



Title: Análisis biomecánico de la acción sentarse-levantarse para el control de exoesqueletos

Author: Demetrio, PÉREZ-VIGUERAS, Andrés, BLANCO-ORTEGA, Cesar H., GUZMÁN-VALDIVIA, Wilberth M., ALCOCER-ROSADO

Editorial label ECORFAN: 607-8534
BCIERMMI Control Number: 2018-03
BCIERMMI Classification (2018): 251018-0301

Pages: 24
Mail: *demetrioperez16m@cenidet.edu.mx*
RNA: 03-2010-032610115700-14

ECORFAN-México, S.C.

244 – 2 Itzopan Street
La Florida, Ecatepec Municipality
Mexico State, 55120 Zipcode
Phone: +52 | 55 6159 2296
Skype: ecorfan-mexico.s.c.
E-mail: contacto@ecorfan.org
Facebook: ECORFAN-México S. C.

Twitter: @EcorfanC

www.ecorfan.org

Holdings

Mexico	Colombia	Guatemala
Bolivia	Cameroon	Democratic Republic
Spain	El Salvador	of Congo
Ecuador	Taiwan	Nicaragua
Peru	Paraguay	

Introducción

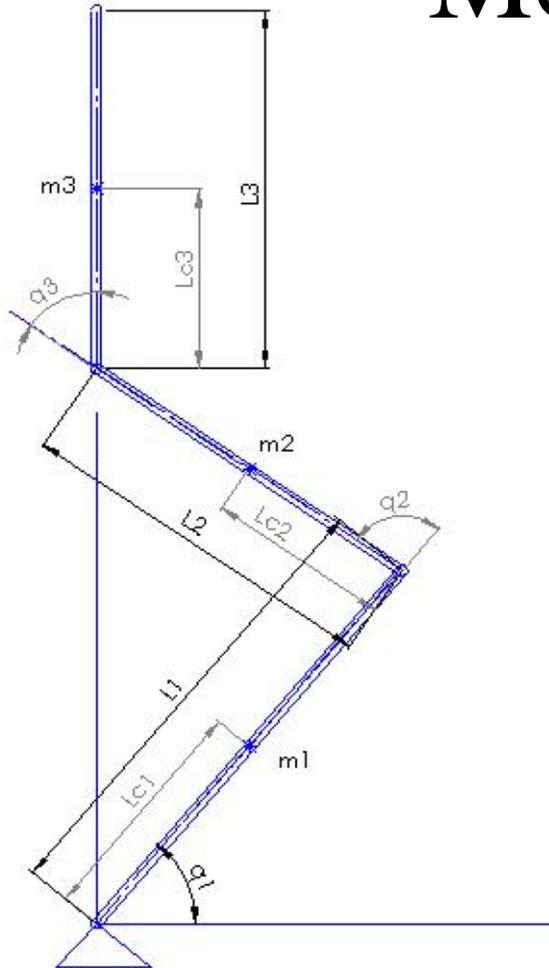


Estado del arte

(Jatsun et al., 2015	Los diseños de los exoesqueletos deben de ser portables; puesto que se necesita que estos emulen los movimientos del usuario.
Low, 2011	Los exoesqueletos deben presentar diseños fáciles de usar.
(Akhil et al., 2017) y (Guzmán et al., 2013)	Utilizando el software Kinovea, realizaron un estudio de los desplazamientos, velocidades y aceleraciones angulares de las articulaciones de rodilla y cadera
Salah et al., 2017	Por medio de un optotrak determinó las trayectorias del movimiento de levantarse.
(Yu, Han y Cho, 2014	Los movimientos del exoesqueleto deben de ser ejecutados de manera suave y paralela.
(Tanghe et al., 2016 y (Lara et al., 2016	Utilizaron señales mioeléctricas para detectar la intención de movimiento de un paciente.
(Aguirre et al., 2007).	las estrategias de control también pueden garantizar la estabilidad del sistema y mejorar la cinemática de las extremidades

(Low et al., 2006)	diseñó un sistema de control ZMP para la estabilidad de la marcha
Wang, Lee y Asme, 2016.	Utiliza la misma estrategia ZMP en combinación con un PID, para cada articulación, logrando la estabilidad de la marcha en terrenos irregulares.
Liu et al., 2016)	Establece que para modelar la dinámica del exoesqueleto, se utilizan dos métodos, el de Newton-Euler y Euler Lagrange.
(Xinyi et al., 2015)	Utilizó el método de Euler Lagrange para encontrar la relación torque-movimiento de un exoesqueleto para la marcha.
Wang et al., 2016	Utilizaron un sensor de efecto Hall para medir la posición angular de la cadera y así sincronizar con un mecanismo el movimiento de la pierna izquierda con el de la derecha
(Lara et al., 2016	Con el uso de sensores de ángulo (potenciómetro) y mioeléctricos en una pierna sana, recreó los movimientos en la pierna en rehabilitación con un exoesqueleto.
Yoshioka et al., 2007	Estableció posiciones específicas para desarrollar el movimiento y así redujo el torque en las articulaciones.

Modelo dinámico



$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial L}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial L}{\partial q_i} + \frac{\partial D}{\partial \dot{q}_i} = \tau_i$$

