



DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXOESQUELETO PARA LA ASISTENCIA EN  
LA MARCHA A PACIENTES CON PARAPLEJIA FLÁCIDA

HISNEL FRANCO MARQUEZ

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

MAESTRÍA EN MECATRÓNICA Y CONTROL

MANIZALES

(I COHORTE)

2017

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EXOESQUELETO PARA LA ASISTENCIA EN  
LA MARCHA A PACIENTES CON PARAPLEJIA FLÁCIDA

HISNEL FRANCO MÁRQUEZ

Informe final del proyecto de grado para optar al título de Magister en Mecatrónica y  
Control

Directores

JOSE LUIS RODRIGUEZ SOTELO

RUBÉN DARIO FLÓREZ HURTADO

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MANIZALES

MAESTRÍA EN MECATRÓNICA Y CONTROL

MANIZALES

2017



## TABLA DE CONTENIDO.

<b>RESUMEN</b> .....	7
<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	8
<b>CAPITULO 1. ÁREA PROBLEMÁTICA</b> .....	9
<b>PREGUNTA DE INVESTIGACION</b> .....	11
<b>CAPITULO 2. JUSTIFICACIÓN</b> .....	12
<b>MARCO CONCEPTUAL</b> .....	13
<b>OBJETIVOS</b> .....	24
<b>CAPITULO 3. METODOLOGÍA</b> .....	25
<b>DISEÑO MECÁNICO</b> .....	30
<b>SISTEMA DE CONTROL</b> .....	38
<b>DISEÑO ELECTRÓNICO</b> .....	43
<b>SIMULACIÓN DE DISEÑO EN ANSYS WORKBENCH 14.5</b> .....	45
<b>CAPITULO 4. DISCUSIÓN</b> .....	59
<b>CONCLUSIONES</b> .....	60
<b>PRESUPUESTO</b> .....	62
<b>BIBLIOGRAFÍA</b> .....	63

## **LISTA DE FIGURAS**

Figura 1: Exoesqueletos existentes a nivel mundial. a) eLegs; b) Mina; .....	10
Figura 2: Planos anatómicos del cuerpo humano. ....	14
Figura 3: Ejes de la cadera .....	15
Figura 4: Movimientos de flexión de la cadera . ....	16
Figura 5: Movimientos de extensión de la cadera .....	17
Figura 6: Movimiento de abducción de la cadera. ....	17
Figura 7: Movimientos de aducción de la cadera . ....	18
Figura 8: Movimientos de rotación de la cadera.....	19
Figura 9: Movimientos de circunducción de la cadera .....	20
Figura 10: Movimientos de la rodilla .....	21
Figura 11 Complejo articular del pie . ....	22
Figura 12: Flexión y extensión del tobillo .....	22
Figura 13: <i>Matriz HOQ obtenida.</i> .....	28
Figura 14: Medidas de los segmentos del cuerpo . ....	29
Figura 15: Diseño de la cintura .....	32
Figura 16: Diseño del muslo .....	33
Figura 17: Diseño de la canilla . ....	34
Figura 18: Diseño de las articulaciones de cadera y rodilla . ....	35
Figura 19: Diseño de tobillo .....	35
Figura 20: Diseño final del exoesqueleto realizado en la UAM .....	<b>¡Error! Marcador no definido.</b>
Figura 21: Arquitectura de control.....	39
Figura 22: Especificación de las etapas de bloqueo y actuación en el ciclo de marcha. ....	40
Figura 23: Análisis clínico de la marcha (CGA) . ....	40
Figura 24: Torques requeridos por la cadera y rodilla. ....	41
Figura 25: Desplazamientos angulares presentados en la cadera y rodilla .....	42
Figura 26: Velocidades angulares presentados en la cadera y rodilla. ....	42
Figura 27: Potencia requerida por la cadera y rodilla . ....	43
Figura 28: Motor Oriental Motor BLH5100KC-200FR.....	44
Figura 29: Dimensiones Motor BLH5100KC-200FR.....	44
Figura 30: Análisis por elementos finitos del eje.....	47
Figura 31: Análisis por elementos finitos del soporte lumbar. ....	48
Figura 32: Análisis por elementos finitos de la conexión cadera-muslo. ....	49
Figura 33: Análisis por elementos finitos de la conexión muslo-rodilla. ....	50
Figura 34: Análisis por elementos finitos del tubo de canilla 1.....	51
Figura 35: Análisis por elementos finitos del tubo de canilla 2.....	52

Figura 36: Análisis por elementos finitos del tobillo canilla .....	52
Figura 37: Análisis por elementos finitos de la conexión cintura-cadera.....	55
Figura 38: Simulación de la rutina sentado-parado.....	57
Figura 39; Simulación de la rutina parado-sentado .....	57
Figura 40: Simulación de la marcha del exoesqueleto .....	58
Figura 41; Plano eje .....	57
Figura 42; Plano soporte espalda .....	57
Figura 43; Plano soporte tubo inferior .....	60
Figura 44; Plano soporte tubo superior .....	60
Figura 45; Plano union cadera cintura .....	61
Figura 46; Plano caja articulación .....	61

## RESUMEN

### *Abstract*

There is a large percentage of spinal cord injury in the world, where the 44% of these cases ends in paraplegia. Today's technological tools, such as wheelchairs, restrict the movement generating patient's isolation. This paper shows the design and simulation of an exoskeleton to assist the gait on patients with flaccid paraplegia. The mechatronic design was performed using the QFD methodology and the prototype's results have important characteristics with regard to commercial exoskeletons, such as, price, safety and ergonomic. The selected material corresponds to aluminum alloy 1060 and FEA simulation values for indexes like deformation, safety factor and equivalent stress are much higher than the required ones. As innovative features, the exoskeleton has prefab parts and height adjustability to the user. The final prototype can help people with disabilities in their movement, substantially improving their quality of life.

**Keywords**— Exoskeleton, lower limb, design, simulation, mechatronics, paraplegia

### **Resumen**

Hay un gran porcentaje de lesiones de la médula espinal en el mundo, donde el 44 % de estos casos termina en paraplejia. Herramientas tecnológicas actuales, tales como sillas de ruedas, restringen el movimiento que genera el aislamiento del paciente. En este trabajo se muestra el diseño y simulación de un exoesqueleto para ayudar a la marcha en pacientes con paraplejia flácida. El diseño mecatrónico se realizó utilizando la metodología QFD y los resultados del prototipo tienen características importantes con respecto a los exoesqueletos comerciales, tales como, precio, seguridad y ergonomía. El material seleccionado corresponde a la aleación de aluminio 1060 y los valores de la simulación por FEA entregan índices como la deformación, factor de seguridad y tensión equivalente mucho mayores que las requeridas. Como características innovadoras, el exoesqueleto tiene partes prefabricadas que permiten ajustar la altura para el usuario. El prototipo final puede ayudar a las personas con discapacidad en su movimiento, mejorando sustancialmente su calidad de vida.

**Palabras Claves:** Exoesqueleto miembro inferior, diseño, simulación, mecatrónica, paraplejia.

## INTRODUCCIÓN

El presente documento se ha dividido en diversas partes relacionadas en una serie de capítulos en los que se plantea un área problemática, una pregunta de investigación, la metodología usada para el desarrollo del trabajo, unos objetivos; un exhaustivo análisis del estado del arte y se detalla la solución implementada para el proyecto propuesto. Además, se presenta los diferentes diseños que conllevan a la construcción correcta del exoesqueleto.

El primer capítulo muestra el área problemática donde se abordan las principales causas de las lesiones medulares, los métodos y alternativas de movilidad como también los principales obstáculos que encuentran las personas que padecen paraplejia flácida para sus desplazamientos, se abordan temáticas relacionadas con nuevos dispositivos mecatrónicos. Así mismo, se realiza un análisis del estado del arte de diversas plataformas robóticas para potenciar investigación en control motor humano, y particularmente los exoesqueletos, centrados no solo en rehabilitación y asistencia motora, sino también a la investigación. Se presenta además la pregunta de investigación que plantea la posibilidad de diseñar y construir un sistema mecatrónico capaz de responder a las diferentes expectativas que posee una persona con paraplejia.

El capítulo 2 presenta la necesidad de construir un exoesqueleto para asistencia en la marcha a personas con paraplejia flácida a través de la justificación, se realiza el marco conceptual abarcando disciplinas interrelacionadas, como fisiología, biomecánica, las cuales son determinantes en los aspectos más destacados para el estudio de la marcha humana. Se plantean los objetivos generales y específicos para el desarrollo del trabajo de grado.

En el tercer capítulo se describe la metodología empleada, para este caso se utilizó la metodología QFD que reúne aspectos claves y determinantes para el diseño y construcción de un exoesqueleto como son los requisitos de usuario, matriz de planeación, requisitos técnicos y requisitos de diseño, ventajas frente a otros exoesqueletos existentes, se presentan paso a paso las consideraciones tenidas en cuenta para el diseño mecánico de las diferentes piezas del exoesqueleto así como también la simulación por medio de elementos finitos (FEA) y el planteamiento de las rutinas necesarias de la marcha.

En el cuarto capítulo se presenta la discusión del trabajo donde se hace énfasis en la utilización de elementos adicionales como muletas, OTPs que son para temas de estabilidad y equilibrio se presentan además las conclusiones y trabajos futuros generados a partir de este proyecto.

## CAPITULO 1. ÁREA PROBLEMÁTICA

A nivel mundial, las lesiones medulares son frecuentes en personas activas por causas como accidentes de tránsito (46%), caídas (18%), actos violentos (17%), deporte (13%) entre otros (6%) [1]. De estos casos, aproximadamente el 44% resulta en paraplejia [2], cuyo mayor impedimento es la pérdida del movimiento de los miembros inferiores. En adición de la movilidad disminuida, surgen consecuencias significativas en la salud, como la pérdida del contenido mineral del hueso, problemas cutáneos frecuentes, incidencia aumentada de infecciones en el tracto urinario, espasticidad muscular y alteración linfática [3].

Uno de los métodos más comunes de movilidad para las personas parapléjicas es la silla de ruedas, pero presentan dificultades cuando se desplazan por superficies irregulares o escaleras [4]. Incluso con los avances de las sillas de ruedas eléctricas, la movilidad sigue estando limitada a terreno liso, excluyendo las zonas al aire libre [5] lo que afecta considerablemente la parte psicológica y social del usuario. Sumado a lo anterior, la calidad de vida de una persona parapléjica está destinada a una dependencia continua de las demás personas para una ayuda en el desplazamiento, ya sea en sitios con grandes pendientes como la ciudad de Manizales. El deseo de tener mayor movilidad e independencia que la brindada por la silla de ruedas ha encontrado una realización a través del desarrollo de exoesqueletos robóticos, los cuales son, básicamente, un dispositivo que es usado sobre el cuerpo humano a manera de prenda de vestir, que son mecánicamente compatibles con la anatomía humana, para permitir el movimiento seguro en el usuario y no obstruir u oponer resistencia al mismo [6]. Estos dispositivos se usan alrededor de las piernas y espalda, el movimiento se obtiene gracias a motores eléctricos que mueven las piernas para brindar locomoción mientras que el balance se obtiene con muletas. Los exoesqueletos no sólo proporcionan la habilidad de locomoción a las personas con discapacidades sino también la oportunidad de sentirse sanas. Actualmente hay algunos exoesqueletos que están en desarrollo y que han empezado con la transformación, como lo son el *eLegs de Berkeley Bionics*<sup>1</sup>, *Mina del Institute for Human and Machine Cognition*<sup>2</sup>, *ReWalk de Argo Medical Technologies*<sup>3</sup>, y el exoesqueleto Vanderbilt de la Universidad de Vanderbilt<sup>4</sup>. El inconveniente de estos dispositivos es su precio, que oscila entre U\$ 60.000 y U\$ 140.000, valores supremamente elevados para la sociedad colombiana.

---

<sup>1</sup> <http://berkeleybionics.com/>

<sup>2</sup> <http://www.ihmc.us/research/mina/Mina.php>

<sup>3</sup> <http://www.argomedtec.com/>

<sup>4</sup> [http://research.vuse.vanderbilt.edu/cim/research\\_orthosis.html](http://research.vuse.vanderbilt.edu/cim/research_orthosis.html)



Figura 1 . Exoesqueletos existentes a nivel mundial. a) eLegs<sup>5</sup>; b) Mina; c) Rewalk [8]; d) exoesqueleto de Vanderbilt<sup>6</sup>

En Estados Unidos se encontraron exoesqueletos patentados interesantes, tales como la del *ReWalk* [8] donde se mencionan métodos de control para el exoesqueleto, pero con respecto a la parte de los motores no mencionan cuáles se utilizan en el mismo. En este dispositivo se presentan varias rutinas que hacen referencia a estados de sentado, parado, caminar, subir escaleras, bajar escaleras.

En la patente del *active knee rehabilitation orthotic system (ANdROS)* [9] se mencionan los datos de los motores utilizados en el exoesqueleto, pero es solo para pacientes que sufrieron de un accidente cerebro-vascular, y que todavía conserva cierta fuerza en los miembros, por lo que los motores utilizados no son de un alto torque. El par generado por el motor se transfiere a la articulación de la rodilla por medio de una barra de empuje el cual incluye un cojinete, un anillo de retención del rodamiento exterior, un anillo de retención del rodamiento interno, y una cubierta exterior. El cojinete de bolas de acero inoxidable ubicado en la

<sup>5</sup> <http://www.exoesqueleto.com.es/berkeley-bionics.html>

<sup>6</sup> <http://www.medulardigital.com/?act=dnews&s=24&n=4630>

articulación de la rodilla proporciona un contacto suave entre los muslos y el vástago. Además, la estructura simétrica de la abrazadera de accionamiento aplica un par de torsión a la rodilla de ambos lados medial y lateral de la pierna, eliminando así el actuador en la parte de la rodilla, siendo solo necesario el motor de la cadera.

En la patente [10], se mencionan varias configuraciones de los actuadores del exoesqueleto, como motores DC y diferentes transmisiones, hasta actuadores lineales. También se mencionan unos datos interesantes para el análisis de la marcha por medio de gráficos, pero no trata nada con respecto a los motores que se utilizaron para el dispositivo. Con base a estas patentes y otras no mencionadas se puede comprobar que en las mismas no se refieren mucho sobre el diseño ni a los actuadores utilizados, se enfocan más en la parte de control del dispositivo.

## **PREGUNTA DE INVESTIGACION**

El diseño, la simulación e implementación de un exoesqueleto de miembro inferior, usando una metodología adecuada de diseño mecatrónico, que incluya, diseño mecánico, simulación, control electrónico, bioinstrumentación, interfaces de control y fabricación de estos diseños en un ambiente realimentado, puede tener un impacto positivo en usuarios potenciales que tengan pérdida de movilidad en el miembro inferior, teniendo en cuenta características importantes como la ergonomía, precio, confiabilidad y seguridad en personas con paraplejia flácida.

## CAPITULO 2. JUSTIFICACIÓN

El desplazamiento bípedo es una característica de autonomía física del hombre para cumplir con sus labores cotidianas, la cual se altera debido a los accidentes, lesiones, vejez o enfermedades que afectan su calidad de vida, conllevando a la discapacidad física. Son muchas las propuestas y lo que se habla al respecto de los elementos regulatorios frente a la inclusión educativa y laboral de las personas con discapacidad. En este proyecto de investigación se presenta el diseño mecatrónico, de un exoesqueleto de miembro inferior que se implemente en pacientes con paraplejia flácida, con una estatura de 1.66 m, un peso de 68kg que es el promedio del hombre colombiano según la (OMS) Organización Mundial de la Salud. Contribuyendo al mejoramiento de su calidad de vida, el cual permite asistir su movilidad bien sea como soporte a pacientes sanos, para acelerar la rehabilitación de una pierna lesionada mediante las ventajas del movimiento cíclico, reproducible, rítmico y fisiológico que permiten los sistemas robóticos, o para personas con discapacidad física.

Este proyecto hace parte de la Investigación macro “Desarrollo de dispositivos de rehabilitación en movimientos de flexión y extensión” adscrito a la unidad de investigación de La Universidad Autónoma de Manizales aprobado en el comité de investigación Acta No. 024 el Noviembre 9 de 2010.

El desarrollo de este proyecto permitirá al autor optar a su título de Maestría y constituirá en una línea base para lograr desarrollos posteriores que influenciarán considerablemente en una solución alternativa para la discapacidad física de miembro inferior. Para diseñar y construir un mecanismo de ayuda a la asistencia o rehabilitación, en general, se requiere el conocimiento de la biomecánica de los miembros afectados, por ejemplo, la marcha humana, además se requiere un amplio conocimiento en procesos de rehabilitación.

Los dispositivos que existen actualmente, aunque tienen un gran avance tecnológico, aún están en proceso de desarrollo, su puesta en marcha en el mercado mundial apenas comienza, principalmente por el costo de los sistemas y la investigación misma, dada la novedad del contexto. Entre algunas limitantes se encuentran, la dificultad en la generación de los modelos dinámicos con diferentes grados de libertad, el autoequilibrio, los materiales, la durabilidad de las baterías, la ergonomía, el alto costo. Dichas limitantes dificultan la adquisición por parte de los usuarios de exoesqueletos. El alcance de este proyecto va hasta la implementación de un prototipo funcional, ergonómico, y a bajo costo, que cumpla con la estatura y peso de un hombre colombiano.

## MARCO CONCEPTUAL

En 1980, la organización mundial de la salud –OMS- publicó la Clasificación internacional de deficiencias, incapacidades y minusvalías – CIDIM [2], donde se clasifican las consecuencias que puede tener una persona a raíz de una lesión o enfermedad; entre estas lesiones clasificadas mediante el CIDIM se encuentra la parálisis de los brazos o piernas, que por su envergadura produce limitación en el movimiento y como resultado de ello, muchas se ven excluidas del lugar que les corresponde dentro de sus propias comunidades.

