



Conference: Interdisciplinary Congress of Renewable Energies, Industrial Maintenance, Mechatronics
and Information Technology
BOOKLET



RENIECYT - LATINDEX - Research Gate - DULCINEA - CLASE - Sudoc - HISPANA - SHERPA UNIVERSIA - E-Revistas - Google Scholar
DOI - REDIB - Mendeley - DIALNET - ROAD - ORCID

Title: Controlador robusto para el seguimiento de trayectorias para un exoesqueleto
de extremidades inferiores

Authors: BLANCO-ORTEGA, Andrés, PEREZ-VIGUERAS, Demetrio,
ANTUNEZ-LEYVA, Edgar y COLIN-OCAMPO, Jorge

Editorial label ECORFAN: 607-8695
BCIERMMI Control Number: 2019-165
BCIERMMI Classification (2019): 241019-165

Pages: 16
RNA: 03-2010-032610115700-14

ECORFAN-México, S.C.
143 – 50 Itzopan Street
La Florida, Ecatepec Municipality
Mexico State, 55120 Zipcode
Phone: +52 1 55 6159 2296
Skype: ecorfan-mexico.s.c.
E-mail: contacto@ecorfan.org
Facebook: ECORFAN-México S. C.
Twitter: @EcorfanC

www.ecorfan.org

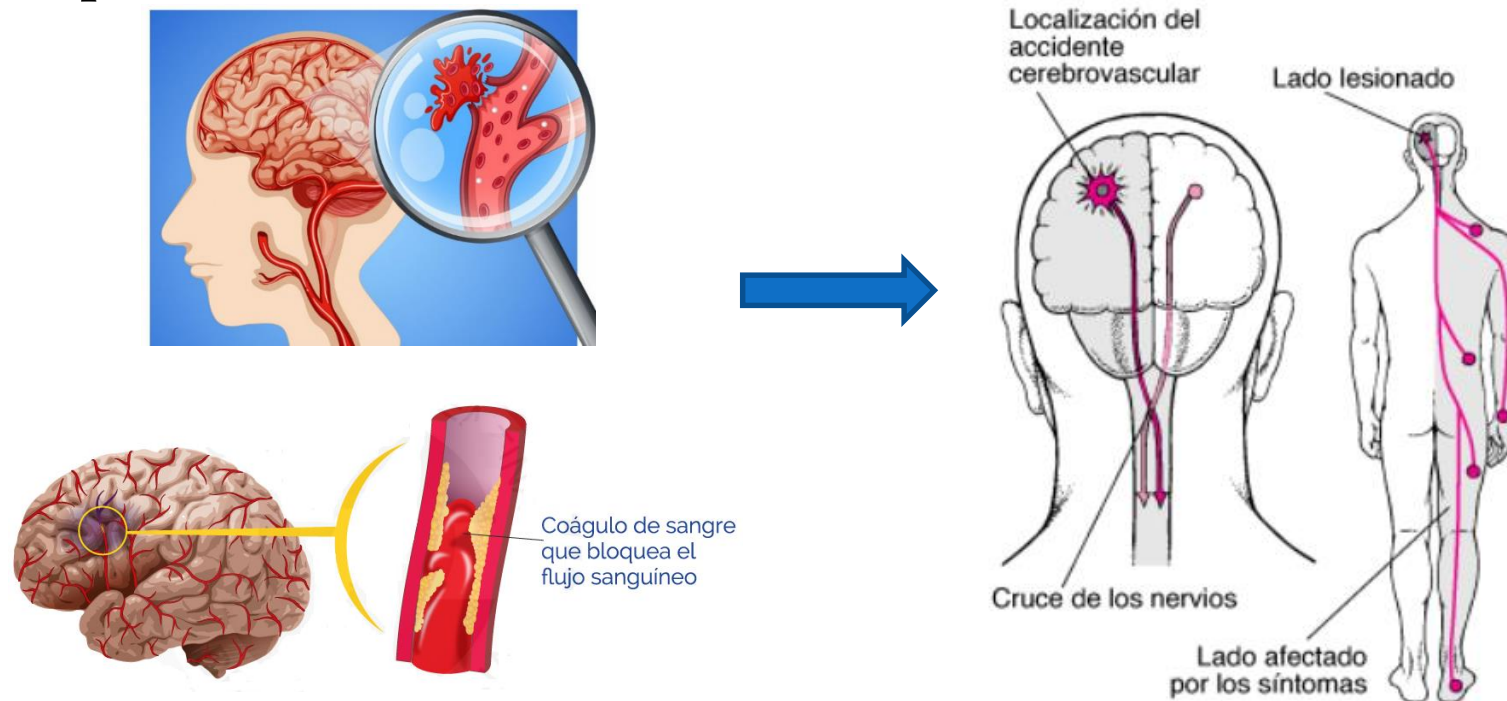
| Holdings | | |
|----------|-------------|------------|
| Mexico | Colombia | Guatemala |
| Bolivia | Cameroon | Democratic |
| Spain | El Salvador | Republic |
| Ecuador | Taiwan | of Congo |
| Peru | Paraguay | Nicaragua |

