UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

SEDE CUENCA

CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

DISEÑO DE UN SISTEMA DE BLOQUEO PARA LIMITAR EL MOVIMIENTO DE LOS ACTUADORES Y SELECCIÓN DEL SISTEMA DE ENERGÍA PARA UN EXOESQUELETO DE EXTREMIDADES INFERIORES

Trabajo de titulación previo a la obtención
del título de Ingeniero Mecatrónico

AUTORES: MARLON ANDRÉS VILLA ACOSTA
JUAN XAVIER ORTEGA NAVARRETE

TUTOR: ING. JOHN IGNACIO CALLE SIGUENCIA, Ph.D.

Cuenca – Ecuador

2022

CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Nosotros, Juan Xavier Ortega Navarrete con documento de identificación N° 0932241755 y Marlon Andrés Villa Acosta con documento de identificación N° 0924611742; manifestamos que:

Somos los autores y responsables del presente trabajo; y, autorizamos a que sin fines de lucro la Universidad Politécnica Salesiana pueda usar, difundir, reproducir o publicar de manera total o parcial el presente trabajo de titulación.

Cuenca, 8 de marzo del 2022

Atentamente,

Juan Xavier Ortega Navarrete	**Marlon Andrés Villa Acosta**
0932241755	**0924611742**

CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR DEL TRABAJO DE TITULACIÓN A LA UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

Nosotros, Marlon Andrés Villa Acosta con documento de identificación N° 0924611742 y Juan Xavier Ortega Navarrete con documento de identificación N° 0932241755, expresamos nuestra voluntad y por medio del presente documento cedemos a la Universidad Politécnica Salesiana la titularidad sobre los derechos patrimoniales en virtud de que somos autores del Proyecto Técnico: "Diseño de un sistema de bloqueo para limitar el movimiento de los actuadores y selección del sistema de eneergía para un exoesqueleto de extremidades inferiores", el cual ha sido desarrollado para optar por el título de: Ingeniero Mecatrónico, en la Universidad Politécnica Salesiana, quedando la Universidad facultada para ejercer plenamente los derechos cedidos anteriormente.

En concordancia con lo manifestado, suscribimos este documento en el momento que hacemos la entrega del trabajo final en formato digital a la Biblioteca de la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, 8 de marzo del 2022

Atentamente,

Marlon Andrés Villa Acosta	**Juan Xavier Ortega Navarrete**
0924611742	**0932241755**

CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, John Ignacio Calle Siguencia con documento de identificación N° 0102263480, docente de la Universidad Politécnica Salesiana, declaro que bajo mi tutoría fue desarrollado el trabajo de titulación: DISEÑO DE UN SISTEMA DE BLOQUEO PARA LIMITAR EL MOVIMIENTO DE LOS ACTUADORES Y SELECCIÓN DEL SISTEMA DE ENERGÍA PARA UN EXOESQUELETO DE EXTREMIDADES INFERIORES, realizado por Juan Xavier Ortega Navarrete con documento de identificación N° 0932241755 y Marlon Andrés Villa Acosta con documento de identificación N° 0924611742, obteniendo como resultado final el trabajo de titulación bajo la opción Proyecto Técnico que cumple con todos los requisitos determinados por la Universidad Politécnica Salesiana.

Cuenca, 8 de marzo del 2022

Atentamente,

Firmado electrónicamente por:
JOHN IGNACIO CALLE SIGUENCIA

Ing. John Ignacio Calle Siguencia, Ph.D
0102263480

Dedicatoria

Marlon Villa

El presente proyecto de titulación está dedicado:

A mis padres Luz Marina y Marlon, que gracias a su apoyo incondicional, cariño, paciencia y esfuerzo he logrado llevar a cabo una de las metas que me he propuesto. Gracias por ser mi pilar y fortaleza, gracias por inculcarme a no ser cobarde y enfrentar lo que este por delante.

A mis hermanas Fátima y Verónica y mi enamorada Angela que no dejaron de creer en mí en todo este trayecto, alentándome aún cuando yo mismo pensaba que no lo iba a lograr.A mis sobrinos Camila y Alessandro que son mi motivación, para convertime en su ejemplo a seguir. A las personas que ya no se encuentran a mi lado, pero siempre las mantengo presente, mi tío Arsenio y mi abuelo Bolívar, que sin dudar se que estarían orgullosos de este logro. Al ser superior que no me ha abandonado, me ha encaminado y puesto a las personas correctas en todo este trayecto.

Finalmente, a las personas que formaron parte del proceso y me brindaron su apoyo de una u otra forma.

Juan Ortega

En primer lugar, quiero dedicar este triunfo a mis padres Alicia y Xavier, que con su constante paciencia y apoyo incondicional me permitieron cumplir con una de las metas más importantes en mi vida. Gracias por ser el pilar fundamental de mi vida y haberme inculcado valores que son parte de mi día a día.

De igual forma quiero dedicarle este trabajo a mi abuelito, tíos, hermanas y sobrinos, por creer en mi y por mantenerse atentos a mi salud y bienestar; sin ustedes no lo hubiera logrado, porque este camino no lo tracé solo, lo tracé en compañía de ustedes.

Sin más, dedico este logro a Dios, por mantenerme encaminado y dedicado en todo este proceso, su compañía nunca me faltó ni me faltará.

Agradecimientos

Marlon Villa

Agradezco inmensamente al ser superior, que me brindo fuerzas y me impartió sabiduría a lo largo del proceso.

Agradezco profundamente a mis padres, hermanas y enamorada, por la motivación, cariño, apoyo y paciencia que me brindaron en todo este trayecto, por nunca haber perdido la fe en mí y por creer en todo momento que lo iba a conseguir, gracias por ser mi impuslo para continuar hacia adelante y cumplir los propósitos planteados.

Le agradezco profundamente a mi tutor de proyecto el Ing. John Calle, Ph.D., por la guía, paciencia, apoyo y tiempo brindado durante este proceso, me gustaría dar un reconocimiento especial al Ing. Luis López que nos brindo su apoyo a todos los estudiante de la asignatura Trabajo de Titulación.

finalmente me gustaría agradecer al Ing. Eugenio Cárdenas, Ing Diego Urgilés, Ing. Ana Cecilia Villa, quienes siempre estuvieron dispestos a apoyarnos e impartirnos su conocimiento.

Juan Ortega

Agradezco profundamente a Dios por guiarme en todo este camino recorrido para cumplir una meta más en mi vida y así mismo por mantenerme lleno de salud y sabiduría para poder superar todos los obstáculos a lo largo de este proceso. A mis padres Alicia y Xavier, por la motivación, el apoyo y acompañamiento diario que me mantuvieron dedicado a cumplir con mis responsabilidades como hijo y estudiante. Sus orientaciones y valores me permitieron creer en mi capacidad para lograr todo lo que me propusiera. A mi abuelo Washington que siempre creyó en mí y me apoyó con todo lo que estaba a su alcance. A mis hermanas, Alicia y Allisson, por mantenerse al tanto de mi bienestar en todo este camino. A mis sobrinos, Alicia Elena y Ariel, por mantenerme motivado y esforzándome para en un futuro ser alguien que pueda ayudarlos en sus metas.

Además, me gustaría agradecer a mi Tutor de Proyecto de Titulación Ing. John Calle, Ph.D., que sin su guía y conocimientos impartidos no hubiera sido posible realizar este proyecto lleno de dedicación, esfuerzo y calidad. Así también un reconocimiento especial al Ing. Luis López, Ing. Eugenio Cárdenas, Ing. Ana Cecilia Villa, Ing. Edy Ayala por ser parte de este proceso que claramente me ha ayudado a cumplir con mis objetivos académicos y prepararme para el mundo laboral.

Este documento fue realizado enteramente en LaTeX

Índice

Certificado de responsabilidad y autoría del trabajo de titulación **I**

Certificado de cesión de derechos de autor del trabajo de titulación a la Universidad Politécnica Salesiana **II**

Certificado de dirección del trabajo de titulación **III**

Dedicatoria **IV**

Agradecimientos **V**

Resumen **XII**

Abstract **XIII**

1. Introducción **1**

2. Problema **2**

2.1. Antecedentes 2

2.2. Descripción del problema 2

2.3. Importancia y alcances 3

2.4. Delimitación 3

2.4.1. Espacial o geográfica 3

2.4.2. Temporal 3

2.4.3. Sectorial o institucional 3

2.5. Problema General 4

2.6. Problemas Específicos 4

3. Objetivos **4**

3.1. Objetivo General 4

3.2. Objetivos Específicos 4

4. Marco Teórico **5**

4.1. Exoesqueleto desarrollados hasta la actualidad 5

4.1.1. Exoesqueleto Indego 5

4.1.2. Exoesqueleto Lokomat 6

4.2. Motor usado en el exoesqueleto 7
4.2.1. Maxon EC motor 7
4.3. Características de las articulaciones de cadera, rodilla, tobillo y los grados de libertad (GDL) 8
4.3.1. Articulaciones 8
4.4. Sistemas de alimentación de energía para exoesqueletos 10
4.4.1. Batería recargable Ion Litio 10
4.4.2. Baterias Ni-Mh 10

5. Marco metodológico **11**
5.1. Determinación de variables y diseño de concepto. 12
5.2. Diseño del sistema de bloqueo 14
5.2.1. Sistema de Bloqueo Eléctrico 14
5.2.2. Sistema de Bloqueo Mecánico 19
5.2.3. Cálculo de esfuerzo para la selección de material 24
5.2.4. Cálculo de la deformación del material 28
5.2.5. Validación del sistema de bloqueo mecánico mediante simulación de esfuerzo y deflexión 29
5.2.6. Fabricación de las piezas para el sistema de bloqueo eléctrico y mecánico 31
5.2.7. Ensamblaje del sistema de bloqueo eléctrico y mecánico 33
5.3. Sistema de energía y evaluación de la parte energética 34
5.3.1. Tipos de sistemas de alimentación para el exoesqueleto 35
5.3.2. Baterías Ni-Mh 35
5.3.3. Baterías Ni-Mh 36
5.3.4. Baterías Ión-Litio 36
5.3.5. Fuente de poder 36

6. Resultados **43**

7. Conclusiones **47**

8. Recomendaciones **48**

Referencias **50**

Lista de Tablas

1. Tipos de sensores y sus parámetros de selección 15
3. Resultados del esfuerzo 30
4. Resultados de la deflexión 31
5. Tabla de ponderación de distintos tipos de sistema de alimentación para el exoesqueleto 37
6. Tabla de las dimensiones y peso del paquete de baterías de ion-litio 40

Lista de Figuras

1. Exoesqueleto Indego 6
2. Exoesqueleto Lokomat 7
3. Motor Maxon EC motor 8
4. Flexión de la cadera 9
5. Extensión de la cadera 9
6. Batería Iion Litio 10
7. Batería Ni-Mh 11
8. Proceso para la construcción del sistema de bloqueo y selección del sistema de energía 12
9. Señal de los actuadores de la rodilla y cadera 13
10. Curva de referencia vs salida de la cadera en el ciclo de marcha 13
11. Curva de referencia vs salida de la cadera en el ciclo de marcha 14
12. Piezas antes de la modificación: a) Base del harmonic driver b) Soporte del harmonic drive 16
13. Base del harmonic drive 16
14. Base del fin de carrera 17
15. Soporte del harmonic drive 17
16. Implementación de la base del fin de carrera 18
17. Ensamblaje del sistema de bloqueo 19
18. Componentes del Harmonic Drive 20
19. Piezas antes de la modificación: a) soporte del motor b) Soporte del harmonic drive 20
20. Seguro extra para el sistema de bloqueo 21
21. Ángulo de las salientes a)Cadera b)Rodilla 22
22. Ángulos donde se encuentran los topes a)cadera b)rodilla 23
23. Contacto entre el soporte del harmonic drive y el motor 24
24. Soporte del motor 25
25. Sección transversal de la saliente del motor 25
26. Análisis de esfuerzo 29
27. Análisis de deflexión 30
28. Piezas en el software ideaMaker 32
29. Piezas impresas 32
30. Sistema de bloqueo 33

31. Tabla de sistemas de energía implementados en los exoesqueletos 34
32. Paquete de baterías de litio recargable 38
33. Estructura del exoesqueleto 39
34. Ejemplificación de la mochila adaptada al exoesqueleto 41
35. Paquete de baterías de Litio recargable con su respectivo cargador 42
36. Señal de los actuadores de la rodilla y cadera 43
37. sistema de bloqueo eléctrico y mecánico 44
38. Ejecución del sistema de bloqueo eléctrico 45
39. Ejecución del sistema de bloqueo mecánico 46
40. Paquete de baterías de Litio recargable con su respectivo cargador 47

Resumen

En el presente trabajo se desarrolló e incorporó un sistema de bloqueo para el movimiento del exoesqueleto al momento de que intente superar los ángulos máximos de posición definidos en el ciclo de marcha de una persona, y a su vez se estableció un sistema de energía que se adapte al prototipo y que ayude a determinar su independencia. Se aplicó un enfoque de investigación cuantitativa donde se utilizarán herramientas de análisis matemáticos que ayudarán a describir, explicar y predecir fenómenos a través de datos numéricos. Los resultados evidencian que el rediseño de las piezas y el soporte fin carrera generan el tiempo suficiente de detención del movimiento del motor, para desactivar la fuente, salvaguardando la integridad del usuario. Por lo tanto, se concluye que se debe realizar una saliente en el soporte del motor según los ángulos máximos en que el usuario puede mover sus articulaciones de cadera y rodilla utilizando como material el PLA debido a su resistencia frente a la fuerza del motor al generarse contacto y así evitar que se supere los ángulos máximos establecidos y provoque una fractura en la extremidad inferior del usuario.

