

Co-simulación del Diseño Biomecánico para un Exoesqueleto Robótico del Miembro Inferior

E. Lugo
P. Ponce
A. Molina
S. Castro

Tecnológico de Monterrey
Campus Ciudad de México

RESUMEN

Este trabajo muestra como la co-simulación incrementa las ventajas y decrementa las desventajas para el diseño del exoesqueleto. La metodología propuesta tiene tres estados: el diseño de la parte biomecánica, el diseño mecánico y el sistema de control. Para el análisis biomecánico, OpenSim® resuelve el sistema musculo-esquelético e incluye modelos para diferentes condiciones que pueden ser usados en el diseño de procesos. SolidWorks® que es aplicado en diseños asistidos por computadora evalúa la parte mecánica y Matlab® resuelve el sistema de control del exoesqueleto. Esto permite conseguir un diseño personalizado, que simula los movimientos de una marcha completa cubriendo las restricciones cinemáticas para lograr un movimiento natural y las limitaciones del usuario cuando tienen algún problema para caminar. El resultado muestra como es aplicada la co-simulación para hacer un prototipo virtual, como se unen y dependen los programas uno del otro. Aunque la simulación convencional de cada programa puede ahorrar dinero y tiempo, estos no resuelven completamente los problemas de diseño del exoesqueleto; por lo tanto la co-simulación es una excelente opción para la biomecánica, la mecánica y los sistemas de control que necesitan exactitud y rapidez en cada parte del proceso de diseño.

Palabras clave: exoesqueleto, miembro inferior, diseño virtual, control, simulación.

Correspondencia:

Esther Lugo González
Calle del Puente # 222 Col.
Ejidos de Huipulco, Tlalpan
C.P. 14380, México D.F. tel.
5483 2020. D.R. © Instituto
Tecnológico y de Estudios
Superiores de Monterrey,
México.

Correo electrónico:
esther.lugo@itesm.mx

Fecha de recepción:
1 de mayo de 2014 *Fecha*
de aceptación:
29 de junio de 2014

ABSTRACT

This work shows how the co-simulation increases the advantages and decreases the drawbacks for exoskeleton design. The proposed methodology has three stages: the design of a biomechanical part, the mechanical design and the control system. For the biomechanical analysis, OpenSim[®] solves the muscle-skeleton system and includes models for different conditions that can be used in the design process. SolidWorks[®] that is applied in assistive computer design evaluates the mechanical part of the exoskeleton and Matlab[®] solves the control system that takes over the exoskeleton. It allows getting a personalized design which simulates the complete walking movements, covering the kinematic restrictions to achieve a natural human movement and the user limitations when they have any problem for to walk. The results show how the co-simulation is applied to complete a virtual prototype and the programs are linked hand in hand. Although conventional simulation by one program can save money and time, it cannot solve the entire exoskeleton design problem; as a result the co-simulation is an excellent option in biomechanical, mechanical and control systems that need accurate and swift results in each part of the design process.

Keywords: exoskeleton, movement simulation, control, lowers limbs.

INTRODUCCIÓN

En México al año 2010, las personas que tienen algún tipo de discapacidad son 5 millones 739 mil 270, lo que representa 5.1% de la población total [1]. La limitación de movilidad es el mayor padecimiento entre la población del país; el 58.3% de las limitantes declaradas se refieren a caminar o moverse. Para disminuir estas restricciones se utilizan equipos de asistencia tecnológica como sillas de ruedas mecánicas y electrónicas, andaderas, muletas o bastones, que a pesar de ser funcionales tienen inconvenientes como el costo, la facilidad de uso y mantenimiento dependiendo la cantidad de tecnología con la que cuenten, el espacio o la infraestructura para desplazarse en cualquier lugar, el tiempo de vida de dichos dispositivos entre otras. Para disminuir estas desventajas, surgieron los exoesqueletos, que son dispositivos electromecánicos diseñados para incrementar el rendimiento físico del usuario. Éstos son estructuras capaces de transmitir la fuerza ejercida por el peso del torso del cuerpo hacia el suelo sin la necesidad de que este sea soportado por las piernas, permitiendo que la persona se pueda mover de un lugar a otro de forma erguida

y sin la necesidad de una silla de ruedas, pero si con el uso de andaderas o bastones.

Devolver la movilidad a un paciente o incrementar la fuerza del mismo, es una necesidad que se ha estudiado desde 1960, obteniendo aplicaciones médicas e industriales [2]. Reinkensmeyer [3], describe el primer exoesqueleto robótico, “Lokomat[®]”, que se utilizó para aplicaciones terapéuticas en 1960. A mediados de 1980, Jeffrey Moore de los laboratorios Alamos Nacional [4], refiere que el exoesqueleto sirve para aumentar la capacidad de los soldados inspirados en el concepto de Heinlein. En esta misma década el programa DARPA, nombrado “Aumento de rendimiento humano” (EHPA, por sus siglas en inglés), tenía como objetivo incrementar las capacidades de los soldados que estaban en campo, más que las de un humano común [5,6]. En 1993, en la Universidad de Berkeley en California, construyeron un exoesqueleto de cuerpo completo con accionamiento eléctrico para amplificar las capacidades humanas. En el siglo 21 en Japón, el Instituto de Tecnología de Kanagawa, desarrollo un exoesqueleto de cuerpo completo, alimentado por un actuador neumático con un control que produce una

compensación aproximada en el mecanismo y una admitancia para compensar el peso y la fricción que puede existir [7,8]. Por otro lado en [9] se presenta una revisión de diferentes tecnologías aplicadas a los exoesqueletos para la rehabilitación. En 2014, Nogueira [10] propone un modelado colectivo de todos los sensores inerciales unidos al exoesqueleto, combinados en un modelo de estimación de Markov, para obtener la mejor información de cada sensor.

De estos prototipos, al utilizarlos con el paciente, se encontraron problemáticas como diseños muy específicos al genotipo del país de origen, los usuarios deben contar con buena salud de la cintura para arriba, ya que son pesados y el paciente necesita manipularlo, el consumo de batería en los robóticos es grande y el costo es elevado para su adquisición. Derivado de estas soluciones y problemáticas, surge el uso de la integración de varios programas de cómputo para el diseño y simulación de prototipos virtuales antes de construir del prototipo.

Esta integración ha sido referida con diferentes nombres, como son datos y procesos de un modelo cooperativo [11], acoplamiento externo [12], co-simulación [13], y simulación distribuida [14].