$$L = K - U$$

$$x_1 = l_{c_1} \cos(q_1)$$

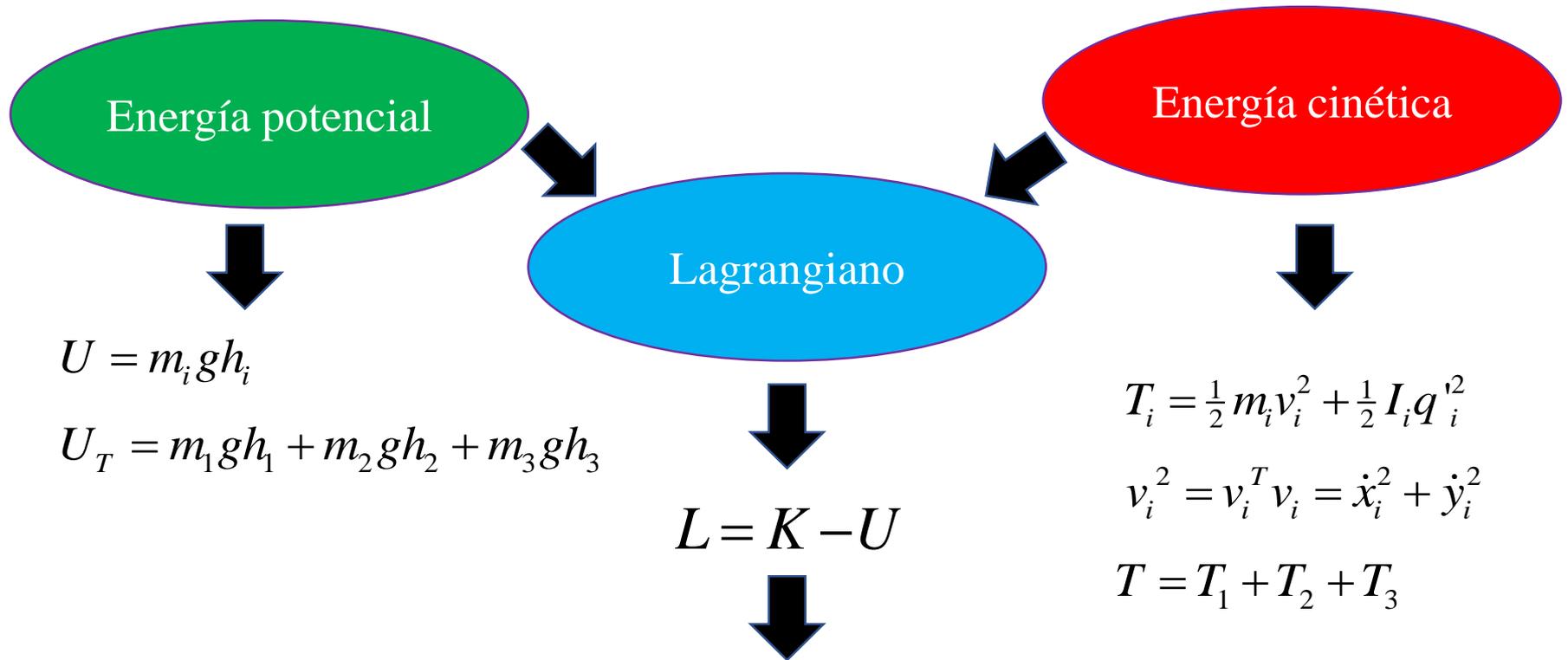
$$y_1 = l_{c_1} \sin(q_1)$$

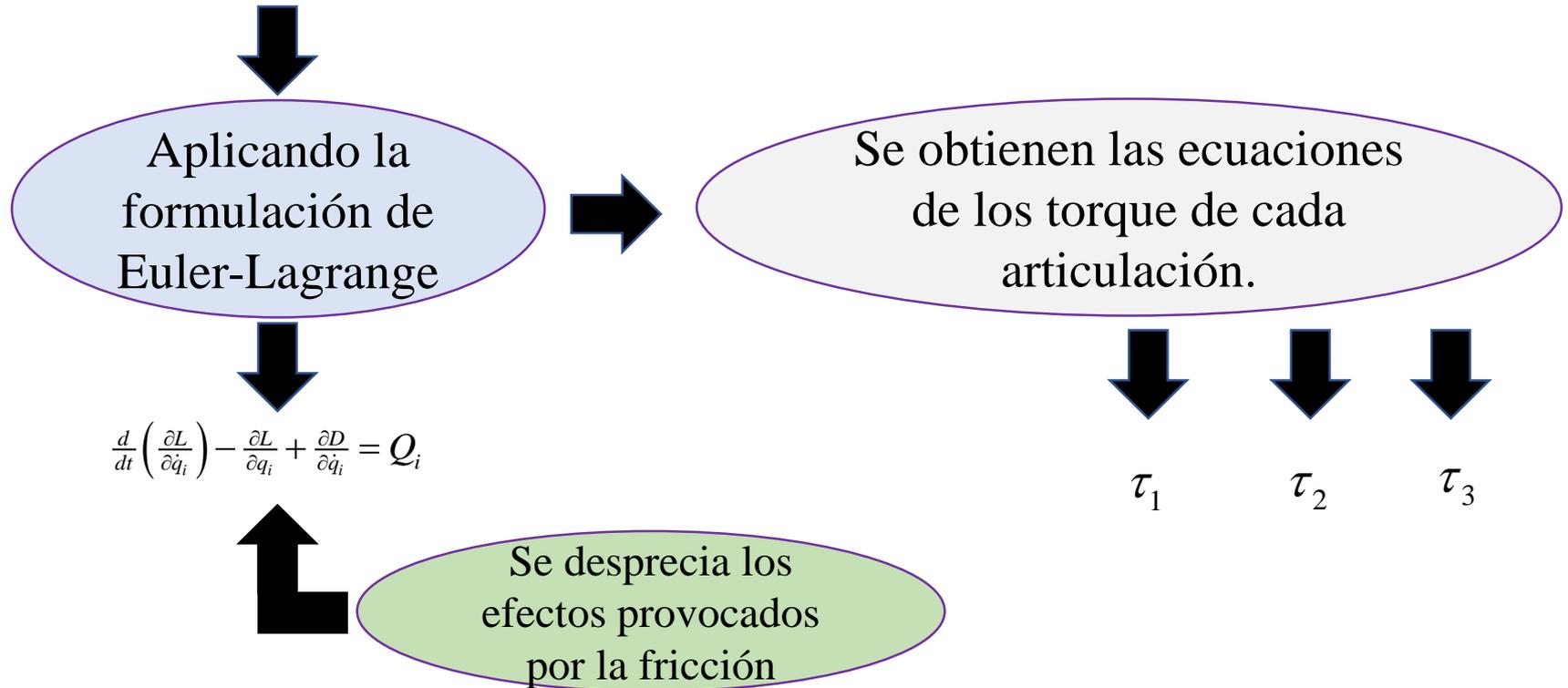
$$x_2 = l_1 \cos(q_1) + l_{c_2} \cos(q_1 + q_2)$$