Palabras clave: exoesqueleto, articulaciones, Soporte fin carrera, esfuerzo.

Abstract

In the present work, a blocking system was developed and incorporated for the movement of the exoskeleton when it tries to overcome the maximum angles of position defined in the gait cycle of a person, and at the same time an energy system was established that adapts to the prototype and helps to determine its independence. A quantitative research approach was applied where mathematical analysis tools will be used to help describe, explain and predict phenomena through numerical data. The results show that the redesign of the parts and the limit switch support generate sufficient stopping time of the motor movement to deactivate the source, safeguarding the integrity of the user. Therefore, it is concluded that a protrusion should be made in the motor support according to the maximum angles at which the user can move his hip and knee joints using PLA as material due to its resistance to the force of the motor when contact is generated and thus avoid exceeding the maximum angles established and cause a fracture in the lower limb of the user.

Keywords: exoskeleton, joints, limit switch support, effort.

1. Introducción

Actualmente, la tecnología en la medicina ha evolucionado según la antropometría y necesidades de los pacientes con paraplejía. Los exoesqueletos de extremidades inferiores son estructuras rígidas que tienen incorporado actuadores y sensores que le permiten realizar movimientos que sean precisos y controlados; además,estos sensores permiten obtener la información acerca del ángulo, velocidad y aceleración del movimiento del ciclo de marcha, estos dispositivos se colocan en la parte externa del cuerpo humano y aparecen para brindar soporte y asistencia a los movimientos que realice la extremidad afectada y potenciar las diferentes capacidades que posee el ser humano. Chávez y Rodríguez (2010). Para ello, se realizan distintos análisis referente a los ángulos de movimiento que genera una persona en la cadera y rodilla, para poder replicar los mismos movimientos en los exoesqueletos. Esto debido a que los exoesqueletos integran las habilidades del especialista y las potenciales capacidades del exoesqueleto para desarrollar diferentes funciones. Pérez y Monge (2016).Sin embargo,es primordial que todo exoesqueleto implemente un sistema de bloqueo que impida sobrepasar los ángulos máximos que puede realizar la cadera y rodilla, de esta manera se garantiza la seguridad del usuario.

Tal es el caso del exoesqueleto realizado por el Grupo de Investigación de Ingeniería Biomédica que carece de este sistema de bloqueo en caso de que los sensores inerciales fallen y los actuadores generen un movimiento sin control, provocando una grave lesión en las extremidades inferiores del paciente. Por lo que, el presente proyecto se basa en diseñar y construir un sistema de bloqueo para el exoesqueleto.No obstante, todo exoesqueleto por sus diferentes funcionalidades potenciales, requiere de una gran cantidad de energía para la autonomía de su sistema; por lo que normalmente se requieren de fuentes de poder para alimentar los diferentes motores utilizados en el exoesqueleto. Tamburrino (2017).Cabe recalcar que el exoesqueleto se encuentra en fase de prototipo, por lo que, aún no está óptimo para su uso.

2. Problema

2.1. Antecedentes

El grupo de Investigación en Ingeniería Biomédica (GIIB) de la Universidad Politécnica Salesiana sede Cuenca, realizó una primera fase del proyecto de investigación: *"Desarrollo de un exoesqueleto biomecatrónico para extremidades inferiores"*, el cual consistió en diseñar y construir un prototipo utilizando técnicas de manufactura aditiva y software de Ingeniería 3D. Posteriormente se realizó una mejora utilizando fibra de carbono al soporte tubular entre la articulación de rodilla y tobillo, para esto se utilizó tejido de tipo unidireccional preimpregnado en el laboratorio de materiales LabMit del Grupo GIIT. El peso total del exoesqueleto fue de 8,6 kg. Utilizando el software Ansys, se determinó que por extremidad inferior el exoesqueleto soporta una carga de 70 kg durante una actividad de ciclo de marcha normal: apoyo y balanceo. El sistema de control de posición desarrollado para el exoesqueleto facilitó el comando de los actuadores debido a la utilización de sensores inerciales IMOCAP para la obtención de los datos del usuario y de esta forma acompañar su ciclo de marcha. Con el reemplazo de eslabones de fibra de carbono se reduce el peso en 2.16 kg del total, obteniendo un nuevo peso de 6.44 kg. También, incorporaron protecciones de fibra de carbono a los motores y eslabones con el fin de mejorar la resistencia al impacto. Otra de las mejoras del exoesqueleto es la disminución del tiempo de armado en un 80 %.

Actualmente el proyecto requiere el desarrollo de un sistema de bloqueo, que permita detener el funcionamiento de los actuadores del exoesqueleto, en caso de que los sensores inerciales pierdan la señal con el controlador generando que los motores produzcan un movimiento sin control; ocasionando una grave lesión en las extremidades inferiores del usuario.

Debido a que el dispositivo demanda una gran cantidad de energía para la autonomía de su sistema, se usan fuentes de poder que generan la energía suficiente para su funcionamiento, pero no le permite ser un sistema independiente, por este motivo, se debe realizar un análisis para la selección de un sistema de energía que permita la independencia del exoesqueleto. Sinchi y Tacuri (2021).

2.2. Descripción del problema

Uno de los inconvenientes que presenta el exoesqueleto es el sensor inercial IMOCAP que trabaja en conjunto con el actuador, debido a que, si fallan los sensores inerciales, provocarían que el motor gire 360 grados, de tal manera que, lesionaría el miembro inferior del usuario

debido a la fuerza del motor. Por lo tanto, es indispensable un sistema de bloqueo para que el actuador no supere los ángulos de movimiento permitidos de la articulación del miembro inferior. Además, de proponer un sistema de energía que se adapte al prototipo y que determine su independencia.

2.3. Importancia y alcances

En el grupo de investigación GIIB, perteneciente a la Universidad Politécnica Salesiana, se desarrolló el primer prototipo de un exoesqueleto para la asistencia en la rehabilitación de la marcha humana,que posee un sistema de control fundamentado en la toma de señales inerciales. Actualmente, requiere de una cuarta fase la construcción de un sistema de bloqueo como prototipo para detener los actuadores en caso de que los sensores inerciales fallen y los actuadores comiencen a girar sin control, para lo cual se cuenta con el financiamiento de la Universidad Politécnica Salesiana, además de que el grupo de investigación GIIB posee todos los equipos necesarios para realizar la manufactura.

Los equipos de rehabilitación para la marcha humana, son requeridos en todas partes del mundo, en Latinoamérica estos dispositivos tienen un alto costo, lo que los vuelve productos inalcanzables, por esta razón, se debe generar a nivel de país un prototipo que permita la integración de esta tecnología en el área investigativo.

2.4. Delimitación

2.4.1. Espacial o geográfica

El presente proyecto se llevó a cabo en La Universidad Politécnica Salesiana Sede Cuenca, ubicada en la calle Vieja 12-30, en la pronvicia del Azuay.

2.4.2. Temporal

El trabajo de titulación se realizó en el período de febrero - julio del 2022, con la finalidad de presentar un prototipo del sistema de bloqueo para el exoesqueleto perteneciente al Grupo de Investigación de ingeniería Biomedica (GIIB).

2.4.3. Sectorial o institucional

El presente proyecto se desarrolló en los laboratorios pertenecientes al Grupo de Investigación de Ingeniería Biomédica (GIIB).

2.5. Problema General

- ¿Se podrá desarrollar e incorporar un sistema de bloqueo para el movimiento del exoesqueleto que evite la superación de los ángulos de posición definidos en el ciclo de marcha de una persona y establecer un sistema de energía que se adapte al prototipo y que determine su independencia?

2.6. Problemas Específicos

- ¿ Con el diseño de un sistema de bloqueo, considerando las variables del actuador, se puede garantizar que los ángulos de las extremidades del exoesqueleto no superen los límites establecidos,desarrollándose en un software de ingeniería y un análisis que permita definir materiales, geometrías y dimensiones?

- ¿Es factible seleccionar un sistema de energía que permita el funcionamiento del exoesqueleto de extremidades inferiores?

- ¿Es posible evaluar el diseño del sistema de bloqueo y selección del sistema de energía para un exoesqueleto de extremidades inferiores?

3. Objetivos

3.1. Objetivo General

- Desarrollar e incorporar un sistema de bloqueo para el movimiento del exoesqueleto que evite la superación de los ángulos de posición definidos en el ciclo de marcha de una persona y establecer un sistema de energía que se adapte al prototipo y que determine su independencia.

3.2. Objetivos Específicos

- Diseñar un sistema de bloqueo considerando los ángulos de posición de las extremidades inferiores del exoesqueleto y establecer los materiales, geometrías y dimensiones.

- Calcular el consumo energético y determinar la fuente de energía que se adapte al prototipo para su independencia.

- Construir y Evaluar el sistema de bloqueo para las extremidades inferiores del exoesqueleto.

4. Marco Teórico

En este punto, inicialmente se realizó un estudio de los exoesqueletos desarrollados hasta la actualidad para poder verificar el funcionamiento y estética de cada uno de los exoesqueletos; posteriormente se realizó un análisis de grados de libertad de las articulaciones del miembro inferior para conocer la limitación angular que posee cada articulación, finalmente se revisó sistemas de alimentación de energía.

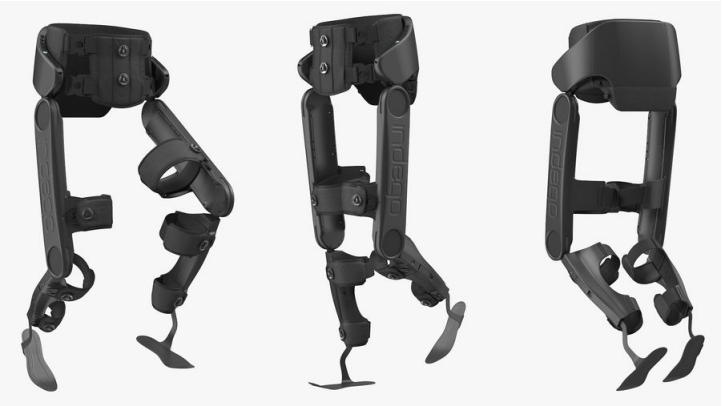
4.1. Exoesqueleto desarrollados hasta la actualidad

4.1.1. Exoesqueleto Indego

Este exoesqueleto permite utilizarse en terapias para la marcha de la persona de forma individualizada, es realizada a la medida para lesiones de médula espinal y de derrames cerebrales(Candy Tefertiller y Forrest, s.f.). El software implementado en este exoesqueleto logra una solución eficaz para la terapia de la marcha. El exoesqueleto Indego (Figura 1) ayuda a crear una independencia en la movilidad y funcionalidad total de la persona en el lugar donde se encuentre, pesa solo 29 libras y fue diseñado para facilitar el uso y por ende su operación intuitiva(Acceso, 2015).

Figura 1

Exoesqueleto Indego



Nota: Representación del exoesqueleto Indego para rehabilitación. Obtenido de (Acceso, 2015)

4.1.2. Exoesqueleto Lokomat

Es un exoesqueleto utilizado para rehabilitación desde el 2001, dedicado a mejorar la marcha de adultos y niños con trastornos neurológicos centrales. Este exoesqueleto está orientado a rehabilitar el aparato locomotor para poder generar un entrenamiento o reentrenamiento de la capacidad de marcha por medio de la constante repetición de la tarea específica encomendada; siguiendo el concepto de plasticidad neuronal. Básicamente, el paciente es suspendido en un arnés (figura 2) y ubicado en el exoesqueleto robótico que sostendrá por medio de correas que se encuentra en la parte externa a las extremidades inferiores que comenzarán a movilizar al paciente simulando el patrón de marcha normal (Dra. Llorente y Robles, 2014).

Figura 2

Exoesqueleto Lokomat

Nota: Funcionamiento del exoesqueleto Lokomat. Obtenido de (Realty, 2013).

4.2. Motor usado en el exoesqueleto

4.2.1. Maxon EC motor

Motor Maxon EC 90, dispositivo utizado para darle movimiento al exoesqueleto (Maxon, 2020).; sus características mecánicas y eléctricas son:

- Marca Maxon EC 90
- Tipo de motor DC sin escobillas
- Velocidad de salida de 5000 RPM
- Par de salida: 457mNm, 7910mNm
- Corriente nominal: 6.06A
- Ancho: 90mm
- Voltaje nominal: 24V
- Potencia nominal: 160 W
- Diámetro del eje: 10mm

Figura 3

Motor Maxon EC motor

Nota: Representación de un motor Maxon EC 90. Obtenido de (Elmiger, 2019).

4.3. Características de las articulaciones de cadera, rodilla, tobillo y los grados de libertad (GDL)

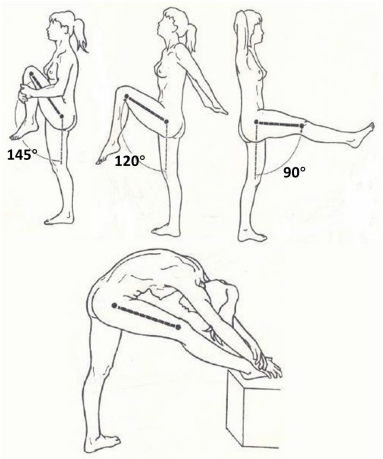
4.3.1. Articulaciones

Según (Fetto, 2018), la cadera, posee 3 grados de libertad y produce los siguientes movimientos:

- Flexión: rango de movimiento con la rodilla extendida activo 90°/pasiva 140°, rango de movimiento con la rodilla flexionada activo 120°/pasiva 145°.

