

Modelado y Control de un Exoesqueleto para la Rehabilitación de Extremidad Inferior con dos grados de libertad.

Ricardo López^{a,*}, Hipolito Aguilar^a, Sergio Salazar^b, Rogelio Lozano^c, Jorge A. Torres^d

^aPHD student Cinvestav D.F., México.

^bUMI, LAFMIA, Cinvestav D.F., México.

^cCNRS Research Director, Université de Technologie de Compiègne, 60200 Compiègne, France.

^dDCA, Cinvestav D.F., México.

Resumen

Los exoesqueletos mecánicos son robots acoplados a las extremidades del cuerpo humano enfocados en el incremento de su fuerza, velocidad y rendimiento principalmente. Las principales aplicaciones son en la milicia, en la industria y en la medicina. El exoesqueleto se puede utilizar para la rehabilitación de las extremidades cuando por causas de algún accidente o enfermedad se tiene una actividad muscular reducida o nula. En este artículo se presenta un exoesqueleto de dos grados de libertad para realizar ejercicios de rehabilitación para tobillo y rodilla. El diseño y fabricación del exoesqueleto está basado en la instrumentación de una ortesis del miembro inferior derecho. El Exoesqueleto utiliza sensores que estiman la fuerza producida por el humano y se encuentran incorporados en los actuadores de tipo SEA (Series Elastic Actuator) que se utilizan para amplificar la fuerza humana. Además mediante sensores se estima la posición y velocidad angular de las articulaciones, que se utilizan para controlar el movimiento de la pierna. En el artículo se presentan: un estudio del modelo dinámico del exoesqueleto y de los actuadores acoplados por medio del método de perturbaciones singulares, el diseño de un control basado en la suma de fuerzas generadas por el humano y el exoesqueleto, el diseño y fabricación del prototipo experimental y sus actuadores. Se realizaron simulaciones que muestran el buen desempeño del controlador propuesto. Los resultados experimentales muestran que existe una amplificación de la fuerza generada por el portador y amplificada por la mecánica del exoesqueleto, ofreciendo una disminución en el esfuerzo del usuario para mantenerse de pie y realizar ejercicios de flexión y extensión de las articulaciones. De manera que la amplificación de la fuerza puede aumentarse o disminuirse según se necesite, permitiendo al usuario una mejora evolutiva hasta llegar a la rehabilitación completa. Copyright © 2014 CEA. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos los derechos reservados.

Palabras Clave:

Exoesqueleto Mecánico, Rehabilitación, Control de Fuerza, Actuador SEA.

1. Introducción

La inmovilización de las articulaciones por medio de una férula para la restauración de una fractura o la falta de movimiento en las articulaciones por causa de alguna enfermedad como la hemiplejía derivan en complicaciones como rigidez articular, atrofia muscular, dolor y edema. Los músculos que no se utilizan se atrofian y pierden fuerza de un 5 % al día hasta un 8 % por semana. Con la inmovilización, se produce la atrofia

tanto en las fibras musculares de contracción lenta (tipo uno) como en las de contracción rápida (tipo dos). La atrofia de las fibras de contracción rápida es la primera que se observa con la pérdida de fuerza, mientras que la atrofia de las fibras de contracción lenta se refleja en la pérdida de resistencia. Para contrarrestar todos estos efectos negativos, será necesario no sólo la movilización pasiva de la musculatura afectada y activa cuando sea posible, sino también la elongación controlada de esta musculatura. Si no se produce movimiento en los músculos y tendones se pierde la capacidad de resistir y generar fuerza.

La rehabilitación se lleva a cabo a través de ejercicios terapéuticos. Según la APTA (American Physical Therapy Association) los ejercicios terapéuticos se definen como la aplicación sistemática planeada de movimientos físicos, posturas o actividades diseñadas para 1) remediar o prevenir deterioros, 2) mejorar el funcionamiento y 3) mejorar la condición física. Un

*Autor en correspondencia.

Parcialmente apoyado por el Conacyt.

Correos electrónicos: jlopez@ctrl.cinvestav.mx (Ricardo López), haguilar@ctrl.cinvestav.mx (Hipolito Aguilar), ssalazar@ctrl.cinvestav.mx (Sergio Salazar), rlozano@hds.utc.fr (Rogelio Lozano), jtorres@ctrl.cinvestav.mx (Jorge A. Torres)

URL: <http://www.hds.utc.fr/lafmia> (Ricardo López)



Figura 1: Exoesqueleto de dos grados de libertad para asistir la pierna derecha.

programa de rehabilitación puede incluir una gama de diferentes tipos de ejercicios como los de mejorar o prevenir el deterioro de la capacidad aeróbica, fuerza muscular, potencia y resistencia, flexibilidad o amplitud de movimiento, equilibrio, coordinación y agilidad. El fisioterapeuta es el especialista encargado de tratar todas las consecuencias de las lesiones que conlleva una fractura para hacer que la recuperación de esta sea la óptima en el menor tiempo posible. Están capacitados con habilidades especiales para diseñar programas terapéuticos de ejercicios. Un fisioterapeuta requiere de la comprensión del proceso de la enfermedad subyacente o la patología, la fisiología, la biomecánica, los principios físicos y la base de evidencias que respaldan la zona. El fisioterapeuta también debe ser capaz de identificar los objetivos de tratamiento apropiados en relación con cada paciente. Además de tener una comprensión de los principios físicos como el centro de gravedad, base de apoyo, impulso, inercia y fricción para que las influencias de estos factores en el cuerpo humano puedan ser consideradas para el diseño de los ejercicios y producir el efecto deseado (Glynn and Fiddler, 2009).

La rehabilitación está enfocada en dos objetivos. Primero recuperar la fuerza muscular que básicamente es la capacidad del músculo para contraerse y segundo recuperar la resistencia que es la capacidad de realizar el mismo movimiento repetidas veces. La asistencia del fisioterapeuta para realizar el ejercicio puede variar dejando que el paciente haga el ejercicio completamente solo, ayudar a realizar el ejercicio o incluso asistirlo completamente. Existen diferentes tipos de ejercicios de rehabilitación como los ejercicios de fortalecimiento, estos incrementan la cantidad de fuerza que el músculo puede generar. En un ejercicio isométrico, la longitud de la fibra muscular es constante, de forma que la contracción muscular ocurre sin movimiento articular. Un ejercicio isotónico es un ejercicio dinámico realizado con una carga o resistencia constante, pero sin controlar la velocidad del movimiento, en estos ejercicios la tensión de una fibra muscular es relativamente constante. El ejercicio isocinético origina un movimiento articular constante para esto se varía la resistencia en una respuesta a la fuerza muscular aplicada. La ventaja del ejercicio isocinético es que el músculo puede fortalecerse de forma óptima manteniendo un rango de movimiento articular completo, cosa que no es posible con los isométricos ni con los isotónicos. La desventaja del ejercicio isocinético es que requiere de la utilización de una máquina para variar la resistencia mientras se mantiene una tasa constante de movimiento (Hoppenfeld and Murthy, 2001). En las últimas décadas, muchos robots dedicados a la rehabi-

litación de extremidades superiores (Rocon et al., 2008) e inferiores se han desarrollado para recobrar la movilidad de las extremidades afectadas.

Los llamados sistemas móviles de rehabilitación para entrenamiento de la marcha en la superficie son robots con servomotores seguidores de los movimientos de la locomoción del paciente. Estos exoesqueletos permiten al paciente moverse bajo su propio control en lugar de moverse a través de los patrones de movimiento predeterminados. A estos robots también se les llaman robots vestibles, alguno de ellos como por ejemplo el KineAssist (Peshkin et al., 2005) para entrenamiento de equilibrio y marcha. Este robot es controlado de acuerdo con las fuerzas detectadas en el sujeto por medio de celdas de peso situadas en un arnés pélvico. El WalkTrainer (Bouri et al., 2006) de Swortec SA, es un sistema de rehabilitación robótico compuesto por un deambulador, una ortesis de pelvis, un apoyo del peso corporal, dos ortesis de pierna y un electro-estimulador controlado en tiempo real. El ReWalk (Goffer, 2006) es también un robot vestible motorizado cuasi-robótico de ARGO Medical Technologies Ltd., que se puede utilizar para actividades terapéuticas. El HAL (Kawamoto and Sankai, 2002) es un robot portátil diseñado para una amplia gama de aplicaciones como la rehabilitación de obras de apoyo pesado y construido en varias versiones (versión de cuerpo completo y la versión de dos piernas). Una versión de una sola pierna del HAL (Kawamoto et al., 2009) también ha sido desarrollada para soportar el caminar de las personas con hemiplejía. Este soporte para caminar se evaluó con un sujeto con hemiplejía que no era capaz de doblar su rodilla derecha. Por último el WHERE I y II (Seo and Lee, 2009) son prototipos con los que se han realizado ensayos clínicos para demostrar la eficacia de ambos sistemas en un paciente con heridas leves en las piernas.

