

Trabajo Fin de Grado

Ingeniería de Tecnologías Industriales

Diseño y análisis de exoesqueletos pasivos

Autor: Cristóbal López Batista

Tutor: Joaquin Ojeda Granja y Juana
Mayo Nuñez

Dep. Ingeniería Mecánica y Fabricación
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2017



Trabajo Fin de Grado
Ingeniería de Tecnologías Industriales

Diseño y análisis de exoesqueletos pasivos

Autor:

Cristóbal López Batista

Tutor:

Joaquín Ojeda Granja

Profesor Ayudante Doctor

Juana Mayo Nuñez

Dep. Ingeniería Mecánica y Fabricación

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2017

Autor: Cristóbal López Batista

Tutor: Joaquin Ojeda Granja
Juana Mayo Nuñez

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2017

El Secretario del Tribunal

Agradecimientos

En primer lugar debo agradecerle a mi familia los esfuerzos realizados para que yo pudiese tener la oportunidad de obtener este título tan importante para mí. Gracias a que ellos se privaron de numerosas vacaciones y privilegios, a mi me dieron todas las herramientas suficientes para poder llegar hasta hoy día.

También he de agradecer el esfuerzo y apoyo de mi tutor Joaquin Ojeda y de Juana Mayo, que sin sus consejos y guías no hubiese podido presentar el trabajo en condiciones.

Por todo lo realizado, gracias a todos.

Cristóbal López Batista

Sevilla, 2017

Resumen

En este documento se va a optimizar y analizar tres exoesqueletos diferentes. El primero de ellos es un asistente para la flexión del tronco destinado al mundo laboral, el cual tiene su zona de acción en la parte baja de la espalda. Después se estudia otro dispositivo de asistencia en el levantamiento de las extremidades superiores destinado a personas con déficit de fuerza en las extremidades debidas a una patología. El último exoesqueleto que se estudia es un dispositivo de rehabilitación de las extremidades inferiores. Para realizar dicho estudio se deberá en primer lugar realizar un modelo en el programa comercial Adams® de los dispositivos. Estos modelos se optimizarán de manera que cumpla el objetivo de cada uno con los mínimos efectos adversos posibles, estas optimizaciones consistirán en obtener sistemas con la gravedad compensada. Para realizar las optimizaciones se procederá a través de métodos previamente demostrados. Una vez se defina el modelo y todos sus componentes se simularan, obteniendo los resultados de la reducción de esfuerzos producida, además de las fuerzas en los puntos de contacto entre el dispositivo y el portador. A partir de los datos obtenidos en la simulación se realizará un juicio sobre los posibles efectos adversos que puede acarrear la utilización de los mismos.

Abstract

This document will optimize and analyze three different exoskeletons. The first one is an assistant for trunk flexion for the working world, which has its action zone in the lower back. Afterwards, another assistance device is studied in the upper limb lift intended for people with limb deficiency due to pathology. The last exoskeleton studied is a device for the rehabilitation of the lower extremities. In order to carry out this study, a model must first be made in the Adams® commercial program of the devices. These models will be optimized in a way that fulfills the objective of each one with the minimum possible adverse effects, these optimizations will consist in obtaining systems with the compensated gravity. To carry out the optimizations, we will proceed through previously proven methods. Once the model is defined and all its components are simulated, obtaining the results of the reduction of effort produced, in addition to the forces at the points of contact between the device and the carrier. From the data obtained in the simulation, a judgment will be made about the possible adverse effects that can lead to the use of the same.

Índice

Agradecimientos	i
Resumen	iii
Abstract	iv
Índice	v
1 Introducción	1
<i>1.1 Estado del Arte de los exoesqueletos</i>	2
1.1.1 Exoesqueletos pasivos de asistencia para la zona lumbar	2
1.1.2 Exoesqueletos pasivos para miembros superiores	3
1.1.3 Exoesqueletos pasivos para miembros inferiores	4
2 Objetivos	7
3 Metodología	9
<i>3.1. Métodos para la optimización de resortes</i>	9
3.1.1. Energía potencial constante	10
3.1.2. Método del muelle virtual	11
3.1.3. Método del muelle de almacenamiento	12
3.1.4. Otros métodos	13
<i>3.2. Exoesqueletos pasivos</i>	13
3.2.1. Exoesqueleto de asistencia al levantamiento (PLAD)	13
3.2.1.1 Modelado del exoesqueleto	14
3.2.1.2 Optimización del exoesqueleto	15
3.2.1.3 Resultados	16
3.2.1.4 Conclusión	19
3.2.2. Exoesqueleto para miembro superior	20
3.2.2.1 Modelado del exoesqueleto	20
3.2.2.2 Optimización del exoesqueleto	22
3.2.2.3 Resultados	23
3.2.2.4 Conclusión	25
3.2.3. Exoesqueleto para miembro inferior (GBO)	25

3.2.3.1	Modelado del exoesqueleto	26
3.2.3.2	Optimización del exoesqueleto	27
3.2.3.3	Resultados	29
3.2.3.4	Conclusión	31
4	Discusión	32
	Bibliografía	34

1 INTRODUCCIÓN

Vivimos una época con grandes avances tecnológicos en el campo de la bioingeniería, un claro ejemplo es el desarrollo de los exoesqueletos. Un exoesqueleto se puede definir como un traje o dispositivo que se adapta al cuerpo del portador para ayudarlo a realizar un movimiento tanto en esfuerzo como en trayectoria, esto le hace tener gran importancia en campos totalmente distintos como pueden ser la rehabilitación, el uso militar y de apoyo a trabajadores.

Los exoesqueletos empezaron a desarrollarse en la década de 1960, en paralelo tanto en Estados Unidos como en la Antigua Yugoslavia, para las extremidades inferiores. Estos primeros dispositivos estaban destinados principalmente al aumento de las capacidades físicas en el campo militar (R.S. Mosher, 1967), aunque también se empezaron a desarrollar los primeros exoesqueletos destinados a la rehabilitación (A. Seireg et Al. 1981). Estos exoesqueletos tenían grandes limitaciones, principalmente como consecuencia de su gran tamaño y peso. Dichas limitaciones eran de confort y movilidad, ya que al ser tan grandes y pesados los exoesqueletos, sus movimientos eran lentos y pesados, además de producir grandes fuerzas de reacción en los puntos de contactos.

Con el paso del tiempo se han desarrollado exoesqueletos mucho más potentes y ligeros, llegando a conseguir unos dispositivos que en un futuro próximo serán objetos de la vida cotidiana para muchas personas. Aunque se haya avanzado mucho en el campo de la optimización, en cuanto al tamaño y al confort, estos dispositivos siguen teniendo efectos adversos. Este último concepto se puede definir como cualquier acción o incidente que genera un daño al paciente, siempre dentro del ámbito de la salud (Aibar et al, 2017).

Con respecto a los exoesqueletos, se puede realizar una clasificación en dos grandes grupos en función de los actuadores que disponga:

Los exoesqueletos activos son aquellos que disponen de actuadores activos, es decir, llevan instalados una serie de motores que son los encargados de realizar la fuerza extra. Estos dispositivos suelen ser robustos y están destinados en su mayoría al campo militar.

Los exoesqueletos pasivos, por el contrario, mediante elementos elásticos almacenan y liberan la energía en un ciclo de movimiento de manera que el portador realice el menor esfuerzo posible. Suelen ser dispositivos más ligeros y su principal uso es en el ámbito de la ergonomía y la rehabilitación.

En cuanto a nuestro estudio se va a centrar exclusivamente a los exoesqueletos pasivos, de diferentes zonas del cuerpo. Para que estos dispositivos sean eficaces y no causen molestias al portador, se debe realizar una optimización personalizada del exoesqueleto para cada individuo. Estas optimizaciones se consiguen a través de diferentes métodos. Los métodos tratan de conseguir un sistema cuya energía sea mínima y constante en toda la amplitud del movimiento, en un inicio se empezó con la utilización de muelles con contrapesos para obtener un equilibrio de una masa, un ejemplo clásico de esto es el sistema de equilibrio de gravedad de una lámpara de escritorio (Herder, J.L.,2001) y finalmente mediante el concepto de muelle de longitud libre cero se consigue una optimización sencilla y fiable.

1.1 Estado del arte de los exoesqueletos pasivos

En este apartado se va a mostrar la evolución de los distintos exoesqueletos pasivos que van a formar parte del estudio.

1.1.1 Exoesqueletos pasivos para zona lumbar

Uno de los primeros dispositivos de asistencia al levantamiento desarrollados es el PLAD de M. Abdoli-E et al. (2006). Este dispositivo consta de un peto que se ajusta al pecho y hombros del portador y a la zona inferior de la rodilla, con ambas zonas unidas mediante cintas elásticas que son las encargadas de transferir la fuerza, que debería realizar los músculos de la zona lumbar, a las zonas de contacto (parte superior del tronco e inferior de la rodilla). Estas fuerzas son transferidas a través de las tensiones en las cintas elásticas, en la figura 1 se muestra un esquema sencillo del mecanismo del exoesqueleto.

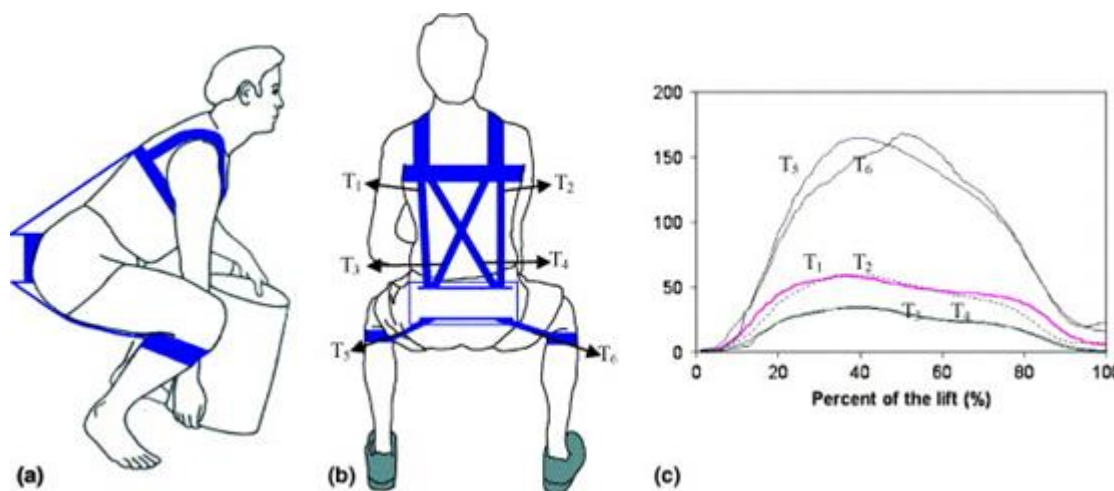


Figura 1. a) dispositivo de perfil. b) esquema de las fuerzas de contacto producidas en el levantamiento. c) gráfica de los valores de las tensiones en el rango de movimiento. Imagen obtenida del documento (M. Abdoli-E et al. 2006)

Este mecanismo tiene como fin evitar las posibles lesiones en trabajadores cuya tarea consiste en el levantamiento de objetos. En el desarrollo del estudio de dicho dispositivo (M. Abdoli-E et al. 2006) se obtienen mediciones de los esfuerzos realizado por los músculos de la parte baja de la espalda con diferentes formas de levantar un objeto, dando unos resultados en los que se comprueba que la manera más eficaz de levantar un objeto con el exoesqueleto es doblando la rodilla y la espalda como aparece en la figura 1. Esta ayuda del exoesqueleto cobra especial relevancia en el tramo en el que se debe seguir la espalda.

Otro dispositivo de este tipo recientemente desarrollado es el BNDR de Brent L. Ulrey, et al.(2013). Este dispositivo se compone de cuatro barras, unidas dos a dos mediante un par de revolución con un muelle. Por otra parte las barras superiores se unen las dos en una almohadilla a la altura del esternón, mientras que las inferiores se apoyan cada una en la zona baja del muslo. Este exoesqueleto se ajusta al cuerpo mediante un cinturón en la cadera. En la figura 2 se puede ver a un individuo con el dispositivo colocado.

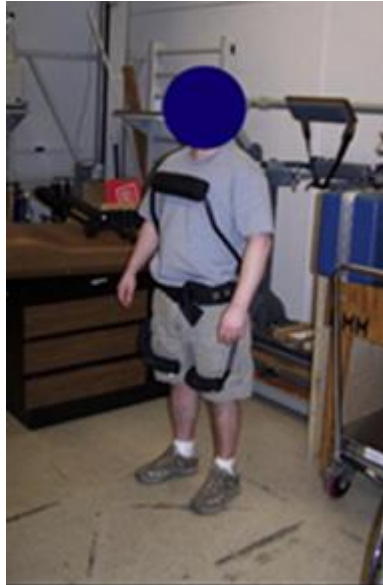


Figura2. Dispositivo BNDR. Imagen obtenida del documento (B.L. Ulrey, et al. 2013)

Este exoesqueleto estaba también destinado al mundo laboral y trata de evitar las posibles lesiones en la zona lumbar, a trabajadores que deban flexionar repetidamente la espalda. Los resultados que arroja el estudio de este dispositivo son positivos, ya que se reduce el esfuerzo de los músculos de la espalda y del abdomen, aunque se incrementa el esfuerzo que debe realizar el tibial anterior. Los métodos utilizados y los resultados completos de este estudio se encuentran en B.L. Ulrey, et al. (2013).

1.1.2 Exoesqueletos pasivos para miembros superiores

Los exoesqueletos de los miembros superiores generalmente son destinados a la rehabilitación o a la asistencia de personas con patologías, aunque también existen dispositivos destinados al mundo industrial para la ayuda en la sujeción de herramientas. Una enfermedad cerebrovascular puede dejar, al paciente, casi sin fuerza en las extremidades, por lo que se han desarrollado recientemente una serie de exoesqueletos tanto activos como pasivos para ayudar, a los pacientes de este tipo de enfermedades, en las tareas de la vida cotidiana como pueden ser comer o beber.

Los primeros dispositivos diseñados para este fin fueron activos, ya que al poder controlar mediante un motor la fuerza a ejercer estos tienen un amplio abanico de posibles usos. Mientras que los exoesqueletos pasivos, al estar compuestos por resortes de características fijas, suelen estar diseñados para una tarea concreta.

