

Desarrollo de un Exoesqueleto para Rehabilitación de Tobillo y Rodilla

R. López*

J. Torres*

S. Salazar *

R. Lózano**

* CINVESTAV, México.

** UTC, France.

RESUMEN

Los exoesqueletos son sistemas electro-mecánicos acoplados a las extremidades del cuerpo humano enfocados al incremento de su fuerza, velocidad y rendimiento principalmente. Las principales aplicaciones son en la milicia, en la industria y en la medicina, en particular se pueden utilizar para la rehabilitación de las extremidades. En este artículo se presenta un exoesqueleto de dos grados de libertad para realizar ejercicios de rehabilitación en tobillo y rodilla. El diseño y construcción del exoesqueleto está basado en la instrumentación y control de una ortesis del miembro inferior derecho. El Exoesqueleto utiliza sensores que estiman la fuerza producida por el humano y se encuentran acoplados a los actuadores SEA (Series Elastic Actuator) que se utilizan para amplificar la fuerza humana. La amplificación de la fuerza puede aumentarse o disminuirse según se necesite, permitiendo al usuario una mejora evolutiva hasta llegar a la rehabilitación. Además mediante sensores se estima la posición y velocidad angular de las articulaciones, que se utilizan para controlar el movimiento de la pierna. En resumen, el objetivo perseguido es de contar con un diseño propio de bajo costo de un exoesqueleto que ofrezca una disminución en el esfuerzo requerido por el usuario para mantenerse en pie y hacer algunos ejercicios de rehabilitación estáticos independientes como flexionar y extender la pierna derecha o izquierda.

Palabras clave: Exoesqueleto, Rehabilitación, Ortesis instrumentada, SEA, Control de Fuerza.

Correspondencia:

Ricardo López

Av. Instituto Politécnico
Nacional 2508, Col. San Pedro
Zacatenco, Delegación GAM,
México D.F. Código Postal
07360, Departamento de
Control Automático

Correo electrónico:
rrricardoolopez@gmail.com

Fecha de recepción:
26 de Septiembre de 2013
Fecha de aceptación:
6 de Febrero de 2014

ABSTRACT

Exoskeletons are electro-mechanical systems coupled to the body limbs focused mainly in increasing strength, speed and performance. The main applications are in the military, industry and medicine, particularly used for the rehabilitation in the extremities. In this paper we presented a exoskeleton with two degrees of freedom for rehabilitation of ankle and knee. The design and construction are based on the instrumentation and control of a right lower limb orthoses. The Exoskeleton uses sensors that estimate the force produced by the human, these sensors are coupled in the SEA (Series Elastic Actuator) used for amplify human strength. The amplification strength can be increased or decreased as needed, allowing the user an evolutionary improvement to reach rehabilitation. The exoskeleton has sensors for estimated angular position and angular velocity of joints, which are used to control the leg movement. The goal is to design a low-cost exoskeleton that provides a reduction in the effort required by the user to remain in a standing position and to do some static rehabilitation exercises such as flexion and extension of the legs.

Keywords: Exoskeleton, Rehabilitation, instrumented orthosis, SEA, Force control.

INTRODUCCIÓN

El ser humano en su vida cotidiana está expuesto a sufrir lesiones en las diferentes articulaciones del cuerpo tales como la rodilla o el tobillo. Lo anterior debido al desgaste natural del cuerpo humano, accidentes o lesiones por actividades deportivas, esto puede causar diferentes tipos de discapacidades o atrofias. Por lo tanto resulta importante el diseño y construcción de mecanismos que auxilien dotando de fuerza para mejorar los movimientos de las articulaciones del ser humano para la rehabilitación de la extremidad afectada.

El objetivo en algunos exoesqueletos es la rehabilitación y el aumento de fuerza de las articulaciones. Nuestro interés es el desarrollo de tecnologías para ayudar a seres humanos con distintas discapacidades y auxiliarlos en sus diferentes tareas cotidianas.



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

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, asistiendo completa o parcialmente para la realización del mismo. 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 [1]. En las últimas décadas, muchos robots dedicados a la rehabilitación de extremidades inferiores se han desarrollado para recobrar la movilidad de las extremidades afectadas.

Los llamados entrenadores de la marcha estáticos 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 del fortalecimiento eficaz de los músculos y el desarrollo de resistencia, así como la movilidad articular y coordinación de movimientos. El MotionMaker [2] 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. Este sistema ofrece ejercicios controlados por sensores en tiempo real combinados con la

electro estimulación controlada y adaptados a los esfuerzos del paciente. El lambda [3] 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 [4].

Con lo que respecta al movimiento del tobillo este es complicado debido a sus estructuras óseas complejas [5]. Muchos sistemas se han desarrollado para ejercitar o restaurar estos movimientos del tobillo y la rodilla. Estos sistemas pueden agruparse en 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 [6]; Leg-Robot [7]; GIST [8]. 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 [9]. Algunos ejemplos son: Anklebot [10]; Interactive Motion [11], [12]; KAFO [13]; RGT [14]. Estos son algunos de los exoesqueletos con objetivos similares al presentado en este artículo, el cual presenta algunas ventajas al utilizar actuadores de tipo SEA, El costo se reduce en comparación con otros actuadores utilizados en diferentes exoesqueletos. Otra de las ventajas de utilizar este tipo de actuadores se encuentra en la estructura mecánica que proporciona torques eficientes sin la necesidad de utilizar motores con mucha potencia. Al observar los distintos

exoesqueletos que existen se consideró que diseñar un exoesqueleto pretendiendo que pueda utilizarse en diferentes usuarios resulta muy complicado. La ventaja principal de utilizar una ortesis que está diseñada para cumplir con las necesidades individuales de cada usuario es permitirnos que la robótica que conforma el exoesqueleto únicamente se enfoque en instrumentar adecuadamente para realizar los ejercicios de rehabilitación y así generalizar el uso de este tipo de exoesqueletos.

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, en este sentido los robots tiene la ventaja de poder almacenar en su memoria el historial completo del paciente y así evaluar gradualmente su mejoría.

En este trabajo desarrollamos un exoesqueleto de dos grados de libertad que asistirá a la rodilla y el tobillo de la pierna derecha (o izquierda) Figura (1). El objetivo principal es proporcionar una amplificación de fuerza al usuario tal que permita mantenerse en pie, además de poder realizar algunos ejercicios como flexionar la pierna reduciendo así el esfuerzo producido por el humano. Este

prototipo se utiliza en ejercicios estáticos y no de la marcha, de tal forma que el peso del mismo no afecta la extremidad izquierda. El prototipo utiliza un control de fuerza programado en un microcontrolador, que proporciona las señales que controlan los movimientos de rotación en las articulaciones biomecánicas que funcionan con actuadores de tipo SEA (Actuadores Elásticos Seriales) como los que se presentan en [15]. Los actuadores SEA contienen un resorte colocado entre la transmisión y la carga de salida, cuya elongación es medida por medio de un potenciómetro lineal, con esto se puede estimar la fuerza humana. Esta señal es una de las entradas de control, además se utilizan encoders ópticos para medir la posición angular y giróscopos para medir la velocidad angular en las articulaciones. Por último, la parte que amplifica la fuerza en el exoesqueleto es la transmisión del actuador obtenida por la ganancia que existe en un mecanismo con un tornillo sin fin y un husillo de bolas.