Por otra parte también existen los llamados entrenadores de la marcha estáticos que son sistemas robóticos que se centran en los movimientos guiados de extremidades con el fin de tener un efecto óptimo desde un punto de vista terapéutico y funcional. El objetivo de estos sistemas es la obtención de fortalecimiento eficaz de los músculos y el desarrollo de resistencia, así como la movilidad articular y coordinación de movimientos. El MotionMaker (Schmitt et al., 2004) de Swortec SA, es un sistema de entrenamiento estacionario que permite realizar ejercicios de movimientos en las articulaciones con la participación activa de los miembros paralizados. Las extremidades están conectadas a la ortesis en el nivel del pie para simular fuerzas naturales de reacción del suelo. La ventaja de éste sistema son los ejercicios controlados por sensores en tiempo real combinados con la electro estimulación controlada y adaptado a los esfuerzos del paciente. El lambda (Bouri et al., 2009) es un robot para rehabilitación y ejercitación, se utiliza en la movilización de las extremidades inferiores, con su ayuda se proporciona el movimiento de las extremidades inferiores en el plano sagital, el cual incluye una rotación adicional de la movilización del tobillo. Otros ejemplo de este tipo de configuración es un sistema de rehabilitación con alambres impulsado por la pierna desarrollado por el Instituto Nacional de Ciencia Industrial Avanzada y Tecnología (AIST) de Tsukuba (Homma and Usaba, 2007).

El movimiento del tobillo es muy complicado debido a sus estructuras óseas complejas (Sui et al., 2009). Muchos sistemas se han desarrollado para ejercitar o restaurar estos movimientos del tobillo y la rodilla. Estos sistemas pueden agruparse en ortesis de pie estacionarios o activos. Los sistemas estacionarios son los mecanismos robóticos diseñados para ejercitar el tobillo humano y los movimientos de rodilla sin caminar. El paciente se coloca siempre en el mismo lugar y sólo el miembro requerido se ejercita. Algunos ejemplos de estos exoesqueletos son: AKROD (Nikitczuk et al., 2010); Leg-Robot (Kikuchi et al., 2010); GIST (Yoon et al., 2010); NUVABAT (Ding et al., 2010). Las ortesis del pie activas por el contrario a los sistemas estacionarios son exoesqueletos actuados que el usuario lleva puesto mientras camina en la superficie o en caminadora. Entre otras tienen la finalidad de controlar la posición y el movimiento del tobillo, compensar la debilidad y/o corregir deformidades. Estos sistemas son una evolución de las tradicionales ortesis pasivas de miembros inferiores, con capacidades adicionales para promover la dinámica de la marcha apropiada para la rehabilitación (Ferris et al., 2005). Algunos ejemplos son: Anklebot (Roy et al., 2007); Interactive Motion (Krebs et al., 2008), (Khanna et al., 2010); KAFO (Sawicki and Ferris, 2009); RGT (Bharadwaj and Sugar, 2006); Yonsei-AAFO (Hwang et al., 2006); SUKorpion AR (Satici et al., 2009).

Las ventajas de utilizar exoesqueletos para la rehabilitación, son aprovechar la precisión que tiene un robot en poder aumentar gradualmente la velocidad en las repeticiones de una secuencia, la extensión de la posición articular, la resistencia o fuerza de oposición de un ejercicio de aumento de fuerza, etc. En algunos ejercicios la resistencia que opone el fisioterapeuta deberá ser aumentada gradualmente para obtener una mejoría en el paciente, sin embargo sin la presencia de sensores que estimen datos precisos queda solamente la percepción errónea humana de la fuerza, lo que podría retrasar la rehabilitación del paciente. Durante el tratamiento, hay que recordar que el fisioterapeuta también puede provocar fracturas. Por lo tanto, se debe conocer el estado del paciente, realizar siempre tomas cortas, presiones manuales y rehuir de resistencias externas y distales que supongan brazos de palanca excesivos. Los exámenes musculares son una guía de utilidad para evaluar la mejoría en la fuerza muscular durante la fase de recuperación, estos también son una ventaja de utilizar robots cuya memoria puede registrar completamente el historial del paciente y evaluar gradualmente la mejoría.

EL RoboKnee (Pratt et al., 2004) es un exoesqueleto de un solo grado de libertad similar al prototipo que se presenta en este artículo ya que utiliza un SEA que asiste a la rodilla durante la marcha. Utiliza la medición del ángulo de la articulación de la rodilla y las fuerzas de reacción que se producen con el suelo para realizar un control de fuerza por medio de una retroalimentación positiva. El objetivo de nuestro artículo está enfocado mayormente en sistemas de rehabilitación de rodilla y tobillo. Se presenta un exoesqueleto de dos grados de libertad, basado en la instrumentación de una ortesis de extremidad inferior que proporciona una amplificación de la fuerza humana generada por la mecánica de los actuadores, ofreciendo una disminución en el esfuerzo del usuario para mantenerse en

pie y realizar movimientos en la rodilla y el tobillo en el plano sagital sin afectar el rendimiento de la pierna izquierda. Se consideran como los principales aportes el extender la línea de investigación en lo que respecta a los exoesqueletos basados en ortesis instrumentadas agregando dos grados de libertad, para asistir tobillo y rodilla se ha utilizado actuadores de tipo SEA y se presenta un análisis completo del prototipo experimental que puede utilizarse en ejercicios pasivos y activos.

Este artículo está estructurado de la siguiente manera. En la sección 2 se presenta el modelado del exoesqueleto, así como de los actuadores SEA. El diseño de la ley de control PD con compensación de la gravedad y su análisis de estabilidad se presentan en la sección 3. Los resultados obtenidos en simulación se encuentran en la sección 4. En la sección 5 se describe el prototipo experimental desarrollado. En la sección 6 se presentan los resultados obtenidos en las pruebas experimentales. Finalmente las conclusiones se presentan en la sección 7.

2. Modelo dinámico

2.1. Modelo dinámico del Actuador Elástico Serial (SEA)

Utilizar un SEA tiene ventajas en comparación con colocar un motor de DC directamente en la articulación sin ningún tipo de transmisión ya que hacer esto implica utilizar un motor grande con el fin de lograr el par de torsión adecuado, esto significa un aumento de la masa del motor y de su costo, esta es una de las ventajas de utilizar un actuador de tipo SEA. Por otra parte la idea de detectar la deformación del resorte colocado en serie con la transmisión y la salida del actuador contribuye en un buen control de fuerza (Robinson et al., 1999).

El modelo dinámico del actuador SEA así como diferentes tipos de controles se han estudiado en varios artículos como (Pratt and Williamson, 1995), (Pratt et al., 2002) y (Wyeth, 2006). En este artículo se presenta un modelo dinámico a partir de que un actuador tipo SEA tiene una estructura mecánica como se muestra en la Figura 2.

Donde τ_{mot} es el torque del motor, K es una ganancia debida a la estructura mecánica del actuador que amplifica el torque del motor y lo transforma en una fuerza f_m a la salida del actuador, m_m es una pequeña masa que se desliza a lo largo del tornillo sin fin por medio de un husillo a bolas, m_l es la masa total a la que se le aplica la fuerza resultante del actuador f_a , k_s es la constante del resorte colocado entre la masa m_m y la masa m_l y existe un pequeño coeficiente de fricción b_m que resulta del rozamiento del tornillo sin fin con el husillo de bolas.

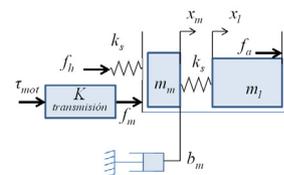


Figura 2: Representación gráfica del modelo dinámico de un actuador tipo SEA.