Contenido

- Introducción
- Exoesqueleto de extremidades inferiores
- Modelado matemático y sistema de control
- Resultados de simulación
- Conclusiones

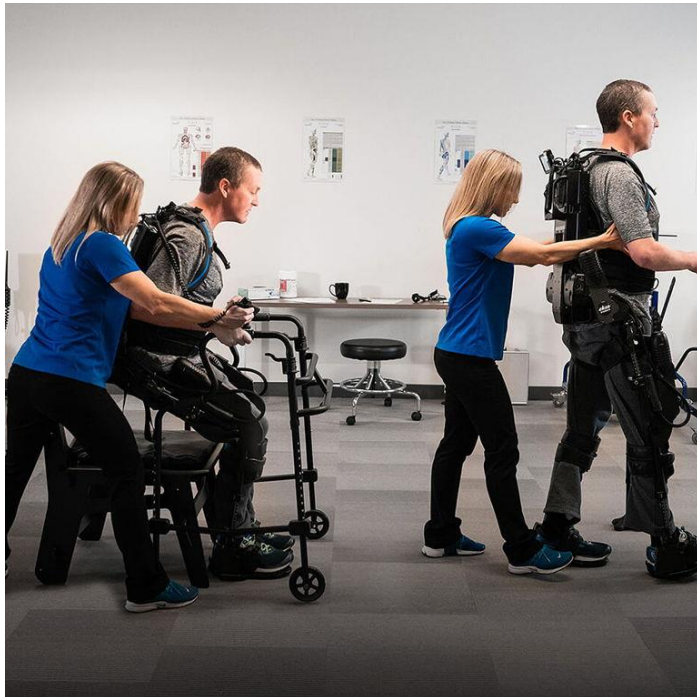
Introducción

- El accidente cerebrovascular (ACV) es el resultado de una reducción de flujo sanguíneo al cerebro que conduce a la muerte celular, ocasionando daños severos al cuerpo humano, inclusive puede ocasionar hasta la muerte del paciente.



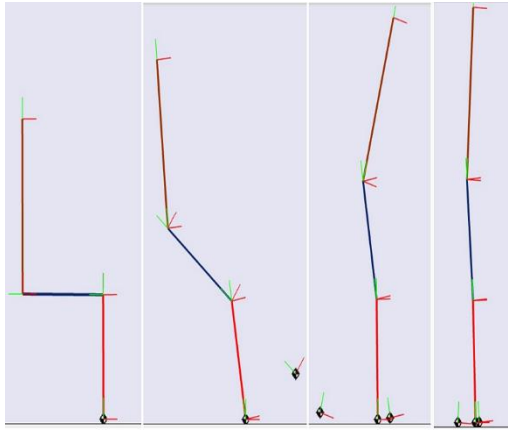
Introducción

- Atendiendo a esta problemática, se han propuesto diversos dispositivos mecatrónicos para ayudar al paciente a realizar los movimientos básicos y vitales: levantarse, sentarse y caminar.