De los primeros diseños fue el Spring-loaded Cable-driven Exoskeleton. Este exoesqueleto estaba compuesto de un peto ajustado al cuerpo, que se une, a un mecanismo que ejerce de codo, mediante una serie de cables. Estos cables se unen al peto mediante muelles, realizando la tensión suficiente para que esté equilibrado el peso del brazo, es decir, que no se necesita realizar apenas esfuerzo por los músculos para mantener el brazo en una posición cualquiera. El mecanismo se muestra en la figura 3.

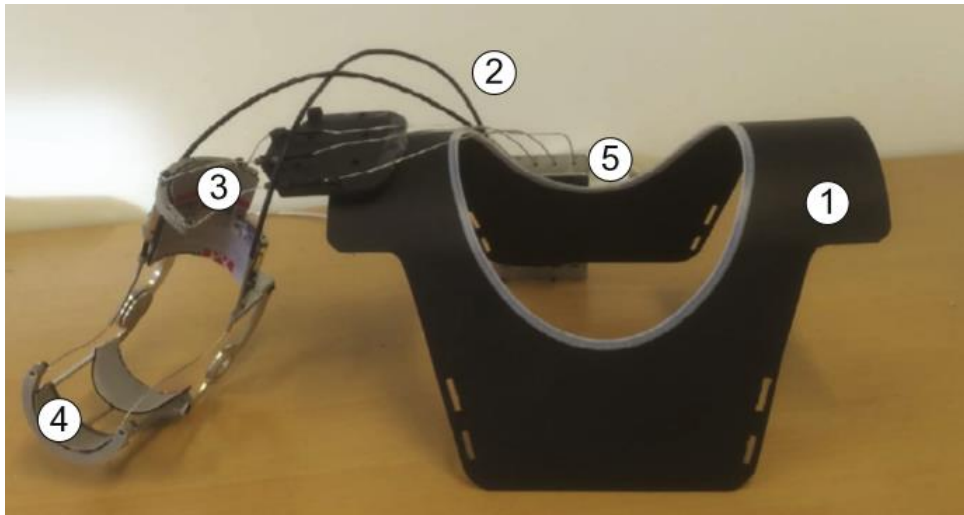


Figura3. Spring-loaded Cable-driven Exoskeleton. 1) peto de fijación, 2) cables, 3) apoyo de la parte superior del brazo, 4) apoyo del antebrazo, 5) caja de muelles. Imagen obtenida de Lelai Z. et al. 2012

Estos dispositivos tienen una gran eficacia, ya que consiguen reducir el par que deben realizar los músculos del brazo para levantarlo casi por completo. El diseño y la optimización del mismo se encuentran mejor detallados en el documento de Lelai Z. et al. 2012.

1.1.3 Exoesqueletos pasivos para miembros inferiores

En cuanto a los exoesqueletos dirigidos a las piernas, en un principio se buscaba el aumento de la capacidad humana, teniendo como objetivo su uso militar. Estos eran exoesqueletos activos y muy robustos, el primero de esta gama fue, el creado por una empresa militar americana, el HULC. A continuación del desarrollo de los exoesqueletos con finalidad bélica, se desarrollaron los dispositivos que tenían como fin la rehabilitación de los miembros inferiores. Centrándonos en los exoesqueletos pasivos, la universidad de Patiala (India) junto con la de Gävle (Suecia), desarrollaron un dispositivo basado en un mecanismo de cuatro barras (figura 4).



Figura4. Exoesqueleto pasivo de rehabilitación de las extremidades inferiores. Imagen de A. Singla et al. (2016)

Este dispositivo se activa, es decir, su movimiento comienza, con el giro de la cadera que consigue con la disposición de las piezas intermedias que el tobillo realice el movimiento relativo al caminar. Su utilidad es la de la rehabilitación de pacientes que han sufrido una enfermedad cerebrovascular, estos normalmente olvidan el movimiento de las piernas al caminar, este dispositivo trata de guiar los segmentos de la pierna y así enseñar

de nuevo al portador a caminar. El proceso de aprendizaje y sus resultados quedan recogidos en el documento A. Singla et al. 2016.

Por otro lado, en estos últimos años ha cobrado una gran importancia la ergonomía en el mundo laboral, por lo que es lógico que se desarrollen dispositivos destinados a este ámbito. En 2016, la Universidad Militar Nueva Granada de Colombia diseñó un exoesqueleto pasivo de apoyo al trabajador en tareas de levantamiento de cargas pesadas (figura 5). Este dispositivo consta de un asiento, con apoyo tanto para la zona lumbar como para el abdomen, dotado de un material esponjoso para evitar las molestias en los puntos de contacto. De dicho asiento salen dos piernas realizadas con segmentos de aluminio unidos mediante un par de revolución, al final de estas se establece una placa de apoyo para el pie. Los segmentos de la pierna se encuentran unidos mediante un par de revolución, en cuyo interior se encuentra un resorte de torsión. Además, también se encuentran unidos mediante un amortiguador, para evitar cambios bruscos en la aceleración de los segmentos y así obtener un movimiento más suave. Con este mecanismo se consigue que el consumo de energía, por el portador, sea mínimo. Más información acerca de su desarrollo y diseño en el documento de M. Plaza T. et al. 2016.



Figura5. Exoesqueleto de miembros inferiores de uso militar. Imagen obtenida del documento M. Plaza T. et al. 2016.

2 OBJETIVOS

Desde el comienzo del siglo XXI, se han desarrollado numerosos exoesqueletos pasivos destinados a diferentes campos, sin embargo, son escasos los estudios de los posibles efectos adversos e incomodidades que pueden producir en el portador. Este estudio tiene como fin el análisis de varios exoesqueletos pasivos de diferentes zonas del cuerpo, uno destinado a la flexión del tronco (PLAD) y otros dos destinados a las extremidades superiores e inferiores. A partir de los documentos de dichos exoesqueletos, se realizarán unos modelos simplificados de los mismos que sean posibles implementar en Adams®. Una vez se obtengan los modelos, se optimizarán con el método adecuado para conseguir que estos dispositivos cumplan el objetivo de su diseño. Definido el modelo y sus parámetros, se simula el mismo recaudando la información tanto de la reducción de esfuerzos, como las fuerzas que se producen en los puntos de contacto. Con dicha información se procede al análisis sobre los posibles efectos adversos como consecuencia de su uso, para así poder paliarlos en un futuro.

3 METODOLOGÍA

3.1 Métodos para la optimización de resortes

Desde la obtención de los primeros resortes se han desarrollado metodologías para conseguir un equilibrado de la gravedad. Un claro ejemplo de esto, es el ya nombrado anteriormente mecanismo de equilibrado para una lámpara de escritorio, el cual consta de varios muelles situados en los pares de revolución que consiguen tener un espacio de trabajo en el que el sistema está equilibrado, es decir, se puede colocar el flexo en cualquier lugar de la zona de trabajo y que este se mantenga en dicha posición. Con el paso del tiempo los mecanismos se han vuelto mucho más sofisticados a la vez que complicados, por lo que se han desarrollado numerosos métodos para conseguir que el sistema se encuentre en equilibrio con las fuerzas de la gravedad en todo su rango de movimiento.

Antes de exponer los diferentes métodos, se deben de explicar varios conceptos:

Muelle de longitud libre cero (zero-free-length spring): Para desarrollar los métodos existentes para la optimización, primero hay que explicar el concepto de muelles de longitud libre cero (zero-free-length spring). Estos muelles están pretensados de tal manera que la fuerza que ejercen es proporcional a su longitud en cada momento, en lugar de a su alargamiento. La fabricación de estos resortes es muy difícil, además de tener un rango de movimiento muy limitado, por lo que en la práctica se consigue obtener las propiedades de este muelle a través de diferentes mecanismos.

El mecanismo más sencillo para conseguir dichas propiedades, con un muelle convencional, es el de cable polea (figura 6). Este mecanismo introduce un pequeño error ya que el ángulo de envoltura de la polea depende de la posición del brazo, por tanto la longitud del cable no es siempre igual a la elongación del resorte requerida para el balance exacto. Este mecanismo se puede optimizar, para obtener el mínimo error, reduciendo el radio de la polea.

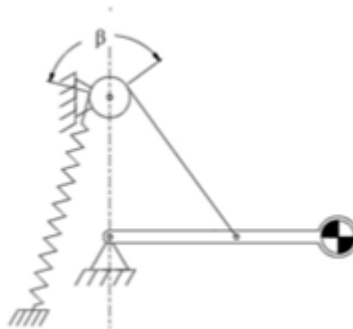


Figura6. Mecanismo cable polea.

El mecanismo que consigue un balance exacto de la gravedad, se obtiene introduciendo en el mecanismo anterior dos poleas adicionales como las que se muestran en la figura 7.

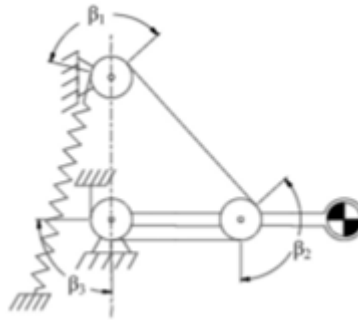


Figura7. Mecanismo de cable con triple polea. Imagen obtenida de J.L. Herder et al. (2011).

Este mecanismo se basa en que la suma de la longitud de cable que envuelve a cada polea es igual al perímetro de una polea para cualquier posición del brazo, por lo tanto la cantidad de cuerda envuelta es constante en cada momento. Además la longitud de los cables que va de la polea 2 a la polea3 y de esta última al punto fijo, son también constante. Como consecuencia de esto, la única longitud de cable que varía es la perteneciente al tramo que une la polea 1 con la polea 2 y esta variación de longitud es igual al alargamiento que se producía en un muelle de longitud libre cero, consiguiendo así las propiedades de un muelle ideal a partir de un resorte convencional. Para obtener un balance perfecto, se debe tener especial cuidado en la elección de la longitud del cable:

$$L = a + r + 2\pi R - l_0 \quad (3.1)$$

Donde L es la longitud del cable, a es la distancia entre el centro de la polea 3 y la polea 1, r es la distancia entre el centro de la polea 2 y la polea 3, R es el radio de las poleas y l_0 es la longitud libre del resorte convencional usado.

3.1.1 Energía potencial constante:

Un método sencillo de obtener un sistema equilibrado a partir de muelles de longitud libre cero es el método de la energía potencial constante. Este procedimiento consiste en obtener un sistema con energía potencial constante y mínima a lo largo de todo su rango de movimiento. Esto se consigue en algunos sistemas de manera muy sencilla, aunque para sistemas muy complejos que tengan numerosos grados de libertad este procedimiento no resulta factible. A continuación se presenta un ejemplo sencillo de un brazo con una masa en su extremo:

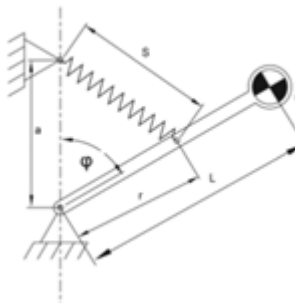


Figura8. Sistema básico de equilibrio compuesto por un brazo con una masa en su extremo y un resorte. Imagen obtenida de J.L. Herder et al. (2011).

Para este sistema la energía potencial se puede escribir como la suma de la energía potencial de la masa y la energía potencial elástica del muelle:

$$U_p = mgL\cos\varphi + \frac{1}{2}Ks^2 \quad (3.2)$$

Siendo U_p la energía potencial del sistema, K la constante elástica del muelle y los demás parámetros definidos en la figura 8.

Por otro lado se puede definir a partir de los demás parámetros de la siguiente manera:

$$s = \sqrt{a^2 + r^2 - 2arcos\varphi} \quad (3.3)$$

Introduciendo en la ecuación 3.2 la definición de s anterior (3.3), obtenemos una expresión con solo una variable (φ):

$$U_p = mgL\cos\varphi + \frac{1}{2}K(a^2 + r^2 - 2arcos\varphi) \quad (3.4)$$

Una vez obtenida la energía potencial del sistema procedemos a la búsqueda su mínimo. Esto se consigue derivando la ecuación de la energía potencial con respecto a su única variable y se iguala la ecuación obtenida a cero:

$$\frac{dU_p}{d\varphi} = -mgL\sin\varphi + Karsen\varphi = 0 \quad (3.5)$$

De la ecuación anterior se nos van ambos senos, por lo que se nos queda una optimización cuyo mínimo de energía potencial no depende de la inclinación del brazo. Por lo que la condición que nos queda para que el sistema se mantenga en el mínimo es la siguiente:

$$K = \frac{mgL}{ar} \quad (3.6)$$

Por lo que colocando un resorte de longitud libre cero, cuya constante de rigidez cumpla la condición anterior el sistema se mantiene en un mínimo de energía potencial constante, en todo su rango de movimiento.

3.1.2 Método del muelle virtual.

Existen otros métodos interesantes como el de ajuste sin energía con muelle virtual (Boudewijn M. et al, 2007). En este mecanismo se sustituye el muelle de longitud cero, por dos muelles de longitud cero que dan como resultado el muelle virtual. Estos resortes se unen en un punto fijo al brazo a equilibrar, mientras que sus otros extremos se unen a un pantógrafo que le permite que se muevan a través de una trayectoria que podría ser tanto recta como circular, en la figura 9 se muestra el mecanismo.