Del sistema mecánico del actuador se deriva que a la fuerza del motor f_m se le opone la masa m_m , la rigidez del resorte con

constante k_s y el coeficiente de fricción b_m , de lo anterior resulta la siguiente ecuación de segundo orden, lineal con coeficientes constantes:

$$f_m - b_m \dot{x}_m - f_a = m_m \ddot{x}_m \quad (1)$$

La fuerza f_a es la fuerza ejercida por el resorte en la masa m_l y depende de la elongación del resorte y su constante elástica k_s como se ve en la siguiente ecuación:

$$f_a = k_s(x_m - x_l) \quad (2)$$

Donde x_l es la posición de la masa m_l y x_m es la posición de la masa m_m . De (2) y (1) se obtiene:

$$\ddot{f}_a \frac{m_m}{k_s} + \dot{f}_a \frac{b_m}{k_s} + f_a = f_m - \ddot{x}_l m_m - \dot{x}_l b_m \quad (3)$$

Cuando la masa m_l se mueve libremente, la ecuación de x_l es tal que:

$$\ddot{x}_l = \frac{f_a}{m_l} \quad (4)$$

Se sustituye (4) en (3) para obtener el modelo dinámico del actuador.

$$\ddot{f}_a \frac{m_m}{k_s} + \dot{f}_a \frac{b_m}{k_s} + f_a \left(1 + \frac{m_m}{m_l}\right) = f_m - \dot{x}_l b_m \quad (5)$$

Se considera que la fricción que existe en el actuador es muy pequeña ($b_m \ll 1$) por lo tanto, se eliminan los términos que contienen a b_m . La ecuación anterior es en general el modelo dinámico de un actuador SEA, que se puede utilizar para los dos actuadores que contiene el exoesqueleto, uno en cada articulación (tobillo y rodilla), de tal forma que podemos reescribir el modelo dinámico de los actuadores como:

$$\ddot{f}_{ai} \frac{m_{mi}}{k_{si}} + f_{ai} \left(1 + \frac{m_{mi}}{m_{li}}\right) = f_{mi}; \quad i = 1, 2. \quad (6)$$

En adelante para todo el artículo el subíndice $i = 1$ se refiere al actuador en la articulación del tobillo, mientras $i = 2$ se refiere al actuador en la articulación de la rodilla.

2.2. Modelo dinámico del exoesqueleto

En la Figura 3 se representan las fuerzas que actúan sobre diferentes puntos del muslo y la espinilla de la pierna a lo largo de la extremidad y que producen los diferentes torques que afectan el movimiento de las articulaciones del tobillo q_1 y la rodilla q_2 . l_1 es la longitud del tobillo a la rodilla, l_2 es la longitud de la rodilla a la cadera. f_{a1} es la fuerza producida por el actuador que asiste al tobillo. f_{a1} se aplica a una distancia d_1 del tobillo y produce un torque en q_1 . La fuerza f_{a2} es debida al actuador que asiste a la rodilla y se aplica a una distancia d_2 de la rodilla con un ángulo β y produce un torque en q_2 . La masa m_1 es la masa de la espinilla del humano. Esta masa está concentrada en el centro de gravedad ubicado a una longitud l_{c1} del tobillo. m_2 es la masa del muslo del humano concentrada en el centro de de gravedad ubicado a una longitud l_{c2} de la rodilla. m_3 es la masa del cuerpo humano sin considerar las piernas y su centro de gravedad se encuentra a una distancia l_{c3} de la cadera,

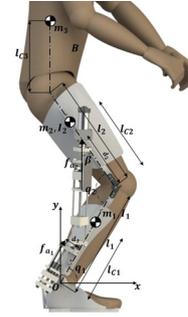


Figura 3: Representación del plano sagital del exoesqueleto de dos grados de libertad.

el cual genera un vector que se considera siempre paralelo al eje "y". g es la aceleración de la gravedad.

Se obtuvo el modelo de este sistema utilizando el método de Euler-Lagrange. Se considera la pierna humana junto con el exoesqueleto como un robot de dos grados de libertad con eslabones fijos que se mueven únicamente en el plano x-y (plano sagital). Al derivar la energía potencial para obtener las ecuaciones dinámicas el término constante ($-m_3 g l_{c3}$) que contiene a l_{c3} se elimina ya que no depende de q_1 ni de q_2 . La ecuación dinámica que modela este tipo de estructuras es:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau \quad (7)$$

Donde:

$$M(q) = \begin{bmatrix} M_{11}(q) & M_{12}(q) \\ M_{21}(q) & M_{22}(q) \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$C(q, \dot{q}) = \begin{bmatrix} C_{11}(q, \dot{q}) & C_{12}(q, \dot{q}) \\ C_{21}(q, \dot{q}) & C_{22}(q, \dot{q}) \end{bmatrix}$$

$$G(q) = \begin{bmatrix} G_1(q) \\ G_2(q) \end{bmatrix}$$

$$\tau = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix}$$

Donde:

$$\begin{aligned} M_{11} &= m_1 l_{c1}^2 + m_2 (l_1^2 + l_2^2) + m_3 (l_1^2 + l_2^2) \\ &\quad - 2(m_2 l_{c2} + m_3 l_2) l_1 \cos(q_2) + I_1 + I_2 \\ M_{12} &= -I_2 - m_2 l_{c2}^2 - m_3 l_2^2 + (m_2 l_{c2} + m_3 l_2) l_1 \cos(q_2) \\ M_{21} &= -I_2 - m_2 l_{c2}^2 - m_3 l_2^2 + (m_2 l_{c2} + m_3 l_2) l_1 \cos(q_2) \\ M_{22} &= m_2 l_{c2}^2 + m_3 l_2^2 + I_2 \end{aligned} \quad (9)$$

$$\begin{aligned} C_{11} &= (m_2 l_{c2} + m_3 l_2) l_1 \dot{q}_2 \sin(q_2) \\ C_{12} &= (m_2 l_{c2} + m_3 l_2) l_1 (\dot{q}_1 - \dot{q}_2) \sin(q_2) \\ C_{21} &= -(m_2 l_{c2} + m_3 l_2) l_1 \dot{q}_1 \sin(q_2) \\ C_{22} &= 0 \end{aligned} \quad (10)$$

$$\begin{aligned} G_1 &= (m_1 l_{c1} + m_2 l_1 + m_3 l_1) g \cos(q_1) \\ &\quad - (m_2 + m_3) l_{c2} g \cos(q_2 - q_1) \\ G_2 &= (m_2 + m_3) l_{c2} g \cos(q_2 - q_1) \end{aligned} \quad (11)$$

$$\begin{aligned}\tau_1 &= \tau_{exo1} + \tau_{h1} \\ \tau_2 &= \tau_{exo2} + \tau_{h2}\end{aligned}\quad (12)$$

Note que el torque necesario para generar movimiento en las articulaciones está compuesto por la suma de dos torques, (τ_{hi} y τ_{exoi}), donde τ_{h1} y τ_{h2} son torques generados por la fuerza humana en el tobillo y la rodilla respectivamente. Los torques τ_{exo1} y τ_{exo2} son generados por el exoesqueleto en función de las fuerzas que producen los actuadores (f_{a1} y f_{a2}) como se ve en la siguiente ecuación:

$$\begin{aligned}\tau_{exo1} &= d_1 f_{a1} \\ \tau_{exo2} &= d_2 f_{a2} \cos(\beta)\end{aligned}\quad (13)$$

Para poder ajustar las fuerzas f_{a1} y f_{a2} del modelo del actuador (6) en los pares generados por el exoesqueleto τ_{exoi} (13) del modelo dinámico del exoesqueleto (7), primero se debe realizar un cambio de variables $z_1 = f_a$ y $z_2 = \dot{f}_a$ así se obtiene:

$$\varepsilon \dot{z} = A_a z + B_a \quad (14)$$

Donde

$$\begin{aligned}A_a &= \begin{bmatrix} 0 & \varepsilon \\ -\left(1 + \frac{m_m}{m_i}\right) & \delta \end{bmatrix}; & B_a &= \begin{bmatrix} 0 \\ f_m \end{bmatrix}; \\ \varepsilon &= \frac{m_m}{k_s}; & \delta &= \frac{b_m}{k_s} \ll 1; & z &= \begin{bmatrix} z_1 \\ z_2 \end{bmatrix};\end{aligned}\quad (15)$$