$$y_2 = l_1 \sin(q_1) + l_{c_2} \sin(q_1 + q_2)$$

$$x_3 = l_1 \cos(q_1) + l_2 \cos(q_1 + q_2) + l_{c_3} \cos(q_1 + q_2 + q_3)$$

$$y_3 = l_1 \sin(q_1) + l_2 \sin(q_1 + q_2) + l_{c_3} \sin(q_1 + q_2 + q_3)$$





$$\begin{aligned}
 \tau_1 = & [m_1 l_{c_1}^2 + m_2 ((l_1^2 + 2l_1 l_{c_2} \cos(q_2) + l_{c_2}^2) + m_3 ((l_1^2 + 2l_1 l_2 \cos(q_2) \\
 & + 2l_1 l_{c_3} \cos(q_2 + q_3) + l_2^2 + 2l_2 l_{c_3} \cos(q_3) + l_{c_3}^2) + (I_1 + I_2 + I_3)] \ddot{\mathbf{q}}_1 \\
 & + [m_2 (l_{c_2}^2 + l_1 l_{c_2} \cos(q_2)) + m_3 (l_2^2 + l_1 l_2 \cos(q_2) + 2l_2 l_{c_3} \cos(q_3) \\
 & + l_{c_3}^2 + l_1 l_{c_3} \cos(q_2 + q_3)) + (I_2 + I_3)] \ddot{\mathbf{q}}_2 \\
 & + [m_3 (l_{c_3}^2 + l_2 l_{c_3} \cos(q_3) + l_1 l_{c_3} \cos(q_2 + q_3)) + I_3] \ddot{\mathbf{q}}_3 \\
 & - [2m_2 l_1 l_{c_2} \sin(q_2) + m_3 (2l_1 l_2 \sin(q_2) + 2l_1 l_{c_3} \sin(q_2 + q_3) \\
 & + 2l_1 l_2 \sin(q_2) + 2l_1 l_{c_3} \sin(q_2 + q_3))] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_2 \\
 & - [m_3 (2l_1 l_{c_3} \sin(q_2 + q_3) + 2l_2 l_{c_3} \sin(q_3) + 2l_1 l_{c_3} \sin(q_2 + q_3) \\
 & + 2l_2 l_{c_3} \sin(q_3))] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_3 \\
 & - [m_2 l_1 l_{c_2} \sin(q_2) + m_3 (l_1 l_2 \sin(q_2) + l_1 l_{c_3} \sin(q_2 + q_3))] \dot{\mathbf{q}}_2^2 \\
 & - [m_3 (2l_2 l_{c_3} \sin(q_3) + 2l_1 l_{c_3} \sin(q_2 + q_3))] \dot{\mathbf{q}}_2 \dot{\mathbf{q}}_3 \\
 & - [m_3 (l_2 l_{c_3} \sin(q_3) + l_1 l_{c_3} \sin(q_2 + q_3))] \dot{\mathbf{q}}_3^2 \\
 & + [m_1 l_{c_1} \cos(q_1) + m_2 l_1 \cos(q_1) + m_2 l_{c_2} \cos(q_1 + q_2) + m_3 l_1 \cos(q_1) \\
 & + m_3 l_2 \cos(q_1 + q_2) + m_3 l_{c_3} \cos(q_1 + q_2 + q_3)] \mathbf{g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \tau_2 = & [m_2(l_{c_2}^2 + l_1 l_{c_2} \cos(q_2)) + m_3(l_2^2 + l_1 l_2 \cos(q_2) + 2l_2 l_{c_3} \cos(q_3) + l_{c_3}^2 + l_1 l_{c_3} \cos(q_2 + q_3)) + (I_2 + I_3)] \ddot{\mathbf{q}}_1 \\
 & + [m_2 l_{c_2}^2 + m_3(l_2^2 + 2l_2 l_{c_3} \cos(q_3) + l_{c_3}^2) + (I_2 + I_3)] \ddot{\mathbf{q}}_2 \\
 & + [m_3(2l_{c_3}^2 + l_2 l_{c_3} \cos(q_3)) + I_3] \ddot{\mathbf{q}}_3 \\
 & + [m_2 l_1 l_{c_2} \sin(q_2) + m_3(l_1 l_2 \sin(q_2) + l_1 l_{c_3} \sin(q_2 + q_3))] \dot{\mathbf{q}}_1^2 \\
 & - [m_3 l_2 l_{c_3} \sin(q_3)] \dot{\mathbf{q}}_3^2 \\
 & - [2m_3 l_2 l_{c_3} \sin(q_3)] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_3 \\
 & - [2m_3 l_2 l_{c_3} \sin(q_3)] \dot{\mathbf{q}}_2 \dot{\mathbf{q}}_3 \\
 & + [m_2 l_{c_2} \cos(q_1 + q_2) + m_3 l_2 \cos(q_1 + q_2) + m_3 l_{c_3} \cos(q_1 + q_2 + q_3)] \mathbf{g}
 \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
 \tau_3 = & [m_3(l_{c_3}^2 + l_2 l_{c_3} \cos(q_3) + l_1 l_{c_3} \cos(q_2 + q_3)) + I_3] \ddot{\mathbf{q}}_1 \\
 & + [m_3(l_{c_3}^2 + l_2 l_{c_3} \cos(q_3)) + I_3] \ddot{\mathbf{q}}_2 \\
 & + [m_3 l_{c_3}^2 + I_3] \ddot{\mathbf{q}}_3 \\
 & + [m_3(l_1 l_{c_3} \sin(q_2 + q_3) + l_2 l_{c_3} \sin(q_3))] \dot{\mathbf{q}}_1^2 \\
 & + [2m_3 l_2 l_{c_3} \sin(q_3)] \dot{\mathbf{q}}_1 \dot{\mathbf{q}}_2 \\
 & + [m_3 l_2 l_{c_3} \sin(q_3)] \dot{\mathbf{q}}_2^2 \\
 & + [m_3 l_{c_3} \cos(q_1 + q_2 + q_3)] \mathbf{g}
 \end{aligned}$$

$$\mathbf{M}(\mathbf{q})\ddot{\mathbf{q}} + \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}})\dot{\mathbf{q}} + \mathbf{G}(\mathbf{q}) = \boldsymbol{\tau}(\mathbf{q})$$

$$\mathbf{M}(\mathbf{q}) = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{bmatrix} \quad \mathbf{C}(\mathbf{q}, \dot{\mathbf{q}}) = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} \end{bmatrix} \quad \mathbf{G}(\mathbf{q}) = \begin{Bmatrix} G_{11} \\ G_{21} \\ G_{31} \end{Bmatrix}$$

$$\begin{bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \\ \ddot{q}_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \end{bmatrix}^{-1} \left(\begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \\ \tau_3 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} \\ C_{21} & C_{22} & C_{23} \\ C_{31} & C_{32} & C_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \\ \dot{q}_3 \end{bmatrix} - \begin{bmatrix} G_{11} \\ G_{21} \\ G_{31} \end{bmatrix} \right)$$