Según el Banco Mundial, más de cuatrocientos millones de personas, es decir, el 10% de la población mundial, viven con alguna forma de discapacidad en los países en desarrollo [3]. La Encuesta Nacional de Demografía y Salud (ENDS 2010) [4] en Colombia, menciona que este porcentaje asciende al 7%, es decir que más de tres millones de colombianos viven en esta condición, y aproximadamente el 43.9% posee discapacidad física. Con lo anterior el principal problema que surge es en el ámbito del mejoramiento de la calidad de vida de pacientes con disfunciones motoras de miembro inferior, debido principalmente a que este tipo de población se encuentra con barreras físicas y sociales que impiden su plena inclusión en la sociedad. Se diseñan entonces exoesqueletos que se pueden definir como: “Un mecanismo o estructura externa que tiene uniones que corresponden a las del cuerpo humano. Este es usado por el humano y el contacto físico que existe entre el operador y el exoesqueleto permite una transferencia directa de la potencia mecánica y las señales de información” [17]. Para el diseño de un exoesqueleto se debe tener en cuenta varias disciplinas interrelacionadas, como es el caso de la fisiología, biomecánica, mecánica, electrónica, sistemas computacionales, diseño, entre otros, los cuales deben ser abordados en temas específicos para contribuir al prototipo final.

En el área de la ingeniería es importante conocer de manera detallada los procesos a modelar, de tal forma que se presentan algunos conceptos preliminares en fisiología sobre el miembro inferior.

Con el estudio de la biomecánica del miembro inferior se pueden conocer los movimientos, restricciones y comportamientos de las diferentes articulaciones que participan en la marcha, que son cadera, rodilla y tobillo, que intervienen directamente en el diseño del exoesqueleto. Para el entendimiento de la biomecánica se definen los diferentes planos que dividen al cuerpo humano [11].

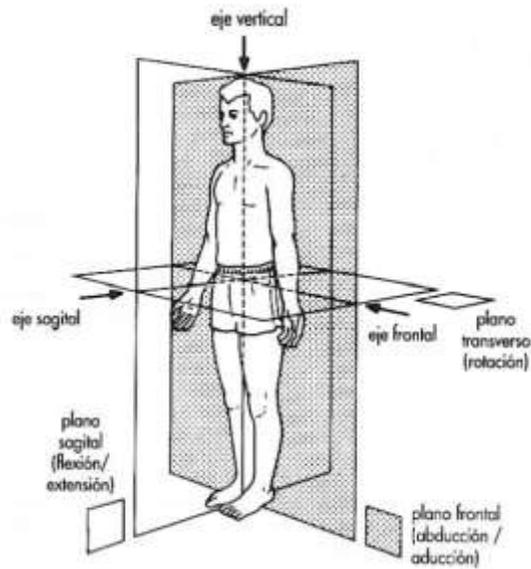
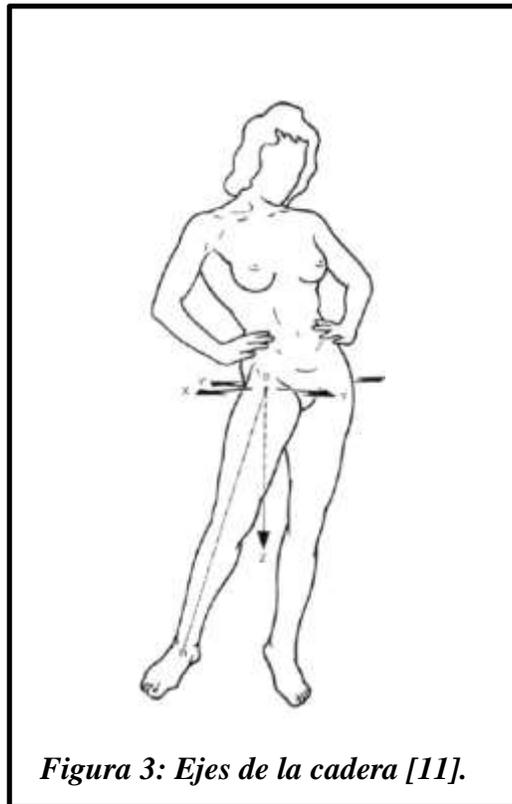


Figura 2: Planos anatómicos del cuerpo humano [11].

- Plano sagital: divide el cuerpo en izquierda y derecha.
- Plano transversal: divide el cuerpo en superior e inferior.
- Plano frontal: divide el cuerpo en anterior y posterior.

## Cadera

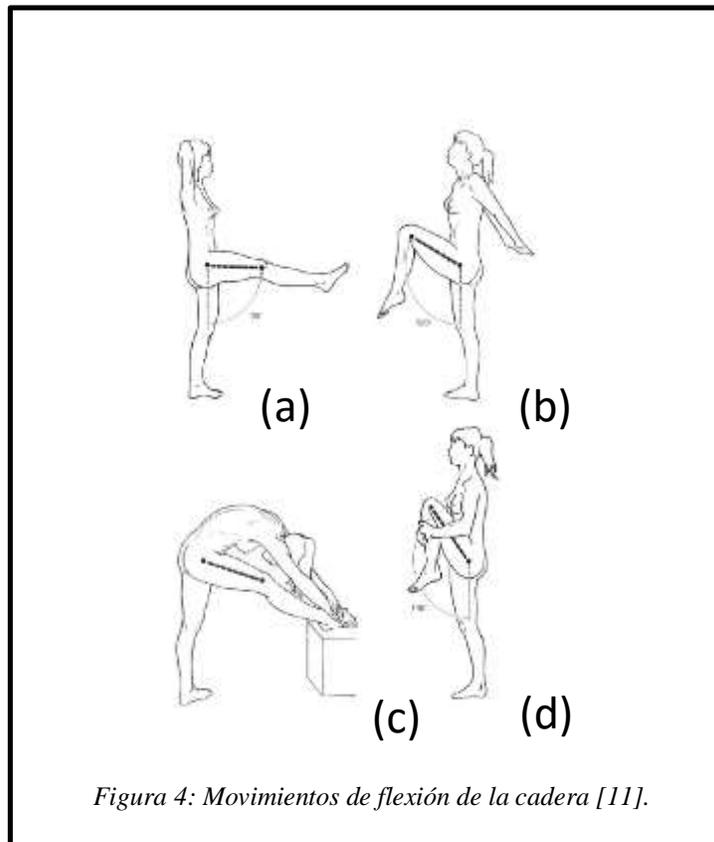
La cadera es la articulación proximal del miembro inferior, situada en su raíz, su función es orientar en todas las direcciones del espacio, para lo cual posee tres ejes y tres grados de libertad:



- Un eje transversal XOX' situado en el plano frontal, alrededor del cual se ejecutan los movimientos de flexo-extensión
- Un eje anteroposterior YOY' en el plano sagital, que pasa por el centro de la articulación, alrededor del cual se efectúan los movimientos de abducción-aducción
- Un eje vertical OZ, que permite los movimientos de rotación externa e interna.

La flexión de la cadera es el movimiento que produce el contacto de la cara anterior del muslo con el tronco, de forma que el muslo y el resto del miembro inferior sobrepasan el plano frontal de la articulación, quedando por delante del tronco. La amplitud de la flexión varía según distintos factores:

De forma general, la flexión activa de la cadera no es tan amplia como la pasiva. La posición de la rodilla también interviene en la amplitud de la flexión: cuando la rodilla está extendida la flexión no supera los 90°, mientras que cuando la rodilla está flexionada alcanza e incluso sobrepasa los 120°. En lo que respecta a la flexión pasiva, su amplitud supera siempre a los 120°, pero de nuevo la posición de la rodilla es importante: si está extendida, la flexión es mucho menor que cuando está flexionada, la amplitud sobrepasa los 140° y el muslo contacta casi totalmente con el tórax.



*Figura 4: Movimientos de flexión de la cadera [11].*

La extensión dirige el miembro inferior por detrás del plano frontal. La amplitud de la extensión de la cadera es mucho menor que la de la flexión, estando limitada por la tensión del ligamento iliofemoral. La extensión activa es de menor amplitud que la extensión pasiva, cuando la rodilla está extendida (Fig. 5 a) la extensión es mayor ( $20^\circ$ ) que cuando esta flexionada (Fig. 5 b). La extensión pasiva no es más que de  $20^\circ$  en un paso hacia delante (Fig. 5 c).

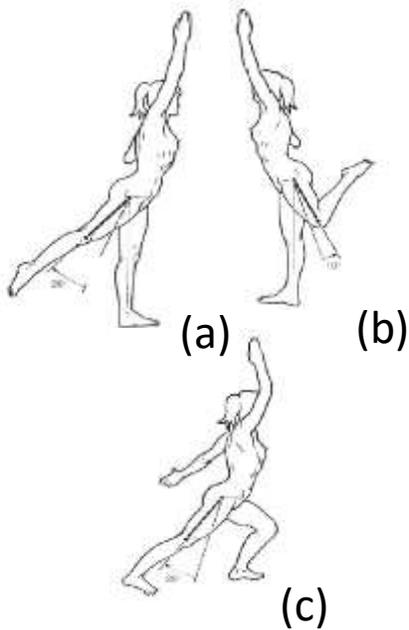


Figura 5: Movimientos de extensión de la cadera [11].

La abducción dirige el miembro inferior hacia fuera y lo aleja del plano de simetría del cuerpo. Si teóricamente es factible realizar la abducción de una sola cadera, en la práctica la abducción de una cadera se acompaña de una abducción idéntica de la otra cadera, esto ocurre a partir de los  $30^\circ$ , amplitud en la que se inicia una basculación de la pelvis mediante la inclinación de la línea que une las dos fosas laterales.

Cuando se completa el movimiento de abducción, el ángulo formado por los dos miembros inferiores alcanza los  $90^\circ$ . La simetría de abducción de ambas caderas reaparece, pudiendo deducir que la máxima amplitud para cada cadera es de  $45^\circ$  [11].

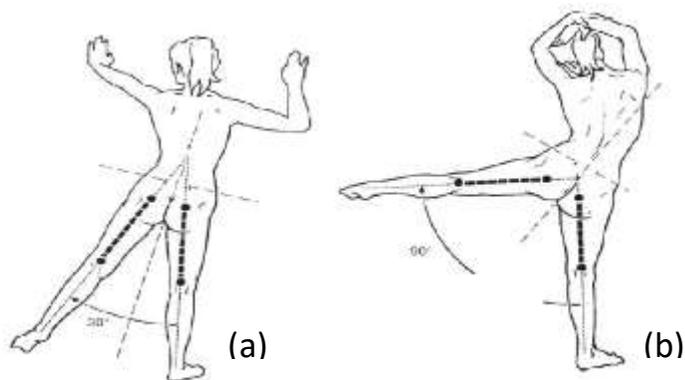


Figura 6: Movimiento de abducción de la cadera [11].

La aducción lleva el miembro inferior hacia adentro y lo aproxima al plano de simetría del cuerpo. Dado que en la posición de referencia ambos miembros inferiores están en contacto, no existe movimiento de aducción “pura”, sin embargo, existen movimientos de aducción relativa (Fig. 7 a) cuando, a partir de una posición de abducción, el miembro inferior se dirige hacia adentro. También existen movimientos de aducción combinados con extensión de cadera (Fig. 7 b) y movimientos de aducción combinados con flexión de cadera. Por último, existen movimientos de aducción de una cadera combinados con una abducción de la otra (Fig. 7 c) acompañados de una inclinación de la pelvis y una incurvación del raquis.

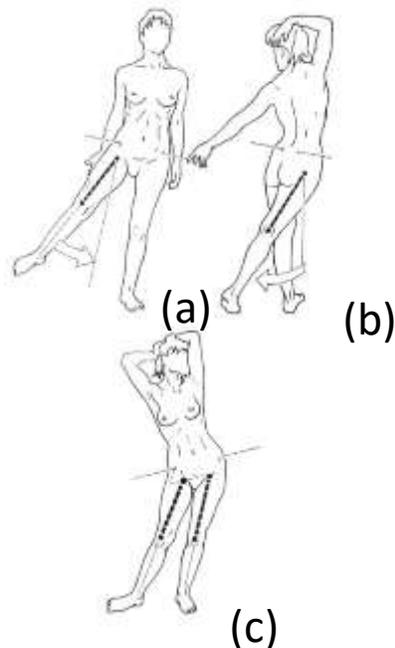


Figura 7: Movimientos de aducción de la cadera [11].

Los movimientos de rotación longitudinal de la cadera se realizan alrededor del eje mecánico del miembro inferior (eje OZ). En estas condiciones, la rotación externa es el movimiento que dirige la punta del pie hacia afuera, mientras que la rotación interna dirige la punta del pie hacia adentro. Cuando la rodilla está totalmente extendida no existe ningún movimiento de rotación en la misma, siendo la cadera la única responsable de esto.

En decúbito prono, la posición de referencia (Fig. 8 a) se obtiene cuando la rodilla flexionada en ángulo recto está vertical. A partir de esta posición, cuando la pierna se dirige hacia afuera, se mide la rotación interna (Fig. 8 b), cuya amplitud máxima es de 30° a 40°. Cuando la pierna se dirige hacia adentro, se mide la rotación externa (Fig. 8 c) cuya amplitud máxima es de 60°.

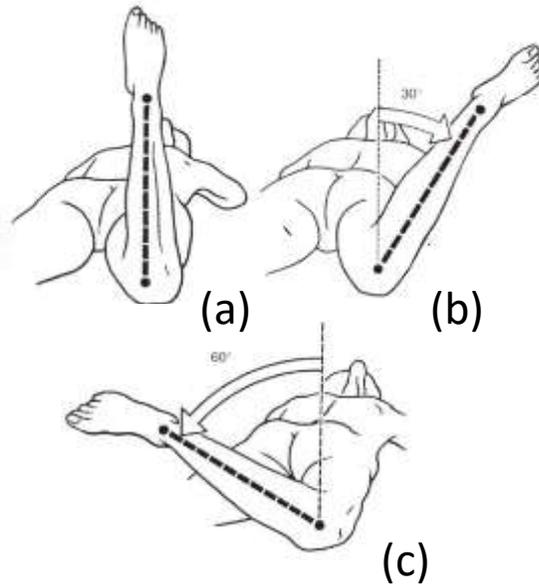


Figura 8: Movimientos de rotación de la cadera [11].

Como en el caso de todas las articulaciones que tienen tres grados de libertad, el movimiento de circunducción de la cadera se define como la combinación simultánea de movimientos elementales efectuados alrededor de los tres ejes. Cuando la circunducción alcanza su máxima amplitud, el eje del miembro inferior describe en el espacio un cono cuyo vértice resulta ser el centro de la articulación coxofemoral. Este cono dista mucho de ser regular, puesto que las amplitudes máximas no son iguales en todas las direcciones del espacio; por lo tanto, la trayectoria descrita por la posición distal del miembro inferior no es un círculo, sino una curva sinuosa que recorre distintos sectores del espacio determinados por la intersección de los tres planos de referencia [11].

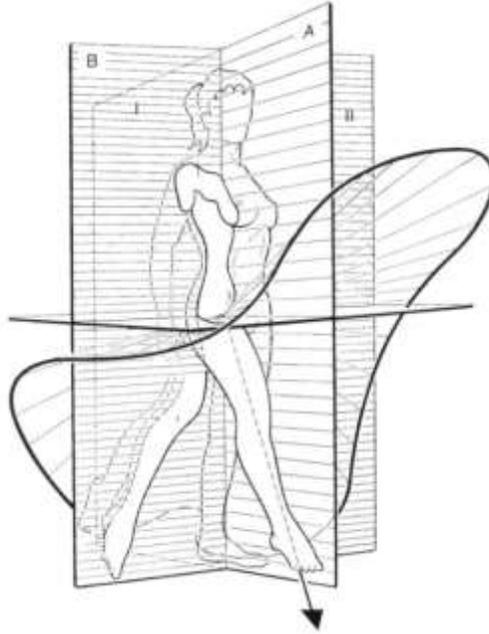


Figura 9: Movimientos de circunducción de la cadera [11].

## Rodilla

La rodilla es la articulación media del miembro inferior. Principalmente, posee un sólo grado de libertad, - la flexo-extensión -, que permite aproximar o alejar el extremo del miembro a su raíz o regular la distancia del cuerpo con respecto al suelo. De manera accesoria, la articulación de la rodilla posee un segundo grado de libertad, la rotación sobre el eje longitudinal de la pierna, que solo aparece cuando la rodilla está flexionada [12].

En el plano sagital, la articulación va desde la extensión a la flexión completa de rodilla, ya que la rótula se desliza unos 7 cm sobre los cóndilos femorales. Ambas facetas -lateral y medial- del fémur articulan con la rótula desde la extensión completa a 140° de flexión. Más allá de los 90° de flexión, la rótula comienza a rotar externamente, mientras que en la completa, la rótula se hunde en el surco intercondíleo. Las áreas de contacto se incrementan con una cantidad aumentada de flexión de la articulación de la rodilla y con una fuerza aumentada de tracción de los cuádriceps.

En el plano transversal se da la rotación interna y externa, pero depende de la posición de la articulación en el plano sagital. Con la rodilla en extensión completa, la rotación está restringida casi por completo. El rango de rotación se incrementa conforme la rodilla es flexionada, alcanzando el máximo a los 90° de flexión; en esta posición, la rotación externa varía de 0° a 45° aproximadamente y la rotación interna varía de 0° a 30° aproximadamente.

En el plano frontal, se presenta la abducción y aducción, y se afecta de manera semejante por la cantidad de flexión articular. La extensión completa de la rodilla impide casi todo el movimiento en el plano frontal. La abducción y aducción pasiva aumentan con la flexión de la rodilla hasta los 30°, con la rodilla flexionada más allá de los 30°, el movimiento frontal disminuye de nuevo por la función limitante de los tejidos blandos [13].