Ahora llevando el modelo dinámico (7) a ecuaciones de estados donde $x_1 = \theta$ y $x_2 = \dot{\theta}$ se obtiene:

$$\begin{aligned}\dot{x}_1 &= x_2 \\ \dot{x}_2 &= M^{-1}[-Cx_2 - G] + M^{-1}\tau\end{aligned}\quad (16)$$

Note que $M \gg \varepsilon I$. Del modelo (16) en conjunto con el modelo (14) se obtiene una representación del estado con perturbaciones singulares. Este sistema dinámico responde a estímulos externos con diferentes tiempos transitorios uno rápido y el otro lento, el modelo dinámico del actuador es el que tiene una dinámica rápida debido a que el parámetro ε es del orden de $7,4 * 10^{-6}$. La dinámica lenta es la del exoesqueleto. De tal forma que al hacer $\varepsilon = 0$ se causa un cambio abrupto en las propiedades dinámicas del sistema, pues la ecuación diferencial (14) degenera en la ecuación algebraica:

$$0 = A_a z + B_a \quad (17)$$

Se dice que el modelo (14) y (16) está en la forma "típica" si (17) tiene $k \geq 1$ raíces reales aisladas:

$$z = h_j(t, x); \quad j = 1, 2, \dots, k. \quad (18)$$

Esta hipótesis asegura que a cada raíz de (17), corresponde un modelo reducido bien definido, los que se obtienen sustituyendo (18) en (16), con $\varepsilon = 0$, resultando en:

$$\dot{x} = f[t, x, h(t, x), 0] \quad (19)$$

De la ecuación anterior se ha suprimido el subíndice j de h ya que el sistema (17) solo tiene la siguiente raíz en:

$$f_{ai} = f_{mi} \left(\frac{m_i}{m_i + m_{mi}} \right) \quad (20)$$

El modelo reducido (19) se llama modelo de estado casi estacionario porque las variables z (cuya velocidad $\dot{z} = (A_a z + B_a)/\varepsilon$ puede ser muy elevada cuando ε es pequeño y $(A_a z + B_a) \neq 0$) converge de manera muy rápida a la raíz (20), que es un punto de equilibrio de (14). La validación de utilizar el método de perturbaciones singulares en nuestro sistema se hace mediante el teorema de Tikhonov (Khalil, 2002). La ecuación algebraica (20) se sustituye en f_{a1} y f_{a2} de las entradas (12) respectivamente y se obtiene:

$$\tau_{exo1} = d_1 \left(\left(\frac{m_1}{m_{m1} + 1} \right) f_{m1} \right) \quad (21)$$

$$\tau_{exo2} = d_2 \left(\left(\frac{m_2}{m_{m2} + 1} \right) f_{m2} \right) \cos(\beta) \quad (22)$$

2.3. Modelo dinámico de la pierna humana

Existen varios puntos de vista sobre la estrategia de control motriz humano que utiliza el SNC (Sistema Nervioso Central) para el control de movimiento de las extremidades. Diversos autores han sugerido algunas variables de control muscular tales como la fuerza, longitud, velocidad, rigidez y amortiguamiento de los músculos, sin embargo es difícil plantear que existe una estrategia única de control. Lo anterior debido a que el SNC puede resolver una gran cantidad de tareas. Existe una amplia gama de investigación en este campo, (Feldman, 1974), (Kelso and Holt, 1980), (Hogan, 1980), (Hogan, 1984), (Hogan, 1985), (Nichols and Houk, 1976).

Para representar el modelo musculo-esquelético del humano como se ve en la ecuación (23) se utiliza un método llamado masa-resorte-amortiguador (MSD), donde I es la matriz de masas, B es la matriz de amortiguamiento y K matriz de elasticidad, φ , $\dot{\varphi}$ y $\ddot{\varphi}$ representan los vectores de distancia, velocidad y aceleración respectivamente y W es el vector que contiene el peso de las diferentes masas. (Nikooyan and Zadpoor, 2011). Las masas representan las propiedades de las inercias de los diferentes segmentos del cuerpo humano, los resortes y amortiguadores representan las propiedades mecánicas de los diferentes segmentos como huesos, músculos, tendones y ligamentos (Bullimore and Burn, 2007). Los valores de los parámetros varían en cada persona, los valores utilizados en este artículo se basan en los obtenidos en (Derrick et al., 2000) para una persona de 76kg ($m_{h1} = 15\text{kg}$, $m_{h2} = 61\text{kg}$, $k_{h1} = 78,4\text{kN/m}$, $k_{h2} = 34,1\text{kN/m}$ y $b_{h1} = 0,76\text{kN.s/m}$).

$$I\ddot{\varphi} + B\dot{\varphi} + K\varphi = Wu \quad (23)$$

Donde

$$\begin{aligned}I &= \begin{bmatrix} m_{h1} & 0 \\ 0 & m_{h2} \end{bmatrix}; & B &= \begin{bmatrix} b_{h1} & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}; \\ K &= \begin{bmatrix} k_{h1} + k_{h2} & -k_{h2} \\ -k_{h2} & k_{h2} \end{bmatrix}; & W &= \begin{bmatrix} m_{h1}g \\ m_{h2}g \end{bmatrix}\end{aligned}$$

La estrategia de control que suponemos utiliza el SNC para el control de movimientos de la pierna en este caso es un PD ($u = ek_{ph} + \dot{e}k_{vh}$) con ganancias constantes positivas k_{ph} y k_{vh} y su valor dependerá de cada persona que utiliza el exoesqueleto. la fuerza producida por la pierna humana $\ddot{\varphi} = f_h$ es proporcional dinámicamente al error de posición $e = \varphi_d - \varphi$, así como a la velocidad de cambio del error \dot{e} , donde en general φ_d es la posición deseada por el humano. Estas fuerzas (f_{h1} y f_{h2}) serán medidas por los sensores de fuerza colocados en el exoesqueleto. El humano proporciona intuitivamente el error de posición angular y la velocidad con la que se desea mover el exoesqueleto.

3. Control

Para diseñar el control de posición angular para el sistema (7) se considero el uso del exoesqueleto para realizar ejercicios relativamente lentos que generan aceleraciones y velocidades angulares pequeñas (Los valores máximos que se alcanzan durante la simulación son: $\dot{q}_1 = 0,3053rad/s$, $\dot{q}_2 = 0,6126rad/s$, $\ddot{q}_1 = 0,3083rad/s^2$ y $\ddot{q}_2 = 0,6066rad/s^2$), por lo tanto los torques generados por movimientos que involucran a la matriz de inercia $M(q)$ y la matriz centrífuga y de coriolis $C(q, \dot{q})$ son pequeños. La mayor cantidad del torque necesario para generar movimientos en las articulaciones es debida al vector de pares gravitacionales $G(q)$. En la Figura 4 podemos observar una comparación entre los términos ($M(q)\ddot{q}$, $C(q, \dot{q})\dot{q}$ y $G(q)$) generados por hacer una flexión y extensión en las articulaciones.

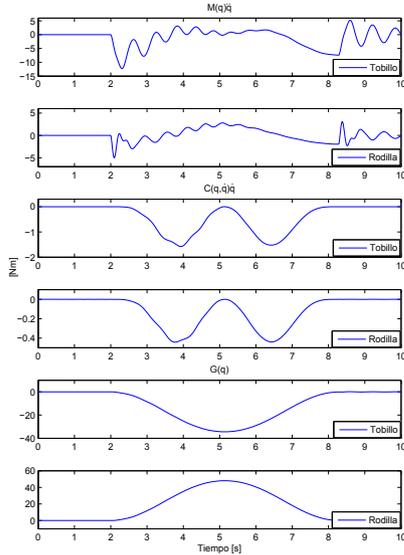


Figura 4: Torques generados por los términos de la Matriz de Inercia $M(q)\ddot{q}$, Matriz Centrífuga y de Coriolis $C(q, \dot{q})\dot{q}$ y Vector de Gravedad $G(q)$.