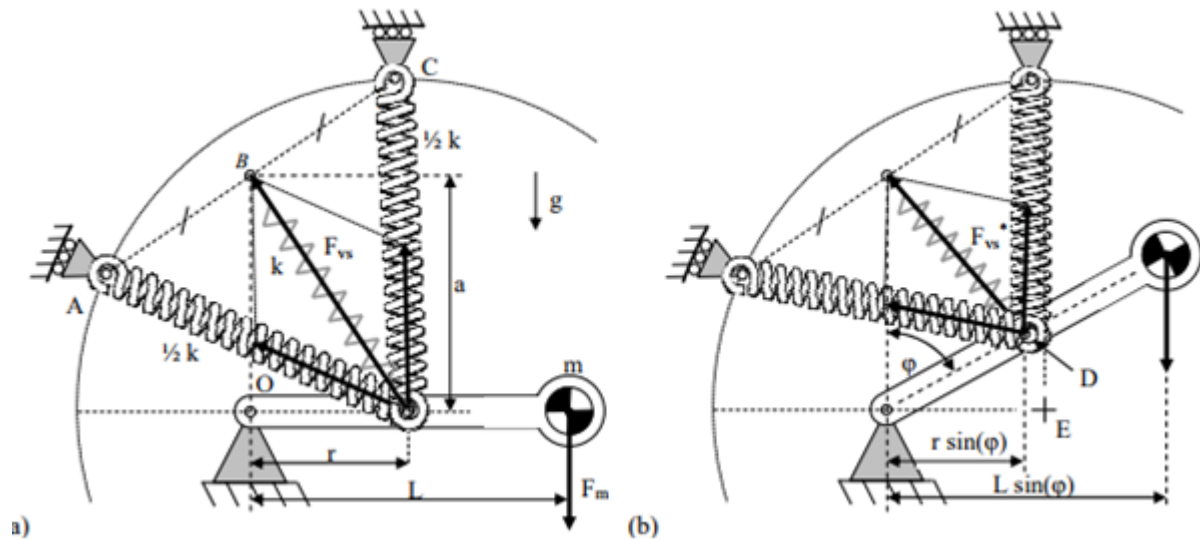


Figura9. Sistema equilibrado mediante el método del muelle virtual. Imagen obtenida de J.L. Herder et al. (2011).

Este método consiste, igual que el anterior, en obtener un sistema con energía potencial mínima y constante en su rango de movimiento. La diferencia es que en este caso es que la condición obtenida en la ecuación (3.6) se cumple siempre. Esto es posible ya que aunque la K este fijada en un valor concreto, este mecanismo permite, a través del movimiento de los extremos móviles, que varíe la longitud 'a' como se muestra en la figura 9. Como consecuencia la condición anterior se transforma en la siguiente:

$$a = \frac{mgL}{Kr} \quad (3.7)$$

Donde K es la media de la constante de rigidez de cada resorte.

Gracias al movimiento que permite el pantógrafo, la longitud 'a' va variando en cada instante para obtener un sistema con la energía potencial constante y mínima. La gran virtud de este mecanismo es la flexibilidad que obtenemos, ya que con un mismo par de muelles podemos equilibrar una gran variedad de masas.

3.1.3 Método del resorte de almacenamiento

Continuando con otro método, que trata de obtener un sistema con una energía potencial constante y mínima, a partir del ajuste de la longitud 'a'. Este mecanismo se le denomina de ajuste sin energía mediante muelle de almacenamiento (figura 10) y consiste en un muelle de longitud libre cero unido en un punto fijo al brazo a equilibrar y con un punto móvil que se mueve verticalmente como en el mecanismo anterior. Estos movimientos verticales que realiza el extremo móvil son consecuencia de la interacción de dicho punto con el muelle de almacenamiento, el cual libera o absorbe la energía necesaria para que el sistema se mantenga en equilibrio.

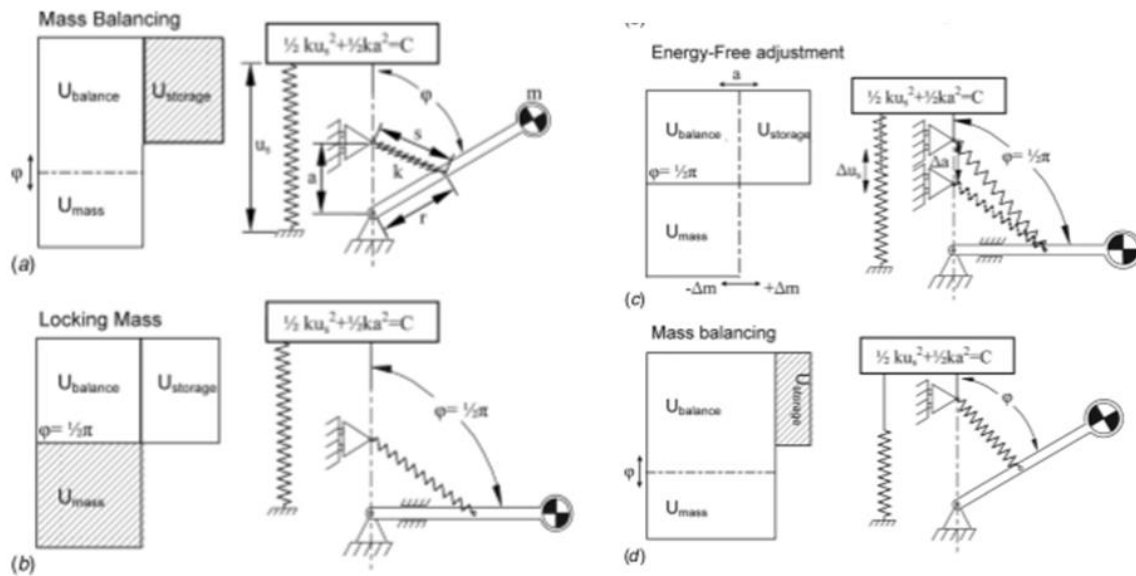


Figura10. Mecanismo de equilibrado mediante resorte de almacenamiento. Imagen obtenida de J.L. Herder et al. (2011).

Con la imagen anterior se puede ver claramente el funcionamiento del mecanismo. En la figura 11(a) el brazo está en una posición genérica ya ajustada la energía del resorte de almacenamiento se mantiene constante mientras que se produce el intercambio entre el de compensación y la masa. En el momento en el que el brazo se fija a otra posición, la energía de la masa se mantiene constante mientras que el muelle de almacenamiento y el de compensación intercambian energía en busca del nuevo equilibrio (figura 11(b y c)). Una vez que el sistema se ajusta la energía del muelle de almacenamiento se mantiene constante mientras que se produce el intercambio entre la masa y el resorte de compensación.

3.1.4 Otros métodos

Habrán ocasiones en las que no sea posible obtener un sistema con una energía potencial constante para todo el rango de movimiento. En estos casos se procederá con la optimización más adecuada según el sistema y los movimientos que este deba realizar. Por otro lado, si tuviésemos un sistema que se mueva solo entre dos puntos o que se mantenga de forma continuada en una posición, lo más lógico sería realizar un equilibrio estático en dicha posición. Para el ejemplo del brazo con una masa en el extremo como el de la figura 8, se impondría que en la posición, en la que se tenga que mantener constante, el sumatorio de los momentos aplicados al punto fijo del brazo sea igual a cero.

3.2 Exoesqueletos pasivos

3.2.1 Exoesqueleto de asistencia al levantamiento (PLAD).

Estos exoesqueletos están diseñados para el campo de la ergonomía en el trabajo, y tratan de evitar las lesiones en la zona lumbar en trabajadores en cuya tarea deben estar flexionando el tronco continuamente. Este tipo de exoesqueletos están obteniendo una gran acogida en el mundo laboral, por lo que existen numerosos diseños diferentes (M. Abdoli-E et al, 2006; B.L. Ulrey et al, 2013).

Para nuestro estudio se escoge el diseño de T. Bosh (T. Bosh et al, 2016) por ser el más reciente. El exoesqueleto es un mecanismo sencillo que consta de cuatro barras y dos muelles de revolución como se muestra en la figura 12. La función de este exoesqueleto es la de transferir la fuerza que debería realizar con los músculos de la zona lumbar a fuerzas de reacción en el pecho y el muslo, mediante los resortes de revolución que se colocan en la unión entre las barras superiores y las inferiores.

Este dispositivo se fija al cuerpo mediante unas cintas que conectan el punto de contacto del pecho con el lumbar, pasando por encima de los hombros. Las partes que están en contacto con el cuerpo se diseñan con un material esponjoso para hacerlo así más cómodo.



Figura 11. Exoesqueleto PLAD. Imagen obtenida de T. Bosh et al. (2016)

3.2.1.1 Modelado del PLAD

Para simular el exoesqueleto, primero hay que realizar un modelo. Este modelo se realiza en el programa comercial Adams®, figura 12. Para el modelado de este exoesqueleto se ha optado por realizar un modelado 2D, ya que el mecanismo se puede suponer que tiene su movimiento contenido en el plano. Para este modelado se propone utilizar dos sólidos rígidos que simbolizan el tronco y el muslo del usuario. Ambos sólidos se unen con un par de revolución, que equivale a la cadera. Con respecto al muslo, a su parte inferior se fija mediante un empotramiento, es decir, se restringen todos los movimientos. Este extremo correspondería a la rodilla del portador. En cuanto al exoesqueleto, se modela como un mecanismo de dos barras unidas por un resorte a torsión. Los extremos de las barras se encuentran unidos al cuerpo mediante un par de revolución, ya que se supone que el movimiento relativo entre el cuerpo y el exoesqueleto es ínfimo. A continuación se muestra el esquema:

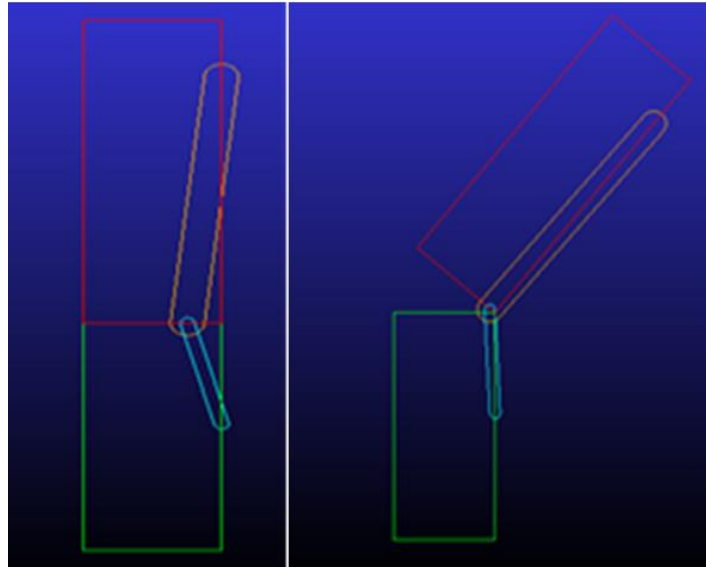


Figura12. Esquema del modelo del PLAD. Imagen de elaboración propia

Su movimiento se programa en la articulación que une el tronco con el muslo, como un movimiento de vaivén con un coseno a velocidad angular constante que empieza desde la posición erguida, alcanza una flexión, del tronco, de 40° con respecto a la vertical y vuelve de nuevo a la posición inicial. Esto emula un ciclo de levantamiento de objetos que realizaría un trabajador.

Por otro lado, también se programa una situación inclinada fija, ya que este exoesqueleto también serviría para aquellos trabajadores que deban realizar una tarea en una posición inclinada durante un tiempo continuado.

En cuanto a las dimensiones, se toman las de un individuo de 1.88m estándar recogidas en el documento A. Singla et al. (2016). Para el peso, se estima que el peso del tronco y los miembros superiores es del 68% de la masa del individuo. Dicho individuo se supone un joven sano de 71.4 Kg, por lo que la masa correspondiente a la mitad superior es de 48.55 Kg. En cuanto a su situación del centro de gravedad perteneciente a la parte superior del cuerpo, se estima que estará en torno al punto de contacto superior del exoesqueleto. Dicho punto de contacto se encuentra a 0.488m de la articulación de la cadera. El punto de contacto en el muslo se sitúa a 0.2m por debajo de la cadera.

3.2.1.2 Optimización del exoesqueleto

Con este dispositivo, nos encontramos en la situación, anteriormente comentada, en la que no es posible obtener un sistema con una energía potencial constante en su rango de movimiento, por lo que se procede a una optimización alternativa. Para que esta optimización sea buena, la rigidez del muelle debe conseguir que el llevar puesto el exoesqueleto no suponga un gran esfuerzo extra para el portante. Además de que el esfuerzo de los músculos, al realizar la acción de flexionar la espalda, sea inferior a la que deben hacer sin el exoesqueleto. Esto se consigue de manera que la fuerza extra, que se debe hacer como consecuencia de la deformación del muelle al flexionar la espalda, la realice el propio peso de la mitad superior del cuerpo con la ayuda de un pequeño par que deben realizar los músculos del abdomen.

A medida que se va flexionando la espalda crece el momento ejercido por el peso del tronco y el momento que introduce el muelle, hasta llegar a un valor en el cual ambas fuerzas se igualan (en nuestro caso se toma la inclinación límite 40°).

Por lo que para el cálculo de la rigidez del muelle, se toma el cuerpo con una inclinación de la espalda de 40° y se igualan los momentos introducidos en la articulación de la cadera, por el propio peso y por el muelle. Para simplificar los cálculos se considera que el par de revolución del exoesqueleto y el de la cadera coinciden en todo momento. De dicha igualdad nos queda la siguiente expresión:

$$Mgd = K_t \Delta \alpha \quad (3.8)$$

Donde M es la masa de la parte superior del cuerpo, 'd' es la distancia entre el centro de masa y la articulación de la cadera de manera perpendicular al peso, K_t es la constante a torsión del resorte y $\Delta\alpha$ es la variación del ángulo que forman ambas partes del exoesqueleto.

Esta optimización es la correspondiente al trabajador que debe permanecer de forma continuada en la posición inclinada. Por lo que sustituyendo valores obtenemos la siguiente constante de torsión.

$$Kt = \frac{Mgd}{\Delta\alpha} = \frac{48.55 * 9.81 * 0.3137}{24.12} = 6.194Nm/^\circ \quad (3.9)$$

Mientras que para el trabajador que deba alternar continuamente su posición, como consecuencia del gradiente en aceleración que se producen en ambas posiciones extremas, se deberá introducir un momento debido a la inercia. Por lo que en este caso la igualdad de momentos de la expresión (3.8), nos quedaría de la siguiente manera:

$$M_I + Mgd = Kt\Delta\alpha \quad (3.10)$$

Respecto al momento de inercia, se estima como una desaceleración del centro de gravedad de $1m/s^2$. Por lo que el momento resultante de dicha desaceleración es:

$$M_I = F_I * L = Ma * L = 48.55 * 1 * 0.488 \approx 25Nm \quad (3.11)$$

Sustituyendo los valores obtenemos la siguiente rigidez:

$$Kt = \frac{M_I + Mgd}{\Delta\alpha} = \frac{25 + 48.55 * 9.81 * 0.3131}{24.12} = 7.231Nm/^\circ \quad (3.12)$$

3.2.1.3 Resultados

Una vez simulado el modelo en Adams, se procede a la obtención de las gráficas más destacadas para la realización de un análisis completo del dispositivo. Este análisis se realizará para ambas optimizaciones anteriormente obtenidas.

