1 y D_2 como:

$$D_1 = \sqrt{a_i^2 + b_i^2} * \cos\left(\varphi_i + \frac{\theta_k}{2}\right) + \sqrt{a_j^2 + b_j^2} * \cos\left(\varphi_j + \frac{\theta_k}{2}\right) - b_i - b_j \quad (12)$$

$$D_2 = R_k \gamma \quad (13)$$

donde los ángulos φ_i se definen como:

$$\varphi_i = \text{ArcTan}\left(\frac{a_i}{b_i}\right) \quad (14)$$

El par articular se relaciona con la tensión en el cable a través de la expresión (15), definidos los vectores \mathbf{J} y \mathbf{f} como se indica y siendo f_1 y f_2 las fuerzas de tracción en los cables. Se asume que existen dos cables para asistir los músculos agonistas y antagonistas.

$$n_{h,3} = \mathbf{J} \cdot \mathbf{f}$$

$$\mathbf{J} = \left(\frac{\partial D_1}{\partial \gamma} \quad \frac{\partial D_2}{\partial \gamma} \right)^T \quad (15)$$

$$\mathbf{f} = \begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \end{pmatrix}$$

Una vez se dispone, por tanto, del par articular preciso y del porcentaje en cada fase de la marcha que desea asistirse, basta con despejar de (15) para obtener la fuerza precisa en cada cable (o el cable, si solo hubiera uno). Destacar que, allí donde el valor de $n_{h,3}$ sea negativo, el cable trabajaría a compresión y por tanto el resultado será nulo por no disponer, por lo general, de esa capacidad. Conocida la relación de transmisión de la reductora que acompañe al motor y el conjunto de poleas que transmiten el movimiento, es posible conocer el par instantáneo que ha de exigirse al motor a lo largo del ciclo de la marcha.

3. VALIDACIÓN DEL MODELO

En aras de comprobar la veracidad del modelo planteado, es posible acceder a bases de datos, como la de [13], que recogen, para una serie de casos analizados a distintas velocidades de la marcha, los valores de pares articulares a lo largo de la marcha. Como [13] proporciona, además, los datos numéricos de los parámetros cinemáticos y de fuerza de contacto con el suelo para cada instante estudiado, por lo que la resolución a través del modelo planteado es inmediata. Así, basta introducir los parámetros cinemáticos (vea en la Fig. 4a los ángulos de flexión en tobillo, rodilla y cadera extraídos de [13]) para obtener los correspondientes valores de las reacciones en las articulaciones (fuerzas y pares articulares) en los tres ejes coordenados.

Los ángulos α , β y γ descritos en el apartado anterior y mostrados en la Fig. 1 pueden obtenerse, a partir de los ángulos de flexión de la Fig. 4a a través de (16), donde se han denominado A , B , y C a los ángulos de flexión en tobillo, rodilla y cadera respectivamente. Se muestran en la Fig. 4b.