La co-simulación o simulación cooperativa es una metodología aplicada a la simulación, que permite a componentes individuales ser simulados con diferentes herramientas ejecutándose al mismo tiempo e intercambiando información de forma colaborativa. El ambiente en la co-simulación debe recibir mínimo dos entradas que interactúan entre si y generar automáticamente una salida [15]. Esta ha demostrado su efectividad al ser aplicada satisfactoriamente en diferentes campos como: computación de alto nivel, juegos en internet [16], dinámica de multi-cuerpos [17], mecatrónica [18], química [19] o mecánica estructural [20,21] entre otros. De estas investigaciones se han encontrado varias ventajas para la co-simulación, como: la obtención del modelo de un prototipo más rápido, el uso y modelado en diversos ambientes de herramientas especializadas, el diseño colaborativo, el desarrollo de procesos que pueden ejecutarse de forma simultánea y la disponibilidad inmediata del nuevo modelo entre

otras.

En este estudio la co-simulación se aplicará al desarrollo de un exoesqueleto que tiene como objetivo sostener el cuerpo y mantener la funcionalidad de los músculos afectados por enfermedades, problemas de movilidad en miembro superior e inferior o por accidentes. Se propone el diseño virtual de un exoesqueleto aplicando la co-simulación para obtener un modelo ligero, personalizado y de costo accesible. El trabajo inicia por determinar los factores biomecánicos, haciendo uso del programa Opensim ®, involucrando las variables de movimiento y la marcha humana, definiendo posturas específicas que el exoesqueleto debe hacer para ayudar al paciente en la generación básica de movimiento de flexión y extensión. Posteriormente se presenta el diseño del mecanismo aplicando la información obtenida del programa Opensim ® con el programa Solidworks ®, describiéndose las piezas mecánicas y la simulación de movimiento del exoesqueleto. Al tener el mecanismo funcionando, el siguiente paso es el diseño del control, en este caso se aplica el programa Matlab® a la simulación de movimiento del exoesqueleto, para validar la funcionalidad del mismo.

METODOLOGÍA

Como principales características requeridas en la co-simulación para la ejecución de modelos que faciliten la generación automática y dar una eficiente validación global de los resultados se tiene:

Flexibilidad: Que sea un herramienta disponible a ser adaptable a modificaciones que puedan ocurrir durante el diseño, como en el ambiente externo o tecnológicas.

Modularidad y escalabilidad: Debe tener la posibilidad de validar sistemas y los distintos ambientes de trabajo en que se encuentren cuando nuevos componentes o funciones se agreguen.

Precisión: Debe permitir al diseñador escoger los niveles de precisión, y dependiendo

de estos puede dividirse en dos consideraciones que deben existir: tiempo de validación y validación funcional.

Partiendo de esto, se plantea la metodología a seguir para la construcción del diseño virtual del exoesqueleto personalizado. En la Fig. 1 se presenta el diagrama de flujo que representa el proceso de diseño del exoesqueleto. En este puede observarse la secuencia de actividades que se siguieron para el desarrollo del exoesqueleto, concluyendo en la evaluación del diseño dejando para trabajos futuros la fabricación, las pruebas con el prototipo y el análisis de resultados.

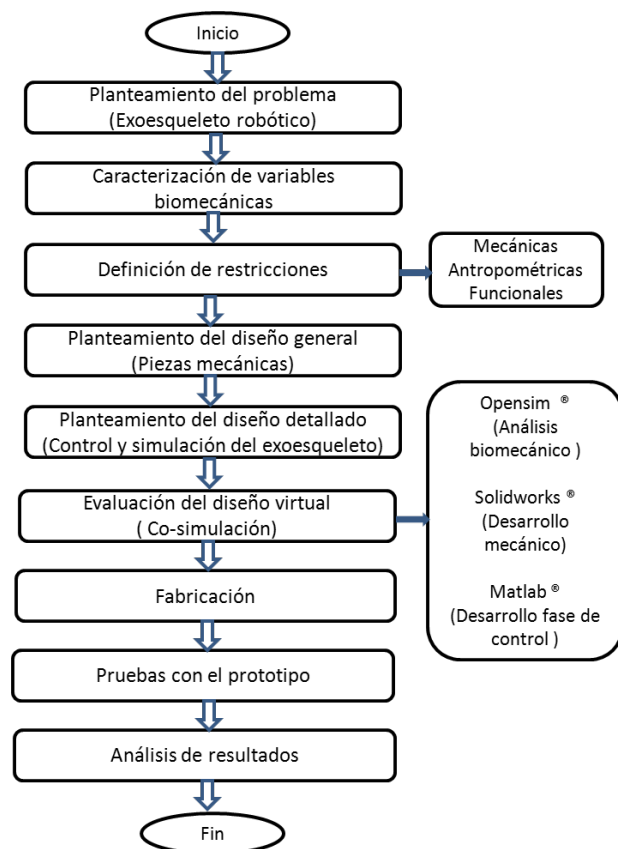


Figura 1 Diagrama de flujo del proceso de diseño virtual usando co-simulación.

Siguiendo las fases del diagrama de flujo, se presenta la biomecánica del cuerpo humano,

que es la base para el diseño del exoesqueleto, exponiendo los grados de libertad que tendrá y los movimientos que debe realizar, presentando los resultados en una simulación.

Respecto al tipo de diseño, se emplea uno mecánico por extracción de tecnología [22], que toma como referencia la muestra física de un producto para reproducirlo total o parcialmente, para este caso, se toma como referencia el exoesqueleto eLEGS®, el prototipo de Berkeley Bionics® [23] y el simulador de marcha de Opensim® [24], para comprender el funcionamiento y hacer simulaciones de movimiento.

Biomecánica del cuerpo humano

Los factores biomecánicos críticos a considerar en el diseño de un exoesqueleto son [25,26]:

Grados de libertad (GDL): Determinan el número de actuadores para que el exoesqueleto realice el ciclo de marcha del ser humano y las variables a controlar para definir el tipo del sistema de control (SISO o MIMO). En la Tabla 1 se presentan los grados de libertad para cada articulación en el miembro inferior en el plano sagital.

Rango de movimiento (RM): En los exoesqueletos diseñados para caminar los RM son siempre mayores que los que están en fase de estancia, por lo tanto deben ser grandes para evitar cualquier restricción del miembro inferior durante la fase de locomoción.