Se comprueba en primer lugar la eficacia del dispositivo se muestran las gráficas del par motor a realizar por los músculos. En primer lugar se realiza el análisis de la optimización perteneciente al trabajador que alterna continuamente ambas posiciones, que se muestra a continuación:

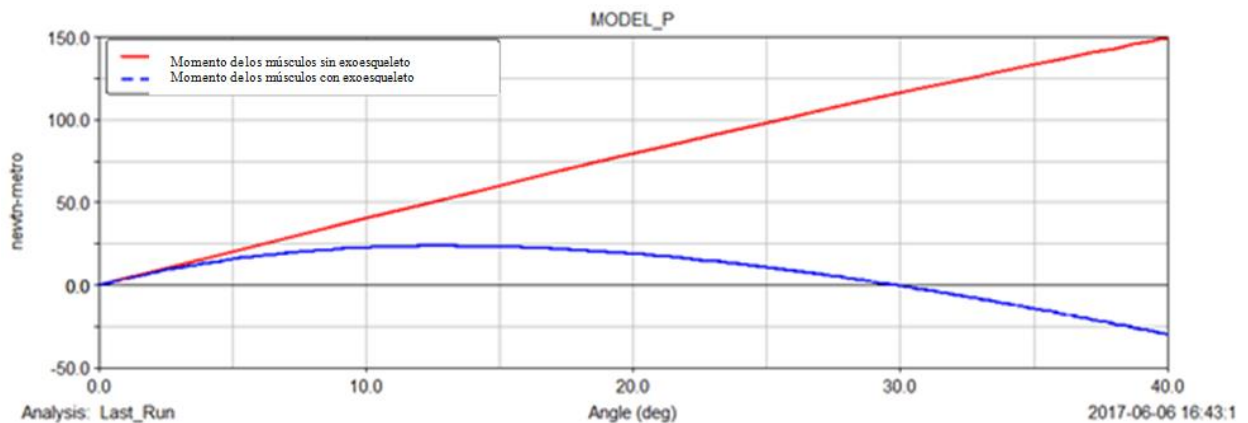


Figura13. Momento que realizan los músculos con exoesqueleto (azul) y sin exoesqueleto (rojo).

Esta gráfica representa el momento que deben introducir los músculos, principalmente de la zona lumbar, en la articulación de la cadera con respecto al ángulo medido a partir de la posición erguida. El momento es entorno al eje latero-lateral, por lo que un momento con signo positivo se antepondría al movimiento en el caso de

flexión hacia delante del tronco e iría a favor del movimiento de subida del tronco hacia la posición erguida. Mientras que un momento negativo se ayuda al movimiento de flexión hacia delante del tronco y se opondría al movimiento de subida del tronco hacia la posición erguida. Dicho esto se puede comprobar con facilidad que se produce una reducción considerable del esfuerzo tanto en la bajada, lo que corresponde a un par de frenado, como en la subida. En cuanto al par de frenado, cabe decir que en el caso de portar un exoesqueleto, de este tipo, no es necesario realizarlo ya que el dispositivo se encarga de frenar el cuerpo de manera que con la fuerza de inercia que obtenemos de dicha desaceleración se almacene en el resorte y nos ayude a iniciar el movimiento de levantamiento del tronco. El momento negativo que debemos realizar para mantenernos en la posición de inclinación máxima, es consecuencia de la energía que se acumula en el muelle en dicha posición. Por lo que esta optimización solo es válida para trabajadores que deban alternar continuamente su posición.

De igual manera se procede al análisis de la subida, con la optimización para una inclinación constante continuada, a partir de la siguiente gráfica:

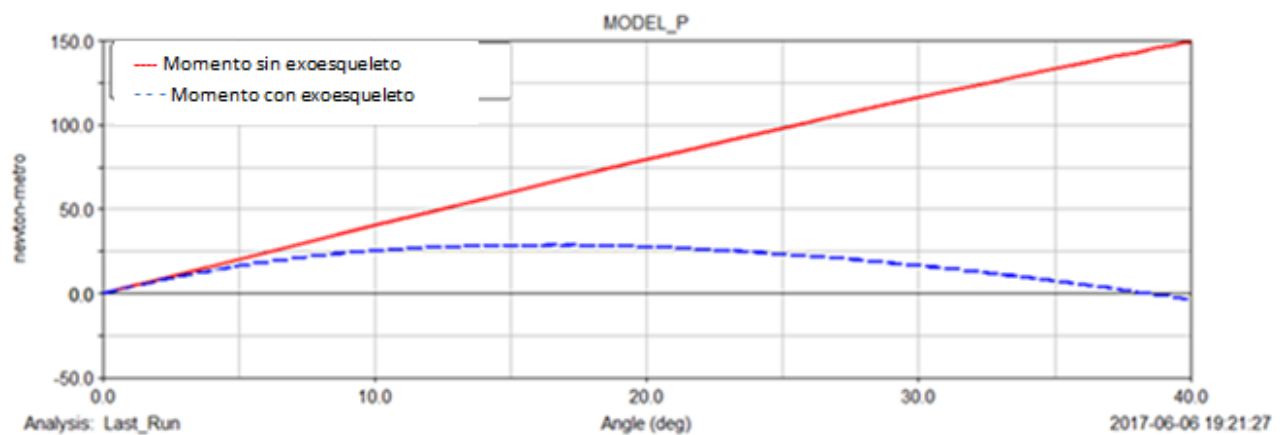


Figura14. Par motor realizado por los músculos con exoesqueleto (azul) y sin exoesqueleto (rojo).

Esta gráfica se representa el momento en torno al eje latero-lateral que deben realizar los músculos con respecto al ángulo de inclinación del tronco. En cuanto al significado de los signos, es el mismo que se explicó para la gráfica anterior. Cabe destacar que con esta optimización el portador del exoesqueleto, en la posición de trabajo, se encuentra en equilibrio y como consecuencia no se realiza ningún esfuerzo continuado por parte de los músculos de la espalda, evitando así posibles lesiones.

Antes de ofrecer una conclusión sobre su eficacia, se deben estudiar las fuerzas que intervienen en la reducción de esfuerzos de la zona lumbar. Por tanto, se pasa al análisis de los puntos de contacto entre el exoesqueleto y su portador. A continuación se muestran los esfuerzos en el contacto del pecho:

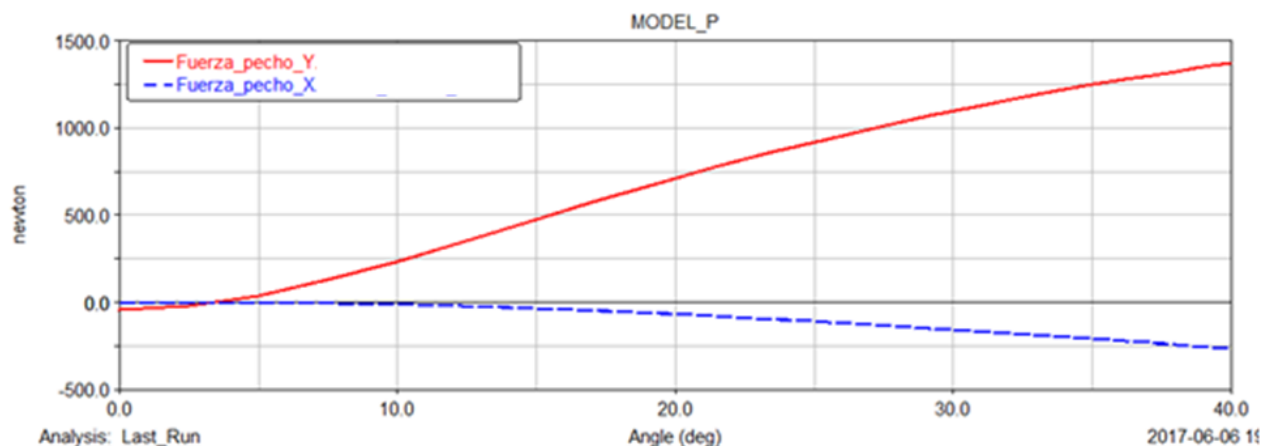


Figura15. Fuerza sobre el pecho en ejes locales del tronco

En la gráfica se pueden observar las fuerzas en los ejes locales del tronco en dirección vertical (línea roja) y horizontal (línea discontinua azul). Las fuerzas perpendiculares al plano frontal son las que supondrían una

mayor incomodidad al portador. Estos esfuerzos resultan de en torno a 25 Kg que distribuidos en una almohadilla, de aproximadamente 0.015m^2 , obtenemos una presión considerable que podría suponer grandes molestias en el portador. Por otro lado las fuerzas verticales son de gran magnitud, aunque estas fuerzas estén distribuidas a través de cintas, que ajustan el exoesqueleto al cuerpo y evita que este se mueva, van a suponer una gran incomodidad al portador. En cuanto a lo referente a las optimizaciones, no hay gran diferencia entre ellas, por lo que la gráfica puede considerarse válida para ambas.

Continuando el estudio del confort del exoesqueleto, se pasa a analizar las fuerzas producidas en ambos muslos en el punto de contacto y sus consecuencias.

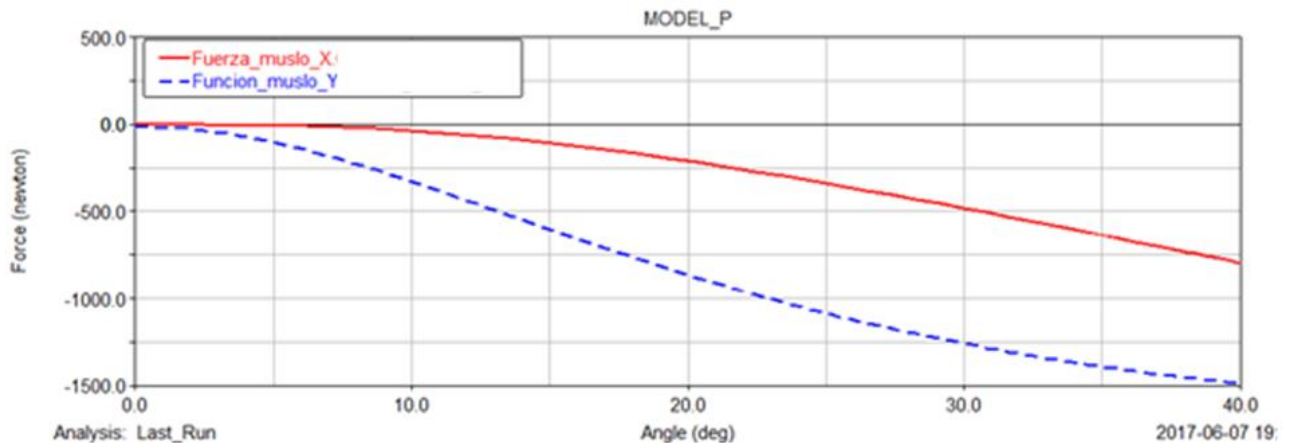


Figura16. Fuerza en los muslos en ejes locales

Para lograr una comprensión de estas gráficas, hay que exponer una serie de observaciones. La primera de estas es, que la fuerza corresponde a la que se ejerce en ambos muslos, es decir, cada muslo recibiría la mitad de la magnitud que marca la gráfica en cada punto. Otra observación ya expuesta en la anterior gráfica es, que las fuerzas están medidas en ejes locales, en este caso del muslo. Dicho esto se pasa al análisis de ambas gráficas, pudiendo comprobarse que las fuerzas de reacción en los muslos en dirección perpendicular son considerables. Si observamos la figura 11, en ella se comprueba que las almohadillas correspondientes a la zona del muslo son mayores para conseguir así un mejor reparto del esfuerzo. Pese a esto, aunque las molestias lleguen después de las producidas en el pecho, estas fuerzas aplicadas en los muslos provocarían una incomodidad al portador del exoesqueleto.

Por otro lado estas fuerzas, además de ocasionar una grave incomodidad al portador, pueden producir efectos negativos en la articulación de la rodilla, que será la encargada de amortiguar dichos esfuerzos. Continuando con el estudio de la comodidad, se pasa al estudio de las fuerzas de reacción que se producen en la rodilla. En cuanto a la gráfica a analizar, será la del momento que introducen las fuerzas anteriores en la rodilla (figura 17).

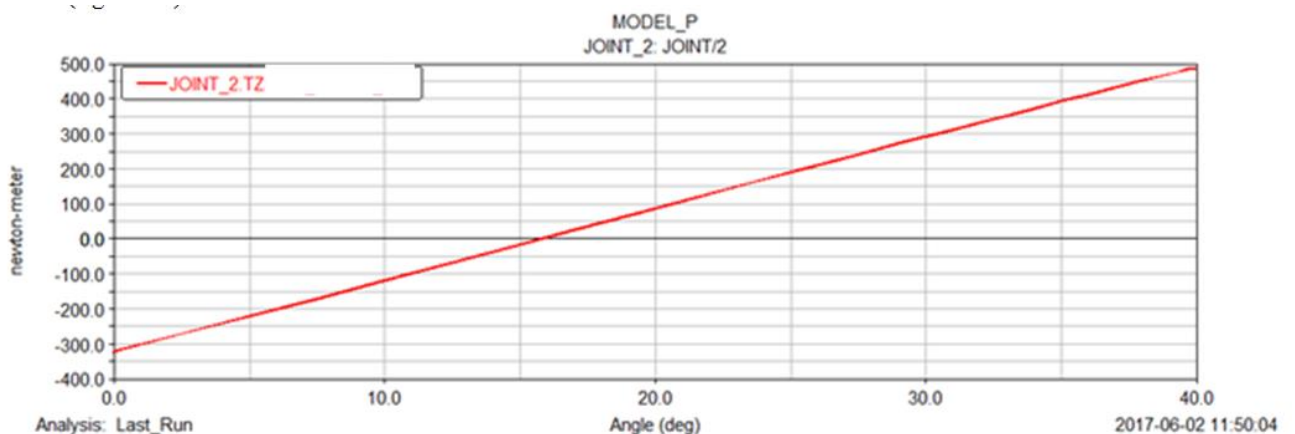


Figura17. Momento aplicado en las rodillas

En esta gráfica se comprueba fácilmente que la rodilla va a estar sometida continuamente a un momento en el plano sagital, que puede afectar gravemente a los ligamentos. Esto es debido a que al someter a la rodilla a un momento de forma continuada, esta se encuentra sobre extendida y por lo tanto puede causar daños graves en la articulación.