Un control PD no garantiza el cumplimiento del objetivo de control de posición en sistemas cuyos modelos dinámicos

contienen el término de pares gravitacionales a menos que la posición deseada q_d sea tal que $G(q_d) = 0$. Por lo tanto se utilizo el siguiente control PD con compensación de gravedad:

$$f_{mi} = Tc_i[kp_i\tilde{q}_i - kd_i\dot{\tilde{q}}_i + kg_iG_i(q_i)] \quad (24)$$

Donde kp_i y kd_i se denominan ganancia de posición y de velocidad, respectivamente. q_{di} es la posición articular deseada. $\tilde{q}_i = q_{di} - q_i$ se denomina error de posición. $\dot{\tilde{q}}_i$ es el error de velocidad. Tc_i son términos constantes y tienen la siguiente forma:

$$Tc_1 = \left(\frac{m_{m1}+1}{l_1 m_1} \right) \\ Tc_2 = \left(\frac{m_{m2}+1}{l_2 \cos(\beta) m_2} \right); \quad 0 \leq \beta \leq \frac{\pi}{4} \quad (25)$$

Por ultimo $kg_iG_i(q_i)$ es el término de compensación de la gravedad y requiere del conocimiento previo del vector de pares gravitacionales del modelo dinámico (7). La constante kg_i puede modificarse ($0 \leq kg_i \leq 1$) y determina la cantidad de $G(q)$ que será compensada por el control. Note que en medida en que se disminuye la constante kg_i el torque generado por el exo-esqueleto (τ_{exoi}) compensa una menor cantidad del peso total del cuerpo humano y resulta en un mayor torque generado por el esfuerzo en la pierna (τ_{hi}) para mantener una posición deseada. Es decir que:

$$\tau_{hi} = (1 - kg_i)G_i(q_i) \quad (26)$$

3.1. Análisis de estabilidad en lazo cerrado

Si sustituimos las leyes de control f_{mi} (24) en los torques (21) y (22), se obtiene:

$$\tau_{exoi} = kp_i(q_{di} - q_i) - kd_i\dot{q}_i + kg_iG_i(q_i) \quad (27)$$

A la ecuación anterior se suman los torques generados por el humano τ_{hi} de la ecuación (26) para completar la compensación del vector de gravedad $G(q)$ y obtener el modelo dinámico del sistema en lazo cerrado de la siguiente forma:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = Kp\ddot{q} + Kd\dot{q} + G(q) \quad (28)$$

Donde Kp y Kd son matrices diagonales simétricas definidas positivas que contiene a las ganancias kp_i y kd_i , respectivamente. El objetivo del control PD con compensación de la gravedad es:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} q(t) = q_d$$

Donde q_d es un vector constante cualquiera. Para estudiar la estabilidad del punto de equilibrio $\begin{bmatrix} \ddot{q}^T & \dot{q}^T \end{bmatrix} = 0$ se empleó el método directo de Lyapunov (Vidyasagar, 1993). La función candidata de Lyapunov es:

$$V(\tilde{q}, \dot{\tilde{q}}) = \frac{1}{2}\dot{\tilde{q}}^T M(q)\dot{\tilde{q}} + \frac{1}{2}\tilde{q}^T Kp\tilde{q} \quad (29)$$

Calculando su derivada con respecto al tiempo, se obtiene:

$$\dot{V}(\tilde{q}, \dot{q}) = \dot{q}^T M(q)\dot{q} + \frac{1}{2}\dot{q}^T \dot{M}(q)\dot{q} + \tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} \quad (30)$$

Se sustituye $M(q)\dot{q}$ de la ecuación (28), para obtener:

$$\begin{aligned} \dot{V}(\tilde{q}, \dot{q}) = & \dot{q}^T K_p \tilde{q} + \dot{q}^T K_d \dot{\tilde{q}} \\ & + \dot{q}^T [-C(q, \dot{q}) + \frac{1}{2}\dot{M}(q)]\dot{q} + \tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} \end{aligned} \quad (31)$$

Una de las propiedades de la matriz centrífuga y de coriolis establece que dicha matriz $C(q, \dot{q})$ se relaciona con la matriz de inercia $M(q)$ mediante la expresión:

$$x^T [\frac{1}{2}\dot{M}(q) - C(q, \dot{q})]x = 0 \quad \forall q, \dot{q}, x \in \mathbb{R}^n$$

Aplicando la propiedad anterior y debido a que $\dot{\tilde{q}} = -\dot{q}$ ya que q_d es un vector constante, la derivada de la función candidata de Lyapunov finalmente resulta como:

$$\dot{V}(\tilde{q}, \dot{q}) = -\dot{q}^T K_d \dot{q} \quad (32)$$

La función $V(\tilde{q}, \dot{q})$ es entonces una función de Lyapunov ya que $\dot{V}(\tilde{q}, \dot{q}) \leq 0$, por lo tanto el origen es estable y las soluciones \tilde{q} y \dot{q} están acotadas. La estabilidad asintótica global del origen $\begin{bmatrix} \tilde{q}^T & \dot{\tilde{q}}^T \end{bmatrix} = 0$, se puede demostrar por medio del teorema de LaSalle (Spong and Vidyasagar, 1989). La constante k_{gi} equivale a una amplificación de fuerza en el exoesqueleto que disminuye el esfuerzo en el humano para contrarrestar los pares generados por el vector de gravedad. El valor de k_{gi} se propone en base a la ganancia de fuerza que se desea obtener del exoesqueleto pero se debe tomar en cuenta que existe una saturación en la fuerza que generan los actuadores f_{ai} , debido a que f_m está limitada por el torque máximo del motor τ_{mot} , y de la ganancia máxima de la transmisión mecánica K .

4. Resultados numéricos de simulación

Para verificar el desempeño del control se utilizó una simulación de los movimientos de las articulaciones que se generan al realizar una flexión (disminución en el ángulo de la articulación) y una extensión (aumento en el ángulo de la articulación) observe la Figura 5. Los rangos de movimiento en las articulaciones son aproximadamente de 35° en el tobillo y de 80° en la rodilla. Para simular la trayectoria que recorren las articulaciones en el ejercicio, se generaron dos trayectorias deseadas por medio de funciones cosenoidales. Las trayectorias deseadas tienen velocidades y aceleraciones angulares muy pequeñas (ver Sección 3). En las pruebas experimentales el valor de la posición angular deseada (q_d) se interpreta mediante los sensores como el deseo del humano de extender o flexionar las articulaciones con una determinada fuerza.

La simulación permite ajustar las ganancias del control que nos permiten una aproximación para ajustar el control en el prototipo. Los resultados de la simulación se pueden observar en la Figura 6 para el tobillo en la parte superior y para la rodilla en la parte inferior. Se observa que la salida del control sigue a la trayectoria deseada sin sobretiros considerables que afectarían las articulaciones del humano en un tiempo de respuesta corto. El error de posición $\tilde{q} \rightarrow 0$.

En las gráficas de la Figura 7 se presenta el valor del término gravitacional total G_i en líneas punteadas y los torques generados con fuerza humana τ_{hi} para diferentes valores de k_{gi} . A medida que el valor de k_{gi} aumenta el torque generado por el exoesqueleto que compensa la gravedad también aumenta y esto se refleja en una disminución del esfuerzo humano. La tabla (1) muestra los parámetros utilizados en la simulación del modelo dinámico del exoesqueleto. Los parámetros se obtienen por medio de mediciones en el mecanismo y datos antropométricos (Huston, 2012) para una persona de 75 kg.

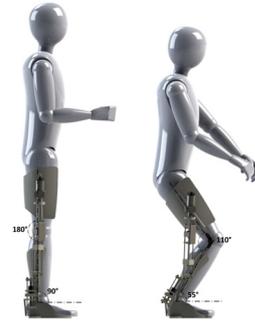


Figura 5: Ejercicio de flexión de piernas hasta llegar a $q_1 = 55^\circ$, $q_2 = 110^\circ$.

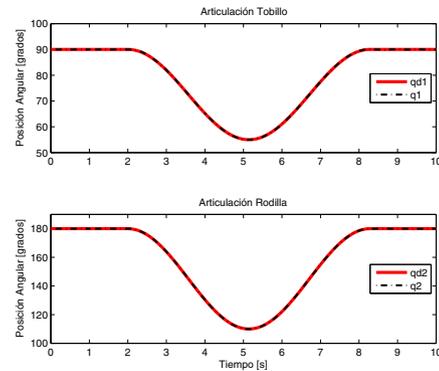


Figura 6: Comparación entre posición angular deseada y posición angular de la articulación del tobillo y la rodilla en simulación.