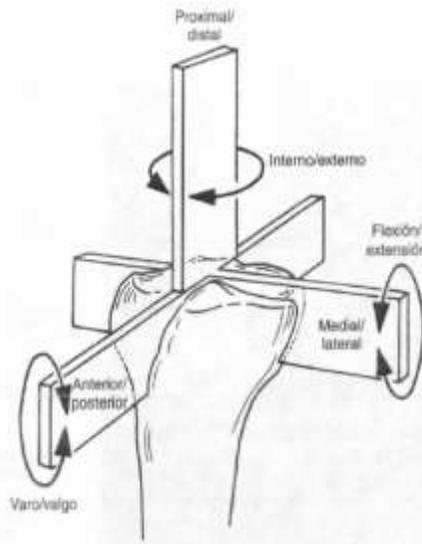


Figura 10: Movimientos de la rodilla [13].

## **Tobillo**

El tobillo, o articulación tibiotarsiana es la más distal del miembro inferior, posee tres grados de libertad necesarios para la marcha. Se trata de una articulación que sufre de limitaciones importantes, ya que en el apoyo monopodal soporta la totalidad del peso del cuerpo.

La articulación tibiotarsiana es la más importante de todo el complejo articular del retropié. Este grupo de articulaciones, en conjunto con la rotación axial de la rodilla, poseen las mismas funciones que una articulación de tres grados de libertad, que permite orientar la bóveda plantar en la dirección adecuada para una adaptación con el terreno.

Los tres ejes principales de este complejo articular (Fig. 11) se interrumpen en el talón [11].



Figura 11 Complejo articular del pie [11].

- El eje transversal XX' condiciona los movimientos de flexión- extensión del pie que se realizan en el plano sagital.
- El eje longitudinal Y de la pierna condiciona los movimientos de aducción-abducción del pie y se realiza en el plano transversal.
- El eje longitudinal Z condiciona la orientación del pie (pronación-supinación).

La posición de referencia (Fig. 12) es aquella en la que la planta del pie es perpendicular al eje de la pierna (A). A partir de esta posición, la flexión del tobillo (B) se define como el movimiento que aproxima el dorso del pie a la cara anterior de la pierna; también se denomina flexión dorsal o dorsiflexión. Por el contrario, la extensión del tobillo (C) aleja el dorso del pie de la cara anterior de la pierna, mientras que el pie tiende a situarse en la prolongación de la pierna, este movimiento también se denomina flexión plantar.

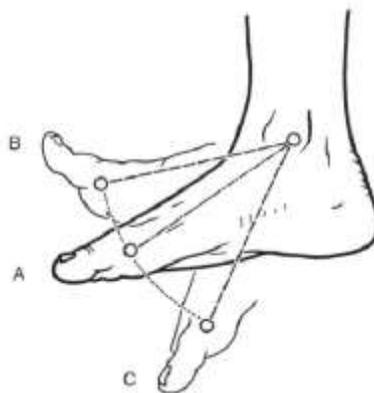


Figura 12: Flexión y extensión del tobillo [11].

Luego de tener el conocimiento de los movimientos presentes en las diferentes articulaciones del miembro inferior se estudió cuáles de estos se iban a actuar en el dispositivo desarrollado en la Universidad Autónoma de Manizales (UAM).

Al desarrollar un exoesqueleto de miembro inferior se busca tener un número de grados de libertad (GDL) similares al miembro donde se usa; aunque este requisito no es esencial para los exoesqueletos diseñados para personas con discapacidades, porque los usuarios no pueden prevenir movimientos indeseados por el control nulo de los miembros objetivo. Para estos casos los GDL sin actuación deben ser restringidos, y aunque esta aproximación reduce el confort del usuario, es vital para asegurar una marcha estable y segura.

De acuerdo con esta definición y el soporte de [14 - 16] se dedujo que para realizar la marcha los componentes más relevantes se encuentran en el plano sagital, por lo cual el exoesqueleto consta de dos GDL por pierna, que actúan en la cadera y rodilla (flexión/extensión), y son accionados por motores DC considerando su diseño ligero y compacto, alta eficiencia de energía y ventajas en el control [17, 18]. Como accesorio del dispositivo se utilizan muletas axilares que cumplen con múltiples beneficios, como brindar equilibrio al paciente, cambio de dirección de la marcha y la reducción del torque necesario [4] para el funcionamiento del exoesqueleto.

Complementario a lo anterior, se seleccionó un diseño cadera a pantorrilla por dos razones. La primera es la reducción del peso del dispositivo. La segunda es que el peso corporal de las personas fuera cargado a través del paciente en lugar de transmitirlo por un exoesqueleto que se expandiera hasta el pie. Teniendo el exoesqueleto hasta la pantorrilla, se genera un esfuerzo en los huesos para que puedan mantenerse sanos [19].

## **OBJETIVOS**

### **OBJETIVO GENERAL**

Diseñar construir y controlar un sistema de exoesqueleto mecatrónico para el miembro inferior que asista en el proceso de la marcha de pacientes con paraplejia flácida,

### **OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

- Diseñar las etapas, mecánica, electrónica y de control del exoesqueleto.
- Simular computacionalmente la estructura de soporte, mecanismos, materiales para el prototipo final.
- Construir el exoesqueleto mecatrónico con los requerimientos establecidos.
- Controlar el prototipo desarrollado en el proceso de marcha teniendo en cuenta la seguridad del paciente.
  
- Construir el exoesqueleto mecatronico, teniendo en cuenta las consideraciones técnicas más apropiadas para el maquinado y el correcto ensamble de los diferente mecanismos en la estructura del exoesqueleto.
- Fortalecer los procesos los procesos de investigación de Universidad Autónoma de Manizales con la vinculación de jóvenes investigadores

### CAPITULO 3. METODOLOGÍA

En el desarrollo del proyecto se utilizó una metodología de diseño conocida como despliegue de la función de calidad (QFD), que se basa en la transformación de las demandas del usuario en la calidad del diseño, se implementan funciones y métodos para lograr un incremento en el rendimiento de los componentes [26]. Esta metodología cuenta, como herramienta principal, con la matriz llamada casa de la calidad (*house of quality*, HOQ), que tiene seis partes,

#### Requisitos del cliente

1. Voz del cliente, qué requisitos debe tener el producto según el usuario.
2. Agrupación de estos requisitos por similitud y seleccionar un nombre para cada grupo. El resultado es el Diagrama de Afinidad.

#### Matriz de planeación

1. El cliente cuantifica la importancia relativa de cada requisito utilizando una escala predefinida (siendo 1 poco importante y 5 muy importante). Esto se conoce como ponderación de importancia.
2. Se le pide al cliente que considere el nivel de satisfacción de los productos existentes. Para este caso fue algo compleja la selección de los mismos porque son productos diferentes como las sillas de ruedas; aunque a nivel internacional ya se comercializan exoesqueleto, todavía no hay registro de que hayan llegado a Colombia.
3. Otras medidas las cuales se determinan por el equipo de diseño se pueden incluir en la matriz de planeación. Estas medidas son combinadas con la ponderación de

importancia de los clientes para calcular un peso total -importancia- de los requisitos. Estas son:

- Índice de satisfacción planeado. Cuantifica el rendimiento del producto previsto con respecto a la satisfacción de cada requisito por el equipo de diseño. factor de mejoramiento = (índice de satisfacción planeado - valor de rendimiento obtenido por el cliente de la empresa)\*0.2 + 1
- Puntos de ventas. Son utilizados para añadir peso a aquellos requisitos los cuales se utilizan para promover el producto (se utilizó en una escala de 1 a 1.5).
- Ponderación global relacionado a cada requisito. Ponderación global= factor de mejoramiento \* puntos de ventas \* ponderación de importancia

### Requisitos técnicos

1. La voz de la compañía. Se describe el producto en términos de los creadores del producto como características medibles.
2. Se puede incluir una flecha adicional para ilustrar la dirección de cambio en cada una de dichas variables, traduciéndose como el nivel de atención que se le prestará a dicha característica.

### Interrelaciones

1. Su propósito es traducir los requisitos expresados por el cliente a las características técnicas del producto. Su estructura es un estándar de dos matrices dimensionales con celdas que relacionan los requisitos del cliente y las características técnicas.
2. El nivel de interrelación obtenido es usualmente pesado en una escala de cuatro (alta, media, baja, nada) y un símbolo o color representa cada nivel de interrelación.
3. Cada nivel de ponderación de interrelación se le asigna un puntaje el cual el equipo debe entender y estar de acuerdo antes de completar la matriz. Los valores relativos se pueden variar más tarde para estudiar el impacto en las conclusiones de la metodología QFD. Para este caso se seleccionaron los siguientes puntajes: alto-9, medio-3, bajo-1, sin relación-0.

### Techo

1. En esta etapa se identifica dónde los requisitos técnicos, que caracterizan el producto, potencian u obstruyen a los otros. Por cada celda se hace la pregunta: ¿mejorar este requisito causa el deterioro o el mejoramiento del otro requisito técnico?
2. Donde la respuesta es un deterioro, se ubica el símbolo “-”. Si la mejora de un requisito potencia automáticamente al otro, se ingresa el símbolo “+” en la celda. Si no se ve un cambio en la mejora de dicho requisito se deja la celda en blanco.
3. La información almacenada en la etapa techo es útil para el equipo de diseño en varios aspectos, destaca donde se pueden enfocar para un mejoramiento de diseño que lleve

a tener mas ventajas con el producto que se está desarrollando sobre la competencia. También se presta atención en las relaciones negativas del diseño, estas pueden representar aspectos donde se puede innovar.

## Objetivos

1. Sección final de la matriz HOQ, en donde se resume la conclusión de los datos contenidos en toda la matriz y las discusiones del equipo. Es generalmente compuesta por tres partes:
  - Prioridades técnicas: la importancia relativa de cada requisito técnico del producto con respecto a la necesidades específicas del cliente, pueden ser simplemente calculadas de la ponderación en las secciones de planeación e interrelación. Estos valores son después puestos en una columna al final para darle un puntaje de prioridad a cada requisito.
  - Punto de referencia competitiva: Este ilustra la posición técnica relativa de los productos existentes y ayuda a identificar los niveles objetivos de rendimiento para llevar a cabo en el nuevo producto.
  - Objetivos de diseño: Este proceso permite que se establezca un objetivo basado en el entendimiento de las necesidades del consumidor, el rendimiento de los competidores y el rendimiento actual de nuestra organización.

A continuación se muestra la matriz propuesta:

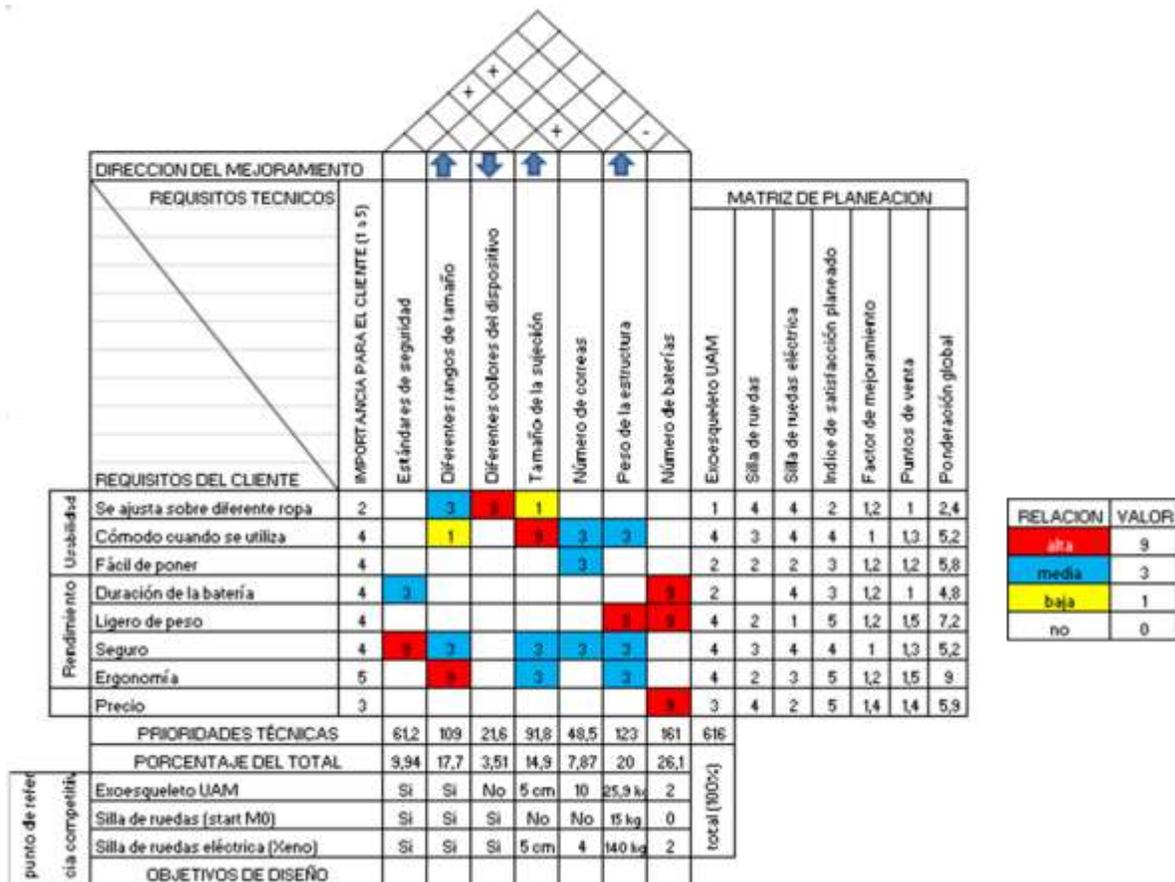


Figura 13: Matriz HOQ obtenida.

Se observó que las características más significativas estaban relacionadas con el peso total del dispositivo, siendo el número de baterías un punto crítico para el diseño del exoesqueleto. Si se aumenta la cantidad de baterías, el peso de la estructura comenzaría a influir en la comodidad del usuario.

Con base a lo anterior, se consultaron qué baterías podrían satisfacer los requisitos de eficiencia y ligereza, llegando a las baterías de polímero de litio (LiPo) que son acordes a lo que se busca para el exoesqueleto, además se corroboró en [4, 27, 28] que este tipo de baterías cumplen con los requisitos necesarios para el funcionamiento de exoesqueletos de miembro inferior.

Otro aspecto importante obtenido de la metodología fueron los diferentes rangos de tamaño para una mayor ajustabilidad y comodidad del usuario. Para la selección de estos rangos se consultó el promedio de la estatura en Colombia [29], donde el promedio femenino es de 160 cm, mientras que el masculino de 172 cm. Con estos datos se estableció que el rango de altura del exoesqueleto estuviera entre 156 y 182 cm.

Gracias a [30] se conocieron los factores de las longitudes de las extremidades con respecto a la altura del sujeto, el resultado de esta investigación se presenta en la Figura 21. Los factores se utilizaron como guía para definir los rangos de tamaño para el exoesqueleto. Para el muslo se tenía un factor de  $0.245H$  donde  $H$  es la estatura del sujeto, mientras que en la canilla es de  $0.213H$ ,  $3/4$  partes del factor normal para evitar interferencias con la articulación tibiotarsiana. Para la cadera se tenía un factor de  $0.191H$ .

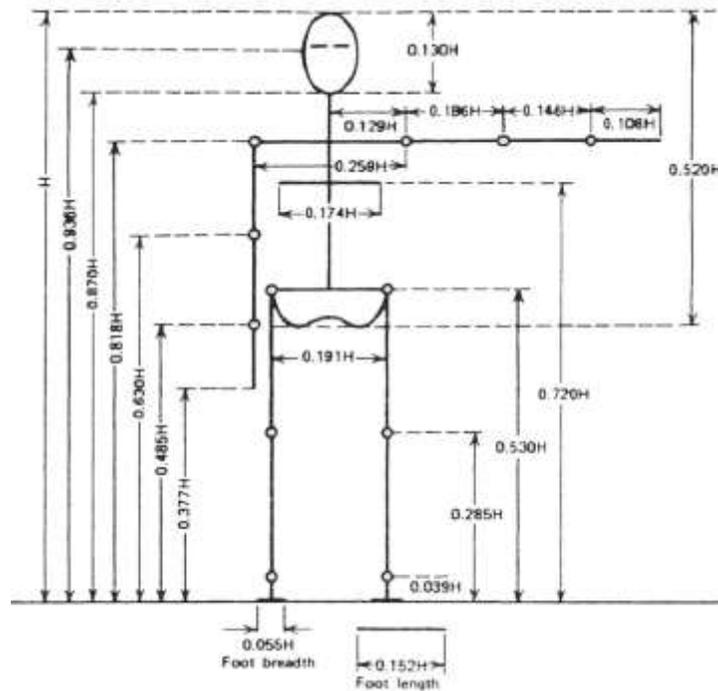


Figura 14: Medidas de los segmentos del cuerpo expresadas como factor de la estatura del sujeto-  $H$ -[23].

Con estos datos se obtuvo que la medida del eslabón del muslo es de 38.2 - 44.1 cm, la del eslabón de canilla de 33 - 38.7 cm y para la sección de la cintura se tiene una medida de 29.7 - 34.7 cm. Con estos valores se aseguró que el exoesqueleto abarcara la estatura promedio en Colombia tanto femenina como masculina, además de tener un rango un poco más amplio para incluir una mayor cantidad de pacientes.