Controladores PD y PID, y trayectoria de Bézier.

$$\tau_i = J_e \begin{bmatrix} \ddot{q}_{id} - k_d (\dot{q}_i - \dot{q}_{id}) - k_p (q_i - q_{id}) \\ -k_i \int (q_i - q_{id}) dt \end{bmatrix}$$

$$\mu_p = \frac{t - t_{oi}}{t_{fi} - t_{oi}}$$

$$q_i^*(t) = q_{oi} + (q_{fi} - q_{oi}) \sigma(t, t_{oi}, t_{fi}) \mu_p^5$$

$$q_{id}(t) = \left\{ \begin{array}{ll} x_{oi} & 0 \leq t < t_{oi} \\ q_i^*(t) & t_{oi} \leq t < t_{fi} \\ x_{fi} & t > t_{fi} \end{array} \right\}$$

$$\sigma(t, t_i, t_f) = \gamma_1 - \gamma_2 \mu_p + \gamma_3 \mu_p^2 - \dots + \gamma_6 \mu_p^5$$

Los parámetros de la ecuación son: $\gamma_1=252$, $\gamma_2=1050$, $\gamma_3=1800$, $\gamma_4=1575$, $\gamma_5=700$ y $\gamma_6=126$

Análisis biomecánico



Figura 1 Etapas en la transición de sentado a levantarse.
Fuente: Elaboración propia (2018)

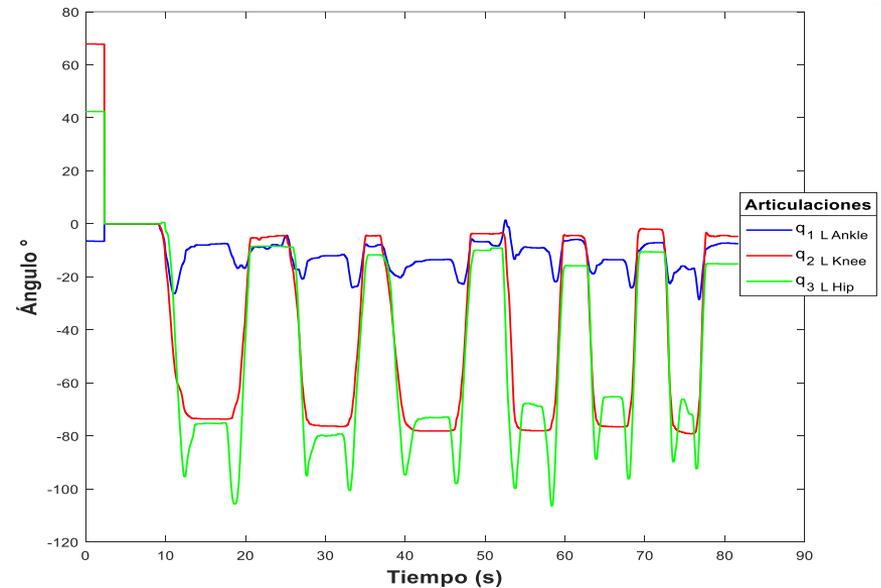


Figura 2 Posiciones angulares de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo en los movimientos de ponerse de pie y sentarse. *Fuente: Elaboración propia (2018)*

Tabla 1 Tiempos que el humano-exoesqueleto tardo en ejecutar cada fase del movimiento de levantarse-sentarse. *Fuente: Elaboración propia (2018)*

Tobillo			
Stand Up- Max Sit (s)	Max Sit-Sit Down (s)	Sit Down-Max Stand (s)	Max Stand-Stand Up (s)
1.93	2.63	1.75	1.67
1.54	2.1	0.83	0.92
1.93	2.33	1.16	0.8
0.34	1.12	1.41	1.02
1.41	1.18	1.01	1.99
0.75	1.16	0.6	1.94
Rodilla			
Stand Up-Sit Down (s)		Sit Down-Stand Up (s)	
4.65		3.15	
3.59		2.49	
4.42		2.51	
2.4		2.09	
2.67		1.88	
2.34		1.25	
Cadera			
Stand Up- Max Sit (s)	Max Sit-Sit Down (s)	Sit Down-Max Stand (s)	Max Stand-Stand Up (s)
2.46	1.36	1.05	1.86
1.68	1.67	0.87	2.24
2.79	1.56	0.92	2.21
1.58	1.1	1.23	1.6
1.01	0.97	0.74	1.36

Simulaciones y resultados

Tabla 3 Tiempos promedio que se requirieron para cada fase del movimiento levantarse-sentarse. *Fuente: Elaboración propia (2018)*

Tabla 2 Ganancias de controladores.
Fuente: Elaboración propia (2018)

Control	Eslabón	k_p	k_i	k_d
PD	Cadera	400	0	50
	Rodilla			
	Tobillo			
PID	Cadera	175	125	35
	Rodilla Tobillo	700	1000	70

Tobillo			
Stand Up- Max Sit	Max Sit-Sit Down	Sit Down- Max Stand	Max Stand- Stand Up
1.31	1.75	1.12	1.39
Rodilla			
Stand Up-Sit Down		Sit Down-Stand Up	
3.34		2.22	
Cadera			
Stand Up- Max Sit	Max Sit-Sit Down	Sit Down- Max Stand	Max Stand- Stand Up
1.77	1.27	0.89	1.75