5. Prototipo experimental del exoesqueleto

Se diseñó un exoesqueleto capaz de soportar el peso de una persona de 75 kg aproximadamente. Para la construcción del dispositivo se trabajó sobre un aparato largo mixto con socket cuadrilateral que consta de un aparato terminal tobillo-pie con apoyo en cóndilos femorales. El material de la carcasa es polipropileno con barras de duraluminio laterales y mediales y articulación de rodilla libre, el aparato completo mide 83cm de largo, 47cm de largo en el muslo y 36cm de largo en la espina. Esta instrumentado con actuadores tipo SEA como se observa en la Figura 10. Estos actuadores mecánicos amplifican la fuerza de la pierna y se encuentran unidos al exoesqueleto

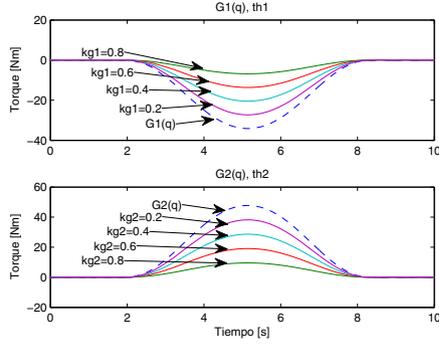


Figura 7: Par gravitacional total, Torque generado por el humano para distintos valores de kg_i .

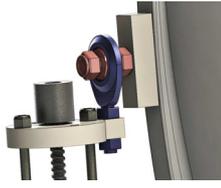


Figura 8: Unión entre los actuadores con el exoesqueleto mediante un punto que pivota.

por medio de puntos que pivotan. En la Figura 8 se observa articulación esférica que esta fija a un extremo del actuador y un eje fijo al exoesqueleto, de manera similar se fija el otro extremo del actuador que asiste a la rodilla. El actuador que asiste al tobillo esta fijo a una parte de la espinilla mientras que el otro extremo se une por medio de un punto de pivoteo similar. El exoesqueleto está instrumentado también con dos encoders ópticos que detectan la posición angular de las articulaciones y genera el vector de posición q y dos giróscopos que detectan la velocidad angular en las articulaciones que generan el vector de velocidad angular \dot{q} , estas señales son filtradas para evitar el ruido. Además contiene dos sensores que estiman las fuerzas producidas por el humano f_{h1} y f_{h2} que se utilizan posteriormente para generar el vector de posición deseada q_d , observe la Figura 9. Los resortes con constantes k_s se ubican a una distancia d_i de la articulación y están colocados de tal forma que se deforman cuando el humano aplica una fuerza f_h al extremo del actuador, esta elongación se mide por un sensor de posición lineal y se utiliza para estimar la fuerza aplicada por el usuario. La magnitud de la fuerza produce un desplazamiento angular en la articulación ($q_d - q$). De esta manera utilizando la ley de Hooke para un desplazamiento angular ($df_h = Ks(q_d - q)$), obtenemos la relación que existe entre posición angular deseada y la fuerza aplicada por el humano como se ve en las siguientes ecuaciones:

$$q_{d1} = \frac{f_{h1}d_1}{k_{s1}} + q_1 \quad (33)$$

$$q_{d2} = \frac{f_{h2}d_2 \cos(\beta)}{k_{s2}} + q_2 \quad (34)$$

Observe que la estructura del sensor contiene dos resortes debido a que está diseñada para poder detectar la magnitud y la dirección de la fuerza humana f_h . El sentido en que se aplique la fuerza indica si el usuario desea extender o comprimir la articulación. De las ecuaciones (33) y (34) es fácil notar tres casos. i) si $f_h = 0$ entonces $q_d = q$ es decir que no se pretende mover la articulación. ii) Si $f_h > 0$ entonces $q_d > q$ que se traduce en la intención de extender la articulación. iii) Si $f_h < 0$ entonces $q_d < q$ que equivale a la intención del usuario de flexionar la articulación.

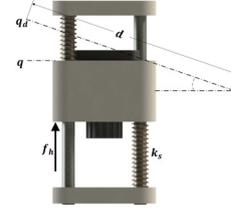


Figura 9: Sensor para estimación de la fuerza humana f_h .

Tabla 1: Parámetros Físicos del Exoesqueleto

Parámetro	Cantidad	Unidades
l_1	0.3683	m
l_2	0.3887	m
l_{c1}	0.1958	m
l_{c2}	0.2072	m
l_{c3}	0.2103	m
d_1	0.0384	m
d_2	0.2176	m
m_1	3.4875	kg
m_2	7.5	kg
m_3	25.425	kg
I_1	0.25	$kg * mm^2$
I_2	0.69	$kg * mm^2$
kp_1	5000	-
kp_2	4000	-
kd_1	60	-
kd_2	60	-
k_{s1}	173.8745	N / m
k_{s2}	181.0046	N / m

La transmisión mecánica consiste en un arreglo de transmisión por husillo de bolas. Se diseñaron dos actuadores para acoplarse a la rodilla y al tobillo. En la parte superior de cada actuador se acoplo un motor de 12 volts con un torque máximo de 5Nm (actuador de la rodilla) y 1.8Nm (actuador del tobillo), estos motores están acoplados a un tornillo sin fin con paso de 30,480mm en la rodilla y 5,08mm en el tobillo el cual al girar desplaza a la tuerca a bolas realizando el desplazamiento del actuador expandiéndolo o comprimiéndolo dependiendo de la dirección en la que gire el motor. La siguiente ecuación expresa la transmisión mecánica en un sistema de husillo de bolas.

$$T = \frac{1}{2\pi} P(F + \mu W_g) \quad [Nm] \quad (35)$$

Donde T es el torque del motor, F es la fuerza que genera la transmisión, W_g es la masa que se desplaza, μ es el coeficiente de fricción en el husillo (aprox. 0.05 a 0.2) y P es el paso del tornillo sin fin.



Figura 10: a) Modelo mecánico del actuador para la rodilla, b) Modelo mecánico del actuador para la rodilla desacoplado en las dos partes principales que lo conforman.

La parte electrónica del exoesqueleto esta conformada principalmente por un microcontrolador rabbit 3400 que se utiliza como cerebro del sistema, éste procesa las señales de entrada que provienen de un sensor de posición lineal MLT 0R5N0750 F5C, un enconder óptico 600EN-128-CBL que mide la posición angular y un giróscopo LPR510AL que mide la velocidad angular. Cada articulación utiliza estos 3 sensores. La señal de salida generada es de tipo PWM y se amplifica por medio de un Driver MD03 que proporciona la cantidad de voltaje suficiente para operar a los motores de los actuadores. En la Figura 11 se observa en un diagrama de la instrumentación del exoesqueleto.

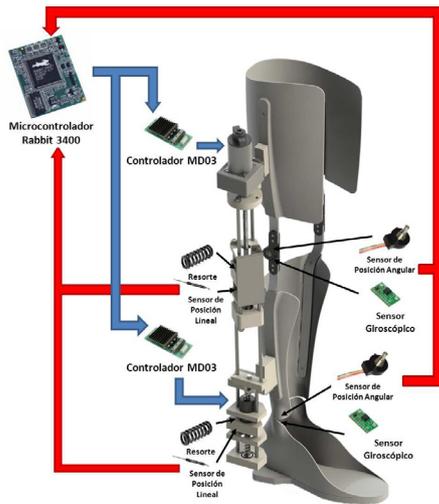


Figura 11: Diagrama a bloques de los componentes del prototipo.