Este artículo está estructurado de la siguiente manera, en la sección 2 se describe el diseño del dispositivo. En la sección 3 se presenta el modelado del actuador, el modelo dinámico del exoesqueleto y la pierna humana. En la sección 4 se presenta el control y el análisis de estabilidad. La sección 5 está dedicada al estudio en simulación del exoesqueleto. En la sección 6 se muestran los resultados obtenidos en tiempo real, y por último se presentan las conclusiones en la sección 7. En resumen en este trabajo se presenta el desarrollo de un exoesqueleto de dos grados de libertad (la rodilla y el tobillo), la construcción del actuador SEA, el modelo dinámico del exoesqueleto, el control PD con compensación de la gravedad, los resultados experimentales y de simulación.

Una de las principales aportaciones de este trabajo es en el campo de los exoesqueletos basados en actuadores de tipo SEA, pues se integran dos actuadores para construir un exoesqueleto con dos grados de libertad, que auxilia en el esfuerzo realizado por la pierna humana derecha.

METODOLOGÍA

Prototipo experimental del exoesqueleto

Estructura de la pierna

Se diseñó un exoesqueleto instrumentando la ortesis de una persona de 76 kg. 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 la parte alta de la pierna y 36cm de la parte baja. Está instrumentado con actuadores tipo SEA, sensores de fuerza, encoder ópticos y giróscopos, ver Figura (2).

Actuadores Elásticos Seriales (SEA)

Se diseñaron dos actuadores para acoplarse a la rodilla y al tobillo. El actuador que se construyó para la rodilla es muy similar al que se construyó para asistir al tobillo, las diferencias entre estos sólo radican en el tamaño y forma de las diferentes piezas que conforman a los actuadores, pero están basados en el mismo principio de funcionalidad. Cada uno se compone de dos partes principales. En la Figura (3) en el recuadro **b** se muestran desacopladas las dos partes del actuador, para acoplárlas se hace a través de baleros lineales que le permiten deslizarse para comprimirse o expandirse. La primera parte mide 33.4cm para el actuador de la rodilla y 6.1cm para el actuador del tobillo, esta parte contiene en el extremo final una husillo de bolas, y un arreglo de resortes con constante $k_{s1}=173.8\text{N/m}$ para el actuador de la rodilla y $k_{s2}=181.0\text{N/m}$ para el del tobillo, esto nos permite estimar fuerzas generadas por el humano de magnitudes alrededor de 0 a 5 N. Los resortes se colocan de manera que se deforman cuando se aplica una fuerza al extremo del actuador completo, esta elongación se mide por un sensor de posición lineal, y se utiliza para estimar la fuerza aplicada por el usuario. En la parte superior de cada actuador se acopló un motor de 12volts 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 tomando en cuenta los movimientos naturales de la pierna humana, los cuales al girar desplazan las tuercas de bolas realizando el desplazamiento del actuador, lo que se traduce en una expansión o compresión dependiendo de la dirección en la que gire el motor.

Los actuadores se fijan al aparato ortopédico por medio de rótulas como se observa en la Figura (4), lo que permite a los actuadores pivotear con libertad de tal forma que al expandirse o comprimirse la pierna se extiende o se flexiona. En la Figura (3) en el recuadro **a** se muestra el actuador utilizado para asistir a la rodilla y en el recuadro **c** se muestra el actuador utilizado para asistir a el tobillo.

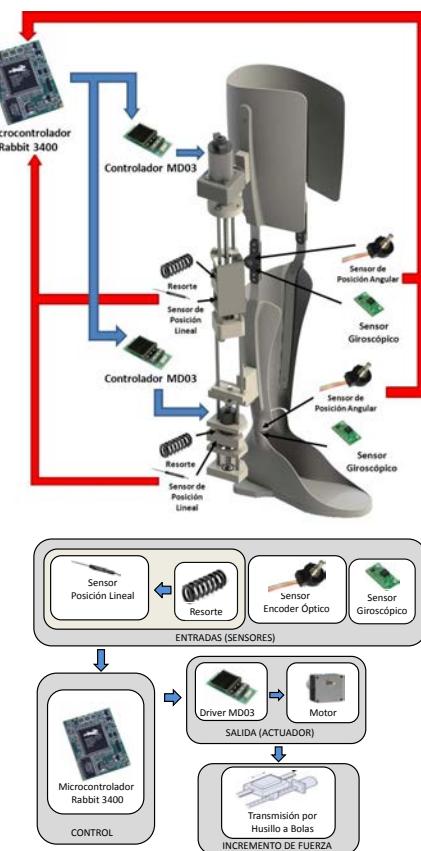


Figura 2: Componentes del prototipo experimental y diagrama a bloques de los componentes del prototipo.

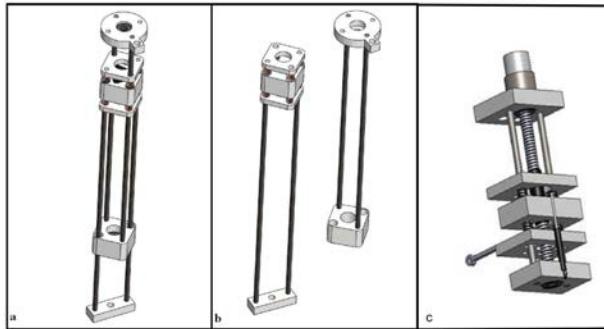


Figura 3: a) Modelo mecánico del actuador para la rodilla acoplado, b) Modelo mecánico del actuador para la rodilla desacoplado en las dos partes principales que lo conforman, c) Modelo mecánico del actuador para el tobillo acoplado.

Electrónica incorporada

La parte electrónica del exoesqueleto esta conformada principalmente por un microcontrolador rabbit 3400 que se utiliza como cerebro del sistema, este procesa las señales de entrada que provienen de un sensor de posición lineal MLT 0R5N0750 F5C, un encoder 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 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 (2) se observa en un diagrama a bloques la instrumentación del exoesqueleto.