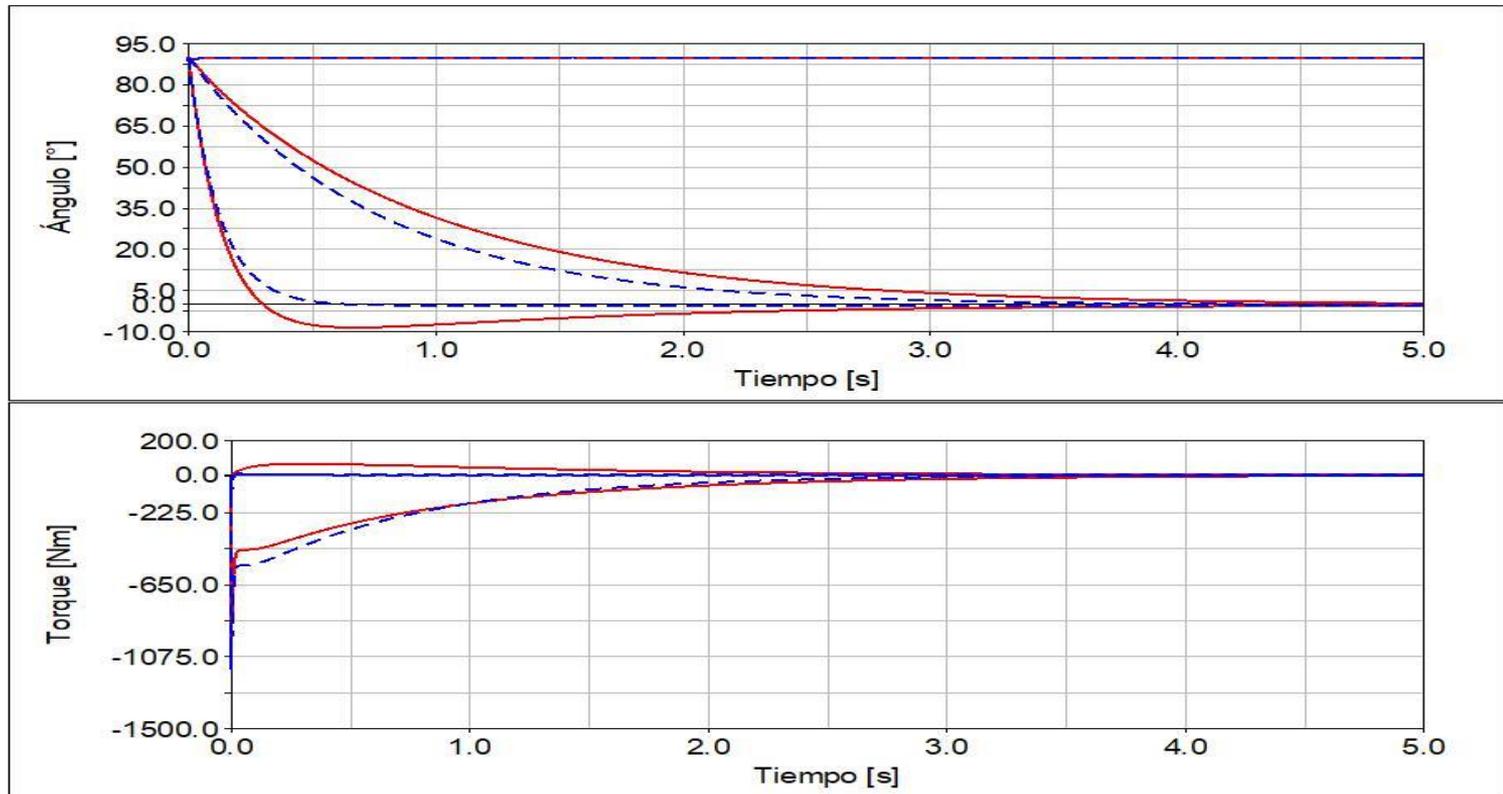


Figura 3 Respuesta en los eslabones de tobillo, rodilla y cadera con el controlador PD sin (línea discontinua) y con el peso del paciente (línea continua).