## **DISEÑO MECÁNICO**

Corresponde en esta parte acoplar la cinemática del exoesqueleto a la cinemática del cuerpo humano, para determinar el rango de movimiento de las articulaciones teniendo en cuenta las siguientes consideraciones:

- Seguridad del paciente o usuario
- Grados de Libertad
- Posicionamiento de sensores

- Posicionamiento de actuadores
- Rangos de Movimiento
- Ajustabilidad
- Topes mecánicos por adaptación del sistema mecánico y electrónico o de control

### **Estudio de materiales**

Considerando criterios como disponibilidad del material, resistencia mecánica, peso, resistencia a la corrosión y carencia de efectos sobre el medio ambiente o las personas, resistencia a la torsión, resistencia a la flexión, resistencia a la compresión, resistencia a la corrosión, límite elástico, límite de elongación dureza, se realizará un cuadro comparativo para establecer ventajas y desventajas de los diferentes materiales y determinar así los más óptimos

### **Diseño de partes del Exoesqueleto**

#### 1. Diseño de cintura

La cintura consiste en un soporte lumbar y un mecanismo para su ajuste, dos conexiones cintura-cadera (una para cada lado) y un eslabón de cintura con un mecanismo de ajuste de la amplitud; el diseño se muestra en la figura 15. El soporte lumbar tiene una forma similar al de la espalda baja para obtener un contacto confortable entre el usuario y el exoesqueleto. Adicionalmente se utilizaría una mochila en la espalda para poder transportar las baterías y equipos electrónicos para el funcionamiento del dispositivo. Las conexiones cintura-cadera cuentan con dos cortes para evitar algunas interferencias que se presentaban en los movimientos permitidos en el exoesqueleto.

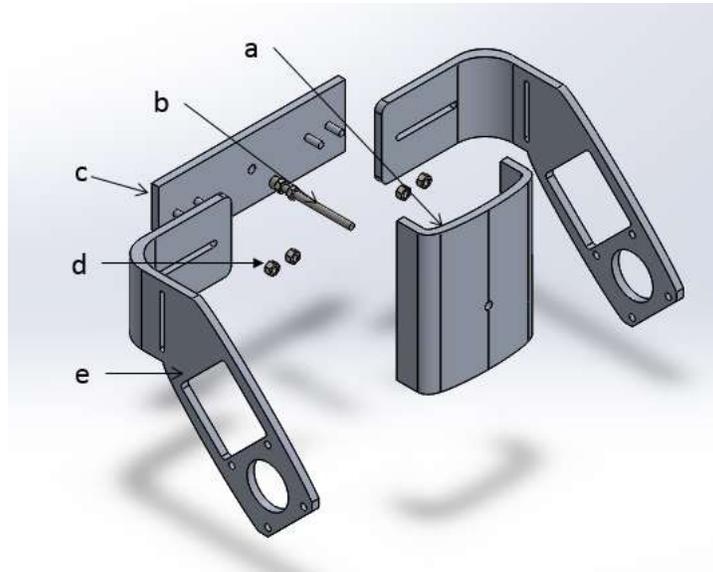


Figura 15: Diseño de la cintura (a- soporte lumbar; b- mecanismo de ajuste del soporte lumbar; c-eslabón de cintura; d- tuercas; e-conexión cintura-cadera).

## 2. Diseño de pieza: muslo

El muslo consiste de una conexión cadera-muslo, ocho mordazas para el agarre de los tubos (cuatro para cada uno), dos tubos que tienen como una de sus funciones el ajuste de la longitud del eslabón de muslo y una conexión muslo-rodilla. El diseño se muestra en la figura 16.

La conexión cadera-muslo tiene una depresión de 2 mm que concuerda con el tamaño de las dos mordazas que están en contacto con la misma, a estas mordazas se les interfiere su medida inicial y como medida final se dejaron de 8mm; los cortes se realizaron para conservar la alineación de la carga. Los tubos que se tienen son de distintos diámetros para imitar el ajuste que se utiliza en los sillines de las bicicletas. La conexión muslo-rodilla posee la misma depresión que la conexión cadera-muslo, también tiene un corte en la parte posterior para evitar la interferencia en el movimiento del exoesqueleto.

Para satisfacer con el rango de ajustabilidad del eslabón planteado, se establece que la longitud mínima del tubo es de 6.2 cm, mientras que la máxima es de 12.1 cm; con estas distancias se garantiza que se abarca el promedio de estatura colombiana.

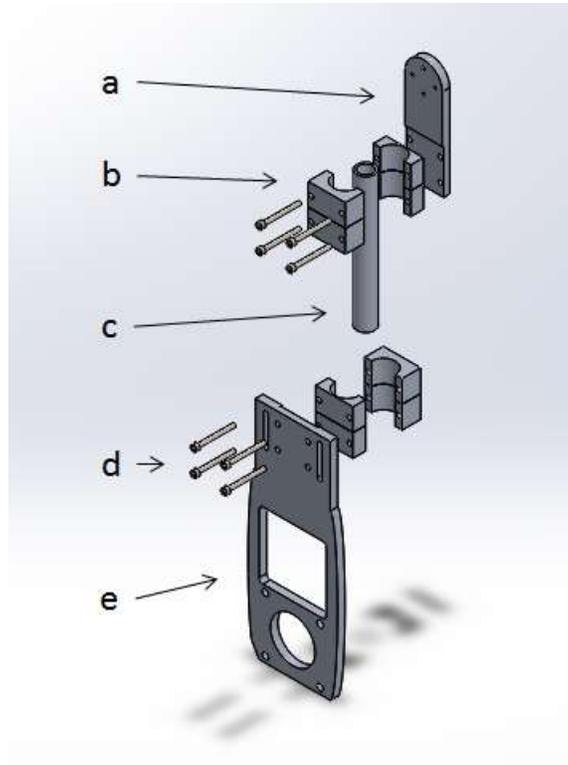


Figura 16: Diseño del muslo (a- conexión cadera-muslo; b- mordaza; c- tubo; d- tornillos; e- conexión muslo-rodilla).

### 3. Diseño de pieza: canilla

La canilla consiste de una conexión rodilla-canilla, ocho mordazas para el agarre de los tubos (cuatro para cada uno) y dos tubos para el ajuste de la longitud del eslabón de muslo. El diseño de la canilla es similar al del muslo, únicamente difiere en la carencia de la conexión entre el muslo y la rodilla porque como se mencionó anteriormente la articulación tibiotarsiana no cuenta con un motor. El diseño se muestra en la figura 17.

Para satisfacer con el rango de ajustabilidad del eslabón planteado, se establece que la longitud mínima del tubo es de 6.6 cm, mientras que la máxima es de 12.3 cm; con estas distancias se garantiza que se abarca el promedio de estatura colombiana.

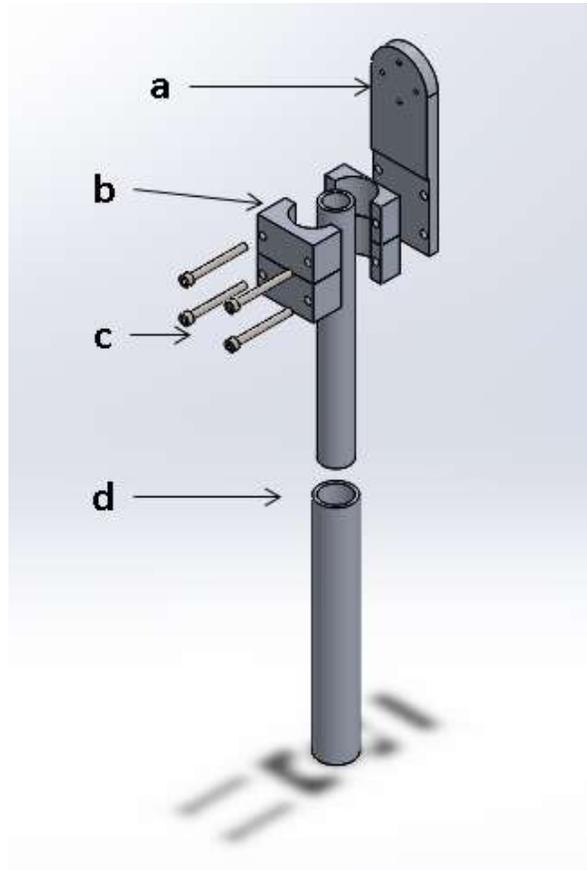


Figura 17: Diseño de la canilla (a- conexión rodilla-canilla; b- mordaza; c- tornillos; d- tubo).

#### 4. Diseño de las articulaciones: cadera y rodilla

La articulación se diseñó para cumplir con los GDL necesarios para el movimiento de la cadera y rodilla, consiste de una caja donde va incrustado, un rodamiento para reducir la fricción entre los componentes y un eje para la transmisión de potencia del motor al siguiente eslabón. Como el motor seleccionado es un motor de eje hueco (ver diseño electrónico selección del motor), el eje diseñado tiene una mayor longitud para insertarse en el actuador y una depresión en donde va el tope que asegura la transmisión de potencia. El diseño se muestra en la figura 18.

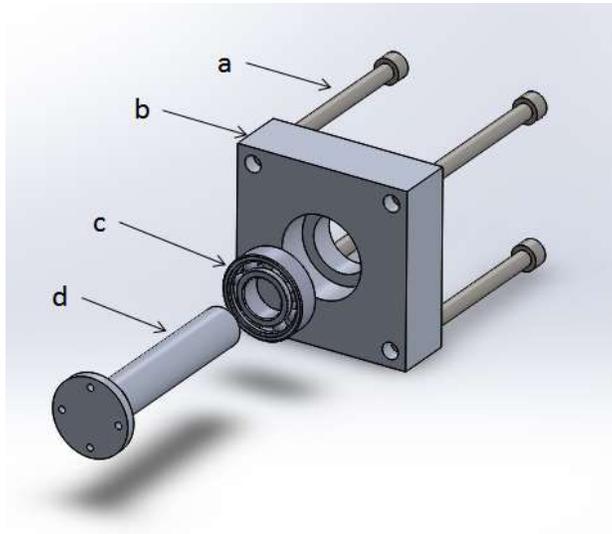


Figura 18: Diseño de las articulaciones de cadera y rodilla (a- tornillos; b- caja; c- rodamiento; d- eje del actuador).

#### 5. Diseño articulación tobillo

La articulación se diseñó para cumplir con un GDL necesario para el movimiento del tobillo, consiste en una conexión canilla-tobillo una caja donde va incrustado un acople para unir la articulación del tobillo con la canilla, esta articulación no cuenta con un actuador por estar desarrollado para dar estabilidad y soporte al pie, diseño se muestra en la figura 19.

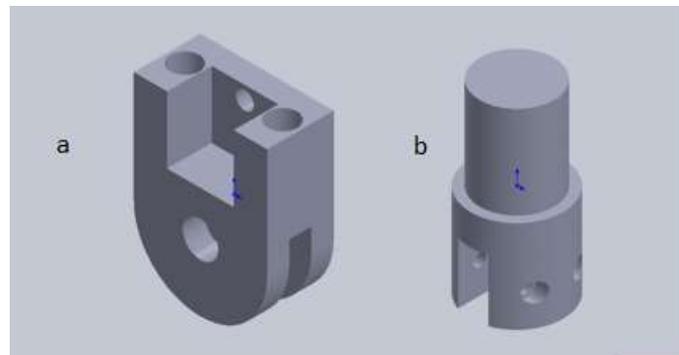


Figura 19: Diseño de tobillo (a- caja tobillo; b- acople tobillo canilla).

## 6. Diseño final

El diseño del exoesqueleto se basó en la conservación de la armonía y ergonomía con respecto a la anatomía humana, intentando que el tamaño de los motores afectara lo menos posible a este objetivo y al funcionamiento del dispositivo. Luego de las correcciones necesarias y sugerencias por parte de expertos, se realizó un diseño detallado del exoesqueleto usando el programa Solidworks. El diseño final se muestra en la Figura 20.

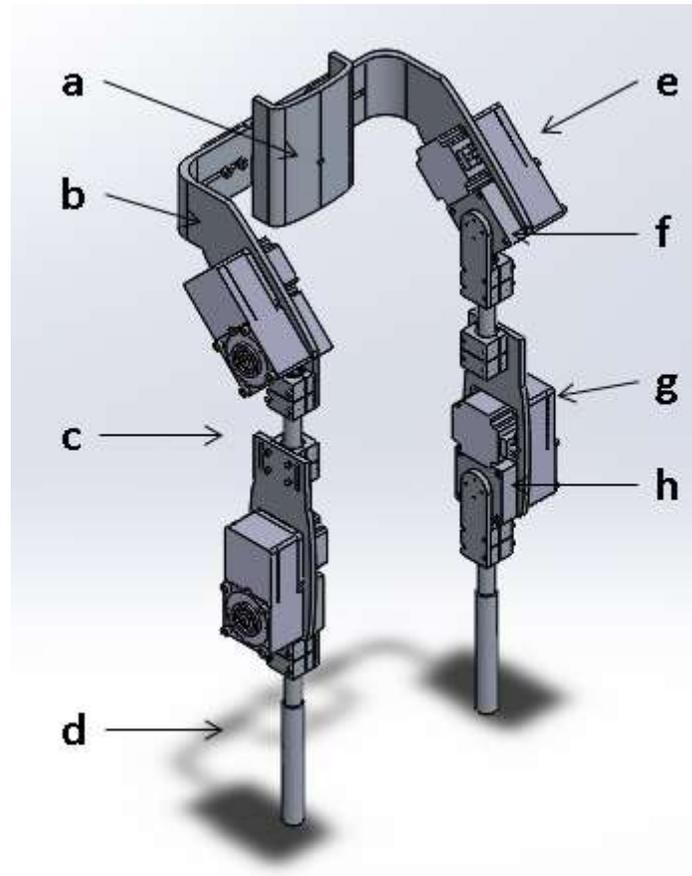


Figura 20: Diseño final del exoesqueleto realizado en la UAM (a- soporte lumbar; b- eslabón de cintura; c- eslabón de muslo; d- eslabón de canilla; e- actuador de cadera; f- articulación de cadera; g-actuador de rodilla; h- articulación de rodilla).

El diseño final consistió en un soporte en la espalda, un segmento de cintura, dos eslabones en los muslos, dos eslabones en las canillas y dos articulaciones de tobillo. El exoesqueleto está hecho de aluminio 1060 y su peso total, excluyendo los actuadores, es de 11.5 kg.

A continuación se muestran dos tablas (Tabla 1 y 2) que dividen las piezas que componen el exoesqueleto en las que se deben fabricar y las cuales se pueden adquirir localmente.

<b>Piezas a fabricar</b>	<b>Cantidad</b>
Soporte lumbar	1
Soporte espalda	1
Unión cadera-cintura	2
Soporte tubo inferior	2
Soporte tubo superior	4
Eje	4
Caja articulación	4
Tope para el eje	4

Tabla 1. Piezas del exoesqueleto que se deben fabricar.

Para la Tabla 2, que contiene las piezas que se pueden adquirir localmente, se incluyó una columna adicional donde se presenta el precio unitario de las piezas. Para el caso de los tubos el valor presentado es por metro, de lo que se infiere que con un metro se pueden obtener las piezas para ambas piernas.

<b>Piezas Adquiribles</b>	<b>Cantidad</b>	<b>Precio Unitario (pesos colombianos)</b>
Par de muletas axilares	1	45.000
Sistema de desarrollo Arduino Mega 2560	1	55.000
Tubo canilla 1	2	2.500
Tubo canilla 2	2	2.500
Tubo muslo	2	2.500
Ortesis Tobillo Pie (OTP)	2	105.000

Rodamiento 6004	4	14.000
Batería UPS	4	84.200
Motor BLH5100KC-200FR	4	1.979.000
Pares de Mordazas	6	27.000
	<b>Total</b>	8.459.000

Tabla 2. Piezas del exoesqueleto que se pueden adquirir.

## SISTEMA DE CONTROL

Basado en los datos obtenidos de la metodología QFD, se encontró que un aspecto fundamental del exoesqueleto es la ergonomía, siendo una parte vital de la misma el modo de inicio de la interacción paciente-dispositivo, donde se sugirió iniciar en una posición cómoda de utilización.

Con respecto a lo mencionado anteriormente se establecieron tres rutinas con las cuales cuenta el exoesqueleto, que son: A) pasar de una posición de sentado a erguido, siendo la postura de sentado el inicio de la interacción paciente-dispositivo. B) pasar de una posición erguida a estar sentado, con el fin de que el paciente descanse o se retire el exoesqueleto y quede en la posición idónea para utilizarlo después. C) inicio de la marcha, donde el dispositivo realiza el ciclo preestablecido, teniendo la opción de detener marcha para que el sistema retorne a una posición erguida neutral.

Ya definidas las tres rutinas que se presentan en el exoesqueleto, se pasó a desarrollar un código el cual satisficiera con un orden adecuado de las mismas, y como forma de protección previniera un movimiento inadecuado, como por ejemplo que el exoesqueleto se encuentre sentado y el usuario vuelva a pedir que se realice la rutina de sentarse. El sistema de control está conformado por un microcontrolador atm 2560 que aloja las rutinas necesarias para la marcha, generar las referencias de las velocidades y recibir la retroalimentación de sensores finales de carrera uno por cada articulación, para garantizar un correcto posicionamiento al momento de iniciar el ciclo de la marcha, esto se realiza con el fin de evitar desfases. La arquitectura de control se muestra en la figura 21. Las señales de control del microcontrolador son enviadas a cuatro drivers que manejan respectivamente los motores encargados de generar los movimientos de los diferentes mecanismos de la estructura del exoesqueleto.

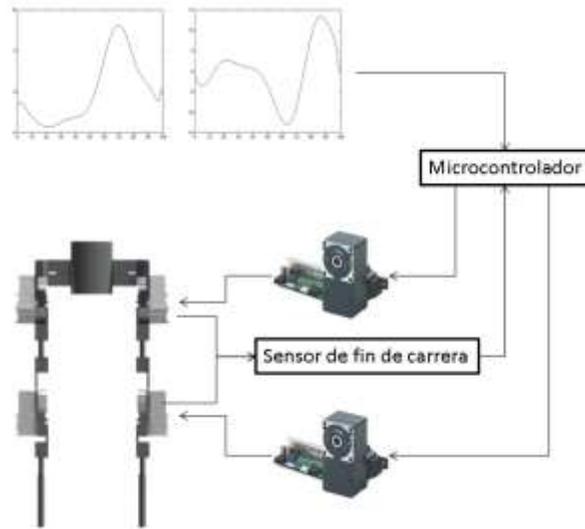


Figura 19: Arquitectura de control.