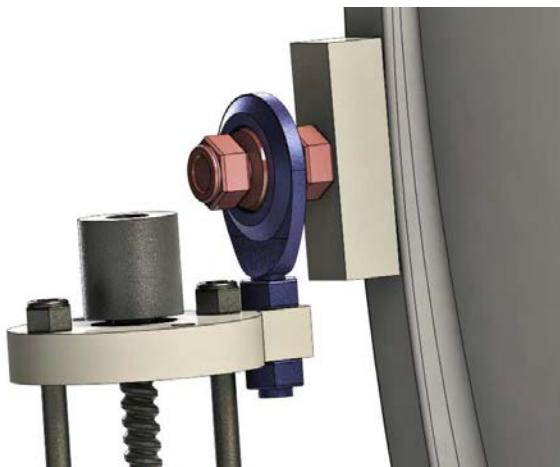


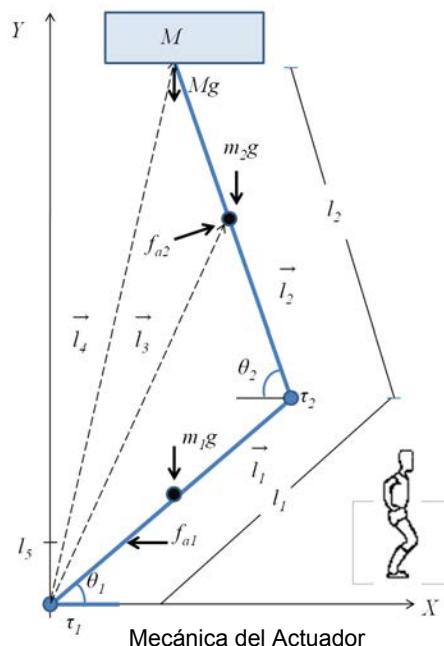
Figura 4: Unión entre los actuadores con el exoesqueleto mediante un punto que pivota.

Modelo dinámico

Modelo dinámico del Actuador Elástico Serial (SEA)

El prototipo experimental opera usando un algoritmo de control de la fuerza y esto se lleva a cabo mediante el uso de un actuador tipo SEA [16], [17], [18], [19] y [20]. El principio de funcionamiento es el siguiente. Un resorte se introduce entre el tren de engranajes y de la carga. La fuerza se calcula mediante el uso de un sensor de posición y la ley de Hook ($F = k_s x$). El resorte se introduce para convertir el problema de control de fuerza en un problema de control de posición. Esas características son ideales para nuestra aplicación debido a que la fuerza utilizada representa un factor importante en la rehabilitación del paciente.

Mecánica del Exoesqueleto



Mecánica del Actuador

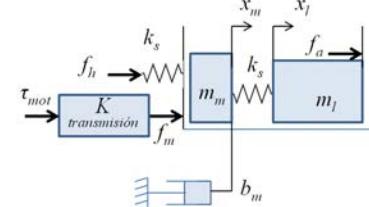


Figura 5: Representación gráfica del modelo dinámico de un actuador tipo SEA y representación gráfica de las fuerzas que actúan en el biomecanismo.

El modelo dinámico del actuador SEA así como diferentes tipos de controles se han estudiado en artículos como [21]. En este artículo se presenta un modelo dinámico, a partir de la suposición de que un actuador tipo SEA tiene una estructura mecánica como se muestra en la parte inferior de la Figura (5). Donde f_m es la fuerza que produce el motor a través de la transmisión mecánica, K es una amplificación de fuerza aplicada al torque del motor τ_{mot} que surge de utilizar un tornillo sin fin, m_m es una pequeña masa que se desliza a lo largo del tornillo sin fin por medio de un husillo de 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.

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 posición de la tuerca y la carga están representados por x_n y x_l respectivamente. Podemos ver que f_a definido como $f_a = k_s(x_m - x_l)$ es la única fuerza que actúa sobre la masa m_l por lo tanto

$$\ddot{x}_l = \frac{f_a}{m_l} \quad (2)$$

Del las ecuaciones (2) y (1) se obtiene el modelo dinámico del actuador.

$$\ddot{f}_a \frac{m_m}{k_s} + \dot{f}_a \frac{b_m}{k_s} + f_a \left(1 + \frac{m_m}{m_l}\right) = f_m - \dot{x}_l b_m \quad (3)$$

El modelo anterior se puede reducir si consideramos que $b_m \ll 1$, resultando:

$$\ddot{f}_a \frac{m_m}{k_s} + f_a \left(1 + \frac{m_m}{m_l}\right) = f_m \quad (4)$$

Realmente, la última expresión es válida para ambos actuadores que se fabrican para

el exoesqueleto bajo estudio, considerando los valores de los parámetros (f_{ai} , f_{mi} , k_{si} , m_i y m_{mi}) definidos anteriormente. 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.

Modelo dinámico del exoesqueleto

En la parte superior de la Figura (5) se representan las fuerzas que actúan sobre diferentes puntos de la parte baja y alta de la pierna a lo largo de la extremidad y que producen los diferentes torques que afectan el movimiento de las articulaciones del biomecanismo. Donde l_1 es la longitud de la pierna baja, l_2 es la longitud de la pierna alta, l_5 es la longitud a la que se encuentra aplicada la fuerza del actuador f_{a1} que asiste al tobillo. La fuerza f_{a2} es debida al actuador que asiste a la rodilla, θ_1 y θ_2 son los ángulos en las articulaciones de la rodilla y el tobillo respectivamente, m_1 es la masa de la pierna baja y m_2 es la masa de la pierna alta, M es la masa adicional a la pierna colocada sobre el exoesqueleto y g que representa la aceleración de la gravedad. Así también se generan los vectores, \vec{l}_1 , \vec{l}_2 , \vec{l}_3 y \vec{l}_4 donde \hat{i} y \hat{j} son vectores unitarios asociados con la dirección de los ejes coordenados cartesianos en el plano (x, y).

$$\vec{l}_1 = l_1 \cos \theta_1 \hat{i} + l_1 \sin \theta_1 \hat{j} \quad (5)$$

$$\vec{l}_2 = l_2 \cos \theta_2 \hat{i} + l_2 \sin \theta_2 \hat{j} \quad (6)$$

Note que l_1 y l_2 corresponden a las magnitudes de los vectores \vec{l}_1 y \vec{l}_2 respectivamente.

$$\vec{l}_3 = (l_1 \cos \theta_1 - \frac{1}{2} l_2 \cos \theta_2) \hat{i} + (l_1 \sin \theta_1 + \frac{1}{2} l_2 \sin \theta_2) \hat{j} \quad (7)$$

$$\vec{l}_4 = (l_1 \cos \theta_1 - l_2 \cos \theta_2) \hat{i} + (l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin \theta_2) \hat{j} \quad (8)$$

$$\vec{l}_5 = l_5 \hat{i} \quad (9)$$

Al realizar el producto vectorial representado por " \times ", entre \vec{l}_1 , \vec{l}_2 , \vec{l}_3 , \vec{l}_4 y \vec{l}_5 y las distintas

fuerzas que actúan en el exoesqueleto, obtenemos los torques que producen los desplazamiento angulares θ_1 y θ_2 . De lo anterior podemos escribir las ecuaciones dinámicas del tobillo (10) y la rodilla (11).