Figura 4

Flexión de la cadera

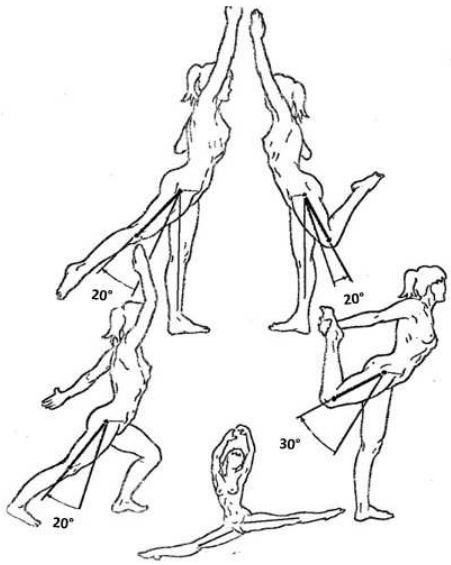


Nota: Ángulos de movimiento de flexión de la cadera. Obtenido de (EscuelaOsteopatía, 2019).

- Extensión: rango de movimiento activo 20°.

Figura 5

Extensión de la cadera



Nota: Ángulos de movimiento en extensión de la cadera.Obtenido de (Abrego, 2019).

4.4. Sistemas de alimentación de energía para exoesqueletos

4.4.1. Batería recargable Ion Litio

Este tipo de baterías posee una alta densidad de energía,con un rendimiento eficiente a temperaturas elevadas, además, son reciclables.Las baterías de Ion Litio tienen como ventaja un bajo efecto de memoria, una potencia específica alta (W/kg), elevada energía específica (Wh/kg) y una vida útil extendida. Estas baterias son ideales para la independencia de los exoesqueletos. Cabe mencionar que los incovenientes de estas baterías son las descargas o sobredescargas, además que pueden dañarse facilmente si no se emplea una adecuada estrategia de control Iglesias R. (2012).

Figura 6

Batería Iion Litio

Nota: Ejemplo de una batería de Ion litio recargable.Obtenido de (Sparkole, 2021).

4.4.2. Baterias Ni-Mh

Las baterías de hidruro metálico de níquel poseen una elevada energía específica, alta potencia específica, alta densidad de energía, tecnología libre de cadmio, lo que la convierte en menos contaminante, y vida útil extendida.La desventaja de estas baterías son su disponibilidad, no son de fácil adquisición debido a que su producción no es masiva. cabe mencionar que este tipo de baterías son usandas para los exoesqueletos portables Pérez y Monge (2003).

Figura 7

Batería Ni-Mh

Nota: Ejemplo de una batería N-Mh.Obtenido de (Dentaltix, 2020).

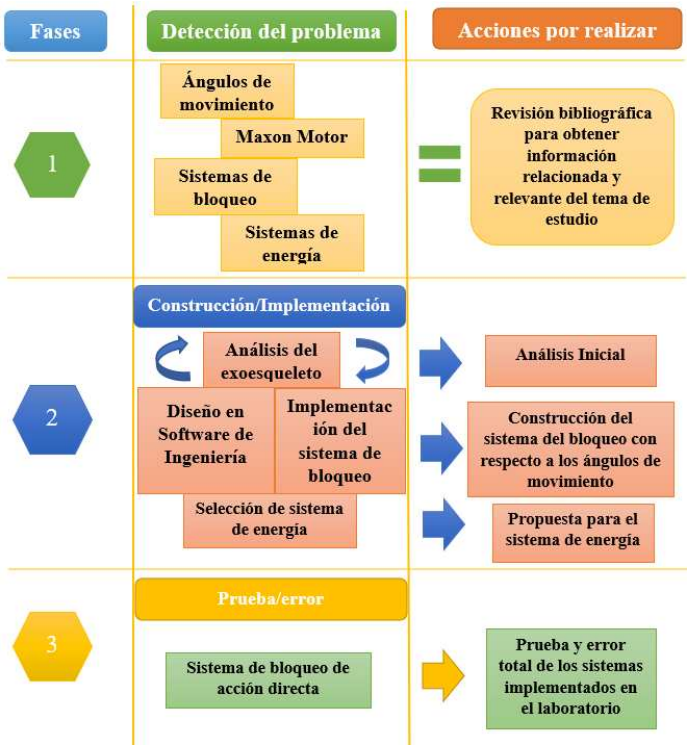
5. Marco metodológico

La metodología de investigación aplicada en el trabajo de titulación tiene un enfoque de investigación cuantitativa donde se utilizaron herramientas de análisis matemáticos que ayudaron a describir, explicar y predecir fenómenos a través de datos numéricos. El tipo de investigación es aplicada debido a que se construyó un prototipo del sistema de bloqueo, el cual tuvo un alcance descriptivo debido a que aplicó conceptos de diseño mecácino, física y estática; además, es explorativo porque dió a conocer una propuesta de solución donde se realizaron las evaluaciones a través de las pruebas con elementos construidos.

Para el desarrollo del trabajo de titulación primero se levantó información sobre las capacidades, funcionamiento, y características del motor MAXON EC 90. También, se analizó el movimiento angular máximo de las extremidades inferiores y se revisaron las piezas del exoesqueleto. Recabando esta información, se procedió a rediseñar las piezas en el software de ingeniería Inventor; se implementó el sistema de bloqueo y se realizaron sus respectivas simulaciones para luego proceder a la fabricación del mismo. Una vez realizado el sistema de bloqueo del motor, se procedió a realizar el análisis energético del exoesqueleto para determinar una fuente de alimentación ideal para su implementación.

Figura 8

Proceso para la construcción del sistema de bloqueo y selección del sistema de energía



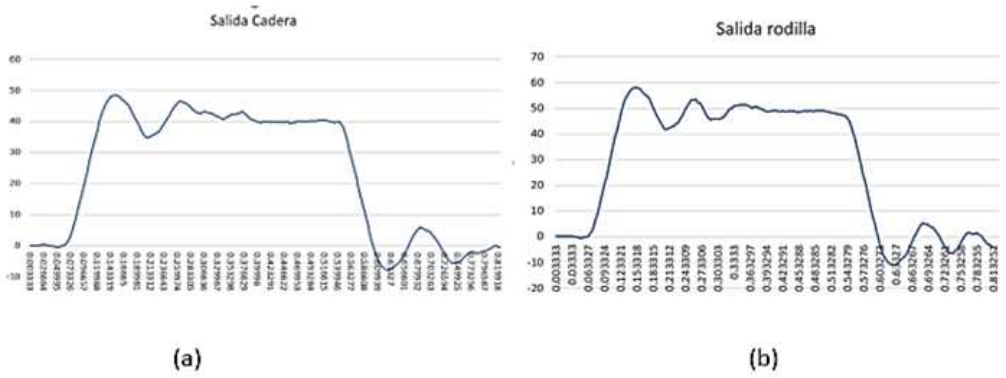
Nota: Descripción de las fases del trabajo de titulación. Elaborción propia..

5.1. Determinación de variables y diseño de concepto.

Para conocer los ángulos del exoesqueleto, se revisó el trabajo de titulación de la tercera fase del exoesqueleto, en el cual se encontró la señal obtenida de los actuadores de la rodilla y cadera, y a su vez la curva de referencia vs salida de la cadera en el ciclo de marcha Feicán y Saquicela (2020).

Figura 9

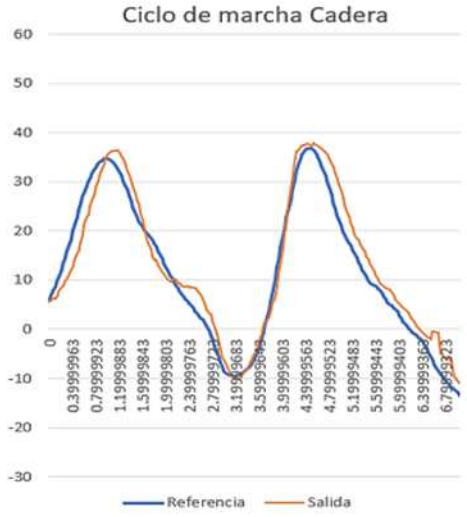
Señal de los actuadores de la rodilla y cadera



Nota: Señal de los actuadores de la rodilla y cadera según el ciclo de marcha obtenido de S. García y Lituma (2021).

Figura 10

Curva de referencia vs salida de la cadera en el ciclo de marcha



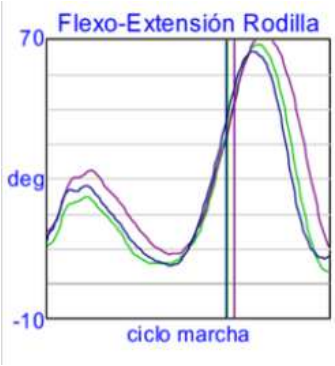
Nota: Curvas de referencias del ciclo de marcha de la cadera. Obtenido de S. García y Lituma (2021).

Debido que en el documento no se mostraba una curva de referencia vs salida de la rodilla, se investigó los ángulos que se generan en la rodilla durante el ciclo de marcha, y de esa

manera se determinan los ángulos que se requieren para el sistema de bloqueo.

Figura 11

Curva de referencia vs salida de la cadera en el ciclo de marcha



Nota: Curvas de referencia del ciclo de marcha de la flexión y extensión de la rodilla. Obtenido de García y Escudero (2007).

El sistema de control actual del exoesqueleto no garantiza que bajo una desconexión de los sensores inerciales, los actuadores se detengan, lo que provocaría que el giro del motor sobrepase los ángulos máximos de desplazamiento provocando lesiones al usuario Dentaltix (2020). Por esa razón se pensó un sistema de bloqueo para el exoesqueleto, en el cual se contemplaron dos posibilidades, un sistema de bloqueo eléctrico el cual corte el suministro de energía, y un sistema de bloqueo mecánico el cual detendrá el movimiento de los actuadores protegiendo al usuario de una posible lesión y brindando el tiempo necesario para desactivar la fuente de alimentación.

5.2. Diseño del sistema de bloqueo

5.2.1. Sistema de Bloqueo Eléctrico

Para el sistema de bloqueo eléctrico se analizaron las piezas donde va colocado el harmonic drive, las cuales son la base y el soporte, para poder colocar el sensor que va a detener el funcionamiento de los actuadres se decidió rediseñar las piezas mencionadas anteriormente, por ese motivo se realizó una investigación respecto a los sensores que se pueden utilizar para detener el motor en caso de una falla, cabe recalcar que todos los sensores mencionados a continuación cumplen con el objetivo de detener el movimiento del motor, por lo cual

para la selección del tipo de sensor se determinó ciertos parámetros como costo, tamaño y accesibilidad.

Tabla 1

Tipos de sensores y sus parámetros de selección.

Tipos de sensores	Tamaño	Costo	Accesibilidad
Óptico	Grande	Alto	No accesible
Capacitivo	Grande	Medio	Accesible
Inductivo	Grande	Medio	Accesible
Ultrasónico	Mediano	Bajo	Accesible
Mecánico	Pequeño	Bajo	Accesible

Nota: Se puede observar que el sensor de tipo mecánico es el mas óptimo para el sistema de bloqueo.

Una vez realizada la tabla de Ponderación con los parámetros se observó que el sensor más eficiente respecto al tamaño costo y accesibilidad es del tipo mecánico, luego de seleccionar el tipo de sensor, se analizó los sensores mecánicos que se encuentran en el mercado, los cuales son lineal, angular, rotativo, interruptores de límite, entre otros, para esto se especificó los requerimientos para el sistema de bloqueo:

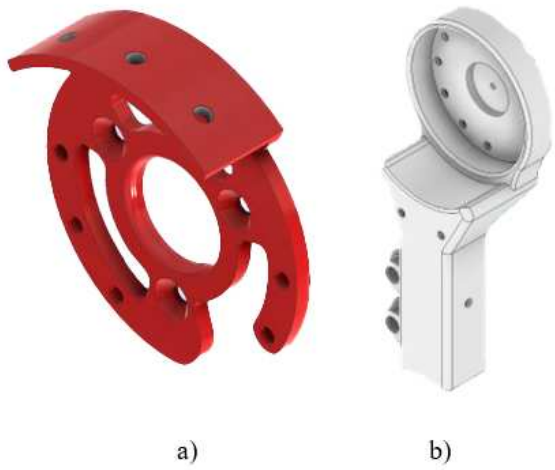
- El sistema de bloqueo que se va a implementar es en caso de emergencia.
- EL sistema de bloqueo detendrá los motores en caso de que el sensor incercial IMOCAP falle.

Después de consultar los tipos de sensores mecánicos se llegó a la conclusión de usar un fin carrera como sistema de bloqueo de emergencia, debido al tamaño, facilidad de reemplazo y accesibilidad, además que es un dispositivo que posee un tiempo de uso mayor igual a 10000 ciclos. El objetivo del fin carrera es cortar el suministro de energía para que los motores se detengan, cabe mencionar que solo estará en funcionamiento en caso de una emergencia.