### *Cinemática y dinámica del exoesqueleto*

Se han realizado numerosos estudios para caracterizar el movimiento que tiene lugar en las articulaciones de la pierna durante la marcha, muchos de ellos acompañados de análisis de dinámica inversa para determinar las fuerzas y momentos involucrados en el movimiento [9]. La mayoría de estos estudios concuerdan en que durante la marcha, la variación angular en la articulación del tobillo, va desde un ángulo de flexión dorsal máximo aproximado de  $12^\circ$  durante la fase de apoyo, hasta  $9^\circ$  de flexión plantar al inicio de la fase de balanceo. El momento en la articulación es máximo durante la fase de apoyo, en la que el pie impulsa el cuerpo con un movimiento de flexión plantar para iniciar el próximo paso [10]. Por lo tanto, es necesario un mecanismo que por una parte limita la flexión dorsal del pie generada al final de la fase de apoyo, y por otra parte, que limite el ángulo de flexión plantar para evitar que la punta del pie sea arrastrada durante la fase de balanceo. En cuanto a la articulación de la rodilla, la variación angular es mucho mayor. Desde una posición de extensión completa en el instante de contacto inicial con el suelo, la rodilla se flexiona aproximadamente  $18^\circ$  al momento de recibir la carga. [10]

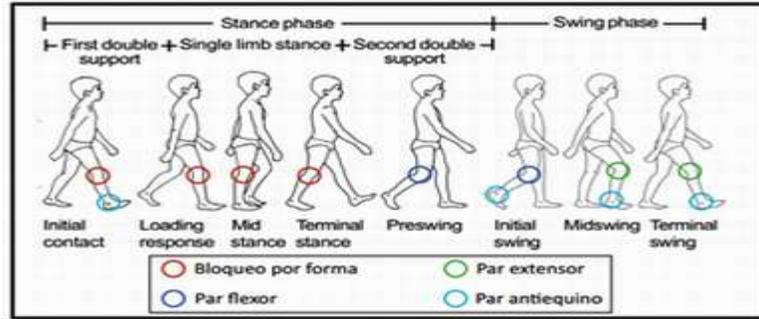


Figura 20: Especificación de las etapas de bloqueo y actuación en el ciclo de marcha. [11]

Posteriormente se tuvo en cuenta un análisis clínico de la marcha (*clinical gait analysis*, CGA) del Politécnico de Hong Kong figura 23, el cual fue usado en [4, 16, 24] como soporte en el desarrollo de exoesqueletos de miembro inferior. Donde se obtienen datos como la trayectoria realizada, el torque y la potencia presente en cada una de las articulaciones que actúan en la marcha, que son cadera, rodilla y tobillo. Con esta referencia se pueden establecer parámetros propios para generar gráficas de potencia que deberán ser similares al CGA propuesto y que solamente diferirá en la magnitud debido al peso y velocidad.

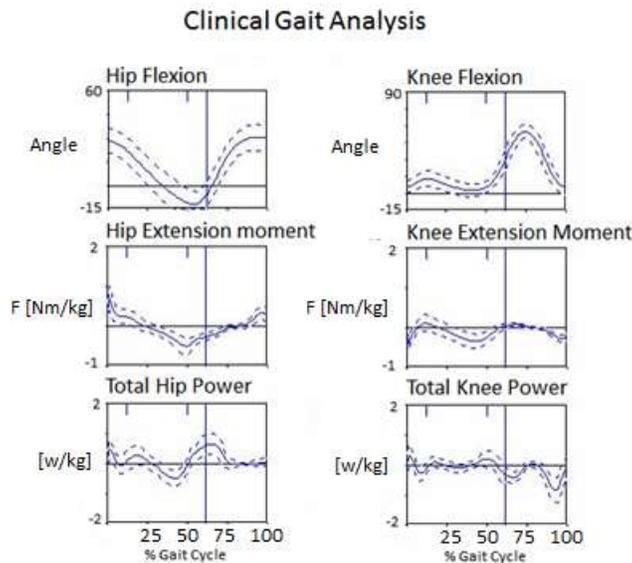


Figura 21: Análisis clínico de la marcha (CGA) [25].

Por el cual se hizo un procesamiento de imágenes para la obtención de los valores presentes en los gráficos. Únicamente se realizó este procedimiento para las gráficas de cadera y rodilla, no se incluyeron los datos de la abducción porque este GDL no es actuado.

Luego de obtener estos datos normalizados, se aplicaron a lo requerido por el exoesqueleto, que carga un peso total de 130 kg en donde se incluye el peso del paciente, de la estructura y del equipo extra para el funcionamiento del mismo, caminando con muletas axilares a una velocidad de 0.25 ciclos/segundo. Para esto se aplicó la siguiente fórmula:

$$T_R = T_N m_T \quad [4]$$

Donde  $T_N$  es el torque normalizado y  $m_T$  es la masa total cargada por el exoesqueleto. La utilización de muletas modifica la ecuación,

$$T_R = T_N (m_T k_s) \quad \text{Durante la fase de apoyo}$$

$$T_R = T_N m_T \quad \text{Durante la fase de balanceo}$$

Donde  $k_s$  es la tasa de asistencia al usuario (TAU), que es del 47.71% [4]. Para la fase de balanceo no hay cambio en la ecuación ya que el miembro está en el aire, donde el uso de muletas no afecta. Al aplicar esta fórmula se obtuvieron las siguientes gráficas:

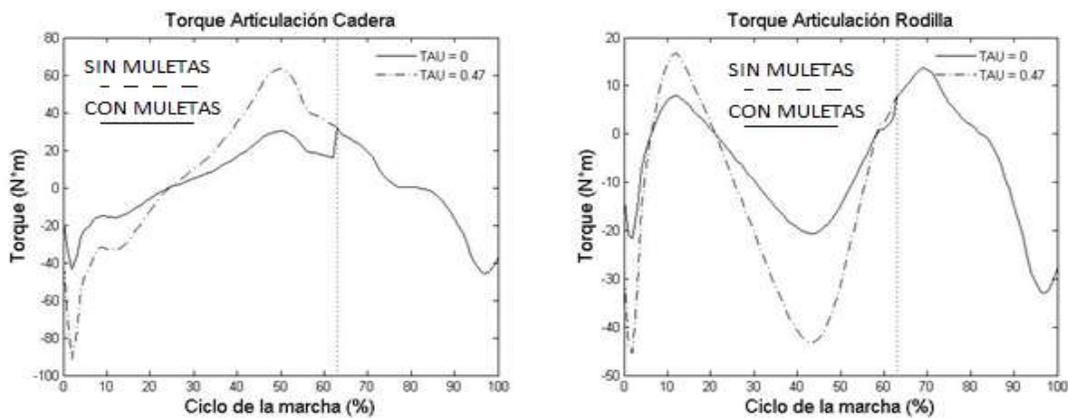


Figura 22: Torques requeridos por la cadera y rodilla (TAU=0 y TAU=0.47) durante el ciclo de la marcha. La etapa de balanceo empieza al 62% del ciclo.

Para la obtención de la potencia ( $P$ ) se requería la velocidad angular ( $\omega$ ) presente en la marcha –teniendo como referente que el 100% del ciclo se realiza en 4 segundos-, motivo por el cual se obtuvo la derivada de los desplazamientos angulares y arrojaron como resultado la Figura 25.

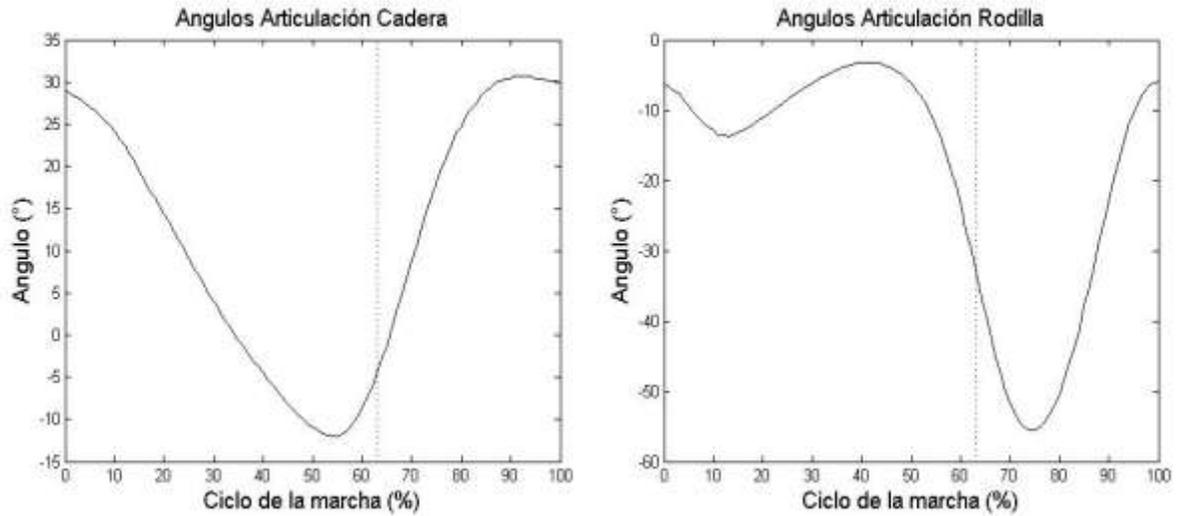


Figura 23: Desplazamientos angulares presentados en la cadera y rodilla durante el ciclo de la marcha. La etapa de balanceo empieza al 62% del ciclo

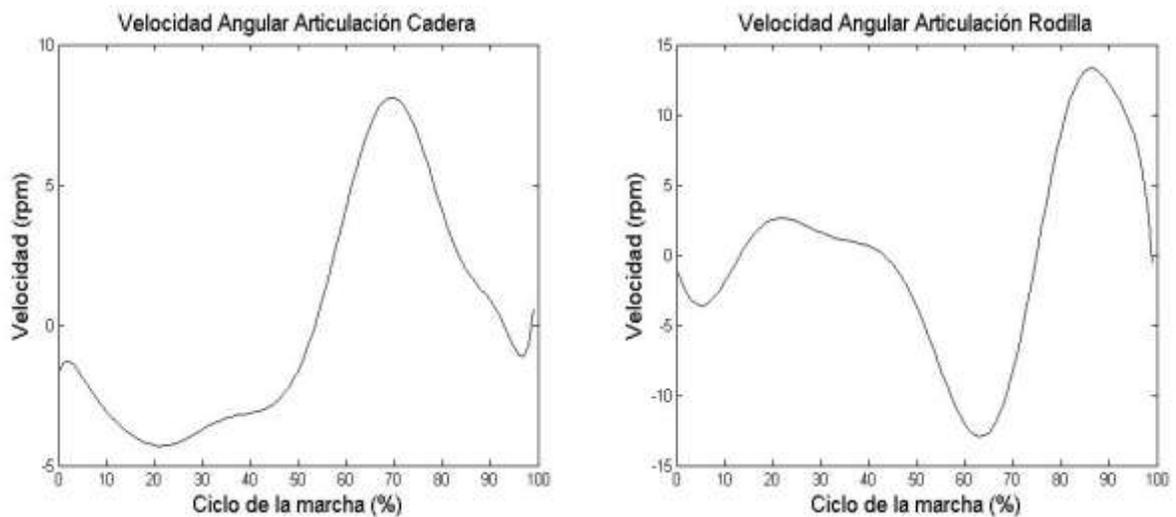


Figura 24: Velocidades angulares presentados en la cadera y rodilla durante el ciclo de la marcha.

Obtenidos los datos de torque y velocidad angular en cada articulación, se pudo aplicar la fórmula  $P = T\omega$  para conseguir los siguientes resultados:

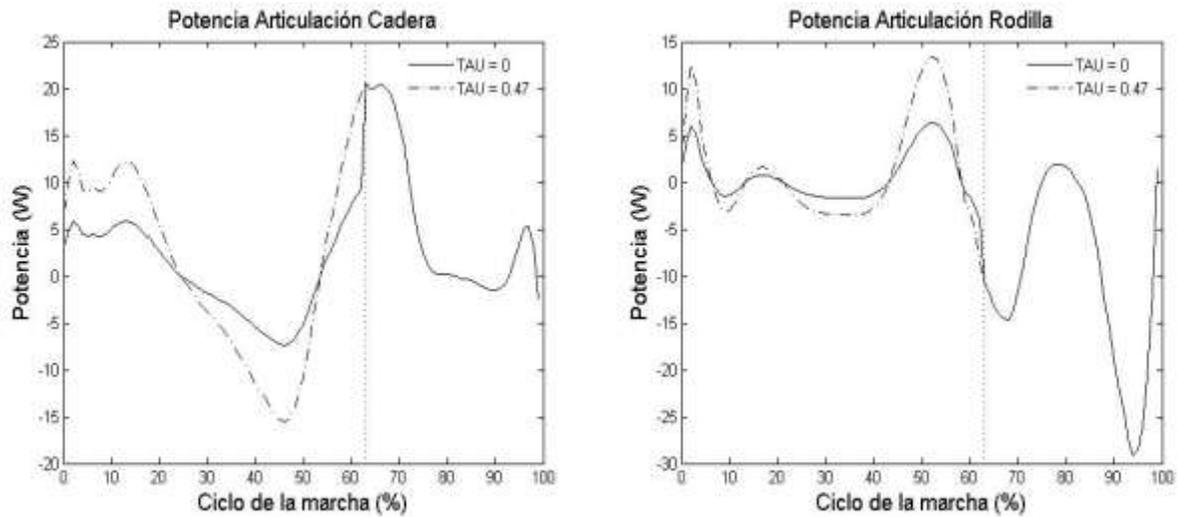


Figura 25: Potencia requerida por la cadera y rodilla (TAU=0 y TAU=0.47) durante el ciclo de la marcha. La etapa de balanceo empieza al 62% del ciclo.

Con las gráficas obtenidas de la potencia en cadera y rodilla se puede corroborar que se conserva una similitud a los datos obtenidos por los CGA estudiados, en donde únicamente se difiere en la magnitud debido al peso y velocidad (ver informe final joven investigador Manuel Felipe Villalba).

## DISEÑO ELECTRÓNICO

El primer paso para este diseño corresponde a la selección de los actuadores, se inició una búsqueda de éstos para el exoesqueleto de la UAM, donde se encontró el motor BLH5100KC-200FR de la empresa Oriental Motor (Fig. 28), que tiene un torque de salida de 68 Nm, valor que supera el requerido por el dispositivo de 46 Nm; opera a una velocidad máxima de 15 RPM, que es mayor al valor máximo requerido por la articulación de la rodilla de 12 RPM; y tiene una potencia de 100 W, superando considerablemente la potencia máxima requerida de 29 W. Como accesorio del motor, se incluyen los *drivers* necesarios para su funcionamiento.



Figura 28: Motor Oriental Motor BLH5100KC-200FR<sup>7</sup>

El motor opera a un voltaje de 24 V, con un consumo de corriente nominal de 6 A y tiene un peso de 3.6 kg, en donde se incluye el motor con el engranaje de relación 200:1. Sus medidas se presentan en la Figura 29.

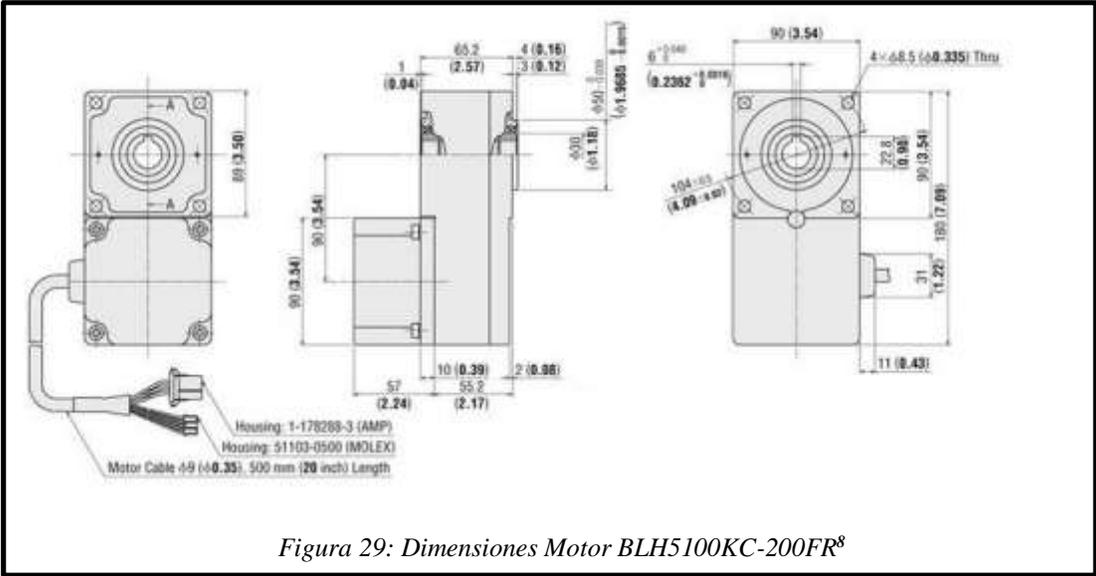


Figura 29: Dimensiones Motor BLH5100KC-200FR<sup>8</sup>

El siguiente paso fue determinar los driver para los motores que permitieran establecer medidas de seguridad en el usuario, cambios de velocidad, parada emergencia, cambio de giro y con la posibilidad de poder ser programados con las diferentes rutinas para los ciclos de la marcha desde un microcontrolador. El driver utilizado fue el BLHD30K el cual fue manejado por microcontrolador ATM2560 de 8 bits, posee 256 KB de memoria flash para almacenar código, suficiente para alojar allí las diferentes rutinas de la marcha y monitoreara continuamente el sistema con el fin de garantizar la seguridad del usuario.