En la Tabla 2 se presentan parámetros de la marcha en individuos normales, con base a trabajos de autores como [27,29], los cuales constituyen un promedio para hombres y mujeres sanos de edad entre 18 y 64 años.

Conociendo el tiempo que tarda la rodilla en el ciclo de la marcha en recorrer una determinada distancia, puede saberse cuántos grados se movió en ese periodo de tiempo y así obtener la velocidad angular (Tabla 3).

Tabla 1 Grados de libertad del miembro inferior en el plano sagital.

Nombre	GDL	Características
Unión de cadera	Tres	Todos son de rotación. Permite los movimientos de las uniones como son flexión/extensión, aducción/abducción y rotación interna y externa.
Unión de rodilla	Dos	Son de rotación. Se considera la unión del cóndilo. El movimiento de la unión es flexión/extensión y la rotación interna/externa.
Unión de tobillo	Uno	La articulación del tobillo es considerada como una bisagra, con un grado de libertad que permite la rotación en el plano sagital (flexión/extensión).

Tabla 2 Parámetros de la marcha

Fuente	Cadencia (p/min)		Velocidad (m/s)		Long. Zancada (m)	
	H	M	H	M	H	M
Murray (1964, 1970)	117	117	1.53	1.30	1.57	1.33
Chao (1983)	102	108	1.20	1.10	1.42	1.22
Kadaba (1990)	112	115	1.34	1.27	1.41	1.30
Perry (1992)	111	117	1.43	1.28	1.46	1.28

Tabla 3 Intervalos de movimiento.

Movimiento	Intervalo (CM)	Grados (°)	Tiempo (s)	Velocidad angular (rad/s)
Flexión hasta 18°	0-15%	16	0.153	1.83
Extensión hasta 5°	15-40 %	13	0.256	0.89
Flexión hasta 65°	40-70%	60	0.308	3.4
Extensión hasta 2°	70-97%	63	0.277	3.97

Momento de fuerza en las uniones: Para la locomoción asistida del exoesqueleto, se aplican momentos pasivos [6] o activos [27] a las uniones de interés en el momento de fuerza, en la dirección y con la intensidad adecuada. Este es necesario para caminar y realizar actividades que son características del movimiento de las piernas y las uniones en el plano sagital [6,27].

La intensidad de los momentos de las uniones varía durante el ciclo de la marcha [6,27] provocando que en muchos casos de diseño se requiera el uso de valores máximos en los torques necesarios, afectando directamente a la selección de los actuadores, donde los motores que pueden proporcionar los valores de par y velocidad son muy grandes; ya que la relación entre dimensiones y par es proporcional, es decir que mientras mayor sea el par, mayor es el diámetro y la longitud del motor [29].

Por otro lado, para realizar el diseño del

exoesqueleto, además de conocer la biomecánica básica del cuerpo humano, es necesario saber el comportamiento que tendrá este durante los movimientos de flexión/extensión que se necesita realizar durante la marcha. Para el equilibrio en bipedestación puede utilizarse el péndulo invertido que compensa perturbaciones pequeñas en el sistema, manteniendo el torso paralelo a la fuerza gravitacional tanto en el plano sagital como en el frontal.

Para visualizar la marcha en fase normal y con alguna patología o anomalía en el paciente, existen varios tipos de programas como el SIMM® (MusculoGraphics, Copyright ©2012-2014.), OpenSim® y Sim TK® [23], AnyBody sistema de modelado, LifeModeler® , Virtual Interactive Musculoskeletal System® (VIMS) de forma comercial. Por sus características, se eligió el programa OpenSim®, el cual incluye entre otras cosas ser más intuitivo y de libre

acceso, además de manipular los programas predefinidos con que cuenta y tener toda la información necesaria disponible.

Simulación de la marcha humana

En Opensim® [24] es posible conocer las partes del sistema musculoesquelético, ya que se muestra detalladamente la cinemática del cuerpo humano. Como caso de estudio se presentan las características de un sujeto adulto de aproximadamente 1.80 mts de altura y 75 kg de peso (datos que se consideran como base para el diseño del exoesqueleto y que son proporcionados por Opensim®). Con esta información, en el simulador puede apreciarse la fase de posición y oscilamiento al generar la marcha completa. También pueden obtenerse los ángulos de flexión/extensión del miembro inferior (Tabla 4), mostrándose los máximos y mínimos del movimiento de la cadera, la rodilla y el tobillo, resaltando las uniones biológicas en el plano sagital. Walsh [28], explica que en la fase de estancia los músculos de la cadera, la rodilla y el tobillo puede desacelerarse y estabilizar el cuerpo, y al final de esta fase, el tobillo tiene un mayor poder en la flexión plantar, donde se da la energía para el regreso del cuerpo a la postura inicial. Esto se ve reflejado en los ángulos de movimiento.

Los datos obtenidos fueron en condiciones de marcha normal, sin algún tipo de carga extra, solo el peso del paciente.

Tabla 4. Ángulos de movimiento biológicos de la cadera, rodilla y tobillo.

Descripción	Ángulo (Grados)
Flexión de la cadera en el plano sagital	-11 a 95
Aducción de cadera	-50 a 15
Rotación de cadera	-20 a 20
Ángulo de rodilla	-120 a 0
Ángulo de tobillo	-30 a 30

Para hacer un modelo cinemático funcional para el exoesqueleto, se toma cada segmento del miembro inferior como un elemento rígido para el cual las deformaciones y las masas no

son consideradas. El mecanismo debe seguir la línea del eje mecánico del miembro inferior, las articulaciones se consideran como miembro cinemático sin fricción; la articulación de la rodilla se simplifica y se supone que su centro de rotación esta fijo en un punto durante todo el movimiento. El de la rodilla se restringe a usar hiperextensiones y se ignora el miembro superior. El ciclo de marcha se considera simétrico y para el análisis y simulación solo se considera el lado derecho. El tiempo de cada fase se asume en porcentaje. La marcha que se realiza ocurre en superficie plano horizontal.