Luego de la selección del sensor mecánico, se procedió a rediseñar las piezas donde va estar ubicado el fin carrera, Con ayuda del software de ingeniería Inventor se realizaron las modificaciones de las piezas en 3D. A continuación se mostrará en la figura 12 las piezas previo a la modificación.

Figura 12

Piezas antes de la modificación: a) Base del harmonic driver b) Soporte del harmonic drive

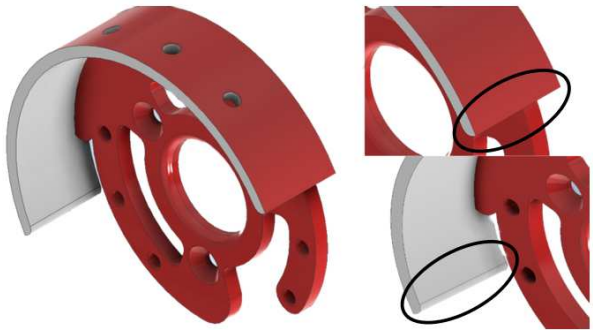


Nota: Piezas originales de la base y soporte del Harmonic Drive. Obtenido de S. García y Lituma (2021).

Para la modificación de las piezas se consideró los ángulos máximos de movimiento en el ciclo de marcha de la cadera y rodilla, debido a que son la condición para activar el fin carrera, cuando el movimiento de los actuadores supere los ángulos máximos. El contacto de la base del harmonic drive (figura 13) con el fin carrera cortará el paso de energía haciendo que se desactiven los motores.

Figura 13

Base del harmonic drive

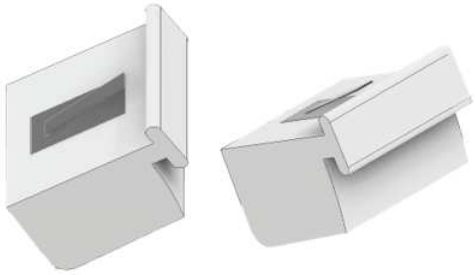


Nota: Base del harmonic drive donde el fin de carrera hará contacto. Elaboración propia.

El fin carrera se colocará sobre una base (figura 14) que irá sujeta a la pieza del soporte del harmonic drive,mediante una ranura que fue añadida en la superficie de la circunferencia, según los ángulos máximos de movimiento como se puede observar en la figura 15 y 16.

Figura 14

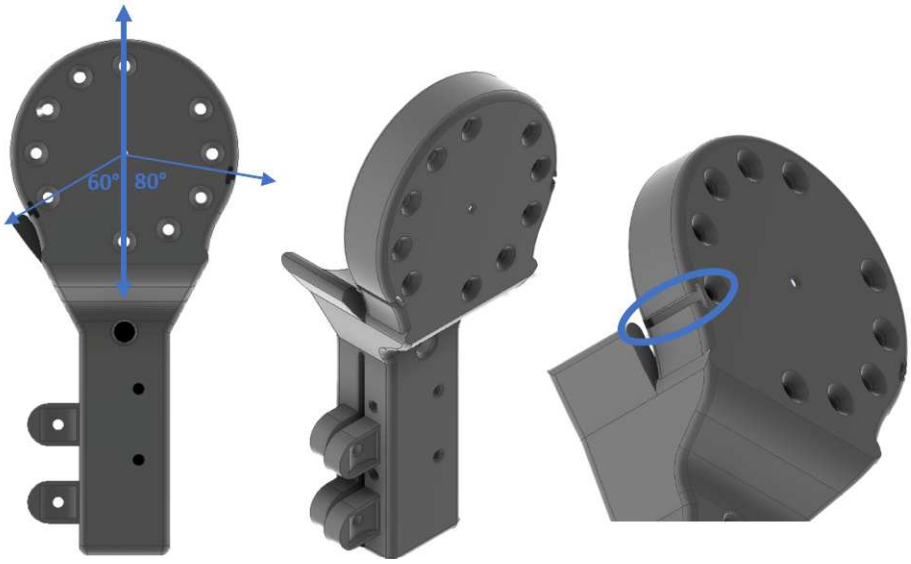
Base del fin de carrera



Nota: Base dónde el fin de carrera irá ubicado dentro de la ranura. Elaboración propia.

Figura 15

Soporte del harmonic drive

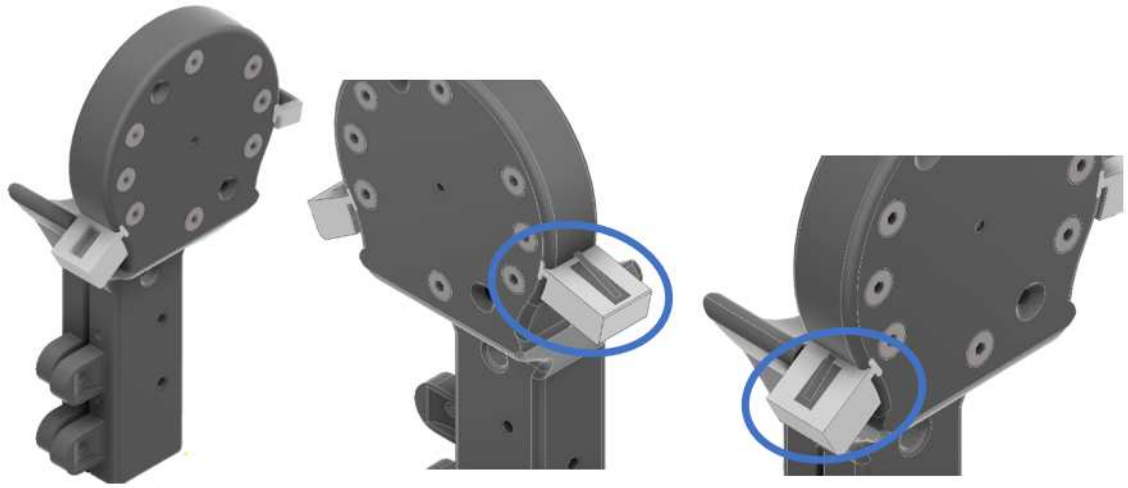


Nota: ranuras realizadas en el soporte del harmonic drive considerando los ángulos máximos en el ciclo de marcha. Elaboración propia.

Se consideró colocar el sistema de bloqueo eléctrico en los ángulos máximos de la flexión y extensión, debido que cuando se pierde la señal de los sensores inerciales con el controlador de los actuadores, provocará que estos empiecen a girar 360°, ya sea de manera horario o antihoraria. En la figura 16 se puede observar el soporte del fin carrera ensamblado con la ranura del soporte del harmonic drive.

Figura 16

Implementación de la base del fin de carrera

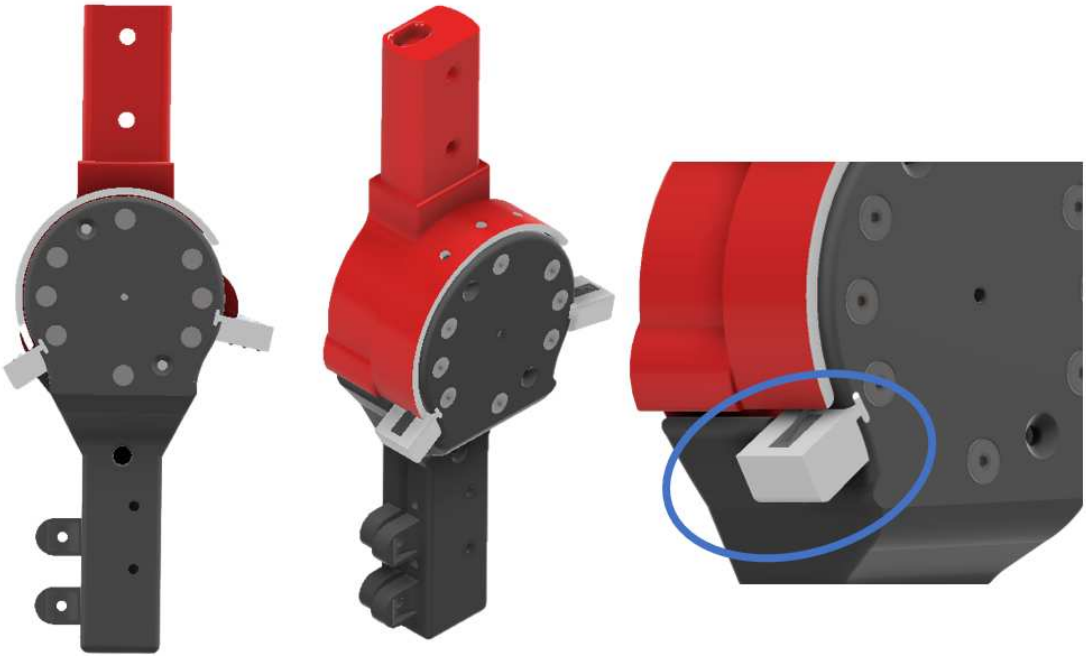


Nota: Soporte del fin de carrera ubicado en la ranura del soporte del harmonic drive. Elaboración propia.

Para un mejor entendimiento del rediseño de las piezas en la figura 17 se muestra el ensamblaje de la base del harmonic drive, soporte del harmonic drive y soporte del fin carrera.También se puede observar en la circunferencia azul como la base del harmonic drive, choca con el fin carrera y su soporte de esta manera se activará y cortará el paso de energía de los motores mientras este presionado.

Figura 17

Ensamblaje del sistema de bloqueo



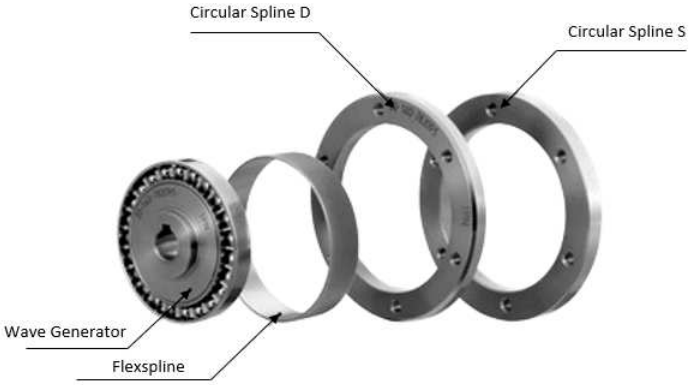
Nota: ensamblaje de la base y soporte del harmonic drive en conjunto con el motor. Elaboración propia.

5.2.2. Sistema de Bloqueo Mecánico

Se consideró realizar un bloqueo mecánico, como seguro extra en caso de que el fin carrera llegue a fallar, para esto se analizó el diseño de las piezas donde se colocan el actuador y el harmonic drive. Inicialmente, se consideró poner una leva en el harmonic drive para activarse en el momento que supere los ángulos máximos de movimiento y así desarmarlo, desacomodando al menos uno de los circular spline del flex spline (Figura 18), deteniendo el movimiento del eslabón, sin embargo, al ser desarmado se observó que posee una cubierta de cobre que evita que los circular spline se desacomoden del flex spline, por lo cual, se definió otras posibilidades para el sistema de bloqueo.

Figura 18

Componentes del Harmonic Drive

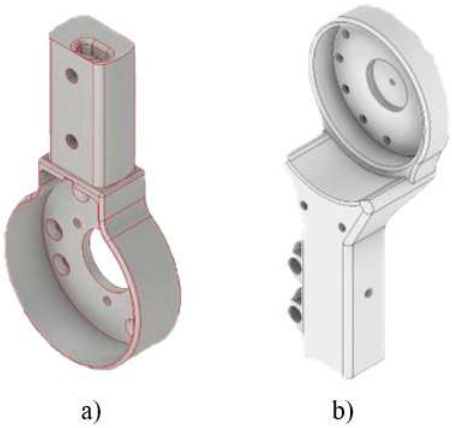


Nota: Vista explotada de los componentes del Harmonic Drive. Tomado de García y Escudero (2007).

Se consideró realizar un tope a la altura de los ángulos máximos de la flexión y extensión, que se generan en la cadera y rodilla en el ciclo de la marcha humana. Para esto se rediseñaron las piezas del soporte del motor y el harmonic drive. En la figura 19 se puede observar las piezas previo a la modificación.

Figura 19

Piezas antes de la modificación: a) soporte del motor b) Soporte del harmonic drive



Nota: Piezas originales del soporte del motor y Harmonic Drive. Obtenido de S. García y Lituma (2021).

La modificación que se realizó al soporte del motor fue añadir una saliente como se puede observar en el detalle marcado en la figura 20, la cuál aguantará el impactó contra el soporte del harmonic drive ayudando a la detención del motor. Cabe mencionar que estas salientes dependen del ángulo máximo en la flexión y extensión de la rodilla y cadera durante el ciclo de marcha humana, en la figura 21 se puede observar el soporte del motor con los ángulos de la saliente de la rodilla y cadera.