<sup>7</sup> <http://www.orientalmotor.com/>

<sup>8</sup> <http://www.orientalmotor.com/>

Posee también 54 pines de entrada y salida los cuales son usados para establecer control sobre driver BLHD30K y recibir los datos de los sensores finales de carrera

### **Modelado del control**

El control del exoesqueleto es una de las partes más importantes debido a que el acople entre ésta y el diseño mecánico representan la eficiencia del mecanismo. Mientras los actuadores bajo el efecto de control proveen la potencia y la señal correcta de control necesaria para realizar una tarea específica. Los motores que controlan el exoesqueleto, logrando así solventar la pérdida de movilidad parcial de la extremidad. Posteriormente se dio inicio al desarrollo de los programas por medio del lenguaje de programación Arduino donde se llevó a cabo la estrategia de control consistente en utilizar los datos conseguidos del CGA para construir un vector que pudiera alimentar la salida del microcontrolador a través de un PWM y este enviará su señal a la entrada de velocidad del driver BLHD30K el cual maneja el motor, para tener una realimentación del sistema se establecieron sensores finales de carrera en los terminales de las articulaciones esto con el fin de mantener las rutinas de las marchas constantes sin desfases y también para brindar la seguridad necesaria al usuario.

### **SIMULACIÓN DE DISEÑO EN ANSYS WORKBENCH 14.5.**

El exoesqueleto tiene un diseño que se considera cumple con los objetivos que se han propuesto inicialmente, pero este mismo está sometido a cargas no solo estáticas, también dinámicas que producen en el mismo fenómenos que afectaría su diseño y rendimiento, por lo tanto para estimar estos fenómenos e llevó a cabo un análisis por elementos finitos (finite element analysis, FEA) del diseño para verificar la respuesta de los componentes críticos del sistema frente a las cargas [22, 23]. Para la simulación fue necesario conocer aspectos con el peso y el torque total del sistema, y poder determinar resultados de rigidez, esfuerzo, factor de seguridad. El material seleccionado para las piezas, como se mencionó anteriormente, es la aleación de aluminio 1060 cuyos parámetros de rendimiento se muestran en la Tabla 3.0

La elección de este material se debe principalmente a las propiedades del aluminio, cómo es la capacidad que tiene de ser deformado antes de la ruptura, además es un material relativamente más ligero que el acero, proporcionando a este diseño los requerimientos necesarios para su funcionalidad mecánica.

<i>Parámetro</i>	<i>Valor</i>
Densidad	2770 kg/m <sup>3</sup>
Módulo de Poisson	0.33
Módulo de Young	69 GPa
Esfuerzo a la fluencia ( $\sigma_f$ )	28*10 <sup>3</sup> MPa
Esfuerzo ultimo a tensión	31*10 <sup>3</sup> MPa
Esfuerzo a fluencia por compresión	25*10 <sup>3</sup> MPa

*Tabla 3. Propiedades del material (Aluminio 1060\_SolidWorks desgining Materials) de diseño.*

Luego de definir el material de las piezas del exoesqueleto se pasó a realizar la simulación de los componentes para comprobar su rendimiento frente a las cargas, estos análisis se presentan a continuación.

#### 1. Simulación de diseño de la pieza: Eje

Este eslabón se encuentra sometido al torque que ejerce el motor, más una fuerza causada por la desalineación de la carga de la masa corporal, razón por la cual se le hizo un pequeño relieve donde va el rodamiento. El producto del análisis se muestra en la figura 30.

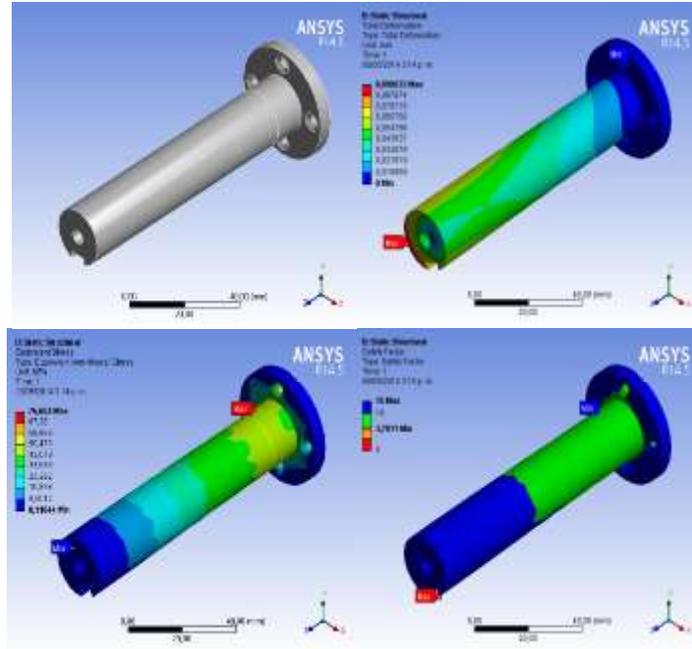


Figura 26: Análisis por elementos finitos del eje.

Los resultados de la simulación del eje se muestran en la Tabla 4, en donde se puede comprobar que el componente al estar sometido al torque y a la carga máxima se mantiene muy por debajo de los esfuerzos de deformación plástica y es lo suficientemente rígido ya que la deformación es del orden de 0.0098 mm, con lo que se garantiza que se mantenga en una posición óptima. El eje tiene un factor de seguridad (FOS) mínimo mayor a 1, lo que indica que resistiría las cargas producidas en la marcha.

Parámetros	Resultado
0.0098 mm	Satisface la rigidez
$\sigma = 75.654 * 10^6 \text{Pa} < \sigma_f$	No supera el esfuerzo a la fluencia
$\text{FOS}_{\min} = 3.7011 > 1$	Satisface factor de seguridad

Tabla 4. Datos obtenidos a partir de simulación de diseño del eje.

## 2. Simulación de diseño :Soporte lumbar

Este eslabón se encuentra sometido a la carga ejercida por el paciente cuando se apoya, como el soporte se encuentra en su mayor configuración se presenta un torque con respecto a la distancia del mecanismo por lo cual es necesario estimar el esfuerzo que se produce en la pieza. El producto del análisis se muestra en la figura 31.

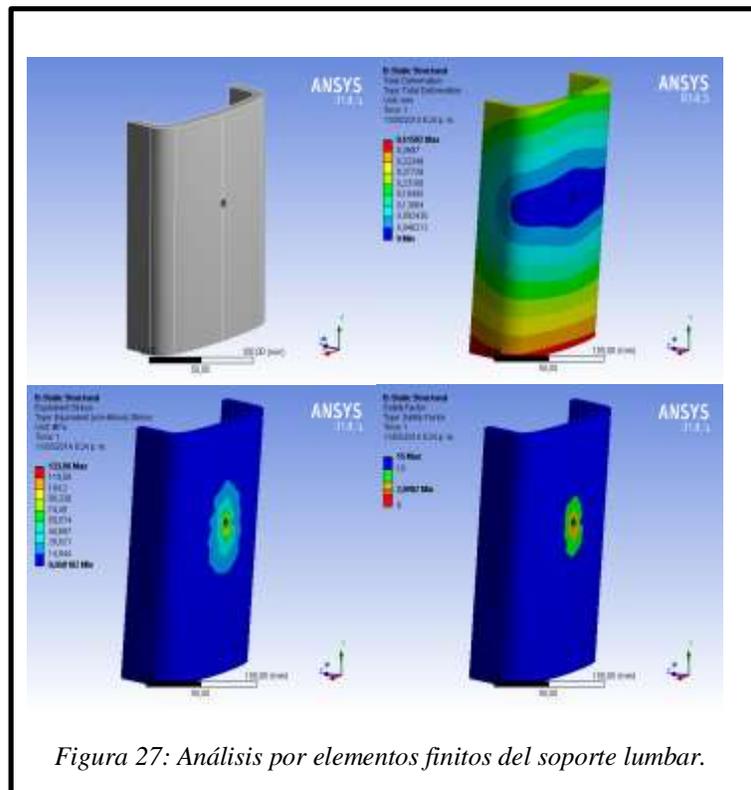


Figura 27: Análisis por elementos finitos del soporte lumbar.

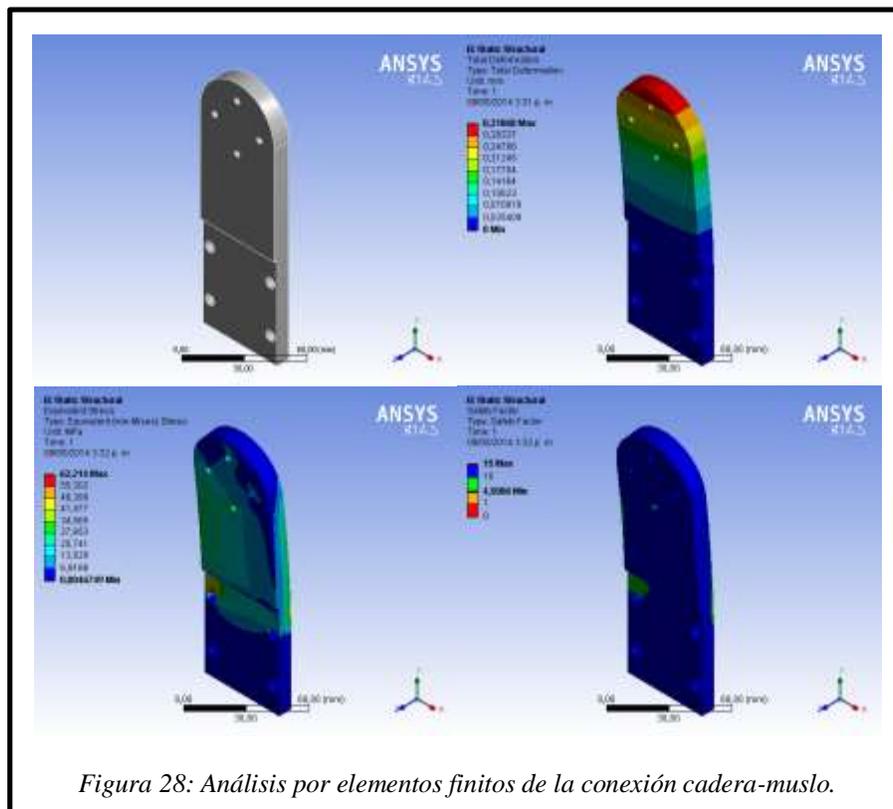
Los resultados de la simulación del soporte lumbar se muestran en la Tabla 5, en donde se puede comprobar que el componente al estar sometido al torque y a la carga máxima se mantiene muy por debajo de los esfuerzos de deformación plástica y es lo suficientemente rígido ya que la deformación es del orden de 0.415 mm, con lo que se garantiza que se mantenga en una posición óptima. El soporte lumbar tiene FOS mínimo mayor a 1, lo que indica que resistiría las cargas producidas en la marcha. Para esta simulación se declaró que el soporte estaba en la mayor configuración del mecanismo de ajuste de la espalda, donde se presenta el torque máximo.

Parámetros	Resultado
0.415 mm	Satisface la rigidez
$\sigma = 133.96 \cdot 10^6 \text{ Pa} < \sigma_f$	No supera el esfuerzo a la fluencia
$\text{FOS}_{\min} = 2.09 > 1$	Satisface factor de seguridad

Tabla 5. Datos obtenidos a partir de la simulación propuesta para el soporte lumbar.

### 3. Conexión cadera-muslo

Este eslabón se encuentra sometido al torque que ejerce el motor, más una carga causada por la desalineación de la carga de la masa corporal. El producto del análisis se muestra en la figura 32.



Los resultados de la simulación de la conexión cadera-muslo se muestran en la Tabla 6, en donde se puede comprobar que el componente al estar sometido al torque y a la carga máxima se mantiene muy por debajo de los esfuerzos de deformación plástica y es lo suficientemente rígido ya que la deformación es del orden de 0.318 mm, con lo que se garantiza que se mantenga en una posición óptima. La conexión cadera-muslo tiene un FOS mínimo mayor que 1, lo que indica que resistiría las fuerzas producidas en la marcha.

Parámetros	Resultado
0.318 mm	Satisface la rigidez
$\sigma = 62.214 \cdot 10^6 \text{Pa} < \sigma_f$	No supera el esfuerzo a la fluencia
$\text{FOS}_{\min} = 4.5 > 1$	Satisface factor de seguridad

Tabla 6. Datos obtenidos a partir de la simulación de diseño de la conexión cadera-muslo.

#### 4. Conexión muslo-rodilla

Este eslabón se encuentra sometido al torque que ejerce el motor, más una carga causada por la desalineación de la carga de la masa corporal. El producto del análisis se muestra en la figura 33.

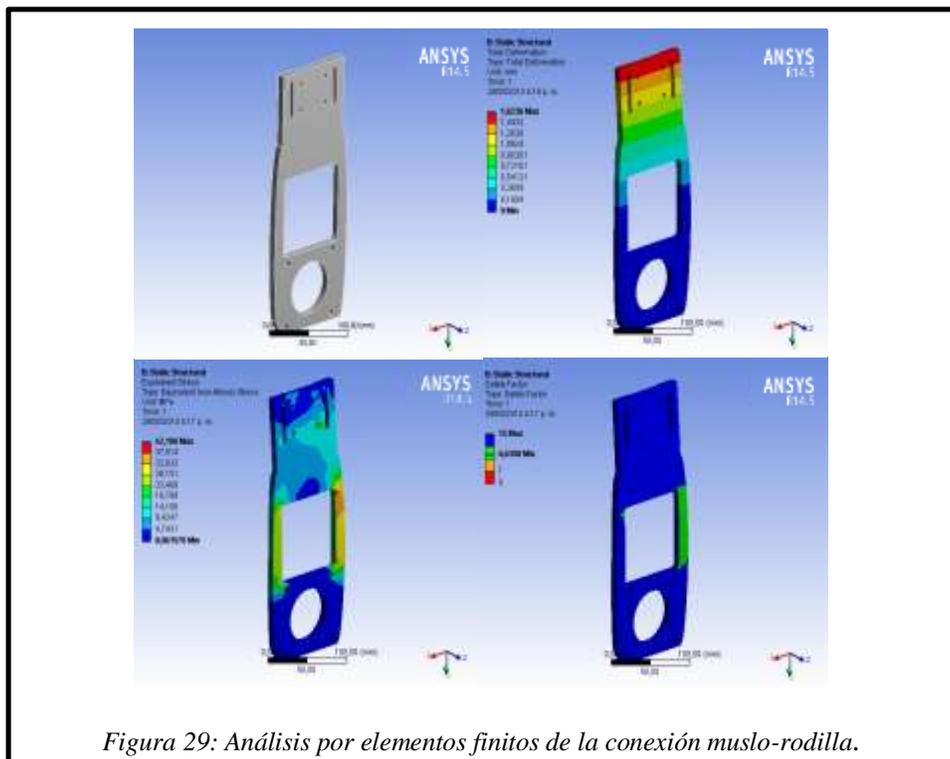


Figura 29: Análisis por elementos finitos de la conexión muslo-rodilla.

Los resultados de la simulación de la conexión muslo-rodilla se muestran en la Tabla 7, en donde se puede comprobar que el componente al estar sometido al torque y a la carga máxima se mantiene muy por debajo de los esfuerzos de deformación plástica y es lo suficientemente rígido ya que la deformación es del orden de 1.616 mm, con lo que se garantiza que se mantenga en una posición óptima. La conexión muslo-rodilla tiene un FOS mínimo mayor a 1, lo que indica que resistiría las cargas producidas en la marcha.

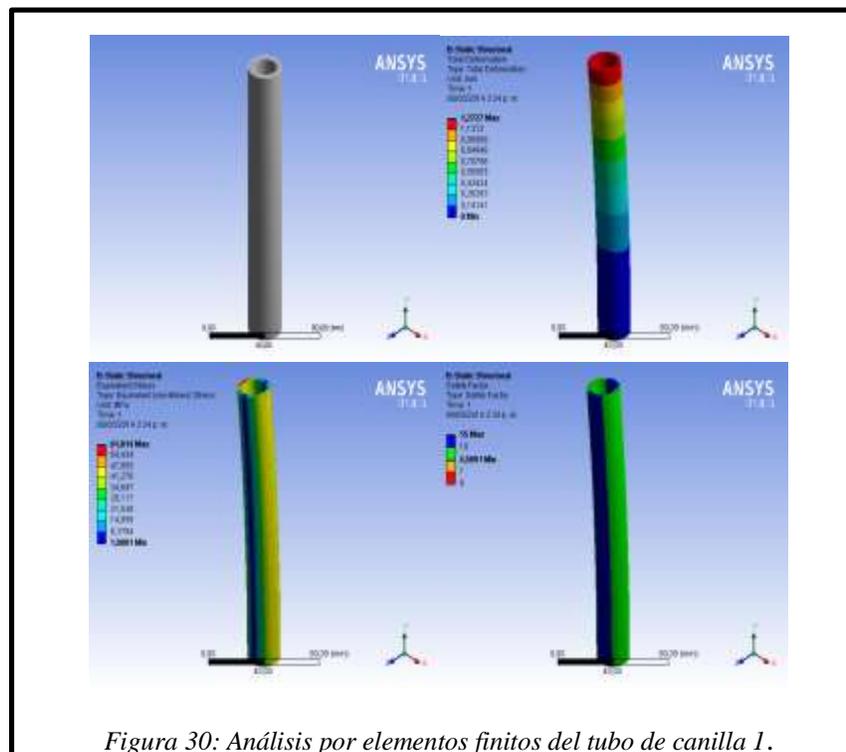
Inicialmente se tenía un diseño más simple y compacto utilizando tubos, pero se debió cambiar ya que no se logró posicionar el motor de tal forma que no interrumpiera en el barrido radial cuando se asumía la posición de sentado.

Parámetros	Resultado
1.616 mm	Satisface la rigidez
$\sigma = 42.452 \cdot 10^6 \text{Pa} < \sigma_f$	No supera el esfuerzo a la fluencia
$\text{FOS}_{\min} = 6.59 > 1$	Satisface factor de seguridad

Tabla 7. Datos obtenidos a partir de la simulación de diseño de la conexión muslo-rodilla.