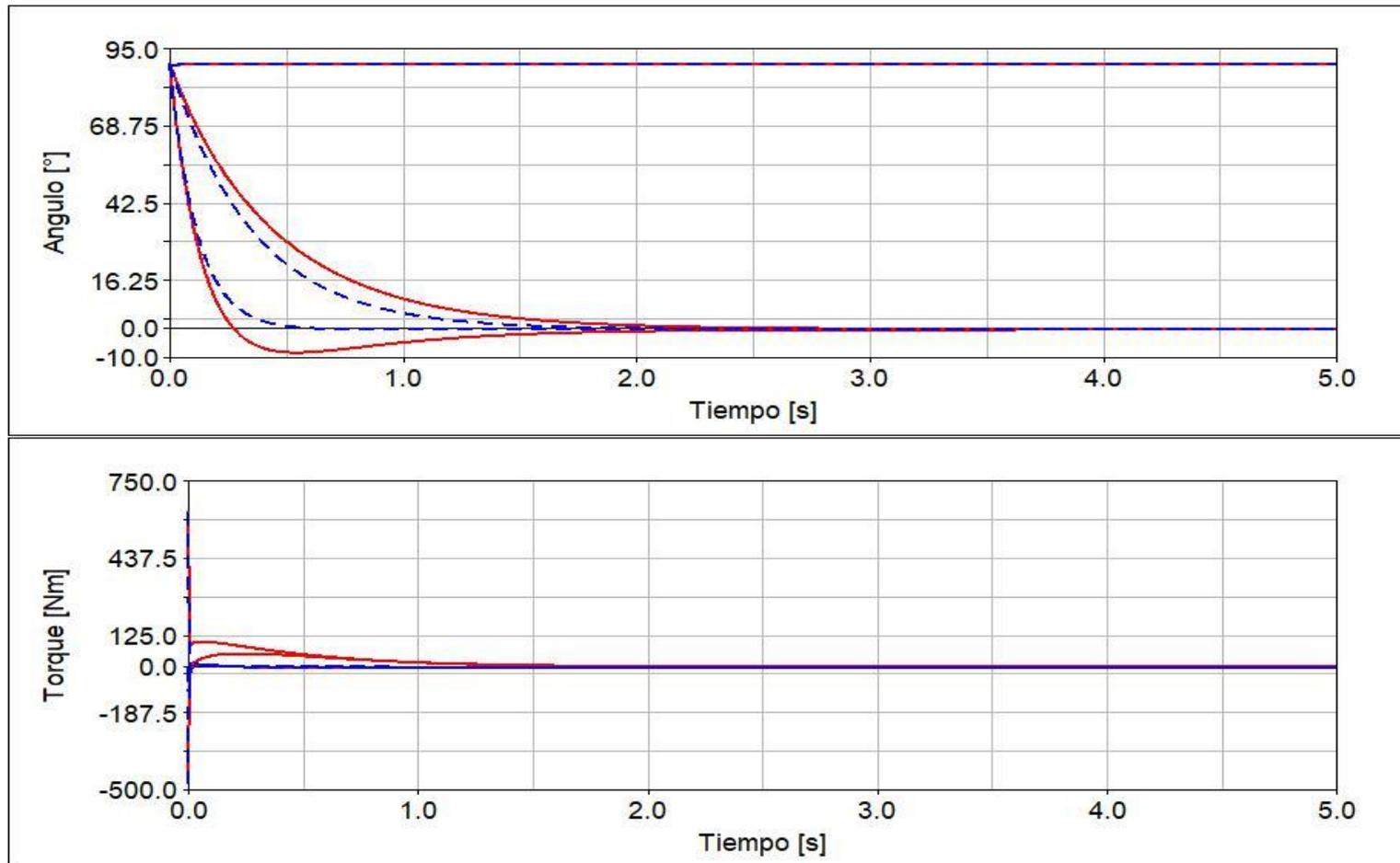


Figura 4 Respuesta en los eslabones de tobillo, rodilla y cadera con el controlador PID sin (línea discontinua) y con el peso del paciente (línea continua).

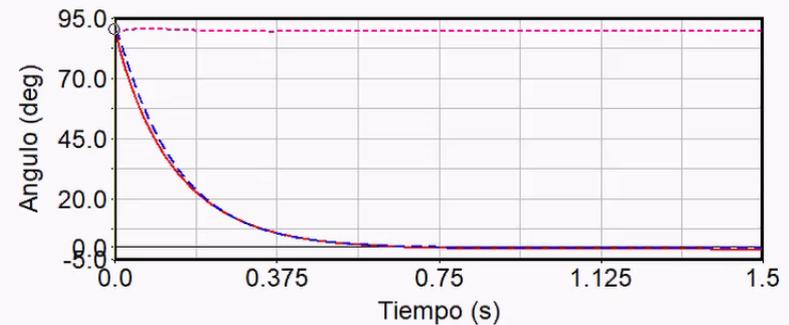
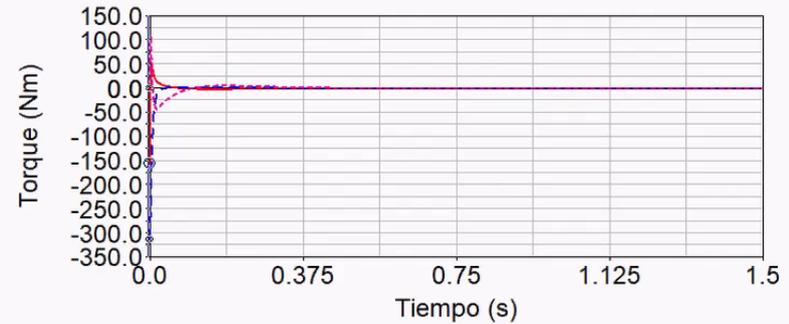
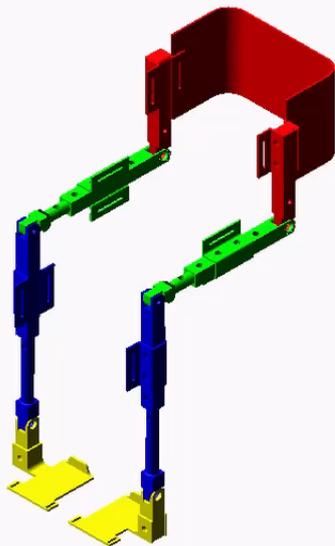
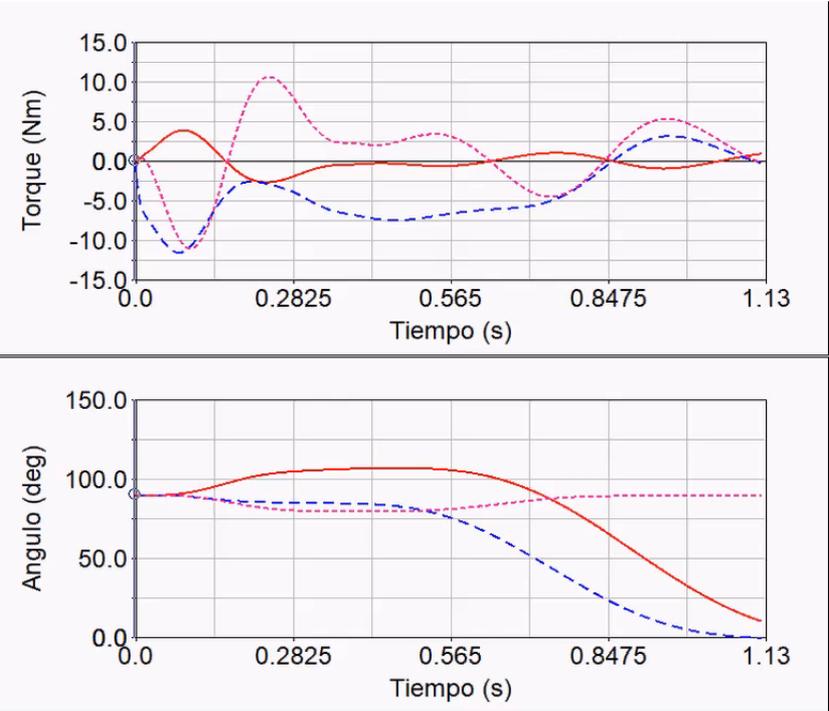
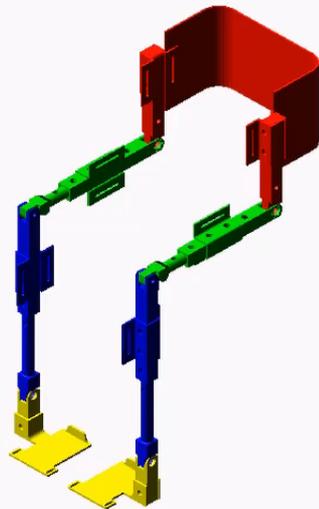