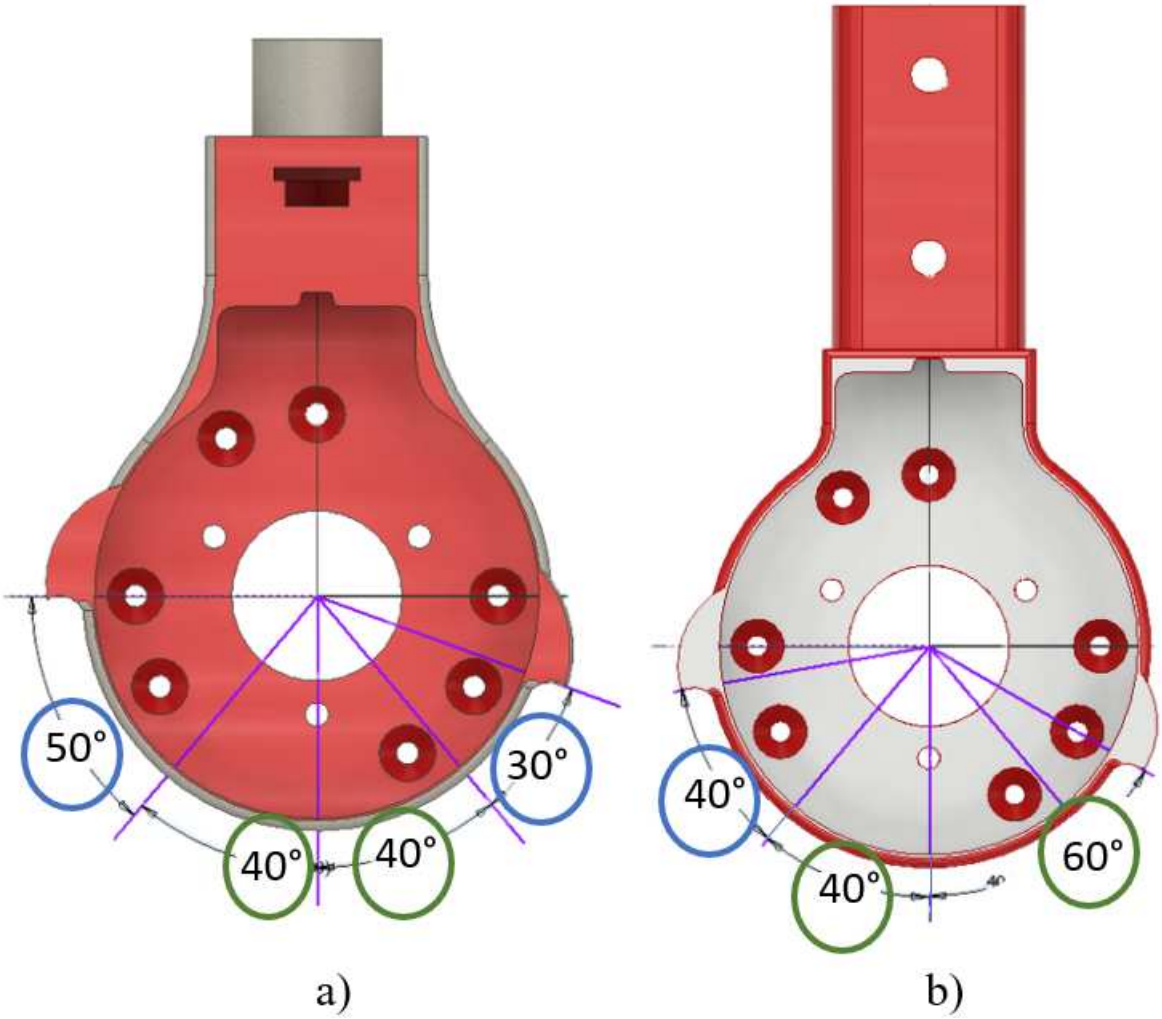
Figura 20

Seguro extra para el sistema de bloqueo

Nota: Saliente realizada en el soporte del motor para aguantar el impacto del fin de carrera. Elaboración propia.

Figura 21

Ángulo de las salientes a)Cadera b)Rodilla

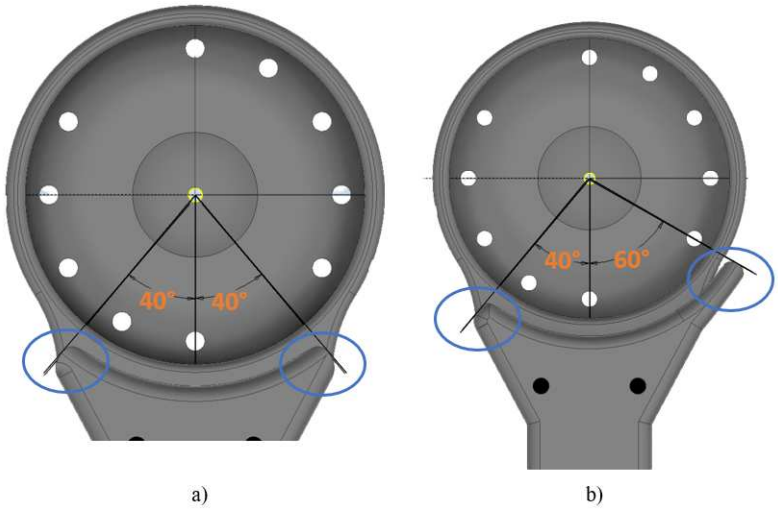


Nota: Soporte del motor con los ángulos de las salientes. Elaboración propia.

En la figura 21 podemos observar los ángulos de movimiento máximo de la cadera y rodilla, los cuales estan encerrados en una circunferencia azul, los ángulos encerrados en la circunferencia verde hacen referencia a la posición del tope en la pieza del soporte del harmonic drive como se puede observar en la figura 22.

Figura 22

Ángulos donde se encuentran los topes a)cadera b)rodilla



Nota: Soporte del Harmonic drive con los ángulos de los topes. Elaboración propia.

En la figura 22 podemos observar que la única pieza que se modificó añadiendole una prolongación de 20° es al soporte del harmonic drive de la rodilla, esto se realizó para que el tope quede en el mismo ángulo del soporte del fin carrera, ya que las ranuras que se realizaron se encuentran en la superficie de la circunferencia. Cabe mencionar que la saliente esta pegada al tope porque la extensión de la rodilla no puede superar los 0°-1° por ende debe permanecer en posición recta.

Los topes van a impactar con las salientes, que se realizaron en el soporte del motor, evitando que supere los ángulos máximos de movimiento, y en caso de que el sistema eléctrico falle, las salientes brindarán el tiempo necesario para desconectar la fuente de alimentación.

Para un mejor entendimiento en la figura 23 se muestra el ensamblaje de la pieza con un acercamiento al seguro extra que se realizó para el sistema de bloqueo.

Figura 23

Contacto entre el soporte del harmonic drive y el motor

Nota: Contacto que realiza el fin de carrera ubicado en el soporte con el motor para su corte de energía. Elaboración propia.

5.2.3. Cálculo de esfuerzo para la selección de material

para los cálculos de esfuerzo y deflexión, inicialmente se determinó la fuerza que genera el motor la cual impactará a la saliente del soporte del motor.

Ecuación 1

Datos:
Torque del motor: 7480 mNm
Distancia con el punto central: 0.045 m

Cálculo de la fuerza del motor:

$$T = F.d$$

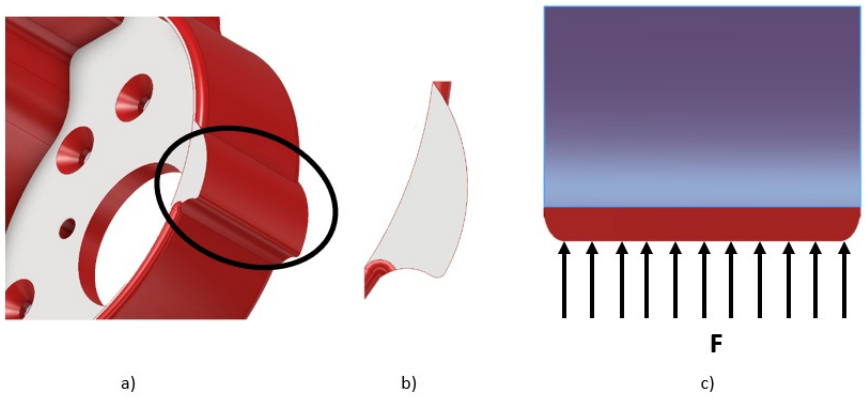
$$F = \frac{T}{d} = \frac{7.480\ N.m}{0.045\ m} = 169.49\ N$$

En la ecuación 1, se realizó un despeje para determinar la fuerza del motor, el cuál se utilizó los datos obtenidos mediante el datasheet del Maxon EC 90, que nos indicó el torque del motor y la distancia; de tal manera que se obtuvo como resultado una fuerza de 169.49 N, esta fuerza es la que debe soportar la saliente del soporte del motor al generarse contacto.

A continuación, se analizó la sección transversar de la saliente del soporte del motor, generando cargas distribuidas, como se muestra en la figura 24.

Figura 24

Soporte del motor

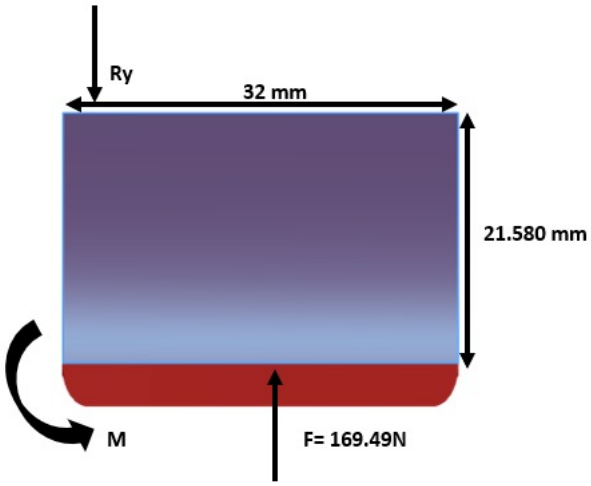


Nota: a) Saliente del soporte del motor. b) Sección de la saliente del soporte del motor. c)Distribución de cargas en la sección transversal de la saliente del soporte del motor. Elaboración propia.

En la figura 25 se establecieron las dimensiones de la sección transversal, el momento y la fuerza de reacción.

Figura 25

Sección transversal de la saliente del motor



Nota: Datos obtenidos de la saliente del soporte del motor. Elaboración propia.

Ecuación 2

$$\Sigma M = 0$$
$$169.49\ N\ (0.016\ m) - R_y(0.032) = 0$$
$$2.71184\ Nm - R_y(0.0032) = 0$$
$$R_y = \frac{2.71184}{0.032} = 84.745\ N$$
$$R_y = 84.745\ N \longrightarrow \boxed{\textbf{Reacción}}$$

Una vez obtenida la fuerza ejercida por el motor, en la ecuación 2, se procedió a determinar la reacción ante la fuerza de impacto que produce el motor, con el fin de analizar una fuerza similar pero opuesta producida por un distinto cuerpo sobre el original.

Ecuación 3

$$M_c = 169.49\ N.(0.004705\ m)$$
$$M_c = 0.7974\ Nm \longrightarrow \boxed{\textbf{Momento Flexionante}}$$

Ecuación 4

Datos:
$L = 4.047\ mm = 0.00404\ m$
$r = 4.705mm = 0.004705\ m$
$Momento = 0.797\ Nm$
$\theta = 60° = 1.04\ rad$

$$G = \frac{2.M.d}{\pi.\varphi.r^4}$$
$$G = \frac{2.(0.797).(0.00404)}{\pi.(1.04)(0.004705)^4}$$
$$G = 4\ MPA \longrightarrow \boxed{\textbf{Módulo de cizallamiento}}$$

A continuación, en la ecuación 3, se realizó los cálculos respecto al momento de flexión para determinar su reacción producida al aplicarse una fuerza externa, y a su vez, en la ecuación 4, se determinó el módulo de cizallamiento utilizando el respectivo momento que se genera al impactar a la saliente del soporte del motor.

Ecuación 5

$$\sigma = \frac{P}{A}$$

$$\sigma = \frac{169.49\ N}{0.000696926 m^2}$$

$$\sigma = 0.243\ MPA \longrightarrow \boxed{\text{Esfuerzo}}$$

En la ecuación 5 se determinó el esfuerzo utilizando la fuerza del motor y el área de la sección transversal. Para la selección del material se pensó utilizar el mismo de la fase 3 del exoesqueleto para no alterar drásticamente su peso, el cual es PLA o ácido poliláctico, es un bioplástico y termoplástico hecho de materiales naturales como el almidón de maíz, es un material fácil de trabajar, económico, no tóxico, biodegradable y ecológico PLUS (2019), pero antes de seleccionarlo, se realizó la comparación del esfuerzo obtenido analíticamente con el esfuerzo a la tracción de la tabla de propiedades del PLA, presente en la figura 26.

Tabla 2

Tabla de las propiedades mecánicas del material PLA

Propiedades mecánicas (*)	Moldeo por inyección		Impresión 3D
	Valor típico	Método de ensayo	Valor típico
Módulo de elasticidad a la tracción	-	-	2346,5 MPa
Esfuerzo de tracción a la deformación	-	-	49,5 MPa
Esfuerzo de tracción a la rotura	-	-	45,6 MPa
Alargamiento a la deformación	-	-	3,3 %
Alargamiento a la rotura	-	-	5,2 %
Resistencia a la flexión	-	-	103,0 MPa
Módulo de flexión	-	-	3150,0 MPa
Resistencia a la prueba de impacto Izod, con mella (a 23 °C)	-	-	5,1 kJ/m²

Nota: Propiedades mecánicas del material PLA . Pérez y Monge (2003) .

comparando los datos de esfuerzo de tracción a la rotura del PLA, que es de 45.6 MPa, con el esfuerzo obtenido de 0.243 MPa, se observó que el material será resistente a la rotura.

5.2.4. Cálculo de la deformación del material

Una vez seleccionado el material se utilizó su módulo de cizallamiento y el esfuerzo normal generado.