$$\alpha = A - B + C + \pi$$

$$\beta = -B + C + \frac{\pi}{2} \quad (16)$$

$$\gamma = C + \frac{\pi}{2}$$

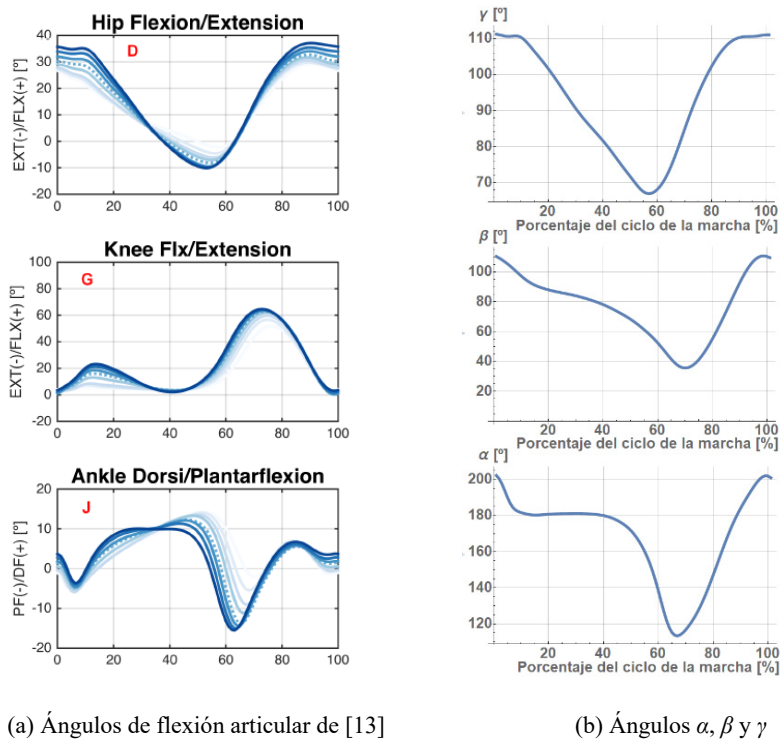


Fig. 4. Representación gráfica de los ángulos de flexión articular en [13] y ángulos α , β y γ obtenidos a partir de ellos a través de (16).

Los datos de posición geométrica de los centros de gravedad de cada uno de los tres segmentos considerados de cada pierna pueden obtenerse con facilidad a partir de los datos de posición de las articulaciones que se indican en [13]. La fuerza de contacto con el suelo se incluye en [13] con su descomposición en cada uno de los tres ejes coordenados. En tanto que los datos ofrecidos por [13] corresponden a un análisis estadístico para un número de casos, se han adoptado como datos antropométricos aquellos que, para un individuo medio, se aceptan en [14], y que se muestran en la Tabla 1.

Introducidos los datos antropométricos en el modelo y definidos a partir de ellos los valores de los coefi-

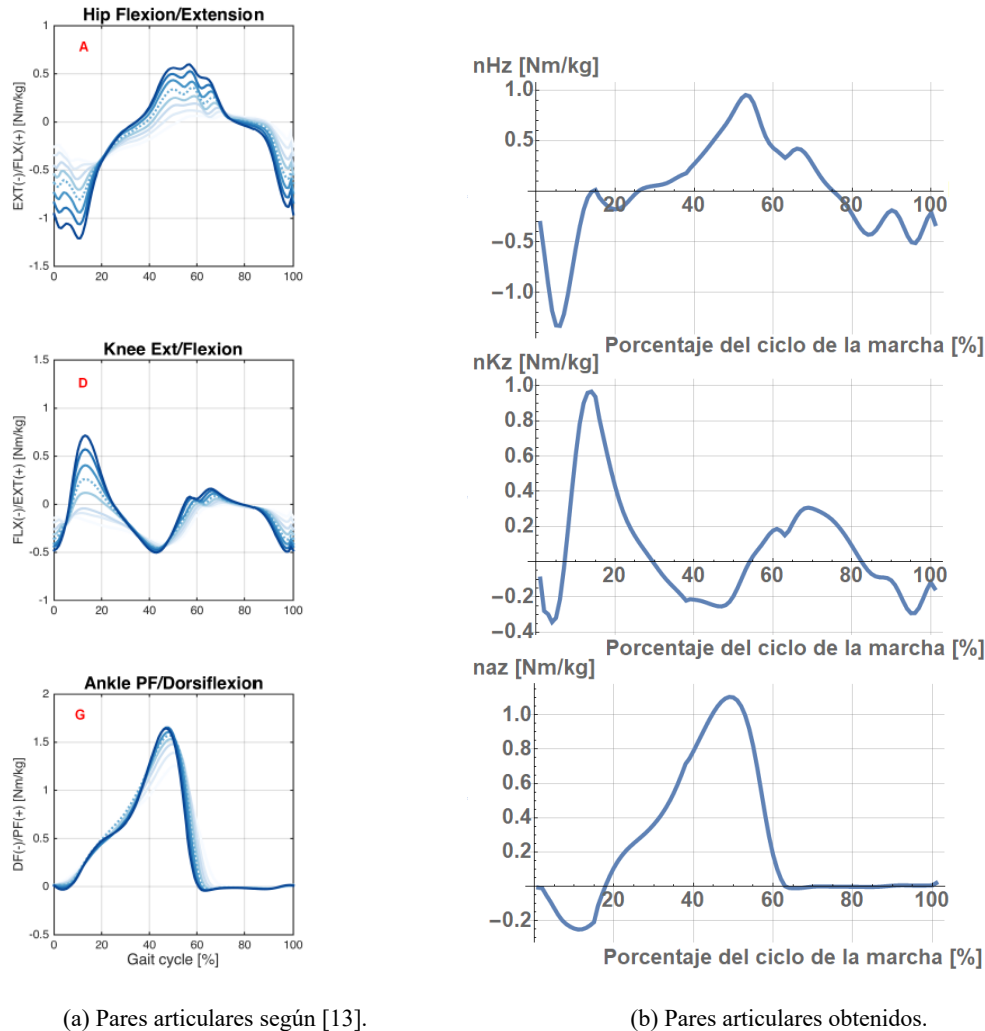
Tabla 1. Datos antropométricos medios aceptados para el análisis comparativo.