## 5. Tubo canilla 1

El tubo se encuentra sometido a una carga por aplastamiento que ejerce la masa corporal, además del torque ejercido por el motor. El producto del análisis se muestra en la figura 34.



Los resultados de la simulación del tubo de canilla 1 se muestran en la Tabla 8, en donde se puede comprobar que el componente al estar sometido a la carga máxima se mantiene muy por debajo de los esfuerzos de deformación plástica y es lo suficientemente rígido ya que la deformación es del orden de 1.272 mm respecto al pandeo, esto garantiza que se mantenga

en una posición óptima. El tubo de canilla 1 tiene FOS mínimo mayor a 1, lo que indica que resistiría las cargas producidas en la marcha.

El tubo utilizado en el eslabón del muslo es similar a este en su diámetro y material, únicamente varía en la longitud, motivo por el cual se tomó esta simulación para ambos componentes del exoesqueleto y están regidos por lo mismo.

Parámetros	Resultado
1.272 mm	Satisface la rigidez
$\sigma = 61.01 * 10^6 \text{Pa} < \sigma_f$	No supera el esfuerzo a la fluencia
$\text{FOS}_{\min} = 4.58 > 1$	Satisface factor de seguridad

Tabla 8. Datos obtenidos a partir de la simulación de diseño del tubo de canilla 1.

## 6. Tubo canilla 2

El tubo se encuentra sometido a una carga por aplastamiento que ejerce la masa corporal, además del torque ejercido por el motor. El producto del análisis se muestra en la figura 35.

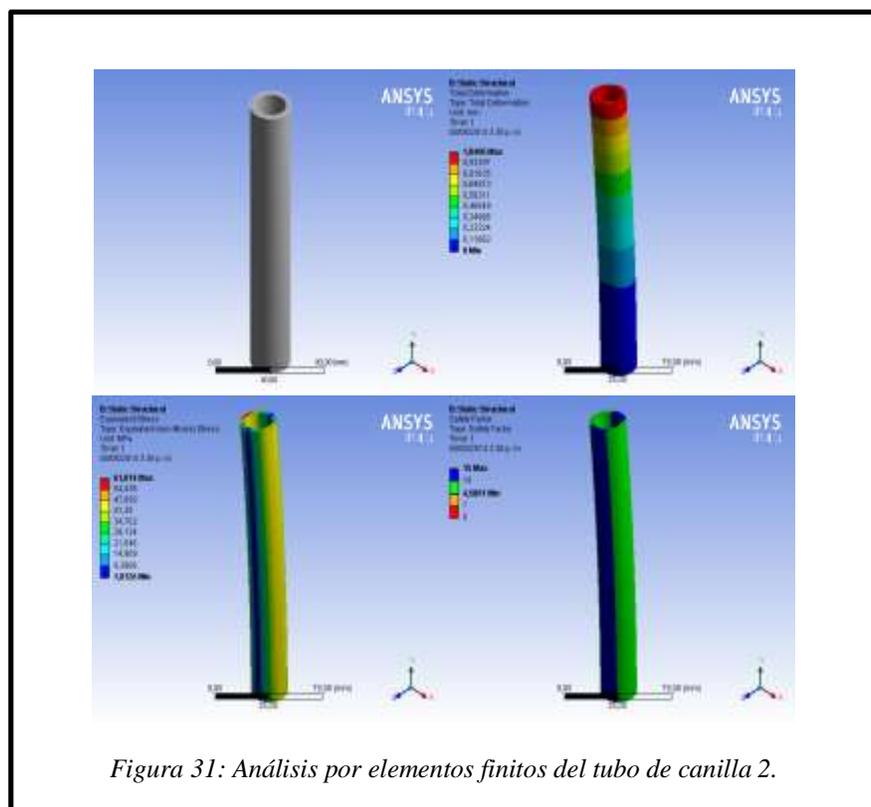


Figura 31: Análisis por elementos finitos del tubo de canilla 2.

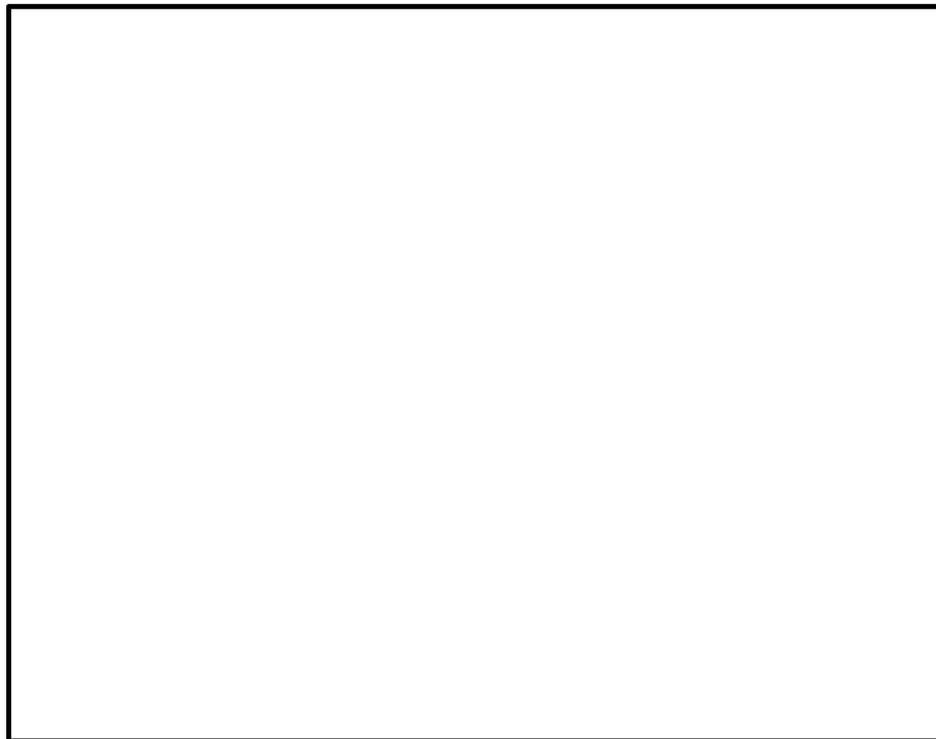
Los resultados de la simulación del tubo de canilla 2 se muestran en la Tabla 9, en donde se puede comprobar que el componente al estar sometido a la carga máxima se mantiene muy por debajo de los esfuerzos de deformación plástica y es lo suficientemente rígido ya que la deformación es del orden de 1.04 mm, respecto al pandeo, esto garantiza que se mantenga en una posición óptima. El tubo de canilla 2 tiene FOS mínimo mayor que 1, lo que indica que resistiría las fuerzas producidas en la marcha.

<b>Parámetros</b>	<b>Resultado</b>
1.04 mm	Satisface la rigidez
$\sigma = 61.01 * 10^6 \text{Pa} < \sigma_f$	No supera el esfuerzo a la fluencia
$\text{FOS}_{\min} = 4.58 > 1$	Satisface factor de seguridad

*Tabla 9. Datos obtenidos a partir de la simulación de diseño del tubo de canilla 2.*

## 7. Conexión canilla tobillo

Este eslabón se encuentra sometido a la carga causada por aplastamiento que ejerce la masa corporal la figura 36.



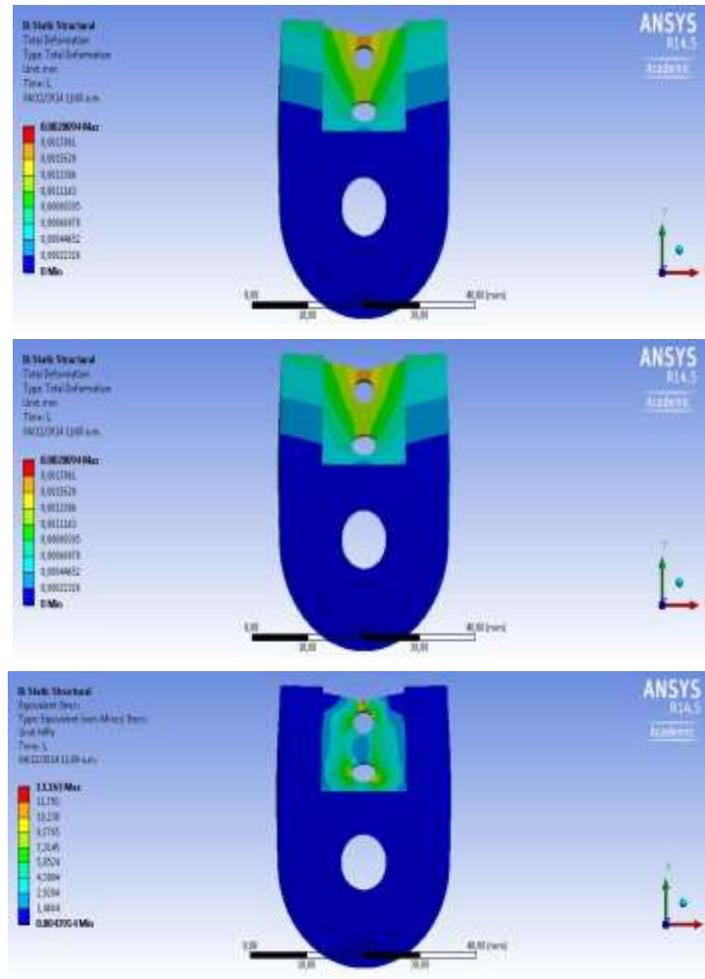


Figura 32: Análisis por elementos finitos de la conexión canilla-tobillo.

Los resultados de la simulación de la conexión canilla-tobillo se muestran en la Tabla 11, en donde se puede comprobar que el componente al estar sometido a la carga máxima se mantiene muy por debajo de los esfuerzos de deformación plástica y es lo suficientemente rígido ya que la deformación es del orden de 0.002 mm, con lo que se garantiza que se mantenga en una posición óptima. La conexión canilla-tobillo tiene FOS mínimo mayor que 1, lo que indica que resistiría las fuerzas producidas en la marcha.

Parámetros	Resultado
0.002 mm	Satisface la rigidez
$\sigma = 13.163 \cdot 10^6 \text{ Pa} < \sigma_f$	No supera el esfuerzo a la fluencia
$\text{FOS}_{\min} = 5.85 > 1$	Satisface factor de seguridad

Tabla 11. Resultados analíticos de la conexión canilla-tobillo.

### 8. Conexión cintura cadera

Este eslabón se encuentra sometido a la carga causada por la desalineación de la carga de la masa corporal. El producto del análisis se muestra en la figura 37.

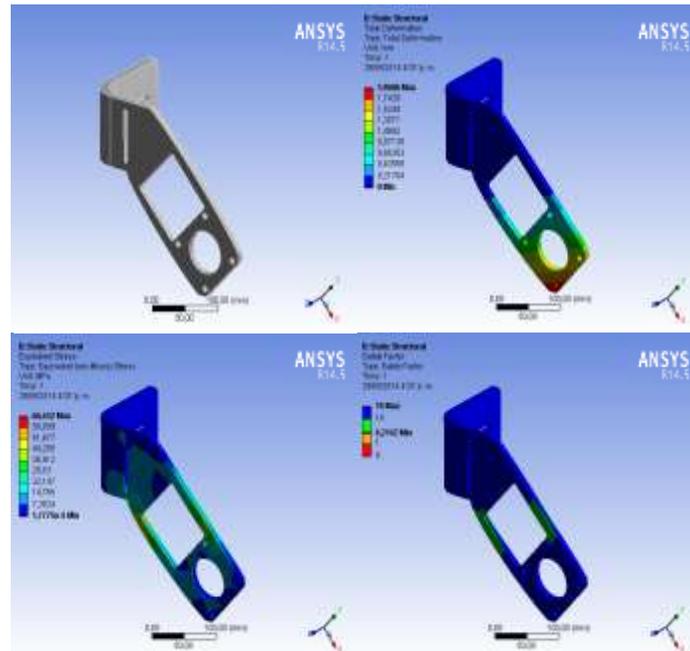


Figura 33: Análisis por elementos finitos de la conexión cintura-cadera.

Los resultados de la simulación de la conexión cintura-cadera se muestran en la Tabla 10, en donde se puede comprobar que el componente al estar sometido al torque y a la carga máxima se mantiene muy por debajo de los esfuerzos de deformación plástica y es lo suficientemente rígido ya que la deformación es del orden de 1.92 mm, con lo que se garantiza que se mantenga en una posición óptima. La conexión cintura-cadera FOS mínimo mayor que 1, lo que indica que resistiría las fuerzas producidas en la marcha.

Parámetros	Resultado
1.92 mm	Satisface la rigidez
$\sigma = 59.96 \cdot 10^6 \text{Pa} < \sigma_f$	No supera el esfuerzo a la fluencia
$\text{FOS}_{\min} = 4.66 > 1$	Satisface factor de seguridad

Tabla 10. Resultados analíticos de la conexión cintura-cadera.

Obtenidos los resultados del FEA se comprueba experimentalmente que las piezas soportarían de una manera adecuada las cargas presentes en las rutinas establecidas para el funcionamiento del dispositivo. Finalizado el estudio estructural del exoesqueleto se pasó a realizar un análisis cinemático del dispositivo para conocer su comportamiento frente a los torques obtenidos experimentalmente.

El análisis de movimiento se realizó en SolidWorks Motion, opción de SolidWorks donde se hace un estudio de las rutinas que tendrá el exoesqueleto (sentado-parado, parado-sentado, marcha). Para la configuración de la simulación se debe ingresar la ubicación de los motores y su dirección; para el caso de los actuadores de cadera se declaró que en el sentido anti horario se realiza la flexión, mientras que para los actuadores de rodilla la flexión se realiza en sentido anti horario. Esta convención es la similar a la utilizada por el CGA del Politécnico de Hong Kong.

Teniendo las declaraciones anteriores como referencia se ingresaron los valores que se presentan en cada rutina para emular el movimiento del exoesqueleto; el tiempo de ejecución para cada una de las tres rutinas era cuatro segundos, o 0.25 ciclos/segundo. Se comprobó que no se presentará interferencia de piezas en cada postura y que se realizará un movimiento igual al planteado teóricamente.

#### 1. Rutina sentado-parado

Es la primera etapa que se presenta en el exoesqueleto, se pasa de una posición inicial de sentado a estar erguido, los datos ingresados en los actuadores de cadera son iguales, son de -3.75 RPM e indican que se está realizando una extensión; para las articulaciones de rodilla se ingresa un valor similar para ambas de 3.75 RPM que demuestra que se presenta una extensión. El resultado de la simulación se ilustra en la figura 38.

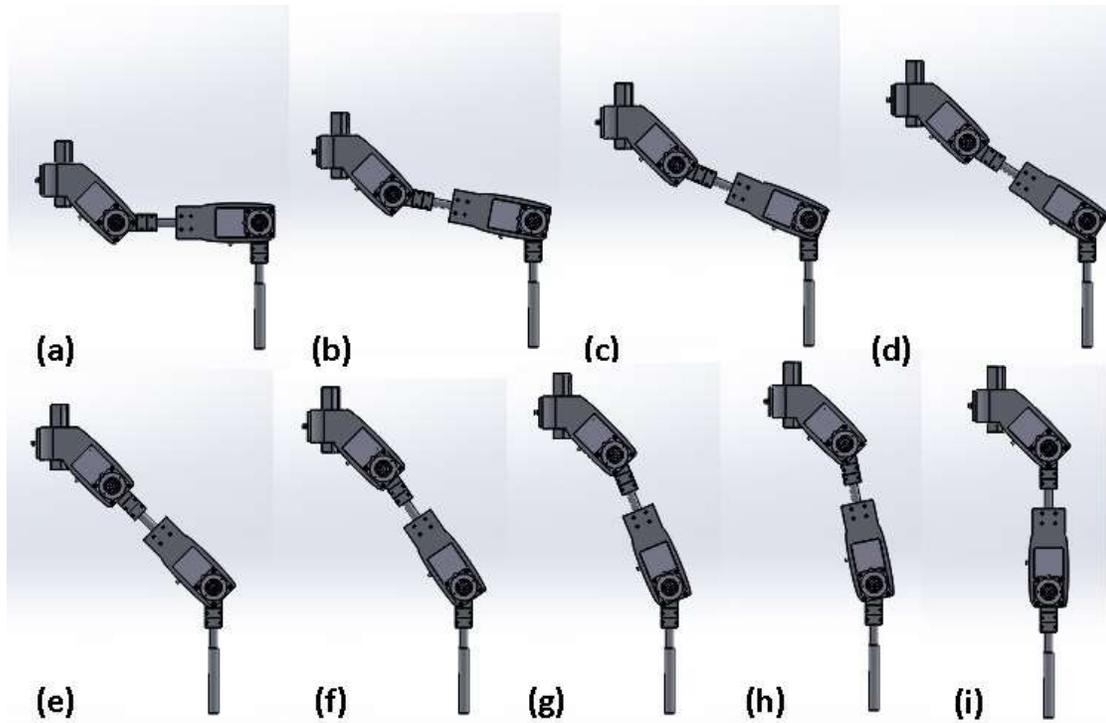


Figura 38: Simulación de la rutina sentado-parado del exoesqueleto realizado en la UAM(a- en 0 segundos; b- en 0.5 segundos; c- en 1 segundo; d- en 1.5 segundos; e- en 2 segundos; f- en 2.5 segundos; g- en 3 segundos; h- en 3.5 segundos; i- en 4 segundos).

## 2. Rutina parado-sentado

Es la segunda etapa que se presenta en el exoesqueleto, se pasa de una posición de erguido a sentado, los datos ingresados en los actuadores de cadera son iguales de 3.75 RPM, e indican que se está realizando una flexión; para las articulaciones de rodilla se ingresa un valor similar para ambas que es de -3.75 RPM y demuestra que se presenta una flexión. El resultado de la simulación se ilustra en la figura 39.