Ecuación 6

$$\gamma = \frac{\tau}{G} = \frac{0.243MPA}{4MPA} = 0.062 \longrightarrow \boxed{\textbf{Deflexión}}$$

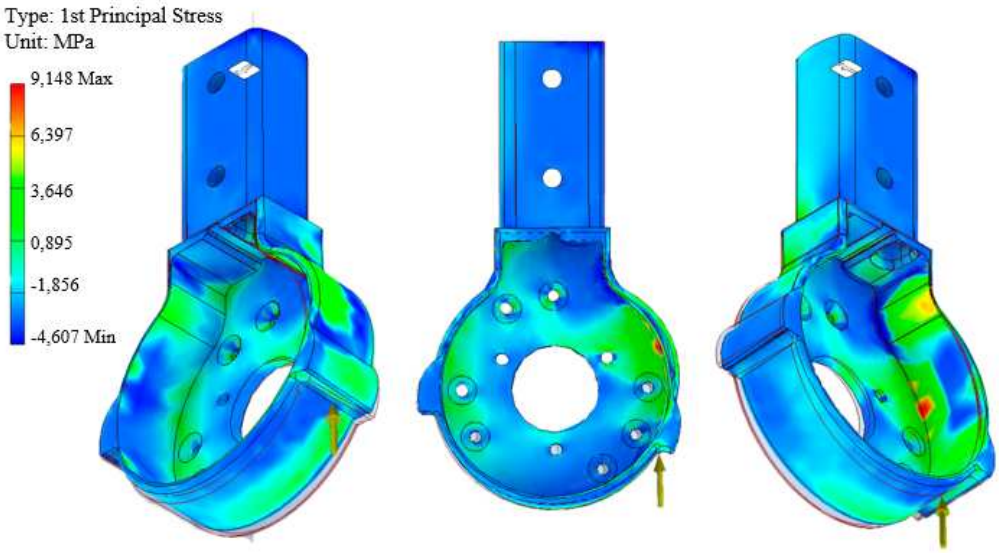
En la ecuación 6, se realizó el cálculo respectivo teniendo un resultado de 0.062 mm de deformación, esto nos quiere decir que nuestra pieza va a aguantar el impactó.

5.2.5. Validación del sistema de bloqueo mecánico mediante simulación de esfuerzo y deflexión

Para la simulación del analísis de esfuerzo y deflexión se utilizó el software de ingeniería Inventor, se procedió a seleccionar el material de la pieza, PLA, la fuerza que se va ejercer sobre la saliente en esta caso de 169.49N y las restricciones. en la figura 27 se puede observar el análisis de esfuerzo.

Figura 26

Análisis de esfuerzo



Nota: Análisis de esfuerzo realizado en el software Inventor. Elaboración propia.

Se compararon los resultados de la simulación con los resultados analíticos, en donde se demostró que el esfuerzo obtenido analíticamente se encuentra dentro del rango de la simulación de esfuerzo.

Tabla 3

Resultados del esfuerzo

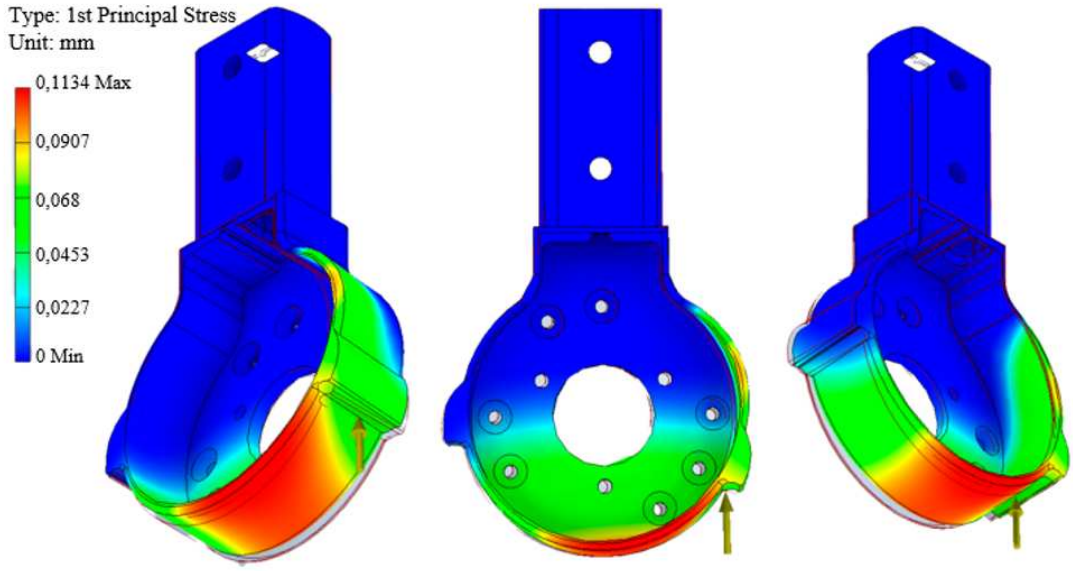
Resultado analítico vs Resultados de simulación del esfuerzo	
Simulación	-4,607 Min a 9,146 Max (MPa)
Analítico	0,243 (MPa)

Nota: comparación de los resultados analíticos y de simulación del esfuerzo. Elaboración propia .

Una vez determinado el esfuerzo que genera la saliente al recibir el impacto cuando entra en contacto, se realizó el análisis de deflexión para conocer la deformación de la saliente.

Figura 27

Análisis de deflexión



Nota: Análisis de deformación de la saliente del soporte del motor realizado en el software Inventor. Elaboración propia.

En la figura 27 la simulación de deflexión nos muestra que la saliente no sufrirá una deformación brusca al recibir el impacto, incluso el valor determinado analíticamente se encuentra dentro del rango de los resultados de la simulación.

Tabla 4

Resultados de la deflexión

Resultado analítico vs Resultados de simulación de la deformación	
Simulación	0 Min a 0,768 Max (mm)
Analítico	0.00000108 (mm)

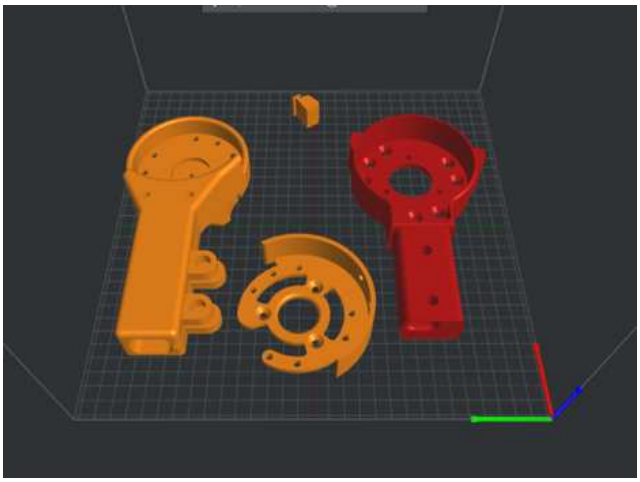
Nota: comparación de los resultados analíticos y de simulación de la deflexión. Elaboración propia .

5.2.6. Fabricación de las piezas para el sistema de bloqueo eléctrico y mecánico

Luego de realizar los cálculos en el software y obtener los resultados, se procedió a imprimir las piezas en 3D, se utilizó la impresora Raise3D PRO-2 Plus, perteneciente al Grupo de Investigación de Ingeniería Biomédica (GIBB). Este tipo de impresora ofrece una serie de prestaciones adecuadas para realizar impresiones 3D de manera profesional y productiva por ejemplo, su extrusor doble, sus dimensiones de trabajo (280x305x605) mm y temperaturas de hasta 300°C para una mayor compatibilidad de material Jackson O'Connell (2021). Las piezas diseñadas fueron guardadas en el formato CAD .stl, debido a que el software para imprimir, ideaMaker, solo acepta archivos .stl, se realizó la configuración de la impresión donde se colocó un relleno del 80 % para que tenga más resistencia. A continuación, en la figura 28 se podrá obsevar las piezas colocadas en el software.

Figura 28

Piezas en el software ideaMaker



Nota: Piezas para el sistema de bloqueo en el software ideaMaker.

El tiempo total de impresión para el sistema de bloqueo del exoesqueleto fue aproximadamente de 35 horas, en la figura 28 se puede observar las piezas impresas.

Figura 29

Piezas impresas

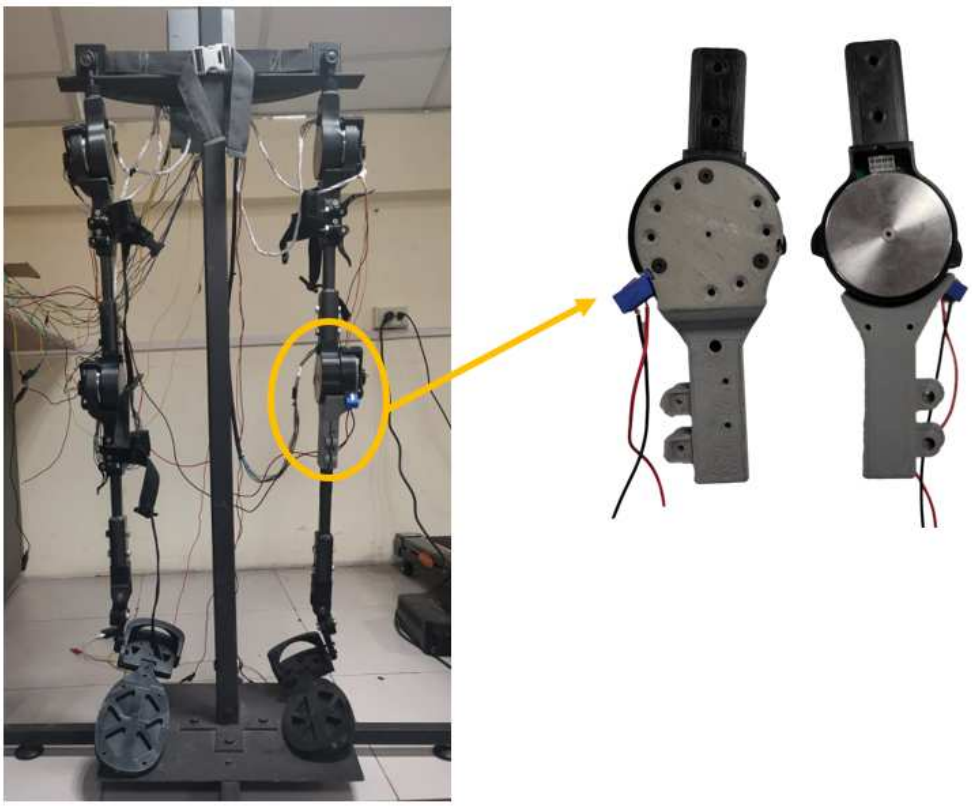
Nota: Piezas del sistema de bloqueo: Soporte del harmonic drive, base del harmonic drive, soporte del motor y soporte del fin carrera.

5.2.7. Ensamblaje del sistema de bloqueo eléctrico y mecánico

Una vez impresa las piezas se comenzó a desarmar la rodilla izquierda para implementar el sistema de bloqueo, una vez teniendo todas piezas del harmonic drive, se procedió a lubricar todos sus componentes; una vez lubricadas se empezó a ensamblar el dispositivo; se incorporó el motor Maxon EC 90, el Harmonic drive y el fin de carrera, y las piezas rediseñadas se colocaron en el exoesqueleto. en la figura 29 se muestra el dispositivo ensamblado.

Figura 30

Sistema de bloqueo



Nota: sistema de bloqueo incorpordado en el exoesqueleto.

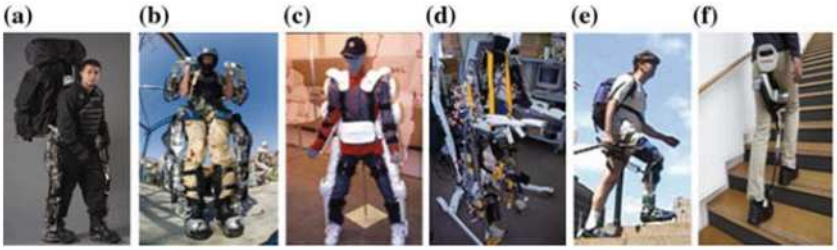
5.3. Sistema de energía y evaluación de la parte energética

Para establecer un sistema de energía apropiado, primero se realizó una serie de investigaciones respecto a la alimentación de los exoesqueletos existentes:

Figura 31

Tabla de sistemas de energía implementados en los exoesqueletos

Exoskeleton model	Developer	Power source	Method of powering
BLEEX	DARPA	Rechargeable Li-ion battery	AC power supply
Power effector	MMSE project team	Direct power supply	AC Power Supply
Walking assist device	Honda	Rechargeable lithium-ion battery	AC/DC power supply
Hybrid assistive limb	University of Tsukuba, Japan	AC100 V Charged battery	100 V AC power supply
Power assist suit for nursing care	Kanagawa Institute of Technology	Ni–MH batteries	AC power supply
HRP-2 promet	Kawada Industries	Ni–MH Battery DC 48 V, 18 Ah	48 V 20 A AC power supply
HRP-1S	Honda	Ni–Zn battery	AC power supply
KHR-3 (HUBO)	KAIST	300 W Ni–MH battery	AC power supply



Fuente: Ashish Singla y Virk (2019).