	Valores medios
Altura [m]	1.75
Masa [Kg]	75
Masa del muslo [Kg]	7.5000
Masa de la pierna [Kg]	3.4875
Masa del tórax [Kg]	16.2000
Masa del pie [Kg]	1.0875
Longitud del pie [m]	0.2660
Longitud de la pierna [m]	0.4305
Longitud del muslo [m]	0.42875
I_z del pie [$\text{Kg}\cdot\text{m}^2$]	0.0035
I_z de la pierna [$\text{Kg}\cdot\text{m}^2$]	0.0490
I_z del muslo [$\text{Kg}\cdot\text{m}^2$]	0.1238

cientes C_i queda, junto con la cinemática de [13], completamente definido el problema para su resolución a través de análisis dinámico inverso, sin más que resolver el sistema de 18 ecuaciones con 18 incógnitas

resultante. Véase en la Fig. 5 los resultados de pares articulares en tobillo, rodilla y cadera mostrados en [13] (a) y los obtenidos (b).

La Fig. 5 muestra como el modelo propuesto arroja resultados similares a los recogidos en [13], aunque sujetos a desviaciones provocadas, en parte, por la utilización de datos antropométricos medios, que no tienen por qué coincidir con los de los sujetos que arrojaron los resultados en la Figura 5a.



(a) Pares articulares según [13].

(b) Pares articulares obtenidos.

Fig. 5. Representación gráfica de los pares articulares normalizados con la masa del individuo medio en [14] (para varias velocidades de la marcha) y pares obtenidos con el modelo planteado, solo para la máxima velocidad de la marcha contemplada en [13].

4. CÁLCULO DEL PAR MOTOR EN UN EXOESQUELETO VESTIBLE

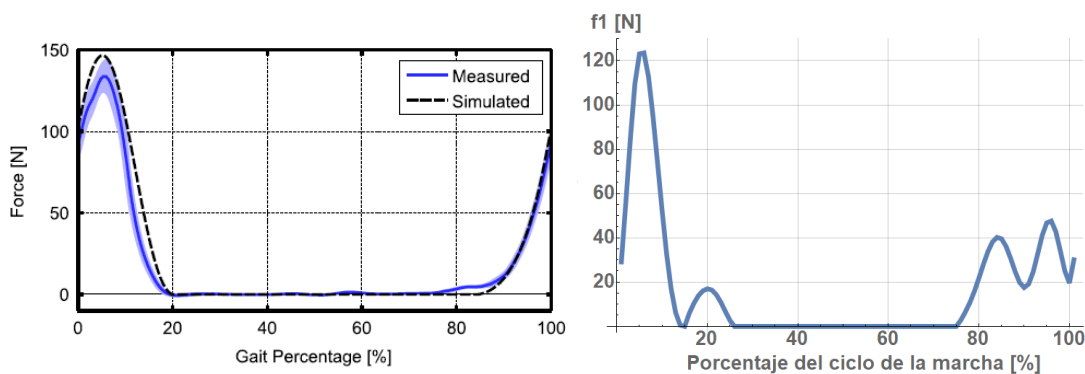
Una vez son conocidos los pares articulares en cada instante de la marcha, resulta de especial interés, de cara a desarrollar un sistema de control para los actuadores de un exoesqueleto vestible para asistencia a la marcha, el cálculo de las fuerzas de tracción en los cables y del par demandado a los actuadores. En aras de comprobar qué valores se obtienen para un individuo medio de [14], basta aplicar las expresiones (12-15) para obtener una aproximación en el caso del modelo simplificado de la Fig. 3. Así, estableciendo que el

motor ha de asistir, por ejemplo, el 30% del par articular y con un sistema de actuación con las características de la Tabla 2:

Tabla 2. Características generales del sistema de actuación de un exoesqueleto vestible.