3.2.1.4 Conclusión

En cuanto a la eficacia, no se puede cometer el error de estudiar al dispositivo como un sistema aislado, ya que la eficacia del dispositivo dependerá de las condiciones del trabajo a realizar. Por lo que a la hora de la realización de dicho estudio se estudiará su eficacia según la tarea que debe hacer el portador. A continuación se expondrán una serie de situaciones habituales en el mundo laboral y se estudiará su eficacia.

Para una situación en la que el portador deba levantar cargas muy pesadas, se optaría por la adopción de la segunda optimización. En esta situación el exoesqueleto ayudaría al levantamiento, pero su eficacia sería escasa. Además se introducirían unas reacciones en el pecho muy grandes por lo que queda descartado su uso para cargas pesadas. En esta situación sería más interesante la aportación de un exoesqueleto activo.

Por otro lado, en un trabajo en el que el operario deba trabajar de manera continua con el tronco inclinado, el exoesqueleto con la segunda optimización sería un dispositivo idóneo para dicho operario. En este caso, al trabajar en el punto de equilibrio del sistema exoesqueleto-operario, se produciría una reducción del esfuerzo cercanas al 100% debidas a que el muelle produce la fuerza necesaria para mantener el cuerpo en esa posición.

Considerando que el trabajador se encuentra en una cadena de montaje en la cual debe trabajar en dos posiciones una a 40° con la vertical y en otra a 10° con la vertical, alternando continuamente de una posición a la otra. En esta situación el exoesqueleto con la segunda configuración sería muy eficaz, ya que la propia inercia de la bajada conseguiría vencer el esfuerzo extra que se debe hacer para alcanzar la posición extrema. Y en la alternancia de posición esta fuerza extra que almacena el muelle le ayudaría a alcanzar la otra posición casi sin realizar esfuerzos. En este caso la reducción estaría entre el 70-80%.

Para el estudio de los posibles efectos adversos, se van a distinguir entre los efectos producidos por las fuerzas de reacción que se producen con la utilización del dispositivo y los efectos producidos por el uso prolongado del exoesqueleto.

Los esfuerzos que introduce el exoesqueleto puede tener efectos perjudiciales tanto en los puntos de contacto entre el dispositivo y el cuerpo, como en las articulaciones afectadas. Empezando por las fuerzas de reacción pueden hacer que el uso del dispositivo de manera continuada sea muy incómodo. Esta falta de confort puede parecer poco importante, aunque no lo sea ya que, si el trabajador tilda estos dispositivos de incómodos, provocará un rechazo de su uso. Transformando así un producto muy eficaz en un objeto inútil. Por lo que el diseño de unas almohadillas que minimicen dicha incomodidad resultará clave para evitar los posibles rechazos de los usuarios. Por otro lado, también se produce un momento importante en la rodilla. Este momento se traduce en una sobre extensión de la rodilla, esto produce que la rodilla no se encuentre en la posición habitual. Las consecuencias directas de esta sobre extensión podrían ir desde una ligera molestia hasta un desgarro en los ligamentos de la rodilla.

Respecto a los efectos que pueden acarrear el uso frecuente de dicho exoesqueleto están asociados al debilitamiento de los músculos de la espalda. Eisinger et al. (1996) estudió el efecto de la reducción considerable de los esfuerzos a los que está sometido un músculo como consecuencia de la utilización de aparatos ortopédicos, concluyendo que su uso prolongado producía un debilitamiento de los músculos.

3.2.2 Exoesqueleto para miembro superior

En cuanto al diseño de exoesqueletos para el miembro superior, en su mayoría tienen como fin la asistencia para personas que hayan sufrido una patología cerebrovascular. Muchos de estos pueden utilizarse para la rehabilitación, ya que variando la constante elástica de los muelles se consigue que el paciente realice más o menos fuerza, por lo que si se varía el resorte regularmente seguido de un entrenamiento se consigue un fortalecimiento progresivo del brazo.

Para el estudio del exoesqueleto se optará por su faceta de asistente al levantamiento, por lo que la optimización se realizará de manera que el portador deba realizar el mínimo esfuerzo posible para su rango de movimiento. El modelo escogido para el análisis es el desarrollado por L. Zhou et al. (2017), que se muestra en la figura 18. Este dispositivo consta de unos elementos de fijación que lo constituyen un cinturón unido a la articulación del hombro, manteniendo este siempre en una posición. Mientras que la parte que ayuda al movimiento lo forman cuatro barras, unidas dos a dos, que simulan un brazo, estos dos pares de barras se unen entre sí mediante una articulación rígida a modo de codo, este conjunto a su vez se une a los elementos de fijación en la articulación del hombro. A continuación se muestra el esquema del exoesqueleto:



Figura 18. Exoesqueleto de asistencia a miembro superior. Imagen obtenida de L. Zhou et al. (2017)

El objetivo de este dispositivo es ayudar a personas, que han perdido la fuerza en el tren superior, a realizar tareas de la vida cotidiana como beber, comer, etc... Para lograrlo se debe realizar una optimización de los muelles, de manera que no requiera apenas esfuerzo llevar la mano a la cabeza. A continuación se muestra el método seguido para llevar a cabo el diseño óptimo del dispositivo.

3.2.2.1 Modelado del exoesqueleto

El modelado de este dispositivo no ha sido una tarea sencilla, principalmente por la falta de las medidas de cada elemento. Al no tener las medidas de los elementos, ni su posición con respecto al cuerpo, estos datos se han desarrollado en el modelo a base de ensayo error, hasta obtener una simulación fiel del movimiento que debería realizar el dispositivo real.

En cuanto las articulaciones se ha seguido el esquema de la figura 19. En la articulación que emula el hombro se mantiene fija la posición mientras que se permiten los tres giros. Por otro lado, para modelar la articulación del codo, tal y como se ve en la figura 18, se realiza mediante un cuadrado de barras fijas el cual permite el giro en torno al eje vertical de un extremo con respecto al otro, manteniendo los demás giros relativos fijos. Además de este movimiento, también permite el giro relativo, perpendicular al cuadrilátero, entre los segmentos que forman las partes del brazo y la propia articulación. En cuanto a dichos segmentos, los pertenecientes al antebrazo miden ambos lo mismo que el antebrazo (26.9 cm) y los pertenecientes a la parte superior del brazo miden ambos 35 cm, mientras que esta parte del brazo mide 30.2 cm. Respecto a las masas de las diferentes partes del brazo, se toma para la parte superior 1.93 Kg, para el antebrazo 1.64Kg y para la

mano 0.9 Kg.

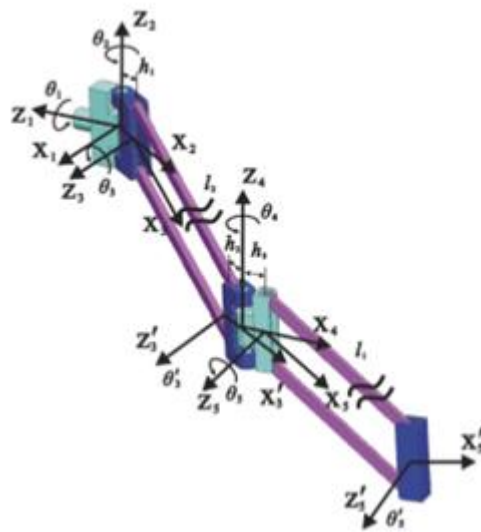


Figura19. Esquema de la parte activa del exoesqueleto. Imagen de L. Zhou et al. (2017).

En lo referente al punto de contacto entre la parte activa del exoesqueleto y el brazo del portador, se realizaron varios modelos. En un principio se realizó como una conexión fija entre ambos, este modelo nos llevó a un movimiento distorsionado e inexacto, por lo que se descartó. Finalmente se modeló mediante un contacto flexible, que permitiese todos los giros relativos entre ambas partes, consiguiendo así que no se distorsionara el movimiento introducido al brazo. Con esto se finaliza la realización del modelado del exoesqueleto obteniendo el siguiente dispositivo:

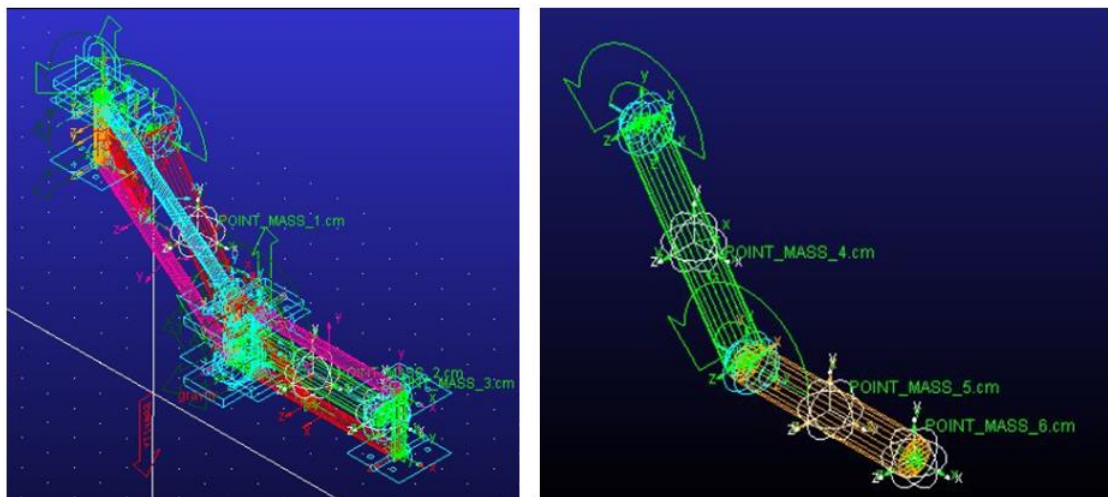


Figura20. Modelo en Adams®. A) Exoesqueleto unido al brazo. B) Brazo sin exoesqueleto. Imagen de elaboración propia

Una vez modelado el brazo y el exoesqueleto, se procede a introducirle el movimiento relativo al que realiza el brazo a la hora de comer o beber. Este movimiento se introduce en las articulaciones del brazo, es decir, se sincronizan el giro de los ángulos del hombro y codo de manera que el brazo va desde la situación que aparece en la figura 20 y termina en la posición relativa a la boca. El rango de giro de cada ángulo que se ve afectado en el movimiento se obtuvo a través de un método de ensayo y error hasta conseguir el movimiento deseado.

3.2.2.2 Optimización del exoesqueleto

Este mecanismo al ser de asistencia al levantamiento para pacientes que han sufrido una patología cerebrovascular, es decir para personas con serias limitaciones de fuerzas en los músculos, su optimización debe conseguir que el portador consiga realizar el movimiento sin apenas esfuerzos. Para alcanzar los objetivos propuestos, debemos volver la vista atrás y utilizar el método de optimización de equilibrado básico de gravedad, con energía potencial constante, mediante muelles de longitud libre cero. Antes de comenzar con los cálculos se debe realizar una simplificación del modelo, para así facilitar los cálculos de ésta. El modelo para el cálculo de los resortes elegido será el siguiente:

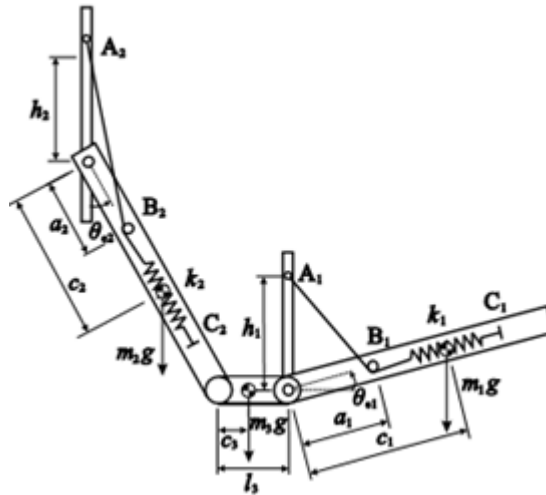


Figura21. Esquema del dispositivo simplificado para el cálculo de resortes. Imagen de L. Zhou et al. (2017).

En la figura solo se contemplan los ángulos de los giros perpendiculares al plano sagital porque son los que sufren la resistencia de la gravedad, y por tanto los que influyen en el esfuerzo del movimiento. Para simplificar la optimización, en nuestro caso los muelles serán de longitud libre cero e irán conectados entre los puntos A_i y B_i de cada tramo. En cuanto a las distancias, son todas conocidas a priori. Las masas son también conocidas y corresponden m_1 y m_2 a la masa de ambos segmentos del brazo, mientras que m_3 se considera despreciable frente a las masas anteriores.