DISEÑO DEL MECANISMO

Con base en la información obtenida del análisis de la marcha del programa Opensim® y de las investigaciones de [27,29], se tienen las siguientes características para el desarrollo del exoesqueleto:

- Será pseudo-antropomórfico, porque tiene cadera, rodilla y tobillo como un humano, pero los detalles de las uniones de estos son diferentes.
- El diseño mecánico del exoesqueleto debe ajustarse con 90° en la cadera, -90° en la rodilla y va de -15° a 25° en el pie (con base en el plano sagital y en la posición de extensión).
- El centro de masa necesita ser alineado, se considera que el centro de rotación y el peso de las partes mecánicas debe ser proporcional al cuerpo humano, para no generar un mayor esfuerzo o algún daño en el usuario.
- El exoesqueleto tendrá 7 grados de libertad: 3 en cada pierna y uno para el movimiento de rotación en la cadera, que minimizará las restricciones cinéticas.

Tabla 5 Características de diseño del exoesqueleto.

Características	Diseño del exoesqueleto
Rango de movimiento en la unión de la cadera	0° a 90° desde el plano sagital
Momento de fuerza máximo de frenado en la unión de cadera.	150 N/m
Rango de movimiento en la unión de rodilla.	0° a -65° desde el plano sagital
Momento de fuerza máximo de frenado en la unión de rodilla.	120 N/m
Rango de movimiento en la unión del tobillo.	-25° to 15° desde el plano sagital
Momento de fuerza máximo de frenado en la unión del tobillo.	200 N/m

Las características del diseño mecánico se presentan en la Tabla 5, en esta se tiene el mejor valor del momento de fuerza, para la unión del tobillo, que soporta todo el peso del cuerpo cuando el paciente camina. También se presenta el valor máximo de ruptura de las uniones y el momento de fuerza de la cadera, la rodilla y el tobillo [26].

Una problemática muy común en todos los mecanismos de exoesqueletos es la estabilidad en la postura, que se logra a través del control de las fuerzas que actúan en los centros de masa del humano cuando este comienza a generar un movimiento, ya que éste cambia con las tareas que se realicen y las condiciones ambientales. Para resolver esta problemática existe una gran variedad de sistemas para el control de postura (el reactivo, anticipatorio, sensorial, dinámico y límite de estabilidad), así como sistemas psicológicos (el vestibular, visual, propioceptivo, fuerza muscular y tiempo de reacción), donde ambas categorías contribuyen al balance [30]. Para resolver el desbalance en el exoesqueleto que se propone, mecánicamente se colocan uniones rígidas y un tamaño de pie proporcional, además que se recomienda el uso de bastones o caminadora para el control del centro de masa además del uso de fuerza muscular,

ya que este será usado por pacientes con algún problema de movimiento en el miembro inferior. Las pruebas que deben realizarse para el balance son: las restricciones biomecánicas, límites de estabilidad, ajuste de postura anticipatorio, respuesta de postura, orientación sensorial y estabilidad en la marcha. Por ser un prototipo virtual que se encuentra en fase de diseño conceptual, solo se consideran las restricciones biomecánicas [30]. Así el mecanismo del exoesqueleto se forma principalmente de 4 partes:

Soporte principal (SP): Se forma por 6 elementos mecánicos unidos, a los cuales se les acopla un arnés de seguridad como elemento de sujeción al cuerpo y se colocan cojinetes fabricados en hule espuma, cubiertos con tela de Nylon para mayor comodidad al usuario y cubrir los requerimientos antropométricos del cuerpo, para evitar algún daño. La figura 2 muestra los elementos mecánicos que constituyen el SP.

Soporte de la cadera (SC): Es un mecanismo con dos grados de libertad (figura 3), el primero es considerado una bisagra que permite ajustar el mecanismo a la cintura, así como el movimiento de rotación externa e interna. El segundo permite el movimiento de flexión/extensión que el cuerpo realiza de forma biológica al subir una pierna, éste soporte está constituido por 8 elementos mecánicos simétricos.

Soporte de la rodilla (SR): Se tienen tres elementos mecánicos, que asemejan el comportamiento biológico de flexión/extensión desarrollado por la rodilla (figura 4). Al igual que en la cadera, se colocan dos actuadores en las articulaciones de la rodilla, uno para la derecha y uno para la izquierda. Para sujetar esta articulación al cuerpo, se utiliza un soporte diseñado para ambas rodillas, el cual juntó con correas de velcro, se fijan a la parte superior de la pantorrilla y de la parte anterior de la pierna.

Soporte de tobillo (ST): Para sujetar esta articulación al cuerpo, se utiliza un soporte diseñado que se coloca con velcro en el tobillo. El mecanismo diseñado para la articulación del tobillo es similar al de una bisagra, debido a que tiene un grado de libertad en el plano sagital para hacer el movimiento de flexión/extensión (figura 5).

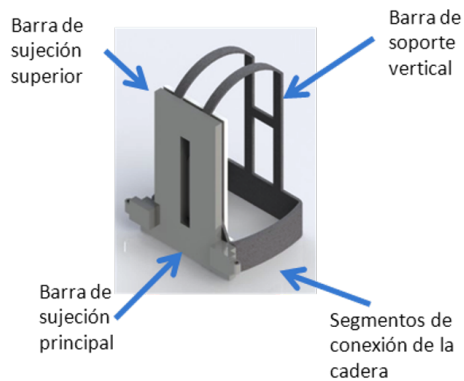


Figura 2 Ensamble SP (a) barra de sujeción principal, (b) barras de soporte vertical, (c) barra de sujeción superior, (d) segmentos de conexión de la cadera.

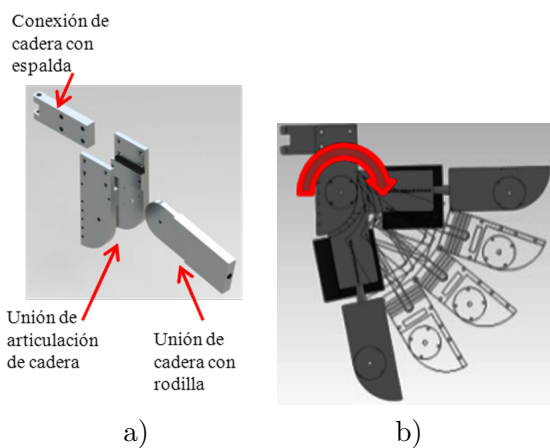


Figura 3 Soporte de la cadera a) Ensamble SpC lado derecho vista explosiva b) Movimientos de rotación externa e interna de la cadera del exoesqueleto.