	Valores medios
Par máximo en continuo [Nm]	4
Par máximo en continuo a la salida del motor [mNm]	95.6
Relación de transmisión [-]	1:33
Radio de la polea [m]	0.0126
t_1 [-]	0.5
t_2 [-]	0.5
Radio de la articulación R_k [m]	0.15

se tienen las fuerzas de tracción de la Figura 6b.



(a) Tensión en el cable según [4]

(b) Tracción obtenida para el cable 1 de la Figura 3 con el modelo planteado y los datos de [13] para asistir el 30% del par

Fig. 6. Representación gráfica de la tracción en el cable según [4] y obtenida para los datos de [13].

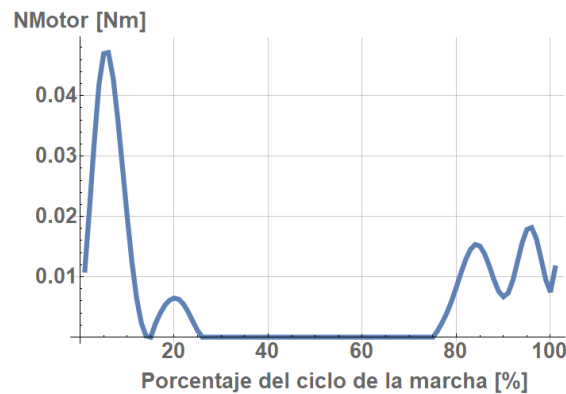


Fig. 7. Par resultante a la salida del motor.

Más que comparar los valores numéricos de la fuerza en los cables para el caso planteado en [4] y los obtenidos en la Figura 6b, se trata fundamentalmente de estudiar la similitud que existe entre ambos, a sabiendas de que los individuos y características de la marcha concretas en [4] no coinciden con los propuestos en [13] y [14], que son los empleados, a modo de ejemplo, para obtener los resultados del modelo propuesto. De igual forma, puede obtenerse el par instantáneo demandado al motor para ofrecer el 30% del par articular en la cadera, Fig. 7.

Se observa que existe una fase de la marcha, comprendida aproximadamente entre el 25 y el 75% en la que tanto la tracción en el cable 1 como el par demandado al motor por ese cable son nulos. Esta fase corresponde a aquella en la que el cable, de realizar trabajo, lo haría en compresión, algo que no es posible en los cables que de manera general se emplean en exoesqueletos vestibles. Por lo demás, es previsible un uso intenso de los actuadores en la fase de apoyo del talón y parte de la fase de apoyo del pie completo, así como en la fase final de balanceo. El par máximo se exige al término de la fase de apoyo del talón.

5. CONCLUSIONES

Se ha propuesto un modelo dinámico inverso para el análisis de las reacciones y pares articulares a lo largo de la marcha. El modelo admite seis grados de libertad para cada segmento corporal (tres de traslación y tres de rotación) y toma como datos de entrada las tres componentes de la fuerza de reacción con el suelo y los datos cinemáticos de la marcha (posiciones y ángulos de flexión articulares instantáneos). Como primer paso para el apoyo al diseño de un exoesqueleto vestible para la asistencia a la marcha, es imprescindible la capacidad de prever, para cada instante, el par que ha de requerirse al motor para cumplir con la actuación deseada en cada articulación y en cada momento de la marcha. El modelo aquí descrito, si bien se ha contrastado a través de una base de datos conocidos, ha de ser capaz, tras su implementación en el sistema de control pertinente, de tomar los datos de los sensores y controlar, de esta forma, a los actuadores. Como paso previo a la aplicación del modelo en un exoesqueleto vestible, se ha optado por introducir un modelo sencillo de actuación por cable, siendo ya capaces de emplear el modelo dinámico inverso para predecir el par demandado al motor y la fuerza de tracción en los cables a lo largo de la marcha. Se ha llegado a resultados cercanos a aquellos obtenidos de la bibliografía, tanto en lo que se refiere al propio estudio de la marcha (obtención de reacciones y pares articulares a partir de los datos cinemáticos) como al cálculo de las tracciones a que se someten los cables de una actuación por cable sencilla. Se espera poder implementar el modelo matemático descrito en un sistema de control adaptado al exoesqueleto en diseño.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a la Consejería de Economía e Infraestructuras de la Junta de Extremadura que, a través del Fondo Europeo de Desarrollo Regional, haya financiado el proyecto IB18103 “Exoesqueleto híbrido vestible para el envejecimiento activo”, a partir del cual se ha desarrollado este trabajo.