Tabla 4 Ganancias de controladores para el seguimiento de trayectorias. *Fuente: Elaboración propia (2018)*

Control	Eslabón	k_p	k_i	k_d
PID spp	Cadera Rodilla	700	1000	70
	Tobillo	84	1728	1008
PID cpp	Cadera Rodilla Tobillo	10625	15325	425



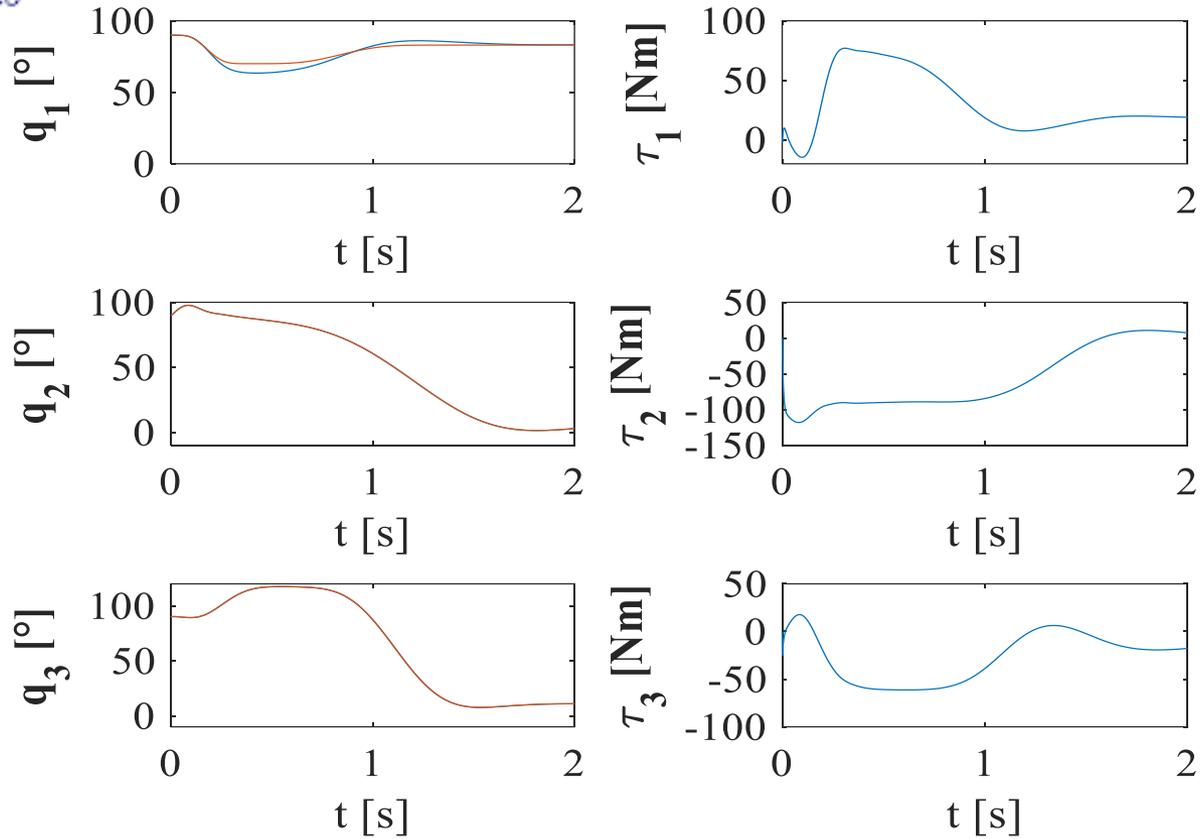


Figura 5 Respuesta cosimulación Simulink- Adams de los eslabones de tobillo, rodilla y cadera con el controlador tipo PID sin peso del paciente y seguimiento de trayectorias.