Una vez explicada el esquema, se proceda a la optimización. Este cálculo se procederá por partes, en primer lugar se realizan los cálculos correspondientes al tramo 1, se empieza obteniendo la energía potencial del conjunto perteneciente a dicho tramo:

$$U_p = m_1 g c_1 \cos \theta_1 + \frac{1}{2} K_1 s^2 \quad (3.13)$$

Donde s es la longitud del muelle de longitud libre cero, los demás parámetros se encuentran definidos en la figura 21. La longitud del muelle se puede expresar en función de los demás parámetros de la siguiente manera:

$$s = \sqrt{h_1^2 + a_1^2 - 2h_1 a_1 \cos \theta_1} \quad (3.14)$$

Sustituyendo la expresión (3.13) en (3.12), la energía potencial del sistema resultante es:

$$U_p = m_1 g c_1 \cos \theta_1 + \frac{1}{2} K_1 (h_1^2 + a_1^2 - 2h_1 a_1 \cos \theta_1) \quad (3.15)$$

Derivando la energía potencial con respecto a θ_1 e igualando a cero nos queda:

$$\frac{dU_p}{d\theta_1} = -m_1gc_1\text{sen}\theta_1 + K_1h_1a_1\text{sen}\theta_1 = 0 \quad (3.16)$$

De la expresión (3.15) obtenemos la condición que debe cumplir la constante de rigidez del resorte 1 para que el sistema tenga energía potencial constante y mínima en todo su espacio de trabajo:

$$K_1 = \frac{m_1gc_1}{h_1a_1} \quad (3.17)$$

Sustituyendo valores:

$$K_1 = \frac{m_1gc_1}{h_1a_1} = \frac{(0.9 + 1.64) * 9.81 * 0.182}{0.07 * 0.1} = 650N/m \quad (3.18)$$

Para el cálculo de la rigidez del segundo resorte se procede por el mismo método, por lo que solo hay que sustituir los valores pertenecientes al segundo resorte en la condición (3.16), en el cálculo de este resorte se incluyen las masas de las partes pertenecientes al primer tramo:

$$K_2 = \frac{m_2gc_2}{h_2a_2} = \frac{(0.9 + 1.64 + 1.93) * 9.81 * 0.237}{0.07 * 0.1} = 1483.15N/m \quad (3.19)$$

3.2.2.3 Resultados

Tras la simulación del modelo del brazo, con y sin exoesqueleto, se pasa al análisis de los resultados obtenidos en la misma. En primer lugar se analizará la eficacia del dispositivo en la reducción del par a aplicar para que se produzca el movimiento. Los pares a estudiar serán los encargados de producir el levantamiento de ambos segmentos del brazo, su gráfica se muestra a continuación:

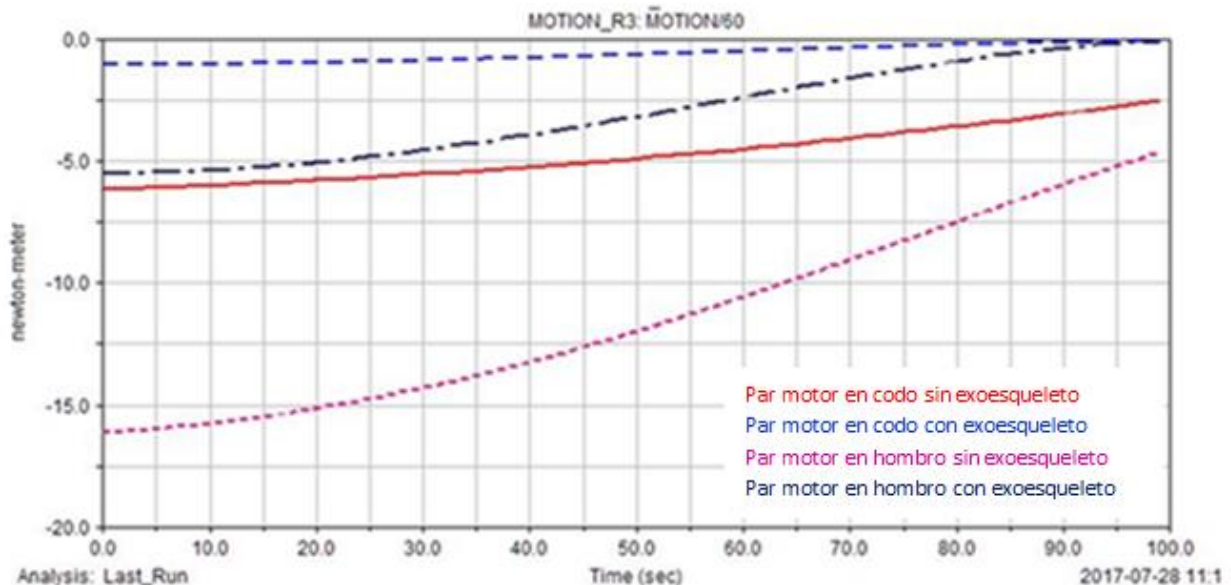


Figura22. Par motor realizado por los músculos en las articulaciones de codo y rodilla durante el movimiento.

En la figura anterior se puede observar los esfuerzos que se deben realizar con exoesqueleto y sin el uso del exoesqueleto. Pasando al análisis, se puede ver con claridad que en ambas articulaciones se produce una gran disminución del esfuerzo.

Empezando por el par en el codo, se produce una gran reducción ya que sin el exoesqueleto es necesario realizar un par de más de 5Nm y con el dispositivo colocado solo es necesario aportar un par de 1Nm. Siguiendo con el hombro, también se comprueba en la gráfica que se produce un decremento del esfuerzo

cercano al 65%, por lo que se puede decir que el exoesqueleto es eficaz en la reducción del esfuerzo a realizar. Gracias a dicha disminución, este exoesqueleto permite que personas con patologías cerebrovasculares, con una limitación de los esfuerzos en las extremidades, puedan comer o beber por sí mismos.

Una vez estudiada la eficacia del dispositivo, se procede al análisis de las posibles incomodidades en su uso. En la figura 23 se muestran las fuerzas de contacto entre el exoesqueleto y el portador, a partir de la cual se realizará el estudio.

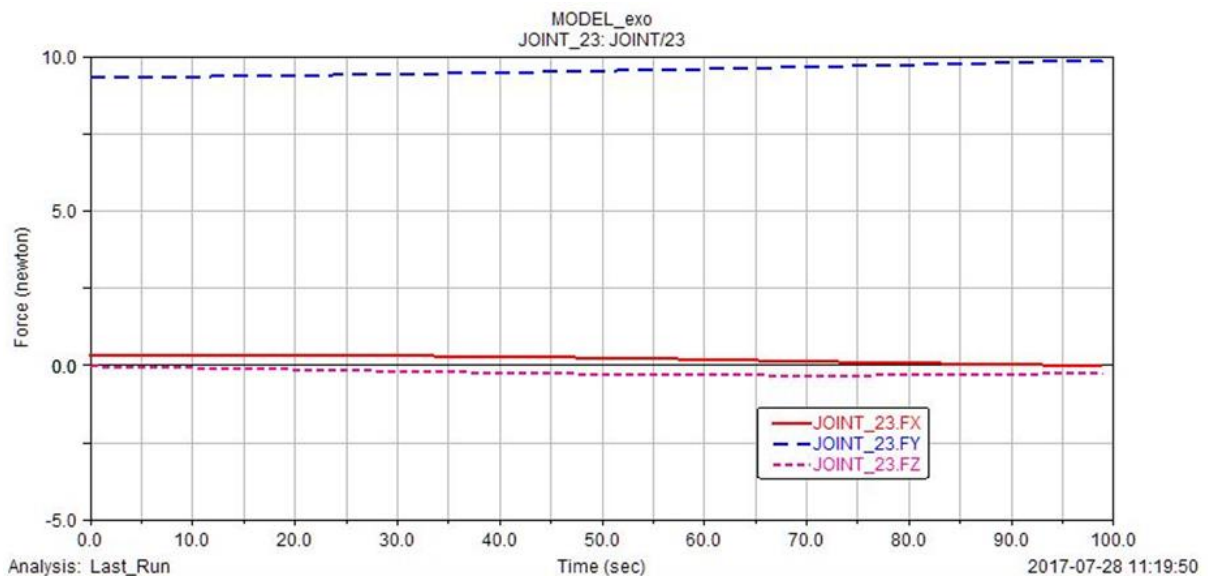


Figura23. Fuerza de contacto producida en la muñeca en ejes globales.

En la figura se puede comprobar como las fuerzas en los ejes X y Z (plano horizontal) son cercanas a cero, ya que el movimiento en dicho plano no necesita vencer ninguna fuerza externa. Por otro lado, la fuerza en el eje Y toma un valor mayor debido a que en dicho eje se produce la asistencia del exoesqueleto para vencer la fuerza de la gravedad. Esta fuerza es de en torno a 10 N, lo que no va a suponer ningún tipo de incomodidad al portador.

En cuanto a las fuerzas de reacción que produce el exoesqueleto, pueden ser soportadas por la cadera del portador si el dispositivo se fija como se muestra en la figura 18, en cuyo caso puede causar alguna molestia leve, debido al poco peso del dispositivo sumado a que un cinturón distribuye muy bien los esfuerzos a través de la cadera.



Figura24. Exoesqueleto fijado a un soporte fijo. Imagen obtenida de L. Zhou et al. (2017).

El exoesqueleto se puede fijar en un soporte fijo, en vez de en la cadera, como se muestra en la figura 24. Con este tipo de soporte nos ahorramos todas las molestias que pudiese provocar el dispositivo, aunque con dicha

disposición limitamos el rango de movimiento del hombro, además se pierde la comodidad que supone poder moverte libremente con el exoesqueleto al estar este fijado a un soporte fijo.

3.2.2.4 Conclusión

Para concluir con este exoesqueleto, se puede comentar varios aspectos muy interesantes de dicho dispositivo. Para empezar, en base a los resultados arrojados por la simulación se puede decir que este dispositivo es muy eficaz, ya que produce una gran disminución del esfuerzo, permitiendo así que personas con limitaciones de fuerza en las extremidades, puedan levantar objetos poco pesados facilitándoles las tareas diarias.

En cuanto a la comodidad del dispositivo, se puede observar que en el caso de estar fijado a la cintura se producen unas ligeras molestias en la cintura debidas a las fuerzas de reacción del mismo. Si el exoesqueleto se encuentra fijado a un soporte fijo, este no va a suponer ningún tipo de fuerzas de reacción que puedan causar molestias, aunque perdemos la libertad de movimientos que ofrece el dispositivo de la figura 18.

Finalmente este exoesqueleto supone un gran avance en la vida de las personas con limitaciones en los esfuerzos en sus extremidades, ya que para estos individuos, sin asistencia, les es imposible levantar el brazo mientras que con la ayuda de estos dispositivos podrán realizar numerosas tareas cotidianas. Además es un dispositivo sencillo y por lo tanto no supone un gran desembolso de dinero, que para las personas y para la administración pública supone un problema considerable.

3.2.3 Exoesqueleto para miembro inferior (GBO)

Este exoesqueleto, conocido como GBO, es un dispositivo de compensación de la gravedad que tiene como fin la rehabilitación de las extremidades inferiores. Los pacientes que sufren un ictus, con mucha frecuencia, pierden el control en los movimientos de las extremidades, además de perder gran parte de su fuerza. Este aparato está pensado para la rehabilitación de los miembros inferiores en ambas facetas. En el caso de la trayectoria, este dispositivo guía los segmentos de la pierna para que siga la trayectoria típica de un ciclo de caminar. Por otro lado, también está diseñado para fortalecer los músculos de las piernas, ya que este dispositivo permite ir variando algunas de las situaciones geométricas de sus elementos, permitiendo así variar el equilibrado de la gravedad entre el 0% y el 100% teóricamente. El dispositivo en cuestión se muestra en la figura 25, en la que se muestra el dispositivo desarrollado y un esquema simplificado del mecanismo que lo compone.

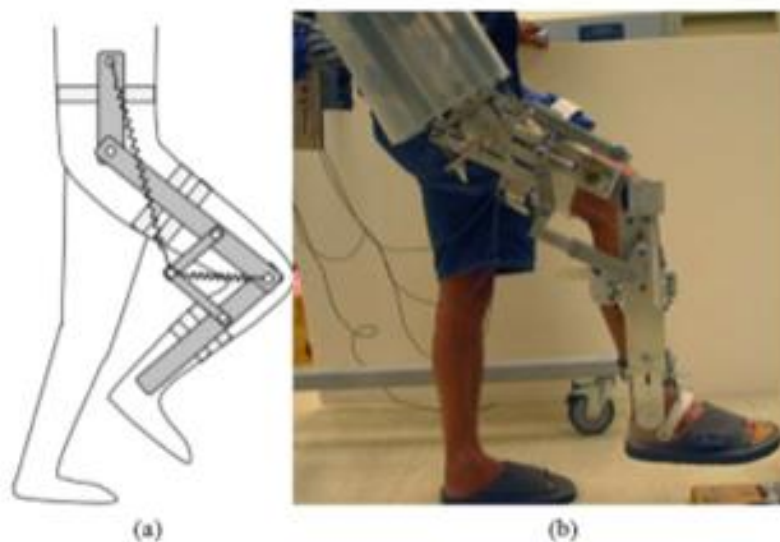


Figura25. a) Esquema del dispositivo, b) Exoesqueleto físico. Imagen obtenida de S. K. Agrawal et al. (2007)

En la figura se puede observar que el dispositivo está compuesto por cinco segmentos de aluminio, unidos entre ellos mediante pares de revolución y dos resortes. Estos segmentos se encuentran unidos a la pierna

mediante correas que rodean la pierna, estos puntos de contactos se encuentran en la cadera, muslo y espinilla. Por otro lado este dispositivo se puede acompañar de una cinta para que la simulación del caminar sea más realista, esta disposición se muestra en la figura 26. El dispositivo acoplado a una cinta puede ser muy útil en la rehabilitación ya que pueden simular diversas situaciones como la subida de una pendiente o un cambio de rasante.



Figura26. Exoesqueleto acoplado a una cinta. Imagen obtenida de S. K. Agrawal et al. (2007)

Con respecto a la variación de la compensación de la gravedad, esta se consigue variando la disposición de los dos segmentos de menor longitud que forman un cuadrilátero en la rodilla. Ambos segmentos se encuentran fijados mediante un par prismático, permitiendo así una configuración de la compensación rápida y sencilla, de manera que se facilita el trabajo del personal de rehabilitación.

3.2.3.1 Modelado del exoesqueleto

El modelado de este dispositivo, como con los anteriores, al no disponer de medidas de cada elemento, se realiza un modelo cuyas medidas se parezcan a la que se observan en el esquema de la figura 25. Además al no conocer la disposición de los segmentos encargados de la variación del equilibrado de gravedad, se colocan una posición similar a la del esquema y se realiza el análisis para dicha disposición.