REFERENCIAS

- [1] Di Natali, C. *et al.*, “Design and evaluation of a soft assistive lower limb exoeskeleton”, *Robotica*, **37** (2019)
- [2] Wei, W., Qu, Z., Wang, W., Zhang, P., Hao, F., “Design on the bowden cable-driven upper limb soft exoskeleton”, *Applied Bionics and Biomechanics*, **2018** (2018)
- [3] Asbeck, A.-T., Schmidt, K., Galiana I., Wagner, D., Walsh, C.-J., “Multi-joint soft exosuit for gait assistance”, *IEEE International Conference on Robotics and Automation* (2015)
- [4] Asbeck, A.-T., Schmidt, K., Walsh, C.-J., “Soft exosuit for hip assistance”, *Robotics and Autonomous Systems* **73** (2015)
- [5] Bae, J., Kong, K., Tomizuka, M., “Real-time estimation of lower extremity joint torques in normal gait”, *IFAC Proceedings Volumes* **42** (2009)
- [6] Ren, L., Jones, K.-J., Howard, D., “Whole body inverse dynamics over a complete gait cycle based only on measured kinematics”, *Journal of Biomechanics*, **41** (2008)
- [7] Blajer, W., Dziewiecki, K., Mazur, Z., “Multibody modelling of human body for the inverse dynamics analysis of sagittal plane movements”, *Multibody Syst Dyn*, **18** (2007)
- [8] McGrath, M., Howard, D., Baker, R., “A Lagrange-based generalised formulation for the equations of motion of simple walking models”, *Journal of Biomechanics*, **55** (2017)

- [9] Mann, P., *Lagrangian and Hamiltonian Dynamics*, Oxford University Press (2018)
- [10] Moreira, P., Luján, U., Cuadrado, J., Flores, P., “Biomechanical models for human gait analyses using inverse dynamics formulation”, *5º Congreso Nacional de Biomecánica* (2013)
- [11] Fuchioka, S. *et al* “The forward velocity of the center of pressure in the midfoot is a major predictor of gait speed in older adults”, *International Journal of Gerontology*, **9** (2015)
- [12] Cappello, L., Binh D.-K., Yen, S.-C, Masia, L., “Design and preliminary characterization of a soft wearable exoskeleton for upper limb”, *6th IEEE RAS/EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)* (2016)
- [13] Fukuchi, C.-A., Fukuchi, R.-K, Duarte M., “A public dataset of overground and treadmill walking kinematics and kinetics in healthy individuals”, *PeerJ* DOI 10.7717/peerj.4640 (2018)
- [14] Winter, D.-A., *Biomechanics and motor control of human movement*, John Wiley & Sons (2009)

DESIGN OF AN INVERSE DYNAMICS MODEL OF A LOWER-LIMB ASSISTANCE EXOSUIT

Abstract – In the area of gait assistance, simple models based on cable-driven actuators with anchor points at the segments to be actuated stand out due to their high wearability, low weight and reduced cost. Force is transmitted from the actuators to the anchor points using cables, increasing user comfort by doing away with the rigid structures found in traditional exoskeletons. This paper deals with the inverse dynamics model to obtain joint torques needed during the gait cycle as a precursor to numerically dimension and design the components to develop an exosuit. A two-dimensional biomechanical model made up of seven segments was designed with three in each leg and one for the torso and torques in the hip, knee and ankle as the primary parameters. These torques are then distributed between the subject and the exosuit in different configurations. This model helps optimise the various characteristics of the exosuit such as the placement of anchor points, the exact number of actuators, cable arrangements among others. When finalising the force transmission system of the exosuit, it is possible to determine several variables such as: which joint(s) need the most external support and which ones are better left unactuated. The effect of the aforementioned design parameters on the force transmission, effectiveness of proposed designs in other literature can also be analysed.

Keywords – Exosuit, Cable Actuation, Inverse Dynamics Analysis, Human Gait.