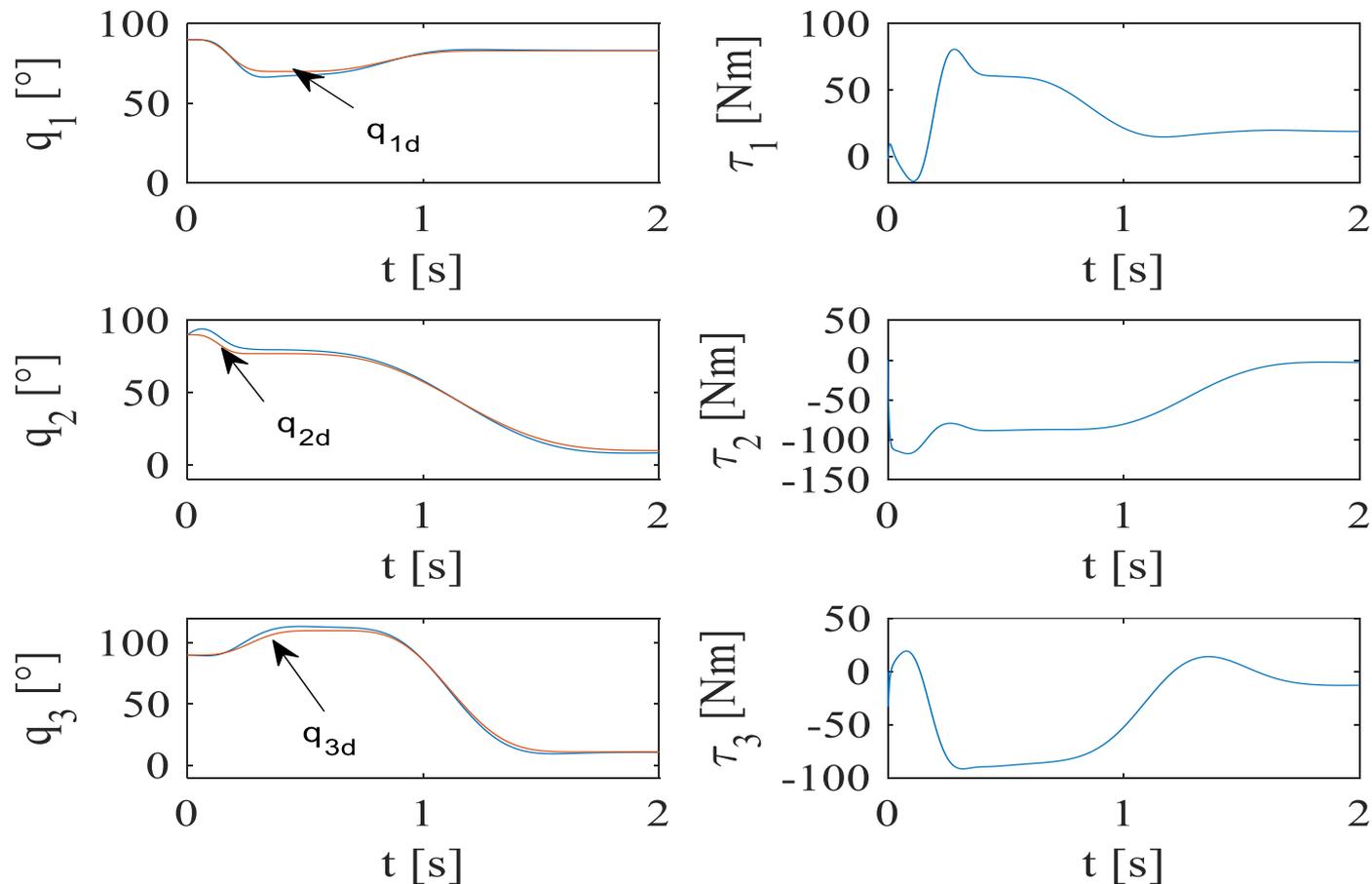


Figura 6 Respuesta cosimulación Simulink-Adams de los eslabones de tobillo, rodilla y cadera con el controlador tipo PID con peso del paciente y seguimiento de trayectorias.

Conclusiones y trabajo futuro.

En este artículo se presenta el análisis biomecánico (ángulos y tiempos) de la transición de levantarse y sentarse del ser humano.

La información obtenida del análisis es utilizada para implementar un controlador tipo PID con seguimiento de trayectorias en las articulaciones del exoesqueleto de extremidades inferiores.

Los resultados de simulación muestran un buen desempeño de este controlador. Como trabajo futuro se contempla el diseño otros controladores más robustos y su validación experimental.

Referencias

- Aguirre-Ollinger, G., Colgate, J. E., Peshkin, M. A., & Goswami, A. (2007). Active-impedance control of a lower-limb assistive exoskeleton. *2007 IEEE 10th International Conference on Rehabilitation Robotics, ICORR '07, 00(c)*, 188–195.
- Akhil, V. M., Varghese, J., Rajendrakumar, P. K., & Sivanandan, K. S. (2017). Torque required at the knee joint of a robotic assistive device for its thigh to follow the parabolic trajectory generated by its hip joint during sit-to-stand posture. *Proceedings of IEEE International Conference on Innovations in Electrical, Electronics, Instrumentation and Media Technology, ICIEEIMT 2017, 2017–Janua(978)*, 7–10.
- Daines, K., Lemaire, E. D., Smith, A., & Herbert-Copley, A. (2018). Sit-to-stand and stand-to-sit crutch use for lower extremity powered exoskeletons. *Proceedings - 2017 IEEE 5th International Symposium on Robotics and Intelligent Sensors, IRIS 2017, 2018–Janua*, 358–363.
- Doppmann, C., Ugurlu, B., Hamaya, M., Teramae, T., Noda, T., & Morimoto, J. (2015). Towards Balance Recovery Control for Lower Body Exoskeleton Robots with Variable Stiffness Actuators : Spring-Loaded Flywheel Model. *2015 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 5551–5556.
- Guzmán-Valdivia, C. H., Blanco-Ortega, A., Oliver-Salazar, M. A., & Carrera-Escobedo, J. L. (2013). Therapeutic Motion Analysis of Lower Limbs Using Kinovea. *International Journal of Computing and Engineering*, 3(2), 359–365.
- Lara-Barrios, C. M., Blanco-Ortega, A., Abúndez Pliego, A., Colin Ocampo, J., & Oliver-Salazar, M. A. (2016). Real-time myoelectric control for a lower-limb assistive exoskeleton. *Advanced Robotics*, 31(6), 291–302.

- Lara-Barrios, C. M., Blanco-Ortega, A., Abundez-Pliego, A., & Colin-Ocampo, J. (2015). Sit-to-Stand Simulation for Torque Estimation on Lower Limb Joints. *Proceedings - 2015 International Conference on Mechatronics, Electronics, and Automotive Engineering, ICMEAE 2015*, 116–121.
- Liu, K., Li, C., Pengfei, Y., & Ye, M. (2016). Fuzzy PID control strategy based on piecewise biomechanical model for sit-to-stand movement. *2016 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, 1466–1471.
- Liu, K., Ye, M., Yan, P., & Li, C. (2016). Design and control of mechanical structures for sit-to-rehabilitation training. *2016 IEEE International Conference on Mechatronics and Automation*, 931–936.
- Low, K. H. (2011). Robot-Assisted Gait Rehabilitation : From Exoskeletons to Gait Systems. *IEEE*.
- Mughal, A. M., Iqbal, K., & Rock, L. (2010). 3D Bipedal model for biomechanical sit-to-stand movement with coupled torque optimization and experimental analysis. *IEEE*, 568–573.
- Ortlieb, A., Bouri, M., Baud, R., & Bleuler, H. (2017). An Assistive Lower Limb Exoskeleton for People with Neurological Gait Disorders, 441–446.



ECORFAN®

© ECORFAN-Mexico, S.C.

No part of this document covered by the Federal Copyright Law may be reproduced, transmitted or used in any form or medium, whether graphic, electronic or mechanical, including but not limited to the following: Citations in articles and comments Bibliographical, compilation of radio or electronic journalistic data. For the effects of articles 13, 162,163 fraction I, 164 fraction I, 168, 169,209 fraction III and other relative of the Federal Law of Copyright. Violations: Be forced to prosecute under Mexican copyright law. The use of general descriptive names, registered names, trademarks, in this publication do not imply, uniformly in the absence of a specific statement, that such names are exempt from the relevant protector in laws and regulations of Mexico and therefore free for General use of the international scientific community. BCIERMMI is part of the media of ECORFAN-Mexico, S.C., E: 94-443.F: 008- (www.ecorfan.org/ booklets)