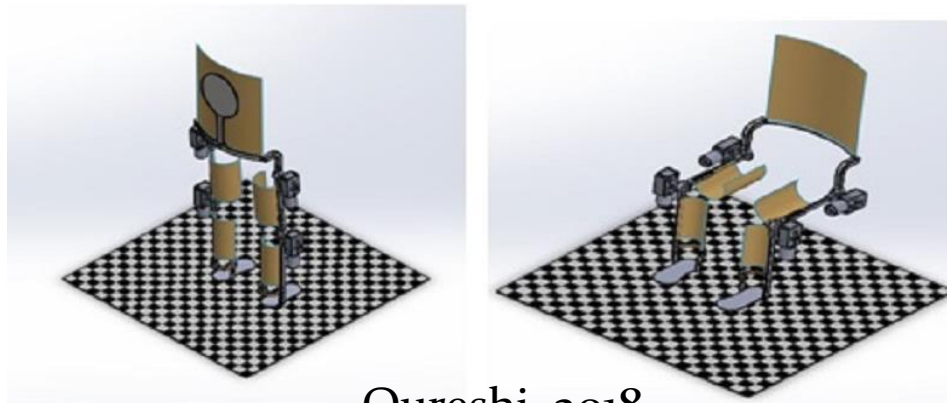
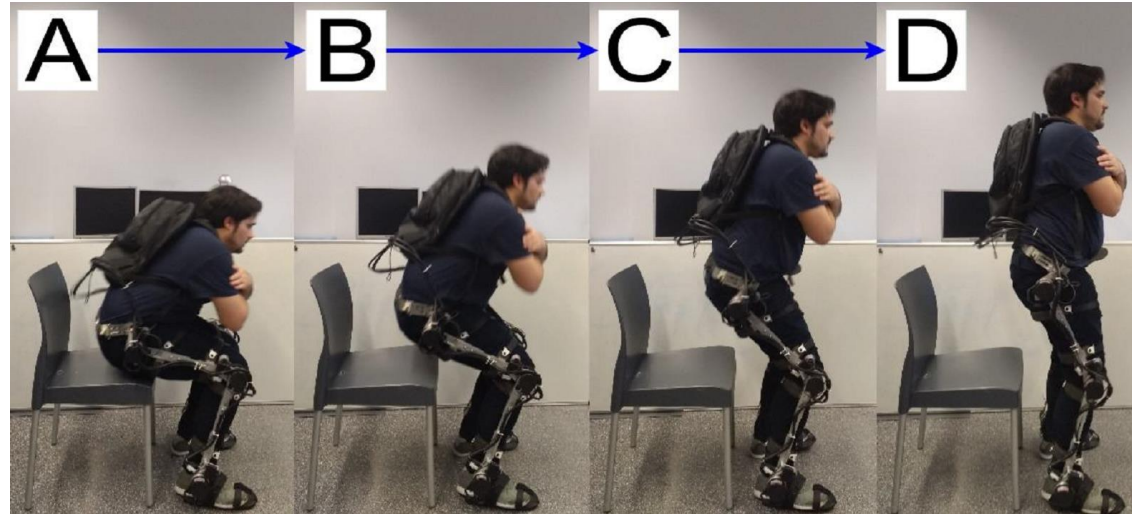


Un exoesqueleto es una estructura mecánica diseñada para ser usada sobre el cuerpo humano como una prenda de vestir, sirve de apoyo y es usado para asistir movimientos o aumentar la fuerza en un ser humano (Lee, 2014) (Marcheschi, 2011).

Introducción:



Rajasekaran, 2017

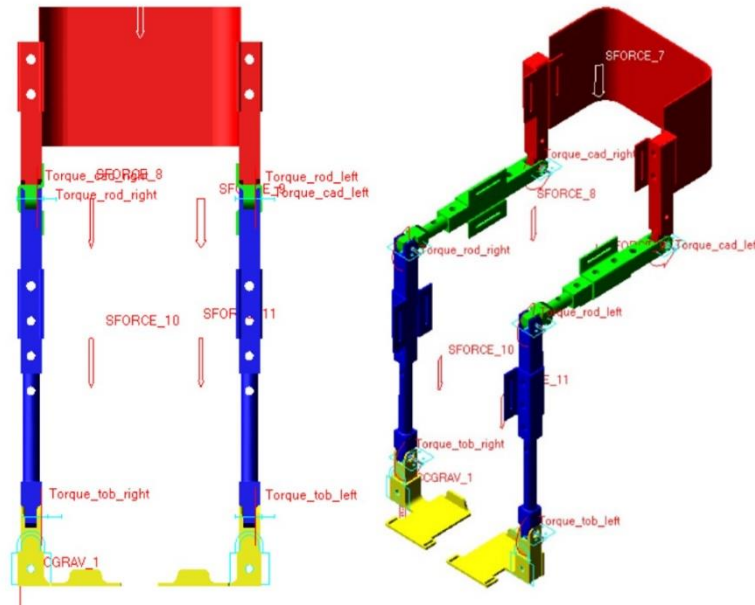
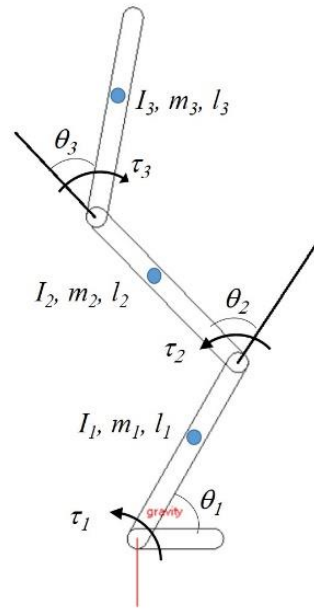


Qureshi, 2018



Exoesqueleto de extremidades inferiores

- En la Fig. se muestra el diagrama esquemático para representar la extremidad inferior mediante tres eslabones conectados en serie y un eslabón para representar el pie. Donde los ángulos para cada eslabón están denotados por θ_1 (pierna), θ_2 (muslo) y θ_3 (cadera). Las entradas de control están denotadas por τ_1 , τ_2 y τ_3 .



Exoesqueleto de extremidades inferiores

- Considerando las Figs. anteriores, los parámetros del exoesqueleto se muestran en la tabla 1. Dónde l_{ig} ($i=1,2,3$) es la longitud de la articulación i al centro de masa del eslabón i .

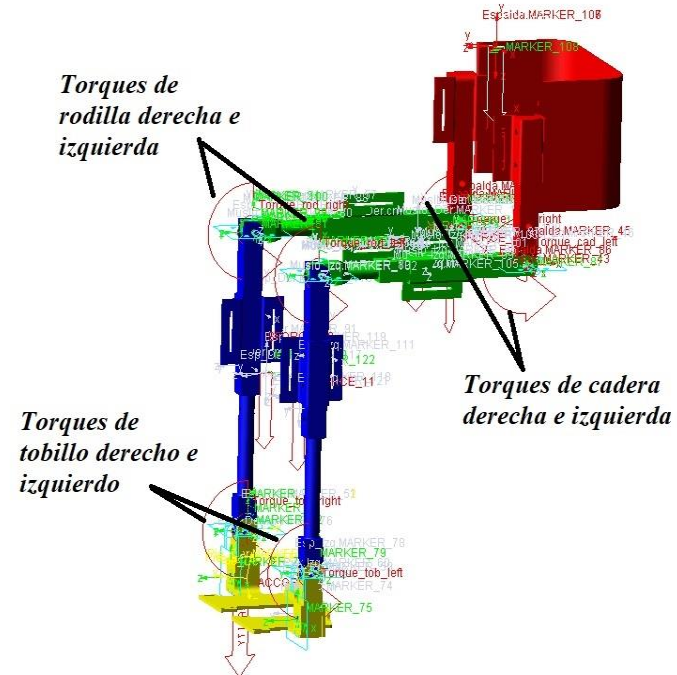
| i | 1 | 2 | 3 |
|---------------------------|-----------------------|-----------------------|-----------------------|
| I_i (kgm ²) | 1.78×10^{-2} | 7.67×10^{-3} | 2.69×10^{-2} |
| m_i (kg) | 1.0 | 0.91 | 1.4 |
| l_i (m) | 0.45 | 0.49 | 0.25 |
| l_{ig} (m) | 0.25 | 0.32 | 0.15 |