Para determinar el consumo energético de los motores implementados en el exoesqueleto, se procedió a realizar un análisis según los días y horas de utilización. Para ello, en primer lugar se procedió a investigar la potencia que produce el motor MAXON EC de 90 mm de diámetro, el cual abarcaba una potencia de 160 W, así mismo, se determinó la potencia de la Shield AZBH12A8 que utiliza, el cual posee una capacidad de voltaje de 20 V a 80 V y un amperaje de 6 A; de tal manera que, estableciendo su potencia de 24 Watts, al ser cuatro Shield utilizadas, da un incremento de 96 Watts en total a la potencia analizada de los motores. Además, también se toma en cuenta los dos sensores IMOCAP que utilizan en total los cuatro motores; estos sensores poseen una tensión de alimentación a partir de los 5 v con una corriente de 165 mA, la potencia total de los dos sensores IMOCAP abarca un valor de 0.825 Watts, los cuales serán también considerados para la selección del sistema de energía.

Se determinó que la potencia total de los 4 motores es de 640 W.

Una vez analizados los diferentes componentes electrónicos para determinar la alimentación total del exoesqueleto, se estableció que los componentes integrados conforman una potencia de 654.64 Watts. Luego de haber obtenido la potencia total de los motores, se realizó el análisis del consumo energético, para lo cual, se determinó que el tiempo de funcionamiento del exoesqueleto es de cuatro horas al día durante 30 días al mes, de tal manera que, gracias a los datos estipulados, se obtuvo el consumo de energía durante la utilización del exoesqueleto y la determinación de su consumo total para la adaptación de una fuente de energía óptima y factible.

Ecuación 7.

Consumo mensual de los Motores Maxon EC 90:

Potencia total x horas al día x días al mes:

$$736.825\ x\ 4\ x\ 30$$

$$Consumo = 88419\ \frac{Wh}{mes}$$

$$Consumo = 88.4\frac{kWh}{mes}$$

La fórmula presente demostró que el consumo de los cuatro motores MAXON EC 90 en conjunto con los sensores y controladores presentes en el exoesqueleto es de 88.4 kWh/mes.

Una vez analizado el consumo energético que generan los motores en la estructura del exoesqueleto, tanto para las articulaciones de la cadera como para los de la rodilla, se realizó una investigación para establecer una fuente de energía que pueda abarcar este consumo energético, así como el voltaje y amperaje determinados en las características del motor MAXON EC 90.

5.3.1. Tipos de sistemas de alimentación para el exoesqueleto

A continuación, se realizó un análisis de los distintos tipos de batería que podrían ser utilizados para la independencia del sistema de energía del exoesqueleto, con el fin de seleccionar el más óptimo.

5.3.2. Baterías Ni-Mh

La batería Ni-Mh, está compuesta por níquel e hidruro metálico, se caracterizan por ser amigables con el medio ambiente, además, proporciona un voltaje total de hasta 1.2 V. Posee

un tiempo de carga entre 12 a 14 horas; sin embargo, solo está a la venta paquetes de hasta seis baterías Ni-Mh máximo. Normalmente su precio radica en 3

5.3.3. Baterías Ni-Mh

La batería Ni-Zn, se conforma por níquel y zinc, emana un voltaje total de hasta 1.6 V.Son recargables y su tiempo de carga oscila entre las 12 a 14 horas; sin embargo, este tipo de baterías al igual que las de Ni-Mh solo se venden en paquetes de hasta sesis baterías máximo.

5.3.4. Baterías Ión-Litio

La batería de Ión-Litio, se caracteriza por proporcionar un voltaje total de hasta 3.7 V.Son recargables y su tiempo de carga oscila entre las 2 a 6 horas máximo, además, se encuentran a la venta paquetes de hasta 32 baterías Ión-Litio a diferencia de las tradicionales.

5.3.5. Fuente de poder

Al ser una fuente de poder variable, puede abarcar hasta los 220 V y posee un peso de hasta 10 kilogramos según el tipo de fuente pero n oes independiente, se puede utilzar solo en los laboratorios.

Cabe recalcar que no solo se tomó en cuenta el consumo de energía para la selección de la fuente de energía independiente, pues se estipuló que el usuario cargará con esta fuente para poder alimentar el exoesqueleto durante su fase de asistencia en el ciclo de marcha, por ello fue muy importante tomar en cuenta el peso total de la fuente establecida para la comodidad del ususario. Por lo que, se realizó una tabla de ponderación acorde a las características específicas que requiere el sistema de energía del exoesqueleto.

Tabla 5

Tabla de ponderación de distintos tipos de sistema de alimentación para el exoesqueleto

		Ponderación					
Tipo de baterías	**Ilustración**	**Capacidad: 30**	**Peso: 25**	**Tiempo de carga: 15**	**Tamaño: 20**	**Costo: 10**	**Total: 100**
Batería Ni-Mh		15	25	7	20	10	**77/100**
Batería Ión-Litio Recargable		30	20	15	20	7	**92/100**
Batería Ni-Zn Recargable		15	25	7	20	10	**77/100**
Fuente de poder Variable		30	5	15	5	2	**57/100**

Nota: Ponderación según la funcionalidad de los distintos tipos de sistemas de energía. Elaboración propia .

Al realizar la tabla de ponderación se analizaron características como capacidad, costo, tiempo de carga, tamaño y peso con el fin de determinar una fuente de energía adaptable para el exoesqueleto y apropiada para el usuario. Por lo que, según la tabla, se estableció que la fuente de energía óptima debe ser un paquete de baterías de litio recargables.

Figura 32

Paquete de baterías de litio recargable

.

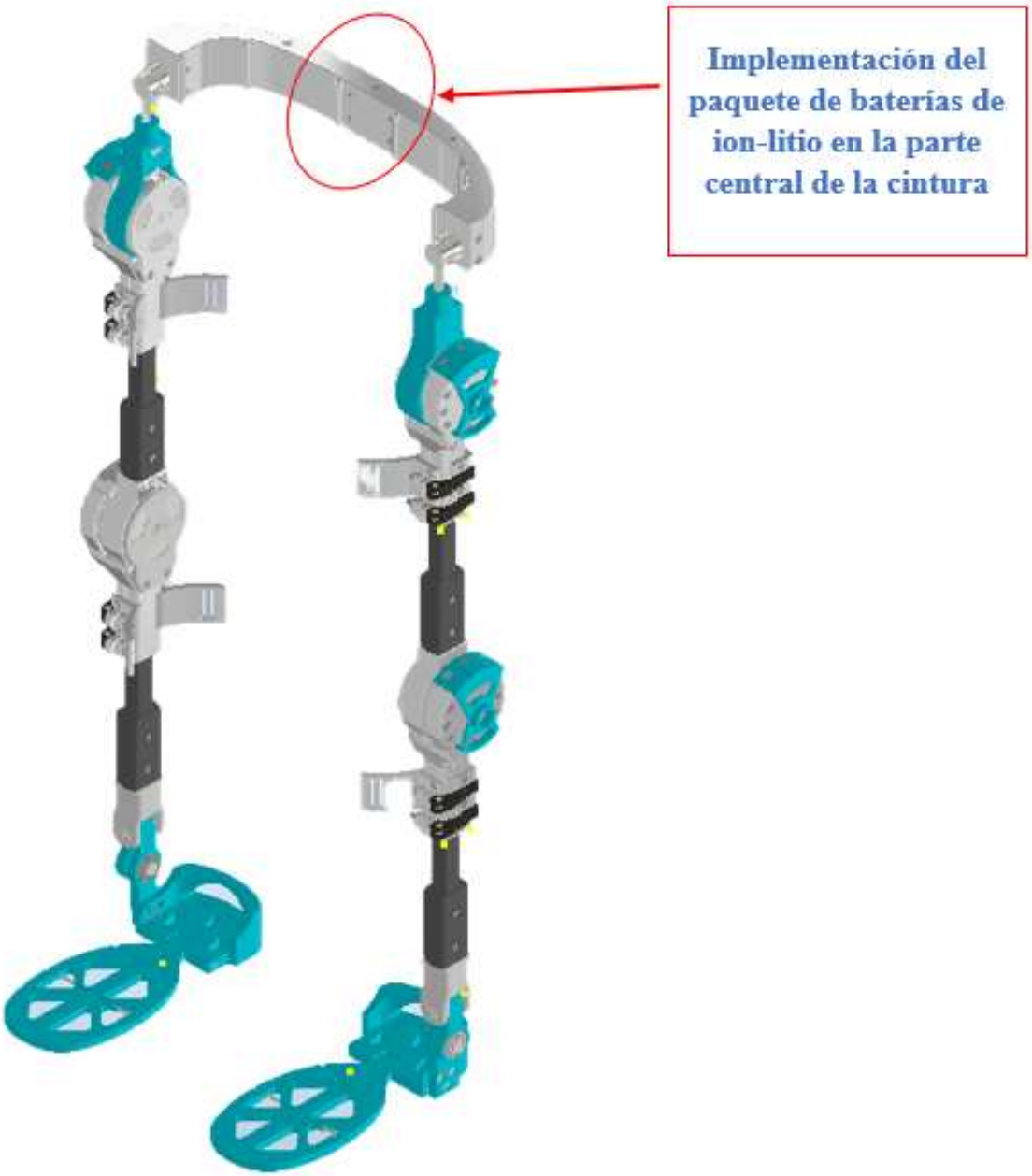
Nota: Batería de litio de 12v y 50Ah para motor de bicicleta eléctrica, 600W y batería de iones de litio de 1000W, panel solar de 12v con cargador de 5A. Obtenido de batteries Company Store (2021)

Se puede observar en la figura 32, el sistema de energía seleccionado para la alimentación del exoesqueleto;en adición, se estableció distintos métodos de implementación del sistema de energía seleccionado en el exoesqueleto considerando pautas tanto respecto a la estructura del exoesqueleto como a la del usuario.

Las pautas establecidas para la implementación del sistema de energía seleccionado en el exoesqueleto consideraban la ubicación del paquete de baterías de ion-litio en la estructura del exoesqueleto, por lo que se determinó una ubicación que no intervenga en el movimiento de las articulaciones al momento que el usuario comience su ciclo de marcha. De tal manera que, se estableció que el lugar óptimo donde iría el paquete de baterías de ion-litio, podría ser a la altura de la parte central de la cintura del exoesqueleto para evitar interrumpir la asistencia de la marcha al usuario.

Figura 33

Estructura del exoesqueleto



.

Nota: Implementación del sistema de energía seleccionado en la estructura del exoesqueleto.Elaboración propia.

A su vez, se determinó la implementación del paquete de baterias de ion-litio dentro de una mochila para que el usuario pueda llevarlo en la espalda mientras utiliza el exoesqueleto durante el ciclo de marcha, para ello, se investigó las dimensiones y peso del paquete de baterías para determinar si es factible que el usuario lo lleve.

Tabla 6

Tabla de las dimensiones y peso del paquete de baterías de ion-litio

Características	
Peso	2,5 kg
Alto	110 mm
Ancho	250 mm
Largo	200 mm

Nota: Dimensiones y peso del sistema de energía seleccionado. Elaboración propia .

Se puede observar en la tabla de dimensiones y peso del sistema de energía seleccionado, que el paquete de baterías de ion-litio no vulnera la integridad física del usuario al momento de llevarlo en su espalda, puesto que sería un peso de 2.5 kg distribuido en ambas extremidades superiores por lo que no generaría una afección a la salud del usuario.

Figura 34

Ejemplificación de la mochila adaptada al exoesqueleto

Nota: Implementación del paquete de baterías de ion-litio en la mochila adaptada al exoesqueleto para el usuario. Obtenido de Portillo (2018).

Figura 35

Paquete de baterías de Litio recargable con su respectivo cargador

Nota: Batería de litio de 12v y 50Ah para motor de bicicleta eléctrica, 600W y batería de iones de litio de 1000W, panel solar de 12v con cargador de 5A. Obtenido de batteries Company Store (2021).

En la figura 35 se puede observar el sistema de energía seleccionado que debería ser implementado dentro de la mochila adaptada a la estructura del exoesqueleto, el cual se lo consideró como la opción mas factible para generar un sistema de energía independiente, debido a que no le estorbaría al usuario al momento de realizar el ciclo de marcha; además, posee un cargador para las baterías al momento que se esté quedando sin energía el exoesqueleto, por lo que también es óptimo para el usuario ya que puede conectarlo en el momento que desee conveniente gracias a la mochila implementada.

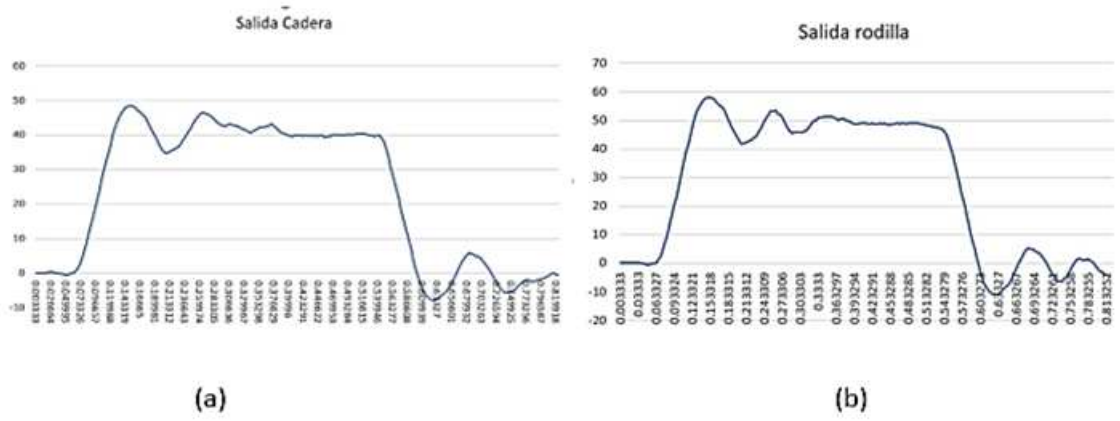
El precio establecido del paquete de baterías de Litio recargables es de $270, un precio que aunque parezca elevado en realidad resulta económico para alimentar los actuadores y pueda recargarse en cualquier momento.