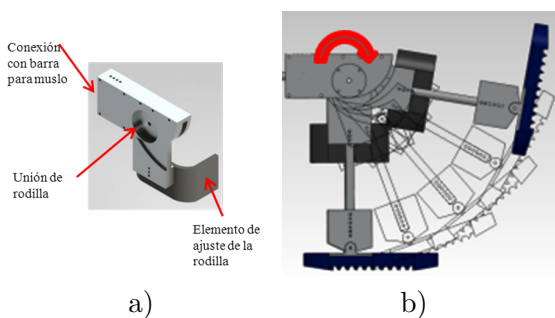


Figura 4 Soporte de la rodilla a) Ensamble SpR derecha, b) Movimientos de flexión/ extensión de la rodilla lado derecho.

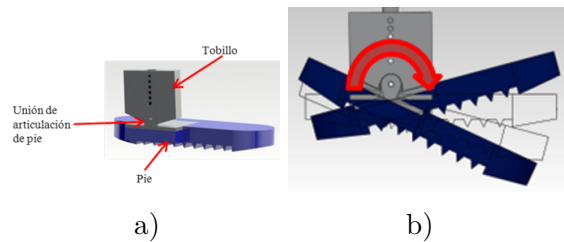


Figura 5 Soporte del tobillo a) ensamble del tobillo b) Movimientos de flexión/ extensión del tobillo.

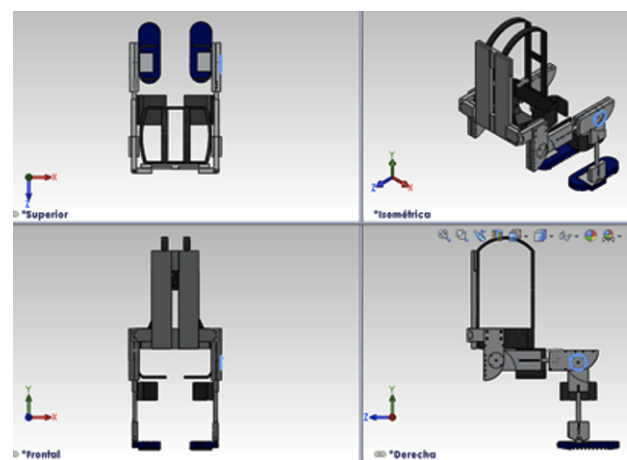


Figura 6 Exoesqueleto con componentes mecánicos.

También se colocan unas barras entre la cadera -rodilla y la unión rodilla-tobillo, para ajustarse e incrementar 10 cm aproximadamente o disminuir la longitud del exoesqueleto hasta 1 cm según se requiera.

El principal sistema de sujeción del exoesqueleto está sobre la espalda y la cadera, ya que debe ser colocado en el cuerpo de forma paralela. Un factor importante en el diseño del exoesqueleto es la simetría que existe con el cuerpo tanto en los elementos mecánicos que constituyen el lado derecho del exoesqueleto como el izquierdo (figura 6). Este mecanismo es puramente mecánico, por lo que su accionamiento es totalmente manual.

Con base en el diseño, el exoesqueleto puede ser funcional para un paciente con las siguientes características (Tabla 6):

Tabla 6 Condiciones del paciente para usar el exoesqueleto

Características	Mínimo	Máximo
Altura	1.70 m	1.80 m
Peso	70 kg	100 kg
Extremidades	Dos piernas	Con prótesis
Balance y equilibrio	Bastón	Andadera o caminadora
Fuerza	Para soportar su propio peso	Soportar su propio peso y el del exoesqueleto

Cabe mencionar que el diseño se realizó con estas características de altura y peso del paciente para validar con el modelo del humano virtual de OpenSim®, pero ya teniendo la metodología y el conocimiento de cómo diseñar las piezas, es posible hacer un diseño personalizado con el fenotipo mexicano, solo es necesario conocer las dimensiones del paciente, los ángulos de movimiento y los momentos de fuerza cuando realiza la marcha.

Movimiento mecánico del exoesqueleto

Con base en la biomecánica del cuerpo humano, el movimiento del exoesqueleto es el siguiente (Figura 7):

SP y SC: Para este diseño la articulación de la cadera tiene solo dos grados de libertad, flexión/extensión y aducción/abducción.

SR: El movimiento que se realiza es de tipo bisagra monocéntrico, este tiene un movimiento de 0 a 90°.

ST: El rango de movimiento para esta articulación también es de tipo bisagra de -25° a 15°, medido con respecto al plano sagital. Se registra un movimiento -25° al finalizar la etapa de apoyo, que es cuando el pie comienza a levantarse del suelo y se registran 15° cuando el tobillo hace contacto con el suelo.

Para generar los movimientos de este exoesqueleto, toda la activación es manual, hasta ahora solo funciona como apoyo a la persona que aún tienen movilidad y fuerza en sus extremidades superiores y necesita reforzar las inferiores, con ayuda de algún bastón o

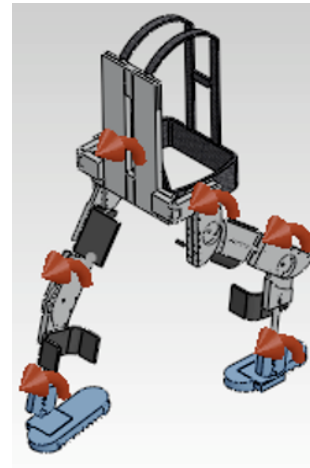


Figura 7. Movimientos de los componentes del exoesqueleto.

caminadora para poder tener un centro de gravedad y balance.

CONTROL Y SIMULACIÓN DEL EXOESQUELETO

Para realizar el modelado se utiliza el programa Matlab®, en específico la sub-herramienta de Simmechanics (MathWorks®), que es parte de Simscape de Simulink™.

La simulación inicial del modelo mecánico para hacer el control, es simplificar el modelo en eslabones, es decir solo considerar el modelo vectorial, además del peso y la altura en la simulación. El modelo simplificado de la representación de la pierna es con tres eslabones: la unión cadera-rodilla, rodilla-tobillo y tobillo-pie, incluyendo sus respectivas uniones. Todas las uniones son de revolución y tienen sensores que van con el actuador.

El exoesqueleto es de múltiples entradas múltiples salidas, es decir un sistema MIMO, ya que todas las uniones actúan de forma separada, pero al mismo tiempo siguen la misma trayectoria, para dar los movimientos necesarios que permiten el ciclo de la marcha. Por esta razón, el sistema de control necesita un sensor y un actuador en cada unión.