Figura 39; Simulación de la rutina parado-sentado del exoesqueleto realizado en la UAM (a- en 0 segundos; b- en 0.5 segundos; c- en 1 segundo; d- en 1.5 segundos; e- en 2 segundos; f- en 2.5 segundos; g- en 3 segundos; h- en 3.5 segundos; i- en 4 segundos).

## 3. Rutina de marcha

Es la tercera etapa que se presenta en el exoesqueleto donde se realiza el ciclo de la marcha, los datos que se ingresan son los obtenidos del análisis del CGA y evaluados para comprobar

un movimiento acorde a la marcha humana. Para la simulación se declaró el soporte de la espalda como fijo para poder visualizar el comportamiento de una pierna frente a la otra. El resultado de la simulación se ilustra en la Figura 40.

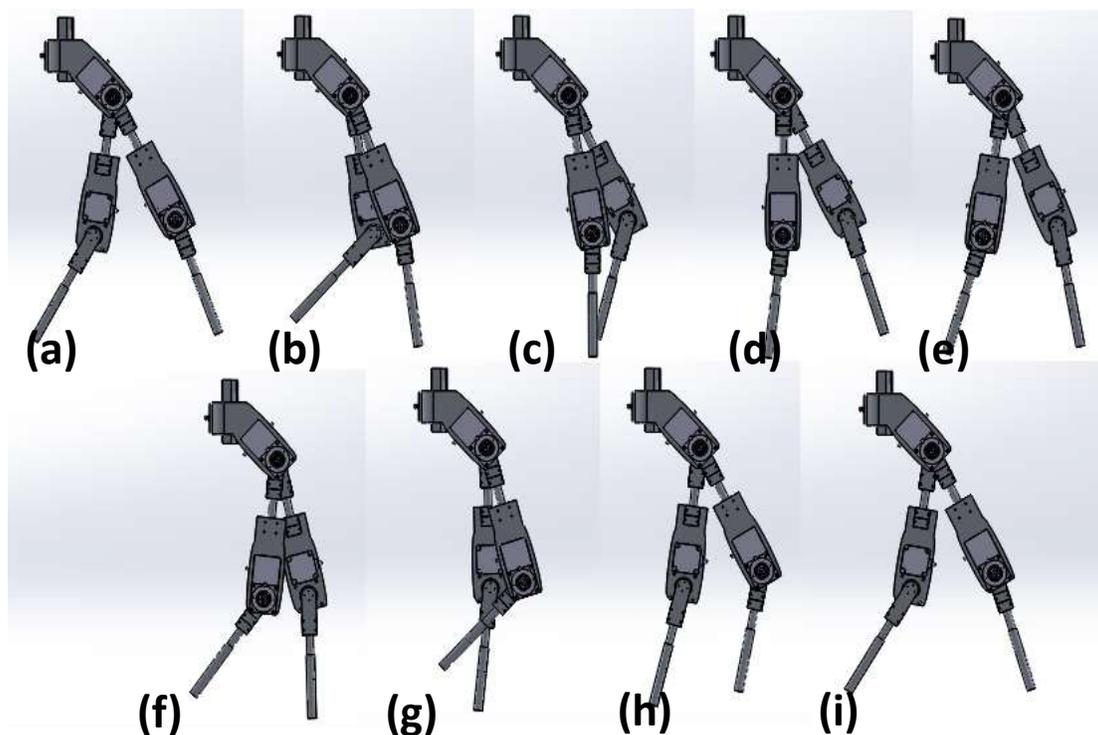


Figura 34: Simulación de la marcha del exoesqueleto realizado en la UAM(a- en 0 segundos; b- en 0.5 segundos; c- en 1 segundo; d- en 1.5 segundos; e- en 2 segundos; f- en 2.5 segundos; g- en 3 segundos; h- en 3.5 segundos; i- en 4 segundos).

## CAPITULO 4. DISCUSIÓN

Tener un diseño de exoesqueleto que abarque la articulación tibiotarsiana implicaría que la estructura cargue todo el peso del sistema, inhibiendo la generación de un esfuerzo en los huesos, por lo que el paciente debería realizar ejercicios de fisioterapia adicionales, además de cambiar los actuadores porque en el tobillo se requiere una potencia mayor, también un incremento en el peso y precio total.

Las muletas axilares cumplen con múltiples propósitos; la no utilización de las mismas implicaría un cambio en los actuadores de la cadera, además de la implementación de un control robusto de péndulo invertido para que el sistema permanezca en posición vertical.

En el diseño se plantearon baterías de LiPo, pero por cuestiones de tiempo de entrega y precio se pensó en baterías UPS. Dichas baterías, al aumentar el peso del sistema en 2.2 kg, se utilizarían solo para pruebas de funcionamiento.

En general se obtuvo que la deformación para todas las piezas tiene una media-varianza de 0.941-0.51, lo que indica que el desplazamiento lateral del exoesqueleto es mínimo brindando estabilidad a la estructura. El valor sigma tiene una media-varianza de  $70.8 \times 10^6$ - $8.66 \times 10^{14}$ , lo que comprueba que no se supera el esfuerzo a fluencia del material seleccionado asegurando que el material no se fracture. Con respecto al factor de seguridad se obtiene una media-varianza de 4.38-1.79, valor que supera considerablemente el FOS mínimo requerido, reflejándose que puede haber un sobrepeso del usuario en el exoesqueleto con respecto al planteamiento inicial. El FOS se podría disminuir pero se compromete la variable de deformación.

El precio total del exoesqueleto, incluyendo el equipo extra para el funcionamiento del mismo, está alrededor de US 6.000 que en comparación con el precio del *ReWalk* de US 65.000 y del *Elegs* de US 100.000 es mucho más accesible para la población actual.

## CONCLUSIONES

Se diseñó y simuló un exoesqueleto de miembro inferior para asistir a los pacientes con paraplejia flácida en el ciclo de la marcha. Se obtuvieron preliminares fisiológicos para el conocimiento de los grados de libertad y rangos de movimiento de las articulaciones del miembro inferior. Se obtuvieron los criterios de diseño mediante la metodología QFD y se desarrollaron las piezas del dispositivo que cumplen satisfactoriamente con los requisitos planteados inicialmente como lo son los rangos de amplitud adecuados para el promedio de la estatura colombiana, una rigidez adecuada para brindar seguridad y una estructura mecánica ligera.

El exoesqueleto está diseñado para ser usado con OTPs y muletas axilares, las primeras para asegurar estabilidad y evitar la caída del pie en la fase de balanceo, y las segundas brindan equilibrio, cambio de dirección de la marcha y la reducción significativa del torque. Con estos equipos se garantiza una asistencia adecuada en el ejercicio de la marcha al paciente.

Se obtuvieron las velocidades presentadas en las articulaciones actuadas por el exoesqueleto mediante interpolación, datos necesarios para el control de los motores. Estos se adquirieron gracias al análisis clínico de la marcha obtenido por el Politécnico de Hong Kong.

Se seleccionaron los motores adecuados para cumplir con los requisitos de torque-velocidad presentes en una marcha de 0.25 ciclos/segundo y una masa de 130 kg. Se desarrolló un programa de control de los mismos en el cual se cuentan con tres rutinas idóneas para el funcionamiento adecuado del exoesqueleto, que son sentado-parado, parado-sentado y marcha. Estas rutinas fueron resultado de uno de los aspectos principales obtenidos de la metodología QFD.

## TRABAJO FUTURO

Como trabajo futuro se podría plantear una serie de mejora desde diversas áreas

**Área de salud:** mejora en la estrategia de control del exoesqueleto, que permita una mayor retroalimentación con el paciente y que permita establecer funciones de rehabilitación dirigidas y orientadas por profesional de la salud, donde este pueda establecer rutinas de ejercitación en miembro inferior tal como se haría con equipo propio de fisioterapia.

**Área técnica:** en esta área se puede introducir nuevos modelos de motores más livianos que cumplen adecuadamente con los requisitos de la marcha para disminuir peso del exoesqueleto, y pensar en alternativas como la utilización de elementos mecánicos –como resortes- para disminuir considerablemente los requerimientos de funcionamiento. Otro punto importante a tener en cuenta sería la incorporación de bioseñales y sensores inerciales (acelerómetros y giroscopios) a los sistemas de control de los motores, con el ánimo de conocer más a fondo la dinámica de la marcha del paciente, indagar en nuevos materiales que proporcione menor peso mayor resistencia y costos más bajos.

**Área de software y programación:** se podría pensar en la incorporación de visión artificial con cámaras de captura de movimiento para el diseño de exoesqueletos personalizados y con las medidas antropométricas debidamente apropiadas para cada usuario con el propósito de brindar más confort y seguridad. Por el lado de la programación se podrían incorporar algoritmos inteligentes y que puedan generar una marcha más cómoda personalizada del usuario. Todas estas posibilidades pueden encaminarse en el rediseño de un sistema de exoesqueleto que tome información del medio, y que interactúe con el usuario ayudándolo a enfrentar obstáculos como escaleras rampas entre otros.

## **PRESUPUESTO**

Presupuesto global de la propuesta (en miles de pesos)

Rubros	Fuente		Total
	UAM 12000	Otras fuentes	
PERSONAL			
EQUIPOS	(trabajo en equipos de computo)		
MATERIALES	Mecanismos y accesorios (10.000)  Maquinado de piezas (1500)		11500
SALIDAS DE CAMPO			
MATERIAL BIBLIOGRAFICO			
PUBLICACIONES Y PATENTES	300		300
SERVICIOS TECNICOS	200		200
VIAJES			
TOTAL			12000

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] Rios Carrera, B. E. (1985), 'El licenciado en trabajo social y el incapacitado parapléjico, centro de rehabilitación y educación especial (Toluca, Edo. de México)'.  
[2] Farris, R. J.; Quintero, H. A. & Goldfarb, M. (2011), 'Preliminary evaluation of a powered lower limb orthosis to aid walking in paraplegic individuals', *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* **19**(6), 652--659.  
[3] Phillips, L.; Ozer, M.; Axelson, P.; Fonseca, J. & Chizeck, H. (1987), 'Spinal cord injury: A guide for patient and family', Springer.  
[4] Onen, U.; Botsali, F.; Kalyoncu, M.; Tinkir, M.; Yilmaz, N. & Sahin, Y. (2013), 'Design and Actuator Selection of a Lower Extremity Exoskeleton', *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*.  
[5] Neuhaus, P. D.; Noorden, J. H.; Craig, T. J.; Torres, T.; Kirschbaum, J. & Pratt, J. E. (2011), Design and evaluation of mina: A robotic orthosis for paraplegics, in 'Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference'.  
[6] Pons, J. L. & others (2008), 'Wearable robots: biomechatronic exoskeletons'.  
[7] Cenciarini, M. & Dollar, A. M. (2011), Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons, in 'Rehabilitation Robotics (ICORR), 2011 IEEE International Conference on', pp. 1--6.  
[8] Goffer, A. & Zilberstein, C. (2012), 'Locomotion assisting device and method', Google Patents, US Patent 8,096,965.  
[9] Unluhisarcikli, O.; Mavroidis, C.; Bonato, P.; Pietrusisnki, M. & Weinberg, B. (2012), 'Lower Extremity Exoskeleton for Gait Retraining', Google Patents, US Patent App. 13/631,322.  
[10] Goffer, A. (2006), 'Gait-locomotor apparatus', Google Patents, US Patent 7,153,242.  
[11] Kapandji, A. I. & others Panamericana, ed. (2000), *Fisiologia Articular Tomo II Miembro Inferior*, Maloine.  
[12] Lovejoy, C. O. (2007), 'The natural history of human gait and posture: Part 3. The knee', *Gait & posture* **25**(3), 325--341.  
[13] Nordin, M.; Frankel, V. H. & Forssén, K. (2004), *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*, McGraw-Hill. Interamericana.

[14] Dollar, A. M. & Herr, H. (2008), 'Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art', *Robotics, IEEE Transactions on* **24**(1), 144--158.

[15] Beyl, P. (2010), 'Design and control of a knee exoskeleton powered by pleated pneumatic artificial muscles for robot-assisted gait rehabilitation', *Academic and Scientific Publishers, Brussels*.

[16] Chu, A.; Kazerooni, H. & Zoss, A. (2005), On the biomimetic design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX), in 'Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on', pp. 4345--4352.

[17] Grosso, J. & Tibaduiza, D. (2008), 'Diseño y validación de un exoesqueleto maestro esclavo para rehabilitación de piernas', *UNAB-Ingeniería Mecatrónica* **1**, 6.

[18] Casolo, F.; Cinquemani, S. & Cocetta, M. (2008), On active lower limb exoskeleton actuators, in 'Mechatronics and Its Applications, 2008. ISMA 2008. 5th International Symposium on', pp. 1--6.

[19] Mertz, L. (2012), 'The next generation of exoskeletons: Lighter, cheaper devices are in the works', *Pulse, IEEE* **3**(4), 56--61.

[20] Collado S. Análisis de la Marcha Humana con Plataformas dinamométricas. Influencia en el transporte de cargas. Tesis doctoral. Universidad Complutense de Madrid, 2002.

[21] Gerst, M.R. (2004), QFD in large-scale social system redesign, *The International Journal of Quality & Reliability Management*, Vol. 21 No. 9, pp. 959-72.

[22] Shigley, J. E.; Mischke, C. R.; Budynas, R. G.; Liu, X. & Gao, Z. (1989), *Mechanical engineering design*, Vol. 89, McGraw-Hill New York.

[23] Ding, B.; Qian, J.; Shen, L. & Zhang, Y. (), 'Finite element analysis and optimized design of exoskeleton for lower extremity rehabilitation training'.

[24] Allemand, Y.; Stauffer, Y.; Clavel, R. & Brodard, R. (2009), Design of a new lower extremity orthosis for overground gait training with the WalkTrainer, in 'Rehabilitation Robotics, 2009. ICORR 2009. IEEE International Conference on', pp. 550--555.

[25] Kirtley, C. (2005), 'CGA Normative Gait Database, Hong Kong Polytechnic University', Disponible en: <http://guardian.curtin.edu.au/cga/data/>.

[26] Eversheim, W. (2008), *Innovation Management for Technical Products*.

## ANEXOS.

### Manufactura exoesqueleto

Antes de dar inicio al proceso de maquinado de las diferentes piezas del exoesqueleto es necesario generar los planos de cada una de las partes, lo cual fue posible con la utilización Solid Works como se ilustra en las siguientes figuras (41, 42, 43, 44, 45).

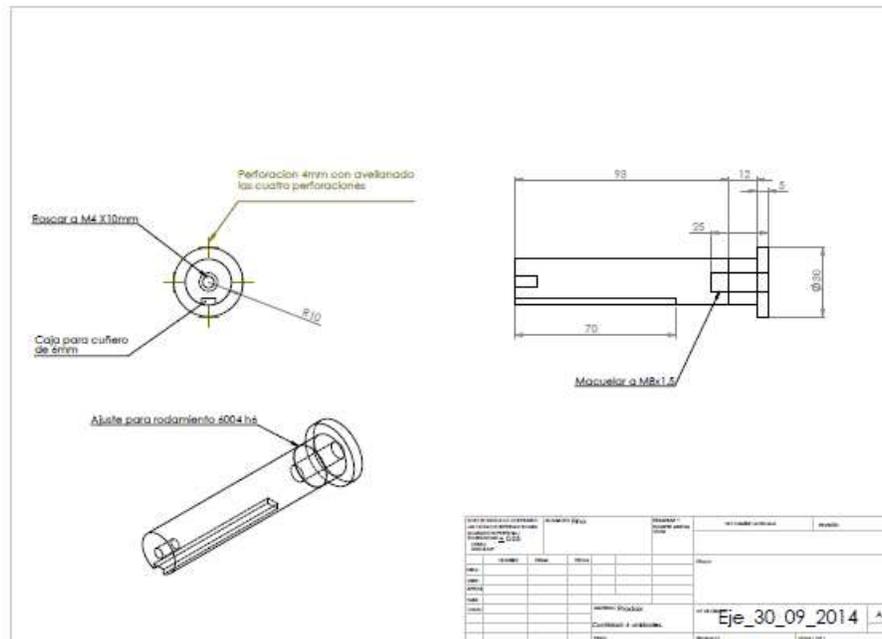


Figura 35: Plano Eje





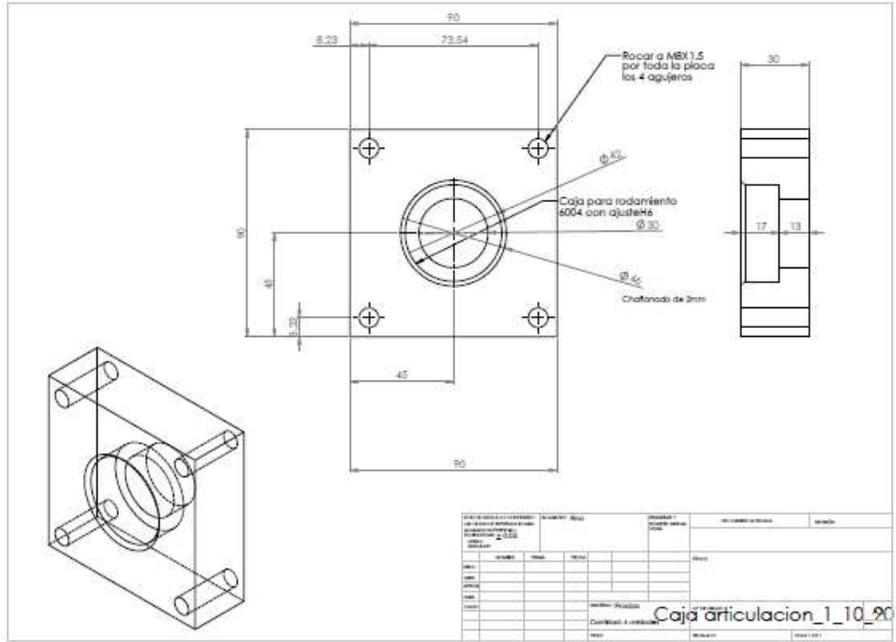


Figura 40: Plano Caja articulación