$$J_1 \ddot{\theta}_1 = -\frac{1}{2} \vec{l}_1 \times (m_1 g) \hat{k} - \vec{l}_3 \times (m_2 g) \hat{k} - \vec{l}_4 \times (M g) \hat{k} + \tau_1 \quad (10)$$

$$J_2 \ddot{\theta}_2 = -\frac{1}{2} \vec{l}_2 \times (m_2 g) \hat{k} - \vec{l}_2 \times (M g) \hat{k} + \tau_2 \quad (11)$$

donde \hat{k} es un vector unitario asociado al eje z. La entrada τ_1 en la ecuación (10) es la suma de los torques producidos por las fuerzas de los actuadores f_{a1} y f_{a2} adicionalmente existe un torque producido por la fuerza humana τ_{h1} que compensa una porción de la gravedad que afecta a la pierna, ver ecuación (23).

$$\tau_1 = -\vec{l}_3 \times f_{a2} + \vec{l}_5 \times f_{a1} + \tau_{h1} \quad (12)$$

El torque τ_2 en la ecuación de la rodilla (11) es la suma del torque producido por la fuerza resultante del actuador f_{a2} y el torque producido por la fuerza humana τ_{h2} que compensa una porción de la gravedad que afecta a la pierna alta, ver ecuación (24).

$$\tau_2 = \frac{1}{2} \vec{l}_2 \times f_{a2} + \tau_{h2} \quad (13)$$

Se observa que en las ecuaciones (12) y (13) f_{a1} y f_{a2} están multiplicados únicamente por las longitudes l_5 y l_2 , respectivamente. Ahora utilizando (12) y (10) y realizando los productos vectoriales obtenemos la siguiente ecuación dinámica del tobillo:

$$\begin{aligned} J_1 \ddot{\theta}_1 = & -\frac{1}{2} m_1 g l_1 \cos \theta_1 \\ & -m_2 g (l_1 \cos \theta_1 - \frac{1}{2} l_2 \cos \theta_2) \\ & -M g (l_1 \cos \theta_1 - l_2 \cos \theta_2) \\ & -f_{a2} [l_1 (\cos \theta_1 - \sin \theta_1) \\ & -\frac{1}{2} l_2 (\cos \theta_2 - \sin \theta_2)] \\ & +l_5 f_{a1} + \tau_{h1} \end{aligned} \quad (14)$$

Si sustituimos (13) en (11) y realizamos los productos vectoriales obtenemos la ecuación para la rodilla:

$$\begin{aligned} J_2 \ddot{\theta}_2 = & -\frac{1}{2} m_2 g l_2 \cos \theta_2 - M g l_2 \cos \theta_2 \\ & +\frac{1}{2} l_2 f_{a2} + \tau_{h2} \end{aligned} \quad (15)$$

Por lo tanto de (14) y (15) podemos expresar el modelo dinámico del exoesqueleto como:

$$J \ddot{\theta} + G = \tau \quad (16)$$

donde:

$$\begin{aligned} J &= \begin{bmatrix} J_1 & 0 \\ 0 & J_2 \end{bmatrix}; \theta = \begin{bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \end{bmatrix}; \\ G &= \begin{bmatrix} g_1(\theta) \\ g_2(\theta) \end{bmatrix}; \tau = \begin{bmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{bmatrix} \end{aligned}$$

Considerando la pierna como la unión de dos barras cilíndricas [22], el momento de inercia J_1 y J_2 para el tobillo y la rodilla respectivamente son:

$$\begin{aligned} J_1 = & \frac{1}{3} m_1 l_1^2 + m_2 \left(\frac{l_2^2}{3} + l_1^2 \right) \\ & + m_2 l_1 l_2 (\sin \theta_1 \sin \theta_2 - \cos \theta_1 \cos \theta_2) \end{aligned} \quad (17)$$

$$J_2 = \frac{1}{3} m_2 l_2^2 \quad (18)$$

Los términos de gravedad $g_1(\theta)$ y $g_2(\theta)$ son:

$$\begin{aligned} g_1(\theta) = & \frac{1}{2} m_1 g l_1 \cos \theta_1 \\ & + m_2 g (l_1 \cos \theta_1 - \frac{1}{2} l_2 \cos \theta_2) \\ & + M g (l_1 \cos \theta_1 - l_2 \cos \theta_2) \end{aligned} \quad (19)$$

$$g_2(\theta) = \frac{1}{2} m_2 g l_2 \cos \theta_2 + M g l_2 \cos \theta_2 \quad (20)$$

Considerando que el exoesqueleto no cargara completamente con el peso del humano, se tiene que el humano compensará una parte de la gravedad mientras la parte restante la compensará el actuador. De esta manera se puede dividir el término de gravedad como sigue:

$$g_1(\theta) = k_{g1} g_1(\theta) + (1 - k_{g1}) g_1(\theta) \quad (21)$$

$$g_2(\theta) = k_{g2} g_2(\theta) + (1 - k_{g2}) g_2(\theta) \quad (22)$$

con $0 < k_{gi} < 1$ para $i=1,2$.

El término $(1 - k_{g1})g_1(\theta)$ es debido a un torque en el tobillo τ_{h1} generado con fuerza proporcionada por el humano, así como el término $(1 - k_{g2})g_2(\theta)$ es debido a un torque en la rodilla τ_{h2} generado con fuerza proporcionada por el humano como se observa en las siguientes ecuaciones:

$$\tau_{h1} = (1 - k_{g1})g_1(\theta) \quad (23)$$

$$\tau_{h2} = (1 - k_{g2})g_2(\theta) \quad (24)$$

De estas últimas expresiones resulta claro que el esfuerzo del humano se ve reducido por un factor menor a uno. Ahora bien, para poder añadir el modelo del actuador (4) en el modelo del exoesqueleto, se propone realizar un cambio de variables $z_1 = f_a$ y $z_2 = \dot{f}_a$ así obtenemos:

$$\varepsilon \dot{z} = A_a z + B_a \quad (25)$$

donde:

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

Ahora bien reescribiendo el modelo dinámico (16) a ecuaciones de estados donde $x_1 = \theta$ y $x_2 = \dot{\theta}$ obtenemos:

$$\begin{aligned} \dot{x}_l &= x_2 \\ \dot{x}_2 &= J^{-1}[-G] + J^{-1}\tau \end{aligned} \quad (26)$$