El modelo de control es un sistema de lazo cerrado con un seguidor de referencia, éste

emplea un bloque PID, para un control constante en un proceso dinámico. Su objetivo es permitir que la planta se acerque lo más posible al punto de referencia y se elimine el error. En este caso se utiliza el seguidor de referencia como punto de entrada de la trayectoria del movimiento, que debe ser seguido por todas las uniones para generar el ciclo de marcha.

El controlador PID corrige las señales de error emitidas por el sensor al ser generadas en diversos puntos de la trayectoria durante la simulación de la marcha. La marca de referencia puede ser enviada en forma de par o de fuerza observándose al realizar la co-simulación entre Opensim® y Matlab®. Si se quiere simular la velocidad y aceleración, se debe agregar un factor de ganancia en la posición de los acopladores, para que el controlador PID realice la acción de control correspondiente. Si se deja un lazo abierto, es necesario establecer el signo del acoplador en la entrada de la articulación que realiza la acción y la simulación, para verificar que el movimiento de la trayectoria generada sea similar a la obtenida por los simuladores Opensim® y SolidWorks®. El PID permite que los controladores envíen una posición similar del ciclo de marcha a la unión mecánica y a la articulación del usuario, que permanece conectada de forma dinámica a las condiciones biológicas, cumpliendo así las restricciones cinemáticas del usuario. El bloque PID tiene dos entradas y una salida, las entradas son como referencia y señales de retroalimentación para generar una señal de error y las salidas son señales de control aplicadas a los actuadores. La señal de retroalimentación llega desde el sensor de unión conectado a SimMechanicTM. Un ejemplo de aplicación es donde las trayectorias de par obtenidas del programa OpenSim®, son preestablecidas y enviadas como referencia al controlador tipo PID. En la Fig. 8 se muestra la imagen que es creada por el programa SimMechanicTM tras ejecutar la simulación de la importación realizada. A cada una de estas articulaciones se

le configura una señal de entrada (1 actuación) del tipo primitiva de revolución de par y un sensor de posición.

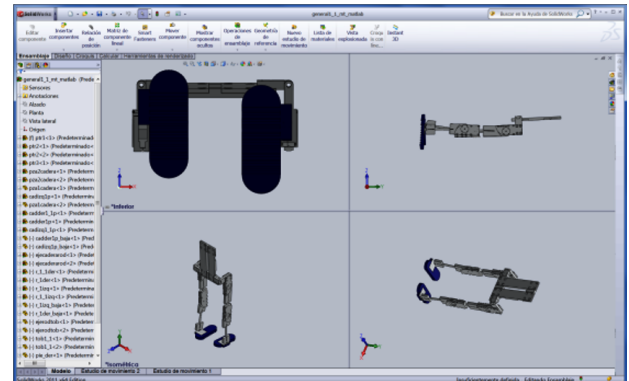
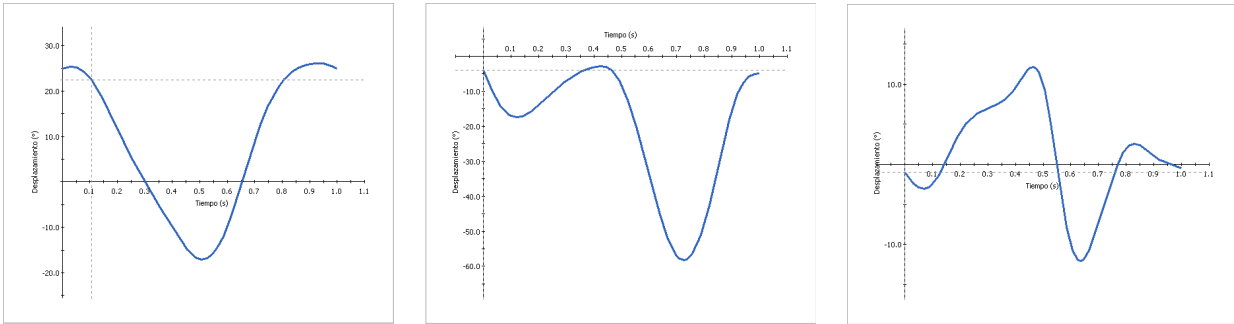


Figura 8 Izquierda ventana de exploración Simmechanics y derecha ventana de Software SolidWorks®.

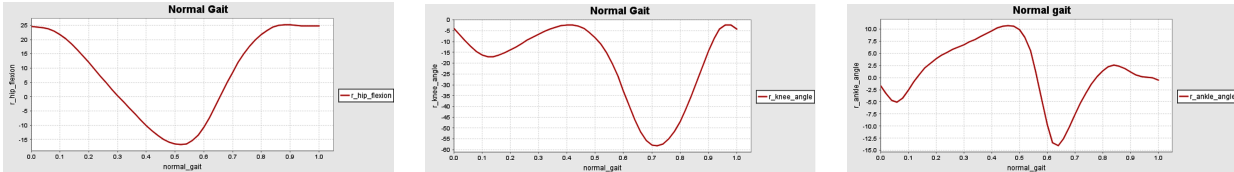
Con la información del par, la velocidad de un ciclo de marcha normal y uno con aceleración normal, se generó el prototipo virtual del exoesqueleto, teniendo un peso de 32.25 Kg con base en los valores proporcionados por el programa de SolidWorks® y a las características de los materiales especificados. El par que se necesita para la unión de la cadera es de 90 Nm y para la rodilla es de 70 Nm.