- Parámetros de simulación del prototipo virtual del exoesqueleto

Exoesqueleto de extremidades inferiores

- Para las simulaciones con el prototipo virtual, se considera un paciente con peso promedio de 70kg. El peso de cada segmento se determinó con base en los porcentajes reportados por Dempster y Clauser (Diego-Mas, 2015).

| Porcentajes de masa por segmento para un paciente de 70Kg | | |
|---|----------|-----------|
| Segmento | Masa (%) | Peso neto |
| Cabeza y cuello | 6.94 | 4.858 |
| Tronco | 43.46 | 30.422 |
| Brazo | 2.71 | 1.897 |
| Antebrazo | 1.62 | 1.134 |
| Mano | 0.61 | 0.427 |
| Muslo | 14.17 | 7.0 |
| Pantorrilla | 4.33 | 3.26 |
| Pie | 1.37 | 0.959 |



Modelado matemático y sistema de control

- Para el diseño de la ley de control robusto PI generalizado, se plantea el modelo matemático que representa un sistema de un grado de libertad (gdl). En este caso para el primer eslabón (pierna derecha o izquierda):

$$J_{e1}\ddot{\theta}_1 = \tau_1 + P_1(t)$$

- La perturbación es desconocida pero acotada y en este caso se considera que puede ser aproximada mediante un polinomio de tercer grado, dado por:

$$P_1(t) = at^3 + bt^2 + ct + d$$

Modelado matemático y sistema de control

- Se propone el siguiente controlador para el seguimiento de trayectorias y considerando la perturbación dependiente del tiempo tipo cúbica:

$$\tau_1 = \ddot{\theta}_{1d} - k_5 (\hat{\dot{\theta}}_1 - \dot{\theta}_{1d}) - k_4 (\theta - \theta_{1d}) - k_3 \int_0^t (\theta_1 - \theta_{1d}) d\sigma - k_2 \int_0^t \int_0^\sigma (\theta_1 - \theta_{1d}) d\lambda d\sigma - k_1 \int_0^t \int_0^\sigma \int_0^\lambda (\theta_1 - \theta_{1d}) d\xi d\lambda d\sigma - k_0 \int_0^t \int_0^\sigma \int_0^\lambda \int_0^\xi (\theta_1 - \theta_{1d}) d\eta d\xi d\lambda d\sigma$$

Modelado matemático y sistema de control

- Donde el reconstructor integral de la velocidad del actuador es:

$$\hat{\theta}_1 = \int_0^t \tau_1(\psi) d\psi$$

- considerando el reconstructor integral y la perturbación tipo rampa, al sustituir en el control, se tiene

$$J_{e1}\ddot{\theta}_1 = \ddot{\theta}_{1d} - k_5 \left(\int_0^t \tau_1(\psi) d\psi - \dot{\theta}_{1d} \right) - k_4(\theta_1 - \theta_{1d}) - k_3 \int_0^t (\theta_1 - \theta_{1d}) d\sigma - k_2 \int_0^t \int_0^\sigma (\theta_1 - \theta_{1d}) d\lambda d\sigma - k_1 \int_0^t \int_0^\sigma \int_0^\lambda (\theta_1 - \theta_{1d}) d\xi d\lambda d\sigma - k_0 \int_0^t \int_0^\sigma \int_0^\lambda \int_0^\xi (\theta_1 - \theta_{1d}) d\eta d\xi d\lambda d\sigma + at^3 + bt^2 + ct + d$$