6. Resultados experimentales

Las pruebas experimentales que se realizaron con el exoesqueleto consisten en ejercicios similares a las simulaciones realizadas por un sujeto de 76kg sin lesiones. En las Figuras 13 y 14 se muestran los datos obtenidos experimentalmente en las articulaciones del tobillo y la rodilla respectivamente. Se presentan en la gráfica superior la posición angular q mientras en

la gráfica inferior se muestra una comparación entre la fuerza ejercida por el humano f_h y la fuerza producida por el actuador f_a para cada articulación. La fuerza que proporciona el humano es estimada por medio del sensor de fuerza, este valor se ha multiplicado por un factor de 10 para poder distinguir su comportamiento en cada gráfica. Podemos analizar el comportamiento en 4 partes principales:

1) En la primera etapa del experimento, en el intervalo de tiempo $t=(0, 1.5)$ el usuario permanece en la posición de pie y las articulaciones se encuentran en $q_1 = 90^\circ$, $q_2 = 180^\circ$. La fuerza del humano y del actuador son iguales, ($f_{h1} = f_{a1} = 0$, $f_{h2} = f_{a2} = 0$) pues no se realiza ningún movimiento.

2) En esta segunda etapa del ejercicio, en el intervalo de tiempo $t=(1.5, 2.3)$ el humano flexiona las articulaciones, los valores de estas descienden hasta llegar aproximadamente a $q_1 = 70^\circ$, $q_2 = 110^\circ$. La fuerza del humano es negativa lo que se traduce en un esfuerzo por disminuir el ángulo de las articulaciones, note que la fuerza del actuador f_a tiene un comportamiento similar a f_h , sin embargo recordemos que en esta gráfica f_h esta multiplicada por 10. La amplificación de la fuerza es pequeña debido a que en esta etapa del ejercicio se necesita menor intervención del exoesqueleto y no es necesaria mucha potencia en los actuadores para realizar este movimiento.

3) En esta tercera etapa del ejercicio, en el intervalo de tiempo $t=(2.3, 2.5)$ el usuario permanece en una posición de flexión de las articulaciones, manteniendo los valores de las articulaciones constantes en $q_1 = 70^\circ$, $q_2 = 110^\circ$. El torque generado por los pares gravitacionales es mayor que en las demás etapas del ejercicio, observe la Figura 7. En esta pequeña fracción de tiempo podemos observar que el usuario no ejerce fuerza ($f_h = 0$) en el sensor sin embargo existe un valor positivo en la fuerza producida por los actuadores f_a , esto debido al término de la compensación de la gravedad generada por el control. Esta amplificación de fuerza se refleja en una disminución en el esfuerzo físico de las articulaciones del humano para mantener esta posición.

4) En esta cuarta etapa del ejercicio, en el intervalo de tiempo $t=(2.5, 3.1)$ el usuario extiende las articulaciones con el objetivo de regresar a la posición principal (mantenerse en pie), los valores de las posiciones angulares se incrementan hasta llegar nuevamente a $q_1 = 90^\circ$, $q_2 = 180^\circ$. El esfuerzo del humano para realizar este movimiento se genera por medio de una fuerza positiva f_h . La amplificación de la fuerza f_a es mayor que en tiempos anteriores debido a que el esfuerzo para regresar a la posición de pie requiere una mayor potencia en los actuadores. Note que existe una saturación en los valores máximos de $f_{a1} = 45$ y $f_{a2} = 58$. Esta se produce debido a que existe un torque máximo en los motores.

Se realizó una simulación utilizando las trayectorias deseadas (q_{d1} y q_{d2}), las cuales provienen de datos obtenidos de la plataforma experimental, esto con el propósito de introducir una trayectoria real en la simulación. De estos resultados se aprecia que existe una dinámica similar entre la simulación y el prototipo experimental con lo cual suponemos que el modelo matemático obtenido representa adecuadamente al exoesqueleto durante los movimientos de flexión y extensión, observe la Figura 12.

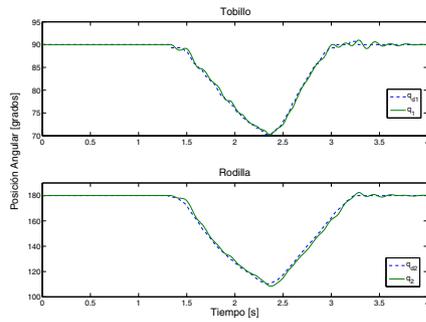


Figura 12: Simulación de seguimiento de trayectoria con datos reales obtenidos del prototipo experimental.

7. Conclusiones

La importancia para atender las necesidades del hombre como en la rehabilitación de las articulaciones, músculos, huesos, tendones, etc., mantiene el estudio y desarrollo de nuevos exoesqueletos como una línea de investigación activa que motiva a mejorar los diferentes prototipos que existen. Se debe innovar con prototipos que puedan ser accesibles para cualquier persona mejorando los costos de estos dispositivos, disminuyendo el tamaño de los prototipos para mejorar la apariencia del exoesqueleto y comodidad de quienes los utilizan y profundizando en el estudio y mejoramiento de programas de rehabilitación así como ejercicios para diferentes casos clínicos. Por otra parte la aplicación de las leyes de control que optimicen estos dispositivos debe permanecer en constante estudio entre otras cosas, para explotar por completo las posibilidades que existen en el futuro de los exoesqueletos.

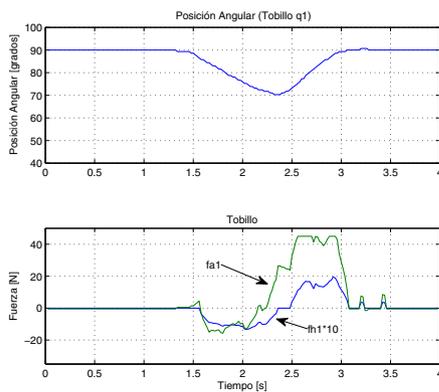


Figura 13: Comparación entre la fuerza proporcionada por el humano y la salida resultante del mecanismo, para la articulación del tobillo, datos experimentales.

Este trabajo amplía la línea de investigación que se tiene en los exoesqueletos que utilizan actuadores tipo SEA (Series Elastic Actuator). Utilizando dos grados de libertad que permiten asistir a la rodilla y al tobillo de la pierna derecha. Se presentó una ortesis activa de miembros inferiores (pierna dere-

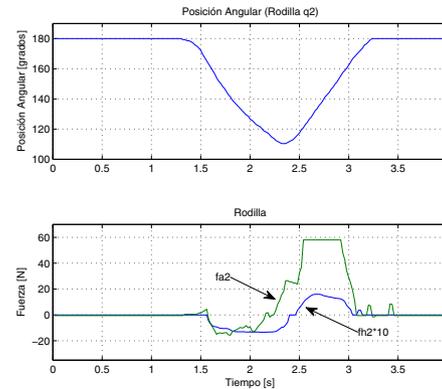


Figura 14: Comparación entre la fuerza proporcionada por el humano y la salida resultante del mecanismo, para la articulación de la rodilla, datos experimentales.

cha), cuya finalidad consiste en controlar la posición y el movimiento del tobillo y la rodilla además compensar la debilidad o corregir deformidades. El prototipo experimental que se construyó para este artículo se utiliza de manera activa y también puede ser utilizado de manera pasiva, es decir como un sistema estacionario. Los sistemas estacionarios son los mecanismos robóticos diseñados para ejercitar el tobillo y los movimientos de rodilla sin caminar, donde el usuario no ejerce ningún tipo de fuerza. Se utilizó un control PD con compensación de la gravedad el cual responde satisfactoriamente a los requerimientos de velocidad y posicionamiento que un exoesqueleto de estas características requiere.

English Summary

Modeling and Control of a Exoskeleton for Lower Limb Rehabilitation with two degrees of freedom.

Abstract

Exoskeletons are robots attached to the extremities of the human body focused on increasing their strength, speed and performance primarily. The applications are in the military, industry and medical. The exoskeleton can be used for the rehabilitation of limbs because of accident or illness that can cause little muscle activity or null. This article presents an exoskeleton of two degrees of freedom that is used to ankle and knee exercise rehabilitation. The design and manufacture of the exoskeleton is based on the instrumentation of a right lower limb orthoses. The exoskeleton contains sensors to estimate the force produced by a human and contains SEA actuators (Serial Elastic Actuators) that used to amplify the human force. Also contains sensors to estimate the position and angular velocity in joints. This paper presents in general: a study of the dynamic model of the exoskeleton and actuators coupled through the singular perturbation method, the design of a control based on the sum of forces generated by the human and the exoskeleton, and

the design and manufacture of an experimental prototype. The simulation result shows that the sum of forces between the human and the exoskeleton is controlled to obtain a desired angular position of the joints (knee and ankle). Experimental results show that exist a human force amplification generated by the exoskeleton, providing a reduction in the patient's effort to remain standing and bending exercises. Then force amplification can be increased or decreased as needed in different workouts that will allow the user an evolutionary improvement to achieve a full rehabilitation.