Evaluación del diseño

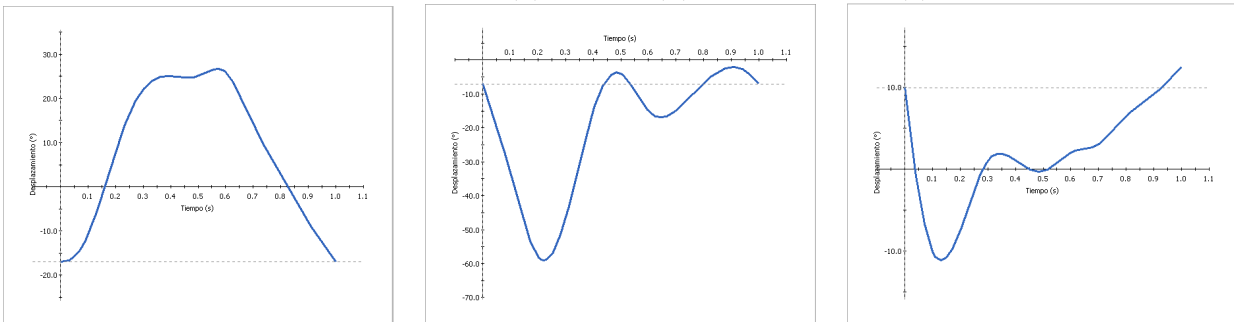
Se obtuvieron gráficas de movimiento en el plano sagital del lado izquierdo y derecho de un humano simulado, para trasladarse al exoesqueleto y así generar un movimiento paralelo. La prueba se generó en condiciones normales, sin alguna carga extra, deficiencia o patología del paciente simulado. Esto para generar el diseño conceptual del mecanismo del exoesqueleto. La simulación del ciclo de marcha en SolidWorks® (figura 9) comprueba el movimiento descrito en OpenSim®, esto verifica la parte de co-simulación, donde ambos programas presentan resultados similares, donde la cinemática y dinámica del humano son imitadas por el exoesqueleto.



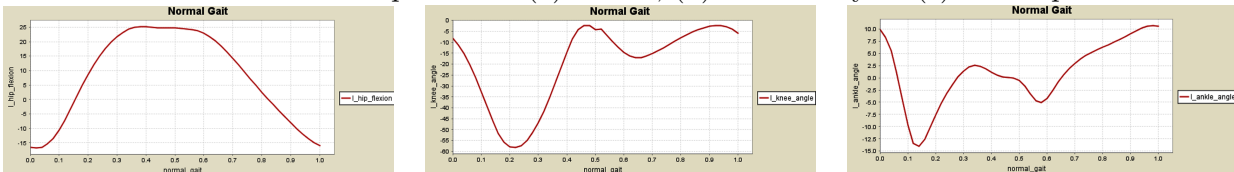
Movimiento de la unión lado derecho de (a) cadera, (b) de rodilla y de (c) tobillo por SolidWorks®.



Movimiento de la unión lado derecho de (a) cadera, (b) de rodilla y de (c) tobillo por Opensim®.



Movimiento de la unión lado izquierdo de (a) cadera, (b) de rodilla y de (c) tobillo por SolidWorks®.



Movimiento de la unión lado izquierdo de (a) cadera, (b) de rodilla y de (c) tobillo por SolidWorks®.

Figura 9 Comparación entre resultados gráficos de Opensim® y SolidWorks®.

DISCUSIÓN

Se presenta un estado del arte que muestra la evolución que ha tenido la co-simulación así como los avances en los exoesqueletos que ya existen, determinándose como ventajas permitir al paciente moverse de una manera independiente, además de evolucionar hacia la robótica para que el usuario aplique menor esfuerzo al desplazarse o pasar de la fase de flexión a extensión, estos dispositivos los puede usar casi cualquier paciente, considerando su condición física y financiera. Comparándolos con el que se presenta en este trabajo, este tiene la posibilidad de ser un exoesqueleto personalizado,

puede obtenerse el diseño y generar los ajustes de una manera más rápida, puede adecuarse a las necesidades del paciente, puede simularse con un tipo de material específico y verificar si es adecuado para las características del paciente y al cubrir los requerimientos puede trasladarse el diseño en CAD a alguna máquina CNC que realice el maquinado de las piezas necesarias.

Se presenta la simulación con Opensim® obteniéndose como datos de referencia las gráficas de movimiento de cadera, rodilla y tobillo.

Se simuló en SolidWorks® un prototipo para manipular el par, movimientos, cambiar dimensiones o tipos de los materiales en los

eslabones; que pueden realizarse en programas especializados como Autocad®, Inventor®, Ansys®, etc, pero que no se obtendría la co-simulación tan rápida y eficiente como con SolidWorks®, además de ser un programa de libre acceso para estudiantes, considerándose óptimo para este estudio.

Con respecto al análisis de movimiento del exoesqueleto, primero se realiza la simulación para cada articulación, es decir movimiento de cadera, rodilla y tobillo, así como la simulación completa. El análisis de movimiento se realizó para comprobar que el diseño mecánico fue elaborado con base en las restricciones, así mismo se efectuó la simulación correspondiente del dispositivo mecánico y el de control, observándose que en ambos casos se cumplió la necesidad de generar un ciclo de marcha, puesto que se respetó el que fuera el exoesqueleto de 7 GDL y trabajara en paralelo con los movimientos del humano.

La comprobación de la base mecánica, sirvió para realizar el control del mismo, este es simulado en Simmechanics (MathWorks®), aquí se muestra una propuesta de control con un dispositivo PID seguidor de la trayectoria, pero como se mencionó, el control aún puede optimizarse para mejores resultados.

El prototipo se presenta en la fase de diseño conceptual y la base del diseño de detalle, quedando para trabajos futuros los detalles de construcción, equipo de control y pruebas específicas del exoesqueleto.

CONCLUSIÓN

Se utilizó la metodología del diseño virtual a través de la co-simulación para diseñar un exoesqueleto personalizado, considerando la información obtenida del estado del arte y de los tres programas especializados que se utilizaron, como son Opensim®, Solidworks® y Matlab®. Los programas mencionados en este trabajo permiten establecer una plataforma de co-simulación que ofrece:

1. Hacer un rediseño sin costo en un tiempo relativamente corto dependiendo de la habilidad del programador.

2. Hacer un exoesqueleto personalizado con base a las necesidades de cada paciente como por ejemplo personas con distrofia muscular, lesiones en la columna vertebral o alguna enfermedad de miembro inferior.
3. Hacer modificaciones y evaluaciones sin necesidad de construir el prototipo.
4. Se pueden simular pruebas de mantenimiento y desgaste a las piezas mecánicas, para que al tener el prototipo se establezcan un calendario adecuado.
5. Se pueden establecer diferentes tipos de materiales para construcción del prototipo.

Con la co-simulación se obtiene ahorro de tiempo, en costos y en pruebas al prototipo. En este trabajo se presenta como resultados aparte del prototipo virtual, las gráficas obtenidas en Opensim® que sirven de entrada para general el movimiento del exoesqueleto en Solidworks®, y que al comparar las gráficas de ambos programas, se tiene una similitud del 90% en las fases de la marcha.