Con objeto de realizar el modelo, este se puede realizar en el plano sagital ya que el movimiento se encuentra en todo momento contenido en dicho plano. Por lo que partiendo de la figura 25, obtenemos el siguiente modelo:

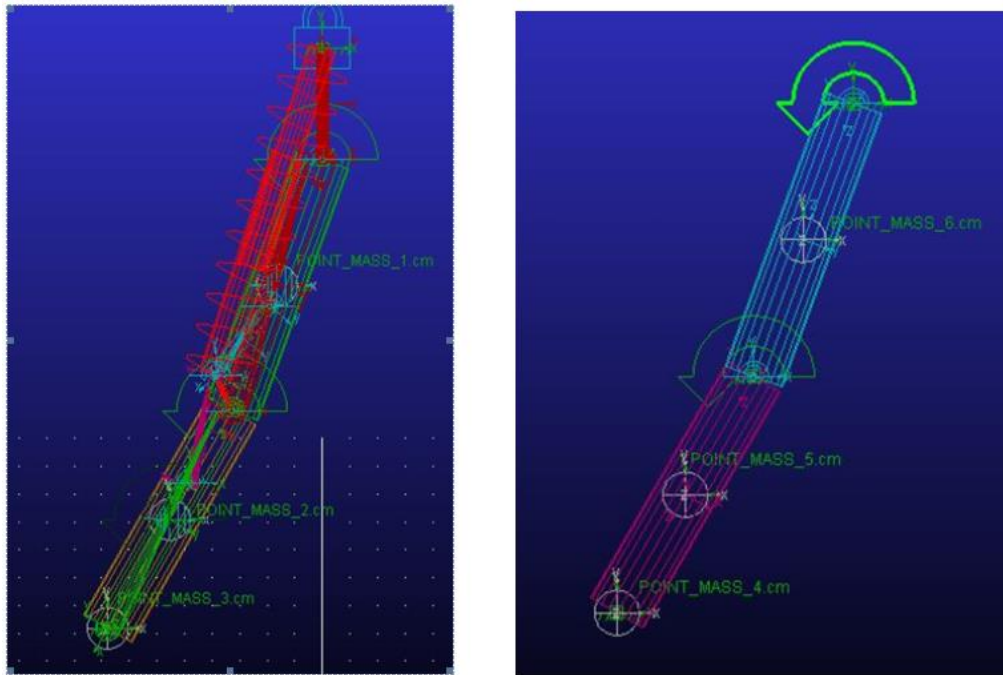


Figura 27. Modelo de Adams®. a) Exoesqueleto acoplado a la pierna, b) pierna sin exoesqueleto. Imagen de elaboración propia.

En la figura 27 se muestran los modelos de la pierna con y sin exoesqueleto respectivamente. Las uniones tanto de los segmentos de la pierna, como del exoesqueleto se encuentran unidos mediante pares de revolución. Mientras que los contactos entre la pierna y el exoesqueleto se modelan como pares esféricos, ya que la cinta permite cualquier giro. Las masas de la pierna y del exoesqueleto se encuentran situadas en los centros de gravedad de los segmentos de la pierna, excepto la del pie que se encuentra situado al final de la pierna y sus valores son de 7.25 Kg el muslo, 3.14 Kg la parte inferior de la pierna y 1.07 Kg la del pie. En referencia a las longitudes de los segmentos de la pierna y del exoesqueleto son iguales, la parte del muslo es de 46 cm y la parte baja de la pierna mide 45 cm. En cuanto a los eslabones de la rodilla, el superior mide 20 cm y el inferior 15 cm.

En lo que al modelado del movimiento se refiere, se modela el ciclo de caminar de la pierna a partir de el momento en el que el pie se levanta del suelo, hasta que vuelve a contactar de nuevo. El motivo por el que solo se modela este ciclo, es porque es en donde se realizan los esfuerzos los músculos. El movimiento se modela en las dos articulaciones cadera y rodilla. En esta primera, el movimiento parte de la posición extendida en torno a -20° y se flexiona hasta llegar a 45° . En la rodilla el movimiento es algo más complejo, ya que parte de la posición flexionada de 10° , aumentando esta flexión hasta los 45° y posteriormente extendiendo la rodilla hasta llegar a los 0° en el punto en el que toma contacto con el suelo.

El uso del exoesqueleto puede variar levemente la cinemática del ciclo, aunque no se tiene en cuenta en esta simulación al no ser una variación fija para todos los portadores.

3.2.3.2 Optimización del exoesqueleto

Una vez desarrollado el modelo, se procede al cálculo de los resortes. Volviendo la vista atrás, se van a utilizar muelles de longitud libre cero para la optimización de estos elementos. Procediendo a realizar un balance de gravedad con energía potencial constante, para esto se realiza un modelo simplificado que nos ayude a ver mejor el sistema a optimizar (figura 28).

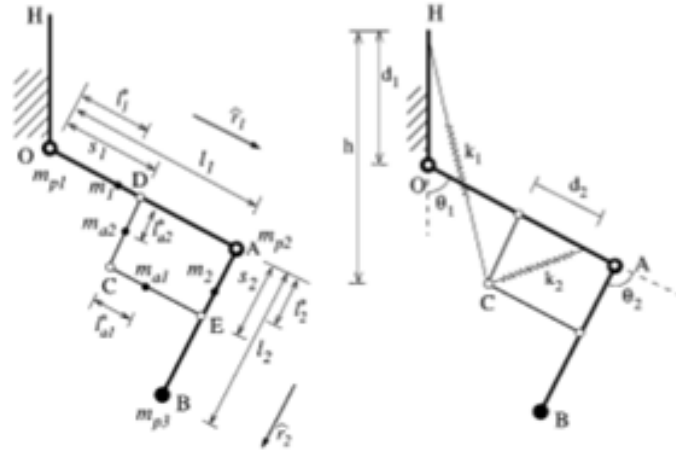


Figura28. Esquema del dispositivo con sus parámetros geométricos. Imagen obtenida de S. K. Banala et al. (2006).

A partir de este esquema se procede al cálculo de la energía potencial para obtener la condición de que esta sea constante.

$$U_p = \frac{1}{2}K_1x_1^2 + \frac{1}{2}K_2x_2^2 + Mgh \quad (3.18)$$

Donde las x_i son las longitudes de los muelles, y M la masa total del sistema. Sustituyendo las x_i por su expresión a partir de los parámetros geométricos y agrupando los términos constantes, se obtiene la siguiente expresión:

$$U_p = C_0 + C_1\cos\theta_1 + C_2\cos\theta_2 + C_3\cos(\theta_1 - \theta_2) \quad (3.19)$$

Los términos constantes agrupados son los siguientes:

$$C_0 = \frac{1}{2}K_1d_1^2 + \frac{1}{2}K_2d_2^2 + \frac{1}{2}K_1s_1^2 + \frac{1}{2}K_1s_2^2 + \frac{1}{2}K_2s_2^2 - Mgd_1 \quad (3.20)$$

$$C_1 = K_1d_1s_1 - Mgs_1 \quad (3.31)$$

$$C_2 = K_1s_1s_2 - K_2d_2s_2 \quad (3.42)$$

$$C_3 = K_1d_1s_2 - Mgs_2 \quad (3.53)$$

Si imponemos que $C_1=C_2=C_3=0$, la energía potencial sería igual a C_0 que es constante y por lo tanto obtendríamos una energía potencial constante durante todo el rango de movimiento. Esta imposición nos reporta dos ecuaciones independientes, de las cuales podemos despejar las constantes de los resortes:

$$K_1 = \frac{Mg}{d_1} \quad (3.64)$$

$$K_2 = \frac{Mgs_1}{d_1 d_2} \quad (3.75)$$

Cumpliendo las condiciones anteriores, el sistema tiene una energía potencial constante a lo largo del movimiento. Dicho esto, queda por aclarar que el grado de equilibrado de gravedad del sistema depende de la posición en la que se coloquen los eslabones que forman el cuadrilátero de la rodilla, como se dijo anteriormente. En el documento S.K. Banala et al. (2006) se recoge todo el procedimiento sobre la optimización del dispositivo.

3.2.3.3 Resultados

Una vez definido el sistema, se realiza la simulación del ciclo ya expuesto, obteniendo la información sobre las fuerzas en los puntos de contacto y la reducción del esfuerzo. Comenzando por este último, se muestran las gráficas del esfuerzo realizado con y sin exoesqueleto:

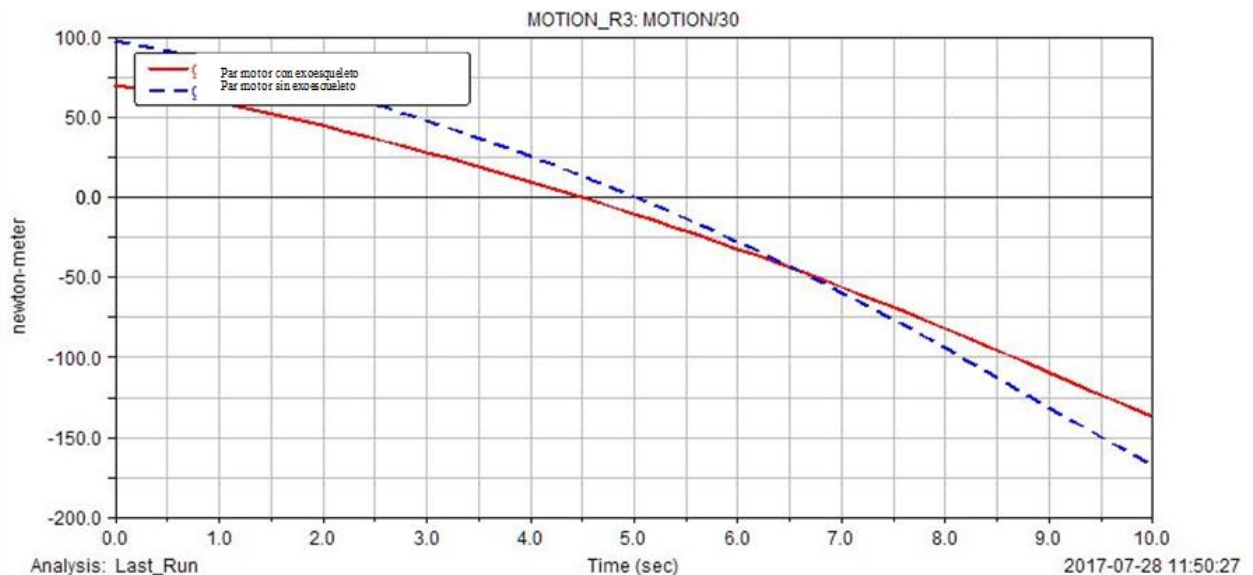


Figura29. Par motor en la cadera realizado por los músculos con exoesqueleto (azul) y sin exoesqueleto (rojo)

Esta gráfica representa el par en dirección perpendicular al plano sagital (plano del movimiento). Como ya se expuso anteriormente, la compensación de la gravedad que produce el uso del exoesqueleto depende de la disposición de los eslabones de la rodilla, por lo que con la situación elegida se obtiene una reducción de entorno al 30%. Variando la disposición de dichos elementos, se podría llegar a una reducción cercana al 100%. Dicho esto, también podemos observar que en la zona intermedia del ciclo existe una pequeña fracción del ciclo en la que se debe realizar un mayor esfuerzo con el exoesqueleto colocado que sin él, aunque al ser en una zona donde el esfuerzo a realizar es muy pequeño, esto deja de tener gran importancia.

Continuando con la gráfica del par motor en la articulación de la rodilla (figura 30), se observa como en esta articulación la reducción toma mayor importancia en la parte de flexión del ciclo. Mientras que en la zona en la que la rodilla debe extenderse hasta la toma de contacto con el suelo, el dispositivo deja de tener influencia en el esfuerzo ya que en este tramo la gravedad ayuda al movimiento.

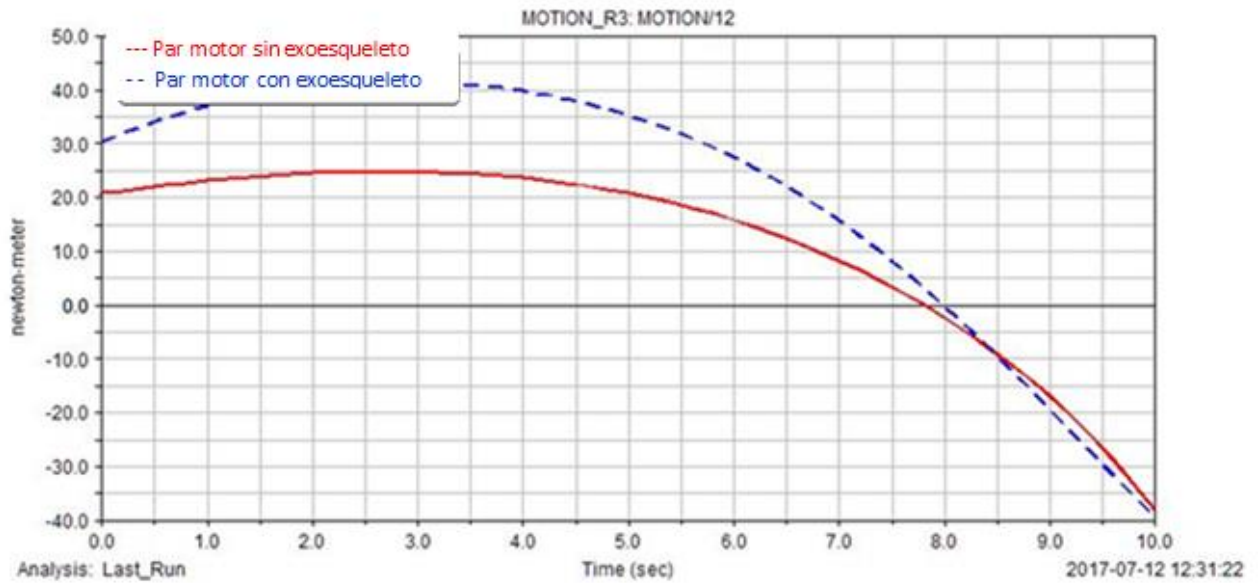


Figura30. Par motor en la rodilla realizado por los músculos con exoesqueleto (rojo) y sin exoesqueleto (azul)

Analizadas las gráficas de la reducción del esfuerzo, se procede al estudio de las fuerzas en los puntos de contactos y sus posibles efectos sobre el confort. Se realiza primero el estudio de las fuerzas de contacto en el muslo.