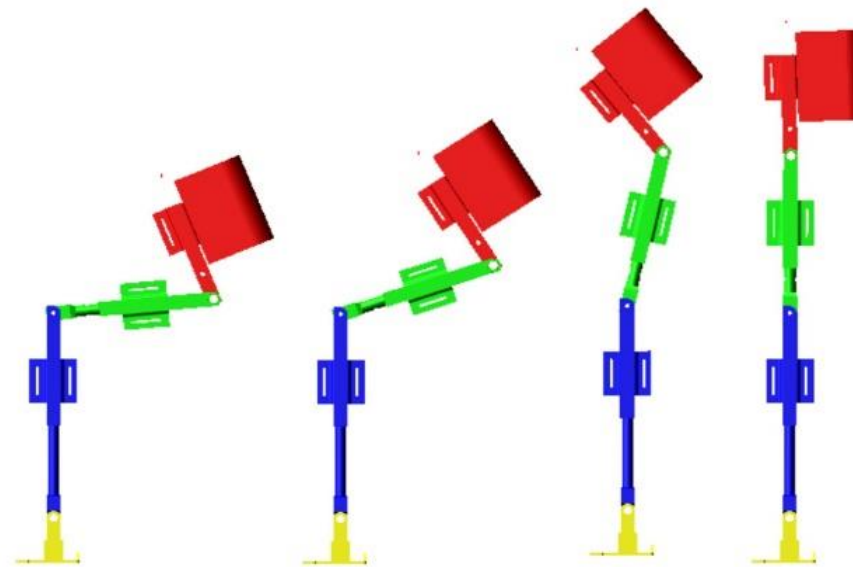
- Definiendo el error como $e = \theta_1 - \theta_{1d}$, y derivando dos veces se obtiene la ecuación dinámica del error dada por:

$$e^{VI} + k_5 e^V + k_4 e^{IV} + k_3 \ddot{e} + k_2 \ddot{e} + k_1 \dot{e} + k_0 e = 0$$

Resultados de simulación

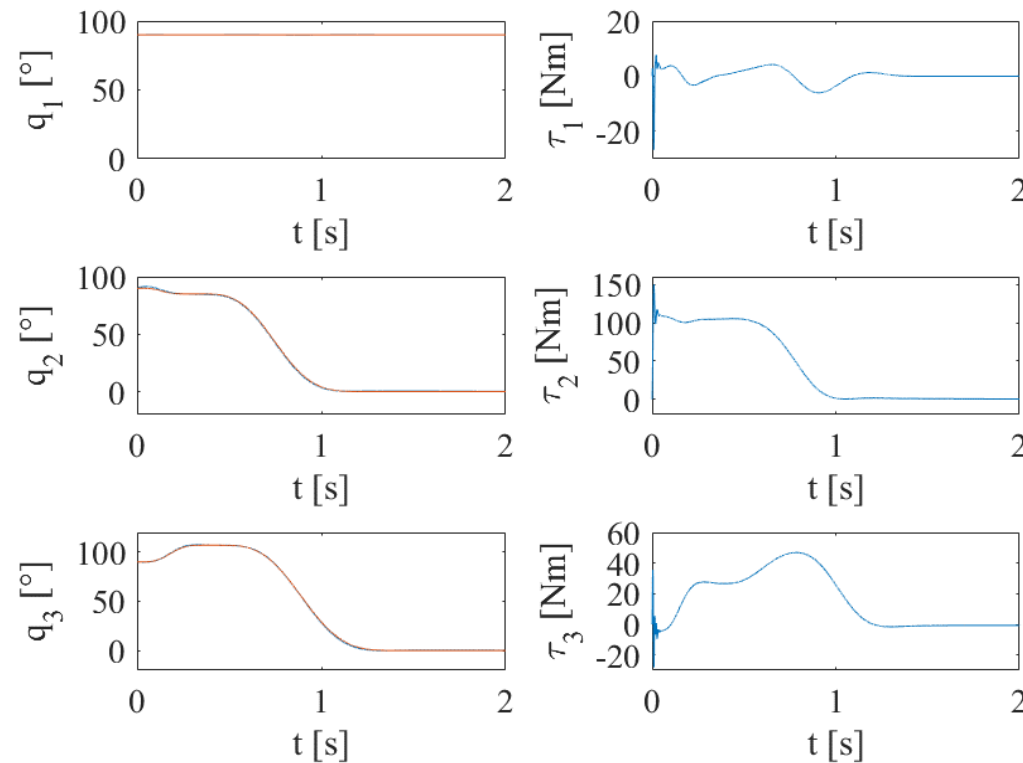
- **Caso 1**
- Los tiempos y valores inicial y final para cada eslabón del exoesqueleto durante la transición de sentado-pararse

| | t_i (s) | θ_i (°) | t_f (s) | θ_f (°) |
|---------------|-----------|----------------|-----------|----------------|
| Pierna | 0 | 90 | 2 | 90 |
| Muslo | 0 | 90 | 0.3 | 85 |
| | 0.3 | 85 | 2 | 0 |
| Cadera | 0 | 90 | 0.4 | 107 |
| | 0.3 | 107 | 2 | 0 |