Del modelo (26) en conjunto con el modelo (25) se obtiene una representación del estado con perturbaciones singulares dado que $J \gg I\varepsilon$. 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} . De tal forma que al hacer $\varepsilon = 0$, se causa un cambio abrupto en las propiedades dinámicas del sistema, pues la ecuación diferencial (25) degenera en la ecuación algebraica:

$$0 = A_a z + B_a \quad (27)$$

Se dice que el modelo (25) y (26) está en la forma "típica" si (27) tiene todas sus raíces reales aisladas:

$$z = h_i(t, x) \quad (28)$$

para $i = 1, 2, \dots, k$

Esta hipótesis asegura que a cada raíz de (27), corresponde un modelo reducido bien definido, los que se obtienen sustituyendo (28) en (26), con $\varepsilon = 0$, resultando en:

$$\dot{x} = f[t, x, h(t, x), 0] \quad (29)$$

De la ecuación anterior se ha suprimido el subíndice i de h ya que el sistema solo tiene una raíz en (27) que es:

$$f_a = f_m \left(\frac{m_l}{m_l + m_m} \right) \quad (30)$$

El modelo reducido (29) se suele llamar modelo de estado casi estacionario, porque las variables z (cuya velocidad $\dot{z} = (Aaz + Ba)/\varepsilon$ puede ser muy elevada cuando ε es pequeño y $(Aaz + Ba) \neq 0$) converge de manera muy rápida a la raíz (30), que es un punto de equilibrio de (25). La validación de utilizar el método de perturbaciones singulares en nuestro sistema, se hace mediante el teorema de Tikhonov [23]. Las consideraciones de la ecuación algebraica (30) se pueden interpretar para las fuerzas de los actuadores en el tobillo y la rodilla f_{a1} y f_{a2} de manera que al sustituirlas en las ecuaciones (12) y (13) respectivamente se obtiene las nuevas expresiones para las entradas de torque:

$$\begin{aligned} \tau_1 &= -f_{a1}l_1(\cos \theta_1 - \sin \theta_1) \\ &\quad + \frac{1}{2}f_{a2}l_2(\cos \theta_2 - \sin \theta_2) \\ &\quad + l_5 \left(\left(\frac{m_1}{m_{m1}+1} \right) f_{m1} \right) + \tau_{h1} \end{aligned} \quad (31)$$

$$\tau_2 = \frac{1}{2}l_2 \left(\left(\frac{m_2}{m_{m2}+1} \right) f_{m2} \right) + \tau_{h2} \quad (32)$$

Note que la fuerza f_{a2} no se sustituye en (31) ya que no es una entrada directamente, pues solamente es el efecto que tiene el actuador de la rodilla en la articulación del tobillo θ_1 .

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, por ejemplo: [24], [25], [26].

Para representar el modelo musculoesquelético del humano como se ve en la ecuación (33) 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. [27]. 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 [28]. Los valores de los parámetros varían en cada persona, los valores utilizados en este artículo se basan en los obtenidos en [29] realizando pruebas experimentales con 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 $b_{h1}=0.76\text{kN.s/m}$).

$$I\ddot{\varphi} + B\dot{\varphi} + K\varphi = Wu \quad (33)$$

donde:

$$I = \begin{bmatrix} m_{h1} & 0 \\ 0 & m_{h2} \end{bmatrix}; B = \begin{bmatrix} b_{h1} & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix};$$

$$K = \begin{bmatrix} k_{h1} + k_{h2} & -k_{h2} \\ -k_{h2} & k_{h2} \end{bmatrix}; W = \begin{bmatrix} m_{h1}g \\ m_{h2}g \end{bmatrix}$$

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. 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 la referencia de posiciones articulares lo que genera un error de posición angular y de velocidad con la que se desea mover el exoesqueleto, lo anterior es controlado por el algoritmo de corrección PD.

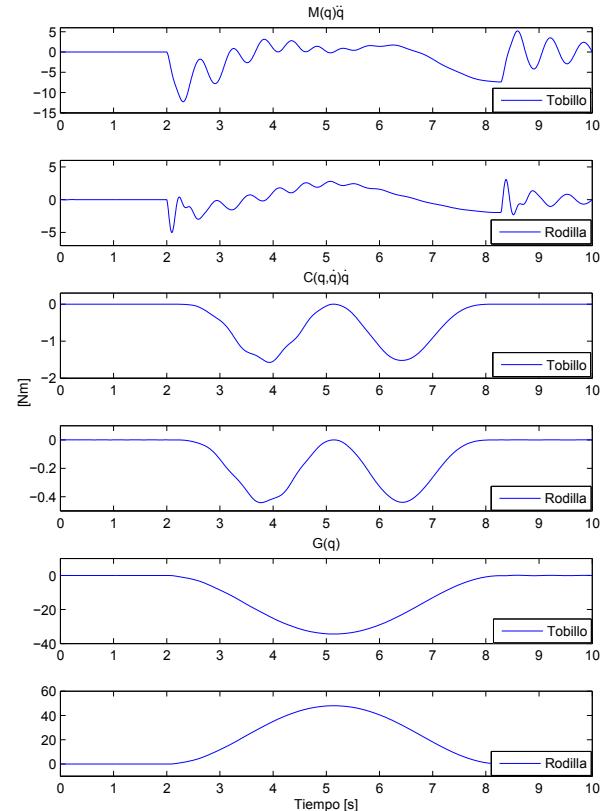


Figura 6: Torques generados por los términos de la Matriz de Inercia $M(q)\ddot{q}$, Matriz Centrífuga y de Coriolis $C(q, \dot{q})\ddot{q}$ y Vector de Gravedad $G(q)$.

Control

Control PD con compensación de la gravedad

Para el diseño del control se implementó en simulación un modelo general del exoesqueleto de la siguiente forma:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + G(q) = \tau \quad (34)$$

donde $M(q)$ es denominada la matriz de inercia, $C(q, \dot{q})$ matriz centrífuga y de coriolis, y $G(q)$ es el vector de pares gravitacionales, sin embargo el uso de este modelo para realizar movimientos lentos está sobrado debido a que estos ejercicios producen aceleraciones y velocidades angulares pequeñas. Los valores máximos que se alcanzan durante la simulación son: $\dot{q}_1=0.30\text{rad/s}$, $\dot{q}_2=0.61\text{rad/s}$, $\ddot{q}_1=0.30\text{rad/s}^2$ y $\ddot{q}_2=0.60\text{rad/s}^2$ 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 (6) podemos observar los resultados de la simulación donde se aplica una trayectoria deseada al modelo general del exoesqueleto en lazo abierto. Los resultados muestran 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. Podemos despreciar estos términos del modelo y utilizar un modelo dinámico reducido como el de la ecuación (16).