Keywords:

Mechanical Exoskeleton, Rehabilitation, Force control, SEA Actuators.

Referencias

- Bharadwaj, K., Sugar, T. G., 2006. Kinematics of a robotic gait trainer for stroke rehabilitation. in Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, (ICRA '06) pp. 3492-3497.
- Bouri, M., Gall, B. L., Clavel, R., 2009. A new concept of parallel robot for rehabilitation and fitness: the lambda. in Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, (ROBIO '09) pp. 2503-2508.
- Bouri, M., Stauffer, Y., Schmitt, C., 2006. The walktrainer: a robotic system for walking rehabilitation. in Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, (ROBIO '06) pp. 1616-1621.
- Bullimore, S. R., Burn, J. F., J. T., 2007. Ability of the planar spring mass model to predict mechanical parameters in running humans.
- Derrick, T. R., Caldwel, G. E., Hamill, J., 2000. Mass spring damper modeling of the human body to study running and hopping: an overview.
- Ding, Y., Sivak, M., Weinberg, B., Mavroidis, C., Holden, M. K., 2010. Nuva-bat: northeastern university virtual ankle and balance trainer. in Proceedings of the IEEE Haptics Symposium, (HAPTICS '10) pp. 509-514.
- Feldman, A. G., 1974. Change in the length of the muscle as a consequence of a shift in equilibrium in the muscle-load system. *Biophys* vol. 19, pp. 544-548.
- Ferris, D. P., Sawicki, G. S., Domingo, A. R., 2005. Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation. *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation* vol. 11, no. 2, pp. 34-49.
- Glynn, A., Fiddler, H., 2009. The physiotherapist's pocket guide to exercise, assessment, prescription and training. ELSEVIER.
- Goffer, A., 2006. Gait-locomotor apparatus US patent number 7 153 242.
- Hogan, N., 1980. Mechanical impedance control in assistive devices and manipulators. *Joint Automatic Control*.
- Hogan, N., 1984. Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles. *IEEE Trans. Automat. Contr.* vol. 29, pp. 681-690.
- Hogan, N., 1985. The mechanics of multi-joint posture and movement. *Biological Cybern* vol. 52, pp. 315-331.
- Homma, K., Usaba, M., 2007. Development of ankle dorsiflexion/plantarflexion exercise device with passive mechanical joint. in Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, (ICORR '07) pp. 292-297.
- Hoppenfeld, S., Murthyr, V. L., 2001. Fracturas tratamiento y rehabilitacion. MARBAN First Edition.
- Huston, R. L., 2012. Principles of biomechanics. University of Rhode Island CRC Press.
- Hwang, S., Kim, J., Yi, J., Tae, K., Ryu, K., Kim, Y., 2006. Development of an active ankle foot orthosis for the prevention of foot drop and toe drag. in Proceedings of the International Conference on Biomedical and Pharmaceutical Engineering, (ICBPE '06) pp. 418-423.
- Kawamoto, H., Sankai, Y., 2002. Power assist system hal-3 for gait disorder person. in Proceedings of the 8th International Conference on Computers Helping People with Special Needs pp. 196-203.
- Kawamoto, H., T.Hayashi, Sakurai, T., Eguchi, K., Sankai, Y., 2009. Development of single leg version of hal for hemiplegia. in Proceedings of the 31st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, (EMBC '09) pp. 5038-5043.
- Kelso, J. A. S., Holt, K. G., 1980. Exploring a vibratory systems analysis of human movement production. *Neurophys* vol. 43, pp. 1183-1196.
- Khalil, H. K., 2002. Nonlinear systems. Third Edition pp. 433.
- Khanna, I., Roy, A., Rodgers, M. M., Krebs, H. I., MacKo, R. M., Forrester, L. W., 2010. Effects of unilateral robotic limb loading on gait characteristics in subjects with chronic stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* vol. 7, no. 1, article 23.
- Kikuchi, T., Oda, K., Furusho, J., 2010. Leg-robot for demonstration of spastic movements of brain-injured patients with compact magnetorheological fluid clutch. *Advanced Robotics* vol. 24, no. 16, pp. 671-686.
- Krebs, H. I., Dipietro, L., Levy-Tzedek, S., 2008. A paradigm shift for rehabilitation robotics. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* vol. 27, no. 4, pp. 61-70.
- Nichols, T. R., Houk, J. C., 1976. The improvement in linearity and the regulation of stiffness that results from the actions of the stretch reflex. *Journal of Neurophysiology* vol. 39, pp. 119-142.
- Nikitczuk, J., Weinberg, B., Canavan, P. K., Mavroidis, C., 2010. Active knee rehabilitation orthotic device with variable damping characteristics implemented via an electrorheological fluid. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* vol. 15, no. 6, Article ID 5353649, pp. 952-960.
- Nikooyan, A. A., Zadpoor, A. A., 2011. Modeling the stiffness characteristics of the human body while running with various stride lengths.
- Peshkin, M., Brown, D. A., Munne, J. J. S., 2005. Kineassist: a robotic over-ground gait and balance training device. in Proceedings of the 9th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics pp. 241-246.
- Pratt, G. A., Williamson, M. M., 1995. Series elastic actuator. *IEEE*.
- Pratt, J., Krupp, B., Morse, C., 2002. Series elastic actuators for high fidelity force control. *Industrial Robot: An International Journal* 29 (3), 234-241.
- Pratt, J. E., Krupp, B. T., Morse, C. J., Collins, S. H., 2004. The roboknee: an exoskeleton for enhancing strength and endurance during walking. In: *Robotics and Automation, 2004. Proceedings. ICRA'04. 2004 IEEE International Conference on*. Vol. 3. IEEE, pp. 2430-2435.
- Robinson, D. W., Pratt, J. E., Paluska, D. J., Pratt, G. A., 1999. Series elastic actuator development for a biomimetic walking robot. *IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*.
- Rocon, E., Ruiz, A., Belda-Lois, J., Moreno, J., Pons, J. L., Raya, R., Ceres, R., 2008. Diseño, desarrollo y validación de dispositivo robótico para la supresión del temblor patológico. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial* vol. 5 (núm. 2), pp. 79-92.
- Roy, A., Krebs, H. I., Patterson, S. L., 2007. Measurement of human ankle stiffness using the anklebot. in Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, (ICORR '07) pp. 356-363.
- Satici, A. C., Erdogan, A., Patoglu, V., 2009. Design of a reconfigurable ankle rehabilitation robot and its use for the estimation of the ankle impedance. in Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, (ICORR '09) pp. 257-264.
- Sawicki, G. S., Ferris, D. P., 2009. A pneumatically powered knee-ankle-foot orthosis (kafo) with myoelectric activation and inhibition. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* vol. 6, p. 23.
- Schmitt, C., Metrailler, P., Al-Khodairy, A., 2004. The motion maker: a rehabilitation system combining an orthosis with closed-loop electrical muscle stimulation. in Proceedings of the 8th Vienna International Workshop on Functional Electrical Stimulation pp. 117-120.
- Seo, K. H., Lee, J. J., 2009. The development of two mobile gait rehabilitation systems. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* vol. 17, no. 2, Article ID 4785182, pp. 156-166.
- Spong, M., Vidyasagar, M., 1989. Robot dynamics and control John Wiley and Sons.
- Sui, P., Yao, L., Lin, Z., Yan, H., Dai, J. S., 2009. Analysis and synthesis of ankle motion and rehabilitation robots. in Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics, (ROBIO '09) pp. 2533-2538.
- Vidyasagar, M., 1993. Nonlinear systems analysis Prentice hall, New Jersey.
- Wyeth, G., 2006. Information technology and electrical engineering. *IEEE*.
- Yoon, J., Novandy, B., Yoon, C. H., Park, K. J., 2010. A 6-dof gait rehabilitation robot with upper and lower limb connections that allows walking velocity updates on various terrains. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics* vol. 15, no. 2, Article ID 5424007, pp. 201-215.