Resultados de simulación

- Es importante mencionar que el peso del paciente se considera como si no aportará fuerzas adicionales para ayudar en la transición de sentado-parado, es decir, como si se dejará caer para que el exoesqueleto lo levante de la silla hasta ponerlo de pie

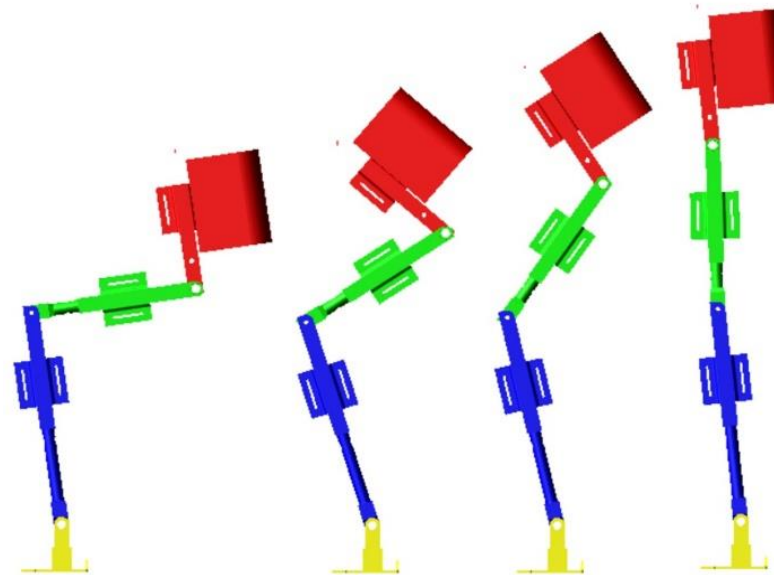


Resultados de simulación

- **Caso 2**

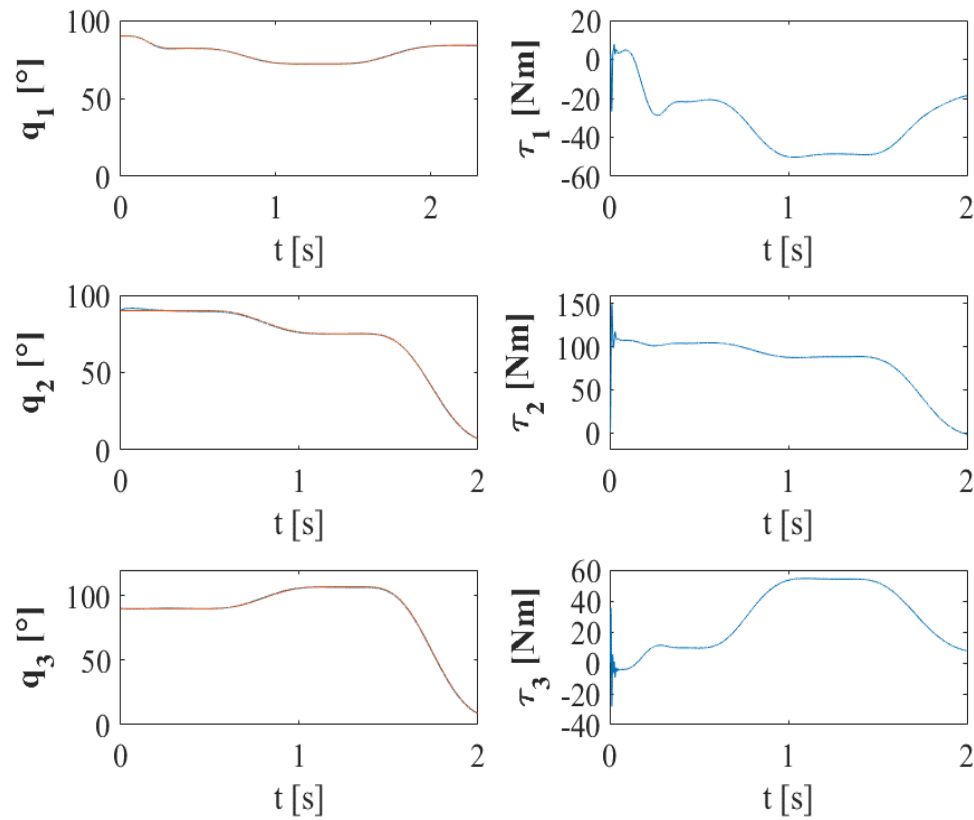
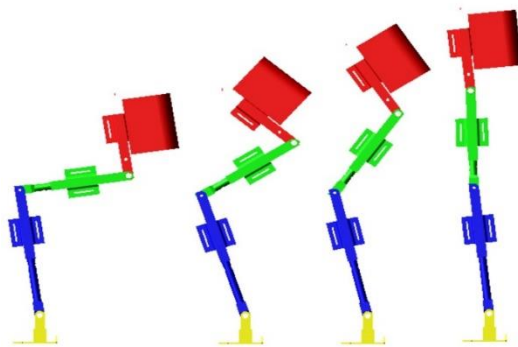
- En la segunda simulación, se consideran los tiempos y posiciones angulares obtenidos del análisis biomecánico (Pérez, 2018), movimiento natural, considerando una posición inicial de sentado, posteriormente, pasar a una posición para iniciar el levantamiento hasta llegar a una posición de parado.