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 utilizó un control PD con compensación de gravedad [30]. La entrada del control que se aplica para el modelo dinámico del exoesqueleto (16) es:

$$f_m = \begin{bmatrix} f_{m1}(\theta_1, \dot{\theta}_1, f_{h1}) \\ f_{m2}(\theta_2, \dot{\theta}_2, f_{h2}) \end{bmatrix} \quad (35)$$

Recordemos que f_{h1} es una fuerza que proporciona el humano y que se mide por medio del sensor de fuerza acoplado en el actuador del tobillo y f_{h2} la fuerza humana medida por el

sensor de fuerza acoplado en la rodilla, f_{m1} es el control aplicado al actuador del tobillo y tiene la forma:

$$f_{m1} = \left(\frac{m_{m1}+1}{m_1} \right) \left[\frac{kp_1}{l_5} (\theta_{d1} - \theta_1) - \frac{kd_1}{l_5} \dot{\theta}_1 + \frac{1}{l_5} \vec{l}_3 \times \vec{f}_{a2} + \frac{k_{g1}}{l_5} g_1(\theta) \right] \quad (36)$$

donde $\dot{\theta}_1$ es la velocidad angular medida por un giróscopo, kp_1 es la ganancia proporcional que se aplican al error de posición y kv_1 la ganancias derivativas que se aplican al error de la velocidad, θ_{d1} es la posición angular deseada y que intuitivamente asigna el humano al inducir una fuerza f_{h1} , de la Figura (5) podemos observar que:

$$f_{h1} = x_{s1}k_{s1} = (x_{01} - x_{c1})k_{s1} \quad (37)$$

donde x_{s1} es la deflexión del resorte que se utiliza como sensor de fuerza que asiste al tobillo, x_{01} es la longitud del actuador inicial y x_{c1} es la longitud del actuador comprimido por la aplicación de fuerza f_{h1} en el resorte con constante k_{s1} . En la Figura (7) se observa la relación que existen entre x_{c1} con θ_{d1} expresada como:

$$x_{c1} = \frac{l_5}{\sin(\theta_{d1})} \implies \theta_{d1} = \sin^{-1} \left(\frac{l_5}{x_{01} - \frac{f_{h1}}{k_{s1}}} \right) \quad (38)$$

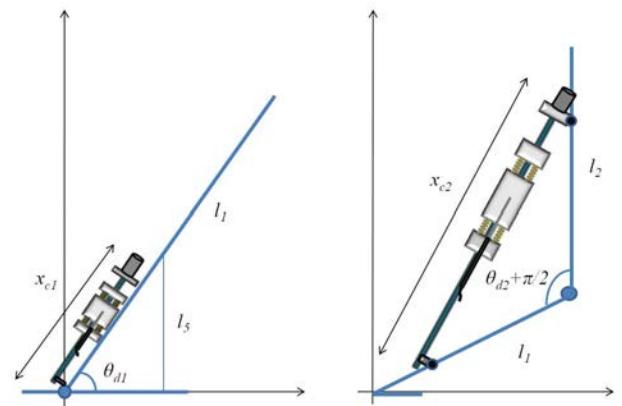


Figura 7: Representación gráfica de la ubicación del actuador que asiste al tobillo del lado izquierdo, y del actuador que asiste a la rodilla del lado derecho.

De manera muy similar f_{m2} de la ecuación (35) es el control aplicado a la rodilla y tiene la forma:

$$f_{m2} = \left(\frac{m_{m2}+1}{m_2} \right) \frac{2}{l_2} [kp_2(\theta_{d2} - \theta_2) - kd_2\dot{\theta}_2 + k_{g2}g_2(\theta)] \quad (39)$$

donde $\dot{\theta}_2$ es la velocidad angular medida por un giróscopo, kp_2 es la ganancia proporcional que se aplican al error de posición y kv_2 la ganancias derivativas que se aplican al error de la velocidad, θ_{d2} es la posición angular deseada y que intuitivamente asigna el humano al inducir una fuerza f_{h2} , de la Figura (5) podemos observar que:

$$f_{h2} = x_{s2}k_{s2} = (x_{02} - x_{c2})k_{s2} \quad (40)$$

donde x_{s2} es la deflexión del resorte que se utiliza como sensor de fuerza que asiste a la rodilla, x_{02} es la longitud del actuador inicial, y x_{c2} es la longitud del actuador comprimido por la aplicación de fuerza f_{h2} en el resorte con constante k_{s2} . En la Figura (7) se observa la relación que existen entre x_{c2} con θ_{d2} expresada como:

$$\begin{aligned} x_{c1}^2 &= l_2^2 + l_1^2 - 2l_1l_2 \cos(\theta_{d2} + \frac{\pi}{2}) \\ \implies \theta_{d2} &= \cos^{-1} \left(\frac{\left(x_{02} - \frac{f_{h2}}{k_{s2}} \right)^2 - l_2^2 - l_1^2}{-2l_1l_2} \right) - \frac{\pi}{2} \end{aligned} \quad (41)$$

Conviene notar que las posiciones angulares deseadas θ_1, θ_2 son determinados por la f_{h1} y f_{h2} , que se pueden interpretar como la referencia que da el usuario de manera subjetiva en el sentido que el cerebro da la orden de levantarse a una cierta posición de flexión o de extensión máxima.

Análisis de estabilidad en lazo cerrado

Si sustituimos el control f_{m1} de (36) en la entrada (31) y sustituimos el control f_{m2} de (39) en la entrada (32) obtenemos las siguientes entradas de control.

$$\tau_1 = kp_1(\theta_{d1} - \theta_1) - kd_1\dot{\theta}_1 + g_1(\theta) \quad (42)$$

$$\tau_2 = kp_2(\theta_{d2} - \theta_2) - kd_2\dot{\theta}_2 + g_2(\theta) \quad (43)$$

Entonces si sustituimos la entrada del tobillo (42) en el modelo dinámico (16) se obtiene la siguiente ecuación de segundo orden:

$$\ddot{\theta}_1 = J_1^{-1}[kp_1e_1 + kd_1\dot{e}_1] \quad (44)$$

Similarmente si sustituimos la entrada de la rodilla (43) en el modelo dinámico (16) obtenemos:

$$\ddot{\theta}_2 = J_2^{-1}[kp_2e_2 + kd_2\dot{e}_2] \quad (45)$$

El polinomio característico del error es de segundo grado y los valores de ganancias kp_i y kd_i determinan el valor de las raíces características, por ello siempre existen valores de ganancias proporcional y derivativa tales que el error $(\theta_{d1} - \theta)$ tiende a cero. Suponga entonces que se ha alcanzado la posición deseada, esto implica que las fuerzas producidas por los actuadores se reducen a:

$$f_{m1} = \left(\frac{m_{m1}+1}{m_1l_5} \right) [k_{g1}g_1(\theta_d) + \vec{l}_3 \times \left(\frac{m_{m2}+1}{m_2\frac{l_2}{2}} \right) k_{g2}g_2(\theta_d)] \quad (46)$$

$$f_{m2} = \left(\frac{m_{m2}+1}{m_2\frac{l_2}{2}} \right) k_{g2}g_2(\theta_d) \quad (47)$$

Entonces después de un tiempo transitorio las entradas de control de los motores f_{m1}, f_{m2} dependen de la posición angular de la articulación en el tobillo θ_1 y la rodilla θ_2 , de la gravedad g , de las masas m_{mi}, m_i, M , y de las distancias l_5 y $\frac{l_2}{2}$, además de una ganancia k_{gi} , esta ganancia equivale a una amplificación de fuerza en el exoesqueleto que nos mantiene el error de posición angular $e = 0$ y $\dot{e} = 0$. El valor de k_{gi} se propone en base a la ganancia de fuerza que se desea obtener del exoesqueleto, de las expresiones (21) y (22) se puede observar que mientras más se aumenta k_{gi} el esfuerzo para el humano es menor y la compensación de la gravedad dependerá en mayor parte del exoesqueleto. Sin embargo, se debe tomar en cuenta que existe una saturación en esta fuerza, pues se debe considerar que la potencia de los

motores está limitada a un cierto valor del la fuerza del motor f_m , que depende del torque máximo del motor τ_{mot} , y de la ganancia máxima de la transmisión mecánica K .