Reconocimientos

Este trabajo fue soportado por investigadores del Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey Campus Ciudad de México (ITESM-CCM).

Declaración pública: Los autores declaran no tener algún conflicto de intereses.

Referencias

1. Estadísticas de personas con discapacidad en México 2011. INEGI en línea. Discapacidad en México. Recuperado 20 de Mayo de 2014. <http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=P>
2. Gopura, R. A. R. C. (2009). "Mechanical Designs of Active Upper-Limb Exoskeleton Robots." 11th International Conference on Rehabilitation Robotics.
3. Reinkensmeyer, D. J. and M. L. Boninger (2011). "Technologies and combination

- therapies for enhancing movement training for people with a disability.” *J Neuroeng Rehab.*
4. Moore, J. A. (1986). “Pitman: A powered exoskeleton suit for the infantryman,” Los Alamos Nat. Lab., Los Alamos, NM, Tech. Rep. LA-10761-MS.
 5. Garcia, E., J. M. Sater, et al. (2002). “Exoskeletons for human performance augmentation (EHPA): A program summary.” *J. Robot. Soc. Japan.* 20 no. 8: 44-48.
 6. Dollar, A. M. (2008). “Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art.” *IEEE Transactions on robotics* 24.
 7. Zoss, A., H. Kazerooni, et al. (2005). “On the mechanical design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX).” *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems* (0-7803-8912-3/05).
 8. Aguirre-Ollinger, G., J. E. Colgate, et al. (2011). “Design of an active one-degree-of-freedom lower-limb exoskeleton with inertia compensation.” *International Journal of Robotics Research* 30(4): 486-499
 9. Wei Hong, Y., Y.-J. King, et al. (2013). “Lower Extremity Exoskeleton: Review and Challenges Surrounding the Technology and its Role in Rehabilitation of Lower Limbs” *Australian Journal of Basic and Applied Sciences* 7(7): 520-524.
 10. Nogueira, S. L., A. A. G. Siqueira, et al. (2014). “Markov Jump Linear Systems-Based Position Estimation for Lower Limb Exoskeletons.” *Sensor.* ISSN 1424-8220 14.
 11. Hensen, J. L. M., Djunaedy, E., Radošević, M. and Yahiaoui, A. (2004). “Building performance simulation for better design: Some issues and solutions.” *Proceedings of 21st Conference on Passive and Low Energy Architecture, Technische Universiteit Eindhoven.*
 12. Elliott, A. S. (2002). “Status update on general purpose co-simulation with ADAMS.” <http://support.mscsoftware.com>
 13. Wetter, M., Haves, P (2008). “A modular building controls virtual test bed for the integration of heterogeneous system, *Proceedings of SimBuild.*” 3rd National Conference of IBPSA-USA, International Building Performance Simulation Association, USA chapter. Bekeley, CA, USA.
 14. Monty, A. (2002). “Co-simulation tools in the new VTB version.” [http://vtb.ee.sc.edu/review/2002/presentations/Co-simulation_tools_in_the_new_VTB_version\(Monti\).ppt](http://vtb.ee.sc.edu/review/2002/presentations/Co-simulation_tools_in_the_new_VTB_version(Monti).ppt).
 15. Wilcox, P. A., Burger, A. G., Hoare, P. (2000). “Advanced distributed simulation: A review of developments and their implication for data collection and analysis.” *Simulation practice and theory.*
 16. Park, K. C. (1980). “Partitioned transient analysis procedures for coupled-field problems: Stability analysis.” *Journal of Applied Mechanics* 47: 370-376.
 17. Arnold, M., Carrarini, A., Heckmann, A. and Hippmann, G (2002). “Modular dynamical simulation of mechatronic and coupled systems.” *Proceedings of 5th World Congress on Computational MEchanics, Vienna University of Technology.*
 18. Hillestad, M., Hertzberg, T. (2008). “Convergence and stability of the sequential modular approach to dynamic process simulation.” *Computer and Chemical Engineering* 12(5): 407-414.
 19. Follen, G., Kin, C., Lopez, I., Sang, J. and Townsend, S. (2001). “A CORBA based development environment for wrapping and coupling legacy scientific codes.” *Proceedings of 10th IEEE International Symposium on High Performance Distributed Computing, The Institute of Electrical and Electronics*

- Engineers (IEEE), San Francisco, CA, USA: 22-31.
20. Sang, J. C., Follen, G., Kim, C. , Lopez, I. (2002). “Development of CORBA based engineering applications from legacy Fortran programs.” *Information and Software Technology* 44(3): 175-184.
 21. Gopura, R. A. R. C. (2009). “Mechanical Designs of Active Upper-Limb Exoskeleton Robots.” 11th International Conference on Rehabilitation Robotics.
 22. Ramos-Watanabe, J. 2003. *Diseño mecánico*, Instituto Politécnico Nacional.
 23. Kazerooni, H. and R. Steger (2006). “The Berkeley Lower Extremity Exoskeleton.” *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control* 128: 14-25.
 24. OpenSim (2010). Application for musculoskeletal modeling and simulation. project funded by the National Institutes of Health through the NIH Roadmap for Medical Research. <https://simtk.org/home/opensim>.
 25. Crowell, I., H. P. (1995). “Human Engineering Design Guidelines for a Powered, Full Body Exoskeleton.” U.S. Army Res Lab, Aberdeen Proving Ground, MD ARL-TN-60.
 26. Cenciarini, M. and A. M. Dollar (2011). “Biomechanical Considerations in the Design of LowerLimb Exoskeletons.” IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics Rehab Week Zurich, ETH Zurich Science City.
 27. Perry, J. & Burnfield, J. M. 2010. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, Slack Incorporated.
 28. Walsh, C. J., K. Endo, et al. (2007). “A quasi-passive leg exoskeleton for load-carrying augmentation.” *International Journal of Humanoid Robotics* 4: 487-506.
 29. Kharb, A., V. Saini, et al. (2011). “A review of gait cycle and its parameters.” *IJCEM International Journal of Computational Engineering & Management* 13.
 30. Veneman, J. F., Seyfarth, A. and Barralon, P. (2013). “Evaluating postural balance erformance in exoskeleton robots”. [Consultado 22 de Mayo de 2014]. <http://www.car.upm-csic.es/bioingenieria/H2R/humanoids2013/documents/VenemanSeyfarthBarralon.pdf>