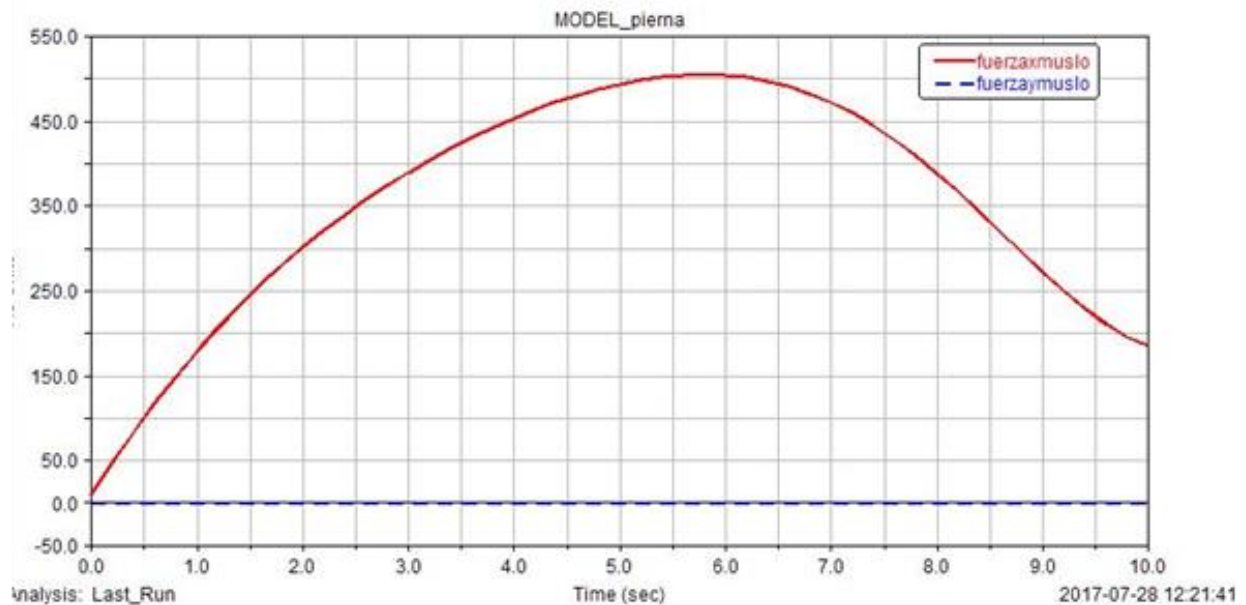


Figura31. Fuerza en el punto de contacto del muslo en ejes locales

En esta figura se muestra la fuerza en ejes locales, en la que el eje X es perpendicular al segmento y el eje Y es el eje del segmento. Como era de esperar, en la dirección del eje local Y no se producen fuerzas ya que en esa dirección no toma influencia ninguna en el movimiento. En cuanto a las fuerzas en el eje local X, estas toman un valor considerable, lo que podría causar unas molestias durante su uso.

Continuando con el estudio del confort, en la figura 32 se representa la fuerza en el contacto del exoesqueleto con la zona de la espinilla del portador. En ella, igual que en la anterior, se representan en ejes locales donde el eje X es el perpendicular a la pierna y el Y sigue el eje del cilindro que forma la pierna. Como ya sabíamos, la fuerza en el eje Y (azul) va a ser 0 en todo el rango del movimiento, ya que cualquier fuerza en esta dirección no tendría influencia en el movimiento. Por otro lado, la fuerza en la dirección X (rojo) es una fuerza, que aun

siendo menor que la del muslo, va a producir molestias durante su uso.

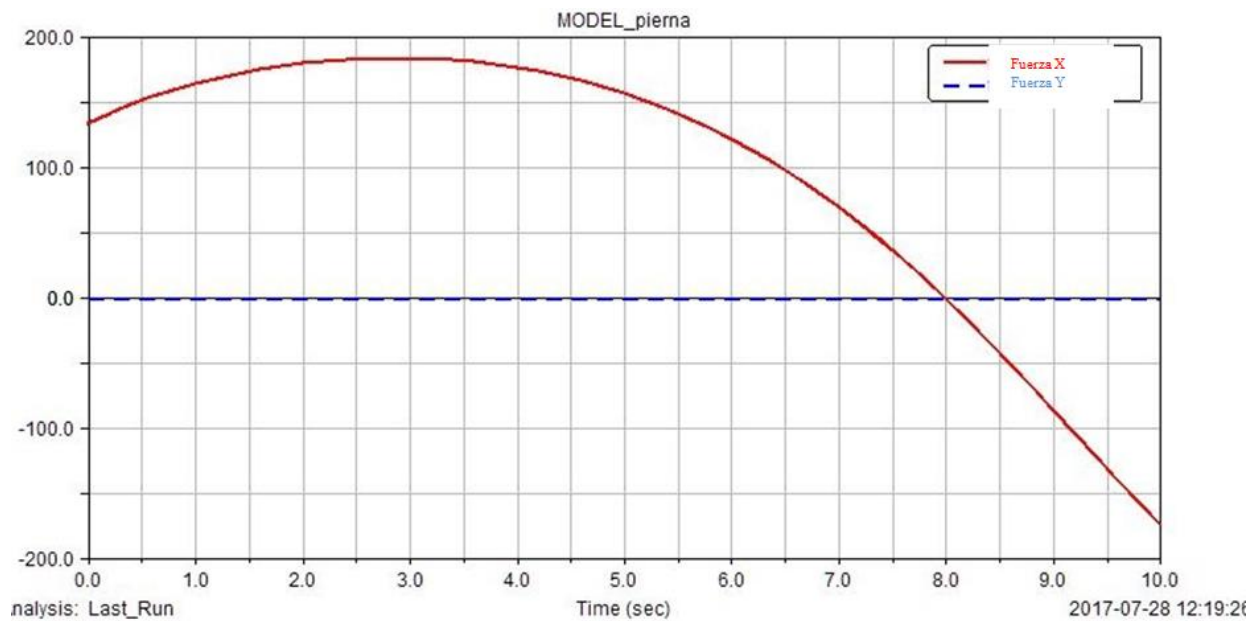


Figura32. Fuerzas de contacto en la espinilla en ejes locales

3.2.3.4 Conclusión

Concluyendo con este exoesqueleto, se puede afirmar que cumple con el objetivo de conseguir un dispositivo con el que se pueda ir variando la compensación de la gravedad con facilidad para la rehabilitación de pacientes que hayan sufrido un ictus. Dicho esto, este exoesqueleto también tiene grandes limitaciones cuando se acompaña de una cinta acoplada, como se muestra en la figura 26, debido a su gran tamaño.

En cuanto al confort del dispositivo en cuestión, se puede decir que, vistas las fuerzas que se ejercen en los puntos de contacto durante el movimiento, el dispositivo va a resultar molesto durante su uso. Aunque al tener las fuerzas mayores en el muslo, que es una zona que tiene un mejor comportamiento (en lo referente a las molestias) ante fuerzas perpendiculares, sumado a que es un exoesqueleto pensado para ser utilizados en tratamientos de rehabilitación, y estos no son de larga duración, el dispositivo no reportará grandes problemas durante su uso. Cabe decir que al producirse el contacto mediante correas, elementos que distribuyen muy bien las cargas, estas no producirán una presión excesiva que imposibiliten el uso del exoesqueleto.

4 DISCUSIÓN

En este apartado se va a proceder a exponer todos los aspectos más interesantes de los estudios realizados a los tres exoesqueletos de diferentes zonas y aplicación. Empezando por el primer dispositivo estudiado, el PLAD, se han visto varios aspectos que llaman la atención en este dispositivo. Uno de ellos es la gran reducción de esfuerzos que se produce en la zona lumbar, que son los músculos encargados del movimiento de flexión del tronco. Este es el potencial del dispositivo, ya que está diseñado para la asistencia de trabajadores que deban estar constantemente flexionando la espalda y levantando peso, con la espalda inclinada. Esto último pese a ser el objetivo del diseño, también es una de las grandes limitaciones del dispositivo, ya que si un individuo utiliza este dispositivo durante su jornada, como consecuencia del desuso de la musculatura de la zona lumbar, perdería la musculatura de dicha zona y por lo tanto a largo plazo acaba acarreando problemas de espalda. En cuanto a este aspecto, sería interesante ampliar el estudio centrado en dicho dispositivo y cuantificar de forma más exacta el tiempo límite que se puede utilizar o los ejercicios complementarios a realizar para evitar problemas a largo plazo.

Otra limitación en el uso de este exoesqueleto es el confort. Echando la vista atrás, se vio como las fuerzas de reacción, que se producían tanto en la zona del esternón como en el muslo, podían causar molestias y por lo tanto el rechazo del portador. Este aspecto se podría solucionar modificando el diseño, de manera que la zona de contacto entre el exoesqueleto y el individuo fuese mayor, y así se repartiría la fuerza en un área mayor reduciendo la presión y por lo tanto las posibles molestias.

A continuación pasamos al exoesqueleto destinado a la asistencia, de personas con patologías cardiovasculares, en los miembros superiores. La simulación de este dispositivo ha arrojado grandes resultados. En primer lugar, mediante este mecanismo, se consiguen una gran reducción del esfuerzo durante el movimiento que se realiza con el brazo durante una tarea como comer o beber. Esta disminución del esfuerzo necesario haría posible, que las personas que tengan serias limitaciones de fuerza en las extremidades superiores, puedan comer o beber por sí mismas.

Otro tema interesante en este dispositivo es el confort, ya que las fuerzas que se producen en el contacto hombre-máquina son muy pequeñas para que puedan causar alguna molestia. Este dispositivo puede fijarse tanto a un soporte fijo, como al cuerpo a través de un cinturón como se vio anteriormente. Los beneficios de estos soportes es que en el fijo no se produce ninguna fuerza de reacción en el portador, aunque se limita la movilidad. Mientras que con la fijación mediante cinturón, se gana movilidad y por otro lado las fuerzas de reacción del dispositivo se transmitirían a la cintura.

La limitación de este diseño es que no se puede optimizar para todo el rango de fuerza que puede ejercer una extremidad de un hombre sano, es decir, su diseño se podría optimizar para levantar cargas pequeñas o pesadas pero nunca para ambas simultáneamente.

Finalmente, se concluye con el último dispositivo estudiado, el exoesqueleto para la rehabilitación de miembros inferiores para personas que sufren un ictus. Los resultados obtenidos en este dispositivo son los que cabían de esperar, se obtiene una reducción del esfuerzo en los pares motores que se deben introducir en las articulaciones para producir el movimiento. Esta reducción, sumada a que la disposición de los segmentos obliga a la pierna a realizar el movimiento correcto durante el ciclo de caminar, hacen a este dispositivo un gran instrumento en la rehabilitación de dichos pacientes.

En cuando al confort de este dispositivo, como consecuencias de las fuerzas en las zonas de contacto es lógico esperar que se produzcan unas molestias durante su uso. Con respecto a este tema, hay que exponer que al realizarse el contacto a través de unas correas, estas van a distribuir la fuerza por todo el área de contacto y por lo tanto estas presiones no van a suponer grandes molestias al paciente. Además al ser un instrumento

destinado a la rehabilitación, y las sesiones de esta no suelen ser de larga duración, este aspecto no supone una gran limitación a la hora de su uso.

Otro tema que resultaría interesante, sería que el autor de dicho dispositivo pusiese a nuestra disposición las diferentes posiciones de los eslabones de la rodilla para las diferentes compensaciones de la gravedad para así poder realizar un estudio más exhaustivo del exoesqueleto.

BIBLIOGRAFÍA

- R.S. Mosher. "Handyman to Hardiman," SAE Technical Report 670088, 1967.
- A. Seireg and J.G. Grundmann. "Design of a Multitask Exoskeletal Walking Device for Paraplegics," *Biomechanics of Medical Devices*, Marcel Dekker, Inc, New York, pp. 569-644, 1981.
- R. C. Aibar, A. J. Aranaz, E. E. Garcia & A. Franco. Organización Mundial de la Salud. Recuperado el 3 de Julio de 2017, de Curso virtual de introducción a la Investigación en seguridad del paciente. (2017): <http://www.who.int/patientsafety/research/Sesion1.pdf?ua=1>
- Herder, J. L., 2001. "Energy-free Systems; Theory, Conception and Design of Statically Balanced Spring Mechanisms," Ph.D. thesis, Delft University of Technology, The Netherlands.
- M. Abdoli-E, Michael J. Agnew, Joan M. Stevenson. (2006) "An on-body personal lift augmentation device (PLAD) reduces EMG amplitude of erector spinae during lifting tasks" *Biomechanics and Ergonomics lab*, Rm 148, PEC, Queen's University, Kingston, Ont., Canada K7L3N6.
- Brent L. Ulrey, Fadi A. Fathallah. "Subject-specific, Whole-body models of the stooped posture with a personal weight transfer device". *Journal of Electromyography and kinesiology* 23 (2013) 206-215.
- L. Zhou, S. Bai, M.S. Andersen, J. Rasmussen. "Design and optimization of a spring loaded cable-driven robotic exoskeleton", in: K. Persson, J. Revstedt, G. Sandberg, M. Walling (Eds.), *Proceedings of the 25th Nordic Seminar on Computational Mechanics*, Lund, Sweden, 2012, pp. 205-208.
- A. Singla, G. Singh, G. S. Virk. "Matlab/simMechanics based control of four-bar passive lower-body mechanism for rehabilitation". *Perspectives in Science* (2016) 8, 351-354.
- M. Plaza Torres, W. Aperador, A. Cifuentes. "Sistemas biomecánicos para patologías musculares y cargas pesadas". *Rev Cubana Invest Bioméd* vol.35 no.4 Ciudad de la Habana oct.-dic. 2016.
- B. M. Wisse, W. D. van Dorsser, R. Barents, and J. L. Herder, "Energy-Free Adjustment of Gravity Equilibrators Using the Virtual Spring Concept," *Proceedings of ICORR2007, 10th International Conference on Rehabilitation Robotics*, Noordwijk, The Netherlands, June 13–15, pp. 742–750.(2007)
- T. Bosh, J. Van Eck, K. Knitel, M. de Looze. The effects of a passive exoskeleton on muscle activity, discomfort and endurance time in forward bending work. *Applied Ergonomics*, 54, 212-217.(2016)
- D. B. Eisinger, R. Kumar, R. Woodrow. Effect of lumbar orthotics on trunk muscle strength. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.* 75 (3), 194-197.1996
- L. Zhou, Y. Li, S. Bai. "A human-centered design optimization approach for robotic exoskeletons through biomechanical simulation". *Robotics and Autonomous Systems* 91 (2017) 337-347.
- K. S. Agrawal, S. K. Banala, A. Fattah, V. Sangwan, V. Krishnamoorthy, J. P. Scholz, W. L. Hsu. "Assessment of Motion of a Swing Leg and Gait Rehabilitation With a Gravity Balancing Exoskeleton". *IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 15 No. 3 September 2007.
- S. K. Banala, S. K. Agrawal, A. Fattah, V. Krishnamoorthy, W. L. Hsu, J. Scholz, K. Rudolph. "Gravity-Balancing Leg Orthosis and Its Performance Evaluation". *IEEE Transactions on Robotics*, Vol. 22, No. 6, December 2006.