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Simulación

En esta sección se presenta la simulación del modelo del exoesqueleto en conjunto con el modelo del humano. Los resultados obtenidos de la simulación se presentan en la Figura (8) para el tobillo y la rodilla. Se considera que las articulaciones tienen un rango de movimiento entre 0.785 y 1.57 rad. Basados en [31]. Se generaron dos trayectorias a partir de una señal sinusoidal, que simula el movimiento de las articulaciones al realizar una serie de flexiones y extensiones de rodilla y tobillo. Las trayectorias deseadas se introducen al modelo dinámico del humano (33) de tal forma que la señal de salida obtenida por el modelo de la pierna humana se utiliza como referencia de entrada a la simulación del modelo dinámico del exoesqueleto (16) y se le aplica la ley de control (35) con condiciones iniciales cero. De los resultados de esta simulación se observa que el ángulo de posición actual θ se aproxima al ángulo de posición deseada θ_d con un tiempo de respuesta muy rápido, la respuesta está en función de una buena sintonización de las ganancias de control kp y kd , ($kp_1=502$, $kp_2=495$, $kd_1=41$ y $kd_2=38$).

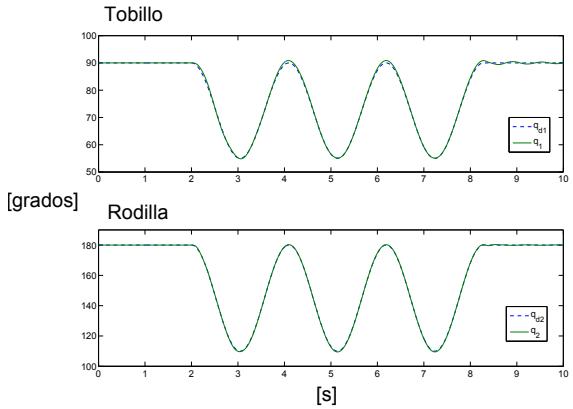


Figura 8: Comparación entre posición angular deseada y posición angular de las articulaciones en simulación.

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	502	-
kp_2	495	-
kd_1	41	-
kd_2	38	-
k_{s1}	173.8745	N / m
k_{s2}	181.0046	N / m

La tabla (1) muestra los parámetros utilizados en la simulación del modelo dinámico del exoesqueleto y del humano, los parámetros se obtienen por medio de mediciones en el mecanismo utilizado por una persona de 76 kg.

Experimentación

En esta sección se muestran las pruebas experimentales que se realizaron con el exoesqueleto, las cuales consisten en realizar algunos ejercicios de flexiones y regulación de las articulaciones en diferentes posiciones. En las gráficas podemos observar una comparación entre la fuerza de entrada aplicada por el humano f_h (cuyos datos fueron obtenidos del sensor de fuerza) y la fuerza de salida producida por el actuador f_a (basada en el tamaño del PWM enviado al motor en el actuador). En esta comparación se observa que existe una amplificación de la fuerza por un factor aproximado de 40 en el tobillo y 60 en la rodilla ambos en relación al máximo torque producido por sus respectivos motores. La Figura (9) muestra la comparación de fuerzas en la articulación del tobillo y la rodilla. En estas gráficas la señal f_h está multiplicada x10 para poder observar con mayor claridad los resultados obtenidos.

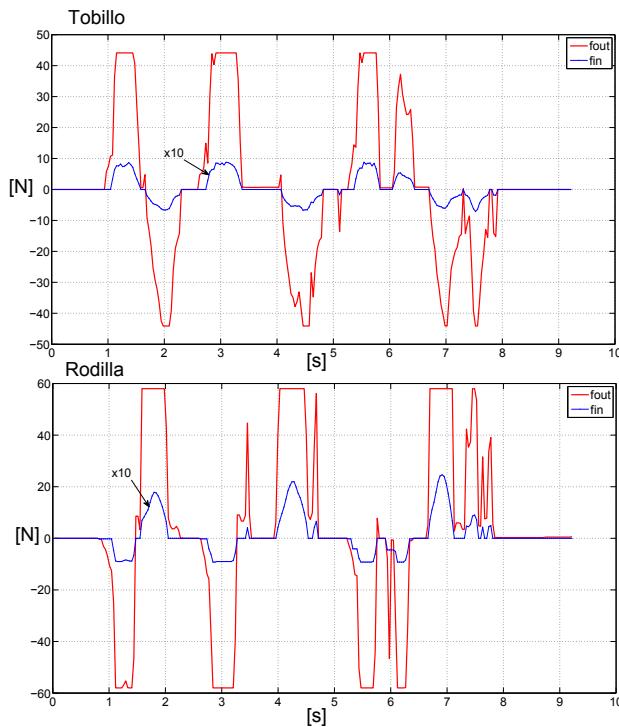


Figura 9: Comparación entre la fuerza proporcionada por el humano y la salida resultante del mecanismo para las articulaciones (datos experimentales).

En la Figura (9) se observa que el torque máximo producido con la ayuda del exoesqueleto llega a una saturación aproximadamente en 45N para el tobillo mientras que para la rodilla la saturación del máximo torque que proporciona el exoesqueleto es muy cercano a 60N, ésta amplificación en el torque nos resulta en un menor esfuerzo para el humano.

De las mismas pruebas experimentales se muestran los datos arrojados por los sensores que miden las posiciones angulares, estos son datos reales de un ejercicio similar al realizado en la simulación de la Figura (8). La gráfica de la Figura (10) muestra la comparación entre la posición angular y la posición angular deseada en las articulaciones del tobillo y la rodilla. La posición angular deseada se obtiene por medio de la interpretación de los sensores de fuerza y nos indica la posición en la que el usuario quiere colocar las articulaciones.

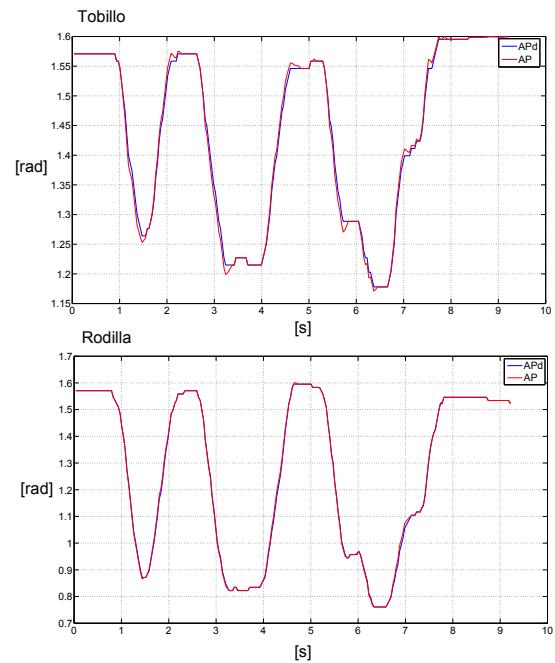


Figura 10: Comparación entre posición angular deseada y posición angular de las articulaciones (datos experimentales).