6. Resultados

Las curvas de referencia vs salida de la cadera y rodilla durante la asistencia en el ciclo de marcha, permitieron establecer los ángulos máximos que las articulaciones pueden realizar naturalmente, de tal manera que, se observó que la cadera puede realizar un movimiento angular máximo de 50° en flexión, mientras que la rodilla abarca máximo un movimiento angular de 40° en flexión.

Figura 36

Señal de los actuadores de la rodilla y cadera



Nota: Señal de los actuadores de la rodilla y cadera según el ciclo de marcha obtenido de S. García y Lituma (2021).

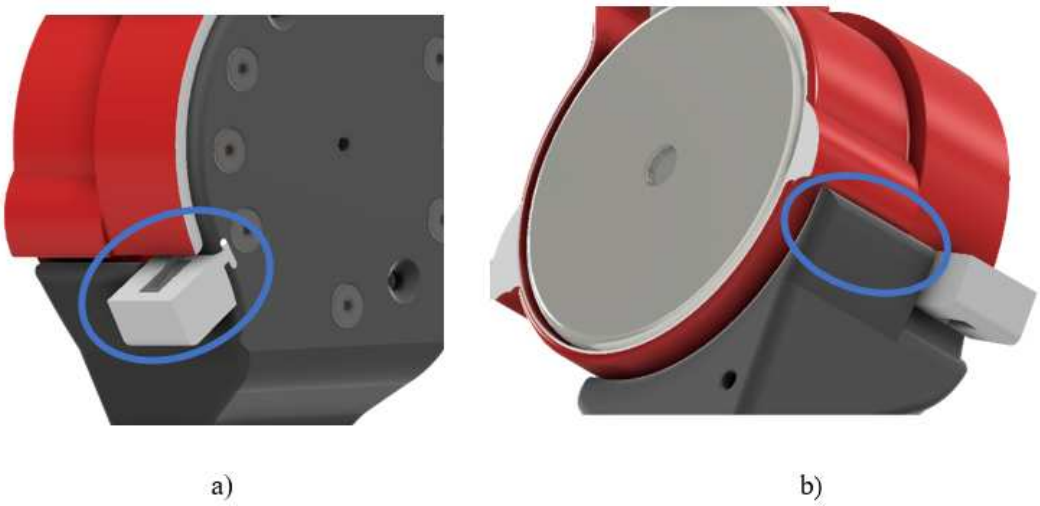
En la figura 36 se observa la señal de los actuadores de la cadera y rodilla con sus ángulos máximo en flexión durante el ciclo de marcha. Por lo tanto, al tener las variables angulares, se procedió a determinar un diseño de concepto respecto a los sistemas de bloqueo mecánicos y eléctricos; debido a que se utilizó estos ángulos para el rediseño de las piezas según el movimiento natural que genere el usuario.

Se ideó un sistema de seguridad para el usuario del exoesqueleto, el cual se connsideró desde dos puntos de vista, el primero un sistema de bloqueo eléctrico el cual cortará el paso de energía de los motores, el segundo es un sistema de bloqueo adicional en caso de que el primero falle, el cual consiste, en que las geometrías de los componenetes mecánicos, no permitirá que el ángulo de rotación no sobrepase la posición angular

máxima de las articulaciones de la rodilla y cadera.

Figura 37

sistema de bloqueo eléctrico y mecánico



Nota: sistemas de bloqueo propuestos a)eléctrico b)mecánico. Elaboración propia.

En la figura 37 se observa los sistemas de bloqueo que se realizaron, el sistema eléctrico consiste en un fin carrera, que al momento de superar los ángulos máximos de la rodilla y cadera, en la flexión y extensión, hará contacto el fin carrera y cortará el paso de energía y los motores dejarán de funcionar. Esto se probó en ejecución y efectivamente los actuadores se detuvieron al contacto del fin carrera, pero cabe recalcar que solo se mantendrán apagados si el fin de carrera se mantiene presionado. En la figura 38 se puede observar el fin carrera en ejecución.

Figura 38

Ejecución del sistema de bloqueo eléctrico

Nota: Fin carrera en contacto con la base del harmonic drive.

El sistema de bloqueo mecánico consiste en el resideño de las piezas, para que impacten y detengan el movimiento del motor en caso de que el sistema de bloqueo eléctrico falle, cabe mencionar que los motores en este sistema no se van a apagar, las geometrías de la pieza detendrán el movimiento más no el funcionamiento, con este sistema se quiere brindar el tiempo suficiente para poder apagar los motores y así salvaguardar la integridad del usuario. Para realizar la prueba de resistencia del sistema mecánico se puso en funcionamiento sin el sistema eléctrico, dando como resultado el detenimiento del motor, en la figura 39 se puede observar como la geometría está deteniendo el movimiento.

Figura 39

Ejecución del sistema de bloqueo mecánico

Nota: funcionamiento del sistema de bloqueo mecánico.

Al realizar las pruebas se pudo comprobar que los cálculos realizados analíticamente y en la simulación fueron realizados correctamente, la pieza impresa en PLA con 80 % de relleno, logro frenar la fuerza que se genera de 169.49 N evitando que supere los ángulos máximos del ciclo de marcha humana.

Al establecer la ecuación del consumo mensual que generan los cuatros motores MAXON EC 90 implementados en el exoesqueleto, se observó que producen un consumo alto, sin embargo, cabe recalcar que este consumo fue distribuido respecto a su utilización durante cuatro horas al día, treinta días al mes; por lo que,el sistema de energía seleccionado, el cual es el paquete de baterias de litio, resultó ser viable debido a que son recargables y pueden alimentar los actuadores sin ningún inconveniente todo el mes; evitando gastos innecesarios.

Fue necesario una investigación a detalle sobre los tipos de baterías que podían independizar el sistema de energía del exoesqueleto, sin embargo, se analizó según las caraterísticas de cada batería; desde su peso y tamaño hasta su costo y tiempo de carga.

Figura 40

Paquete de baterías de Litio recargable con su respectivo cargador

Batería NI-Mh	Batería Ion-Litio Recargable	Batería Ni-Zn Recargable	Fuente de poder variable

Nota: Batería de litio de 12v y 50Ah para motor de bicicleta eléctrica, 600W y batería de iones de litio de 1000W, panel solar de 12v con cargador de 5A. Obtenido de batteries Company Store (2021).

Como se puede visualizar en la figura 40, se seleccionó el paquete de baterías de litio debido a su tiempo de carga entre 2 a 6 horas máximo a diferencia de los otros tipos de batería que tienen un tiempo de carga de hasta 14 horas. No obstante, también fue seleccionado por el costo bajo que posee y su capacidad. Además, se analizó que la manera más factible para implementar las baterías independientes sería adecuarlas directamente en la mochila que se podría adaptar al exoesqueleto, con el fin de que el usuario pueda ir cómodo.

7. Conclusiones

- Se concluyó que al diseñar el sistema de bloqueo considerando los ángulos de posición máximos de las articulaciones de la cadera y rodilla, así como las dimensiones de las piezas rediseñadas y el material con el que se efectuaría su fabricación, el sistema de bloqueo logró realizar contacto con el soporte del harmonic drive, así mismo, la saliente del soporte del motor recibió el impacto de la fuerza del motor.

- Se determinó el sistema de energía independiente gracias al análisis del consumo energético de los motores y también considerando las características de la estructura del exoesqueleto, así como las dimensiones de los distintos tipos de baterías presentados.

- Se evaluó la saliente del soporte del motor, perteneciente al sistema de bloqueo, produciendo la detención del movimiento del motor, generando el tiempo suficiente para desconectar la fuente de alimentación. A su vez, el fin carrera al entrar en contacto con la base del harmonic drive activó el corte del suministro de energía y de igual manera generó el tiempo suficiente para desactivar la fuente de alimentación.

8. Recomendaciones

- Realizar una comparación analítica y física respecto a la resistencia del material según la fuerza aplicada por el motor tomando en cuenta las características presentes en la tabla de propiedades del material seleccionado.

- Tomar en cuenta las características físicas del usuario en la selección del sistema de energía para evitar provocar fatiga y cansancio debido al peso del sistema de energía.

- Implementar otra fuente de poder para la conexión del fin de carrera para evitar conectarla directamente a la shield y provocar un cortocircuito que puede averiar al motor.

- Utilizar el software Labview 2020 o superior para lograr la conexión del compac rio con el software NI MAX.

- Utilizar sensores fin de carrera robustos para evitar su rotura al momento de recibir el impacto generado por la fuerza del motor.

- Se debe considerar que al trabajar con impresión 3D, las simulaciones deben realizarse como material tipo anisotrópico debido a que la impresión es generado por capas y no por inyección; lo cual generara simulaciones más apegadas a la realidad.

Referencias

Abrego, A. (2019). Biomecánica de la cadera. guadalajara. *obtenido de: http://www.medicina.uanl.mx/*.

Acceso, R. (2015). Exoesqueleto indego movilidad para uso personal. *AdaptA*.

Ashish Singla, A. D., Saurav Dhand, y Virk, G. S. (2019). Toward human-powered lower limb exoskeletons: A review. *obtenido de: Toward Human-Powered Lower Limb Exoskeletons: A Review*.

batteries Company Store, S. G. (2021). Batería de litio de 12v y 50ah para motor de bicicleta eléctrica, 600w y batería de iones de litio de 1000w, panel solar de 12v con cargador de 5a. Obtenido de:https://es.aliexpress.com/item/32814562493.html?gatewayAdapt=glo2esp .

Candy Tefertiller, J. J. A. J. C. H. T. B., Kaitlin Hays, y Forrest, G. F. (s.f.). Initial outcomes from a multicenter study utilizing the indego powered exoskeleton in spinal cord injury. *Top Spinal Cord Inj Rehabil*.

Chávez, M., y Rodríguez, F. (2010). Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitaciǿn. *Ingeniería Biom´dica*, *4*(7), 35–73.

Dentaltix. (2020). Batería ni-mh.

Dra. Llorente, L., y Robles, K. (2014). Experiencia de la terapia con lokomat en pacientes portadores de parálisis cerebral y síndromes atáxicos, instituto de rehabilitación infantil teletón concepción chile. *Elsevier*.

Elmiger, E. (2019). Ec motor. madrid. *obtenido de: https://www.maxongroup.com/*.

EscuelaOsteopatía. (2019). Biomecánica de la cadera. lima. *obtenido de: https://escuelaeuropeademasaje.com/*.

Feicán, C., y Saquicela, C. (2020). Kinematic validation of a lower limb exoeskeleton using computer simulation. *2020 IEEE ANDESCON*.

Fetto, A., J. Leali. (2018). Biomecánica de la articulación de la cadera. *Obtenido: https://www.aaot.org.ar/revista/1993*$_2$002/2000/2000$_3$/650310.*pdf*.

García, y Escudero. (2007). Sensibilidad a la colocación de los marcadores en el modelo convencional de análisis cinemático de la marcha.

García, S., y Lituma, W. (2021). Desarrollo de un sistema de control fundamentando en la toma de señales inerciales y mejora de los componentes mecánicos de un prototipo de exoesqueleto para extremidades inferiores.

Iglesias R., M. C. M. J., Lago A. (2012). Modelado y simulaciǿn de una batería de ion-litio comercial multicelda. *Universidad de Vigo*.

Jackson O'Connell. (2021). Material/plástico pla. obtenido de:https://all3dp.com/2/what-is-pla-plastic-material-properties/.

Maxon. (2020). Datasheet 515458. *maxongroup*.

PLUS, I. D. P. . (2019). Raise 3d pro 2 plus. *Obtenido de:https://www.impresoras3d.com/producto/raise3d-pro-2-plus/*.

Portillo, G. (2018). Sistemas de alimentación independientes. *Obtenido de:https:https://www.renovablesverdes.com/baterias-de-litio/*.

Pérez, R. M., M, y Monge, C. (2003). Carga rápida de baterías de ni-cd y ni-mh de media y gran capacidad. análisis, síntesis y comparación de nuevos métodos.

Pérez, R. M., M, y Monge, C. (2016). Diseño de un exoesqueleto por segmentos para evaluación y tratamiento del miembro superior.

Realty, N. A. (2013). Wheelchair´s beyond limits. california. *obtenido de: https://wheelchairbeyondlimits.wordpress.com/2013/03/07/lokomat/comment-page-1/*.

Sinchi, J., y Tacuri, B. (2021). *Modificaciøn estructural del exoesqueleto para extremidades inferiores fundamentado en el uso de fibra de carbono* (Tesis de Master no publicada). Universidad Polit´cnica Salesiana.

Sparkole. (2021). *Batería recargable de iones de litio*.

Tamburrino, B. (2017). Diseño y construcción de una pierna exoesquelética para la asistencia de la marcha.