| | t_i (s) | θ_i (°) | t_f (s) | θ_f (°) |
|--------|-----------|----------------|-----------|----------------|
| Pierna | 0 | 90 | 0.4 | 82 |
| | 0.4 | 82 | 1.3 | 72 |
| | 1.3 | 72 | 2.3 | 84 |
| Muslo | 0 | 90 | 0.4 | 90 |
| | 0.4 | 90 | 1.3 | 75 |
| | 1.3 | 75 | 2.3 | 4 |
| Cadera | 0 | 90 | 0.4 | 107 |
| | 0.4 | 90 | 1.3 | 107 |
| | 1.3 | 107 | 2.3 | 4 |



Resultados de simulación

- Como se observa en la Figura, los eslabones no quedan totalmente verticales, esto es debido a la posición natural del humano. Esta secuencia se puede apreciar de manera similar a la reportada en (Rajasekaran, 2017).



Conclusiones

- En este artículo se propone un controlador GPI robusto para el control de un exoesqueleto de extremidades inferiores en la transición de sentado-parado.
- El controlador tiene como objetivo el seguimiento de trayectorias, las cuales están basados en el análisis biomecánico (ángulos y tiempos) de la transición de levantarse y sentarse del ser humano.
- Los resultados de simulación muestran un buen desempeño de este controlador considerando las fuerzas que puede generar un usuario dejando caer su peso en el exoesqueleto. Como trabajo futuro se contempla su validación experimental.

Referencias

- Lara-Barrios, C. M. Blanco-Ortega, A. Abúndez-Pliego, A. and Colín-Ocampo, J. (2015). Sit-to-Stand Simulation for Torque Estimation on Lower Limb Joints, 2015 International Conference on Mechatronics, Electronics and Automotive Engineering ICMEAE 2015, Prague, 116-121.
- Pérez-Vigueras, D., Blanco-Ortega, A., Guzmán-Valdivia, C. H., Alcocer-Rosado, W. M. (2018). Análisis biomecánico de la acción sentarse-levantarse para el control de exoesqueletos. Revista de Ingeniería Biomédica y Biotecnología. 2-4: 34-44.
- Qureshi, M. H. Masood, Z. Rehman, L. Owais, M. and Khan, M. U. (2018). Biomechanical Design and Control of Lower Limb Exoskeleton for Sit-to-Stand and Stand-to-Sit Movements, 14th IEEE/ASME International Conference on Mechatronic and Embedded Systems and Applications (MESA), Oulu, 1-6.
- Rajasekaran, V., Vinagre, M. and Aranda, J. (2017). Event-based control for sit-to-stand transition using a wearable exoskeleton, 2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), London, 400-405.



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)