CONCLUSIONES

La importancia para atender las necesidades del hombre como en la rehabilitación o mejoramiento de articulaciones, músculos, huesos, tendones, etc., mantiene el estudio y desarrollo de nuevos exoesqueletos. Este trabajo amplía la línea de investigación que se tiene en los exoesqueletos que utilizan actuadores tipo SEA (Actuadores Elásticos Serials) integrando dos grados de libertad que permiten asistir a la rodilla y también al tobillo de la pierna derecha. El exoesqueleto que se muestra en este trabajo está enfocado en la rehabilitación estática de las articulaciones, por tal motivo el volumen y la portabilidad del exoesqueleto no es el objetivo principal de este trabajo.

En este trabajo se consideró que los parámetro tales como la masa del usuario, la longitud de la pierna entre otros, son conocidos. El cambiar de usuario en el exoesqueleto, implica cambiar los valores de los parámetros programados en el control.

Por estas razones se considera que un trabajo futuro consistirá en la realización de leyes de control robusto o adaptable que permitan utilizar el exoesqueleto a diferentes usuarios.

REFERENCIAS

- [1] S. Hoppenfeld and V. L. Murthy, "Fracturas tratamiento y rehabilitación," *MARBAN*, First Edition, 2001.
- [2] C. Schmitt, P. Métraller, and A. Al-Khodairy, "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, 2004.
- [3] M. Bouri, B. L. Gall, and R. Clavel, "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, 2009.
- [4] K. Homma, O. Fukuda, J. Sugawara, Y. Nagata, and M. Usuba, "A wire-driven leg rehabilitation system: development of a 4- dof experimental system," in *Proceedings of the International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, (IEEE/ASME '03)*, vol. 2, pp. 908-913, 2003.
- [5] P. Sui, L. Yao, Z. Lin, H. Yan, and J. S. Dai, "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, 2009.
- [6] J. Nikitczuk, B. Weinberg, P. K. Canavan, and C. Mavroidis, "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, 2010.
- [7] T. Kikuchi, K. Oda, and J. Furusho, "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, 2010.
- [8] J. Yoon, B. Novandy, C. H. Yoon, and K. J. Park, "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, pp. 201-215, 2010.
- [9] D. P. Ferris, G. S. Sawicki, and A. R. Domingo, "Powered lower limb orthoses for gait rehabilitation," *Topics in Spinal Cord Injury Rehabilitation*, vol. 11 no. 2, pp. 34-49, 2005.
- [10] A. Roy, H. I. Krebs, and S. L. Patterson, "Measurement of human ankle stiffness using the anklebot," in *Proceedings of the 10th IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics, (ICORR '07)*, pp. 356–363, 2007.
- [11] H. I. Krebs, L. Dipietro, and S. Levy-Tzedek, "A paradigm shift for rehabilitation robotics," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 27 no. 4, pp. 61-70, 2008.
- [12] I. Khanna, A. Roy, M. M. Rodgers, H. I. Krebs, R. M. MacKo, and L. W. Forrester, "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, 2010.
- [13] G. S. Sawicki and D. P. Ferris, "A pneumatically powered kneeankle-foot orthosis (kafo) with myoelectric activation and inhibition," *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 6, p. 23, 2009.

- [14] K. Bharadwaj and T. G. Sugar, "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, 2006.
- [15] G. A. Pratt and M. M. Williamson, "Series elastic actuator," *Intelligent Robots and Systems 95. Human Robot Interaction and Cooperative Robots, Proceedings.*, vol. 1, pp. 399- 406, 1995.
- [16] J. Pratt, B. Krupp, and C. Morse, "Series elastic actuators for high fidelity force control," *Industrial Robot: An International Journal*, vol. 29, no. 3, pp. 234–241, 2002.
- [17] E. Rouse, L. Mooney, E. Martinez-Villalpando, and H. Herr, "Clutchable series-elastic actuator: Design of a robotic knee prosthesis for minimum energy consumption," *Rehabilitation Robotics (ICORR), IEEE international Conference on*, vol. 1-6, 2013.
- [18] N. C. Karavas, N. G. Tsagarakis, and D. G. Caldwell, "Design, modeling and control of a series elastic actuator for an assistive knee exoskeleton," *Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob) IEEE international conference on*, pp. 1813–1819, 2012.
- [19] R. Daniel, "Series elastic actuator control of a powered exoskeleton," *Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, IEEE annual international conference*, pp. 3515– 3518, 2011.
- [20] K. Kyoungchul, J. Bae, and M. Tomizuka, "A compact rotary series elastic actuator for human assistive systems," *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions*, vol. 17 no. 2, pp. 288– 297, 2012.
- [21] D. W. Robinson, J. E. Pratt, D. J. Paluska, and G. A. Pratt, "Series elastic actuator development for a biomimetic walking robot," *IEEE ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, pp. 561– 568, 1999.
- [22] B. Balachandran and E. B. Magrab, "Vibraciones," *Cengage Learning Editores*, pp. 22–25, 2008.
- [23] H. K. Khalil, "Nonlinear systems." *Prentice Hall*, vol. Third Edition pp. 433, 2002.
- [24] N. Hogan, "Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles," *IEEE Trans. Automat. Contr.*, vol. 29, pp. 681-690, 1984.
- [25] N. Hogan., "The mechanics of multi-joint posture and movement," *Biological Cybern*, vol. 52, pp. 315-331, 1985.
- [26] T. R. Nichols and J. C. Houk, "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, 1976.
- [27] A. A. Nikooyan and A. A. Zadpoor, "Mass spring damper modeling of the human body to study running and hopping: an overview," *Journal of Mechanical Engineers.*, vol. 225 no. 12, pp. 1121-1135, 2011.
- [28] Bullimore. and J. F. J. T. Burn, "Ability of the planar spring mass model to predict mechanical parameters in running humans," *Journal of theoretical biology*, vol. 248 no. 4, pp. 686 - 695, 2007.
- [29] T. R. Derrick, G. E. Caldwell, and J. Hamill, "Original research modeling the stiffness characteristics of the human body while running with various stride lengths." *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 16 no. 1, february, 2000.
- [30] E. Slotine and W. Li, "Applied nonlinear control," *Prentice Hall*, 1991.
- [31] J. Wiley, "Anthropometric data," *Spring*, 2012.