



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PIERNA EXOESQUELÉTICA PARA LA ASISTENCIA DE LA MARCHA

MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE INGENIERO CIVIL MECÁNICO

BASILIO NIKOLAS TAMBURRINO CABRERA

PROFESOR GUÍA:
ROBERTO CORVALÁN PAIVA

MIEMBROS DE LA COMISIÓN:
BRUNO GROSSI CÓRDOVA
OMAR DAUD ALBASINI

SANTIAGO DE CHILE
2017

**RESUMEN DE LA MEMEMORIA PARA
OPTAR AL TITULO DE:** Ingeniero Civil
Mecánico
POR: Basilio Nikolas Tamburrino Cabrera
FECHA: 19/01/2017
PROFESOR GUÍA: Roberto Corvalán Paiva

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UNA PIERNA EXOESQUELÉTICA PARA LA ASISTENCIA DE LA MARCHA

El presente trabajo de título consiste en el diseño y construcción de una pierna exoesquelética para la asistencia de la marcha. La motivación del trabajo de título es el desarrollo de una pierna exoesquelética a un bajo costo, que pueda ser extendido y mejorado en un futuro, por ejemplo, con fines médicos. Además el desarrollo de un proyecto multidisciplinario que incluye diferentes áreas de ingeniería y ciencias.

El trabajo de título se inició con en el estudio de exoesqueletos actuales y el estudio biomecánico de la marcha humana. Se realizaron diversos códigos en Matlab para el análisis cinemático y dinámico de un modelo simplificado de la pierna humana, donde se obtuvo los valores de los ángulos de la articulación de la cadera y rodilla, también se obtuvo las fuerzas y torques necesarios para el movimiento, en base a esto se seleccionaron los actuadores, los cuales son actuadores lineales eléctricos. Posteriormente se realizó el diseño CAD de los componentes del exoesqueleto. Los componentes fueron validados mediante una simulación de elementos finitos con el software Solidworks. Posteriormente se realizaron los planos y la compra de materiales con recursos obtenidos por el departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Chile. La manufactura de la pierna exoesquelética se realizó en el taller mecánico del Departamento de Ingeniería Mecánica. Posteriormente se realizó el desarrollo de la electrónica y la implementación del sistema de control del exoesqueleto, utilizando como microcontrolador una placa Arduino. Se realizaron dos códigos en Arduino, uno correspondiente al a cinemática directa, donde el operador del exoesqueleto selecciona los ángulos objetivos de la articulación de la cadera y rodilla y el exoesqueleto mueve la pierna a esa configuración, y un segundo código correspondiente al ciclo de la marcha, donde el operador puede seleccionar el movimiento correspondiente a una marcha de 0.8, 0.9, 1.0, 1.1, 1.2 km/h. Posteriormente se realizaron las pruebas pertinentes al exoesqueleto.

Se obtuvo los valores de los ángulos de las articulaciones de la cadera y rodilla en una marcha humana normal a bajas velocidades, los valores de la dinámica inversa del movimiento, el modelo CAD de la pierna exoesquelética, los planos de los componentes, el diseño del sistema electrónico y dos programas en Arduino que realizan el movimiento de la pierna.

El exoesqueleto tuvo un costo aproximado de \$340.000 y se desarrolló con la finalidad de ser replicable, ya que todos los programas utilizados son gratuitos o tienen su versión gratuita. Se concluye que es factible realizar exoesqueletos de rehabilitación y asistencia en Chile. Al ser un proyecto multidisciplinario se propone que se incluyan otros profesionales como ingenieros eléctricos y diseñadores industriales para la continuación del proyecto.

Para mi abuelo

*¿Qué hacemos con la universidad?
Los grados que otorga son títulos nobiliarios.*

Nicanor Parra

Agradecimientos

Agradezco a toda la gente que me acompañó durante estos años, principalmente a mis padres por darme apoyo absoluto en las decisiones que tomé y a mi hermana quien siempre me dio un segundo punto de vista.

Agradezco a mi profesor guía, Roberto Corvalán Paiva, quien aceptó este desafío conmigo y siempre mostró interés, motivación y la mejor disposición en el desarrollo de este trabajo.

Agradezco al Stgo.MakerSpace, lugar donde realicé la mayor parte del trabajo, además de ser uno de los pocos lugares donde existe una democratización de la tecnología y apoyo en la realización de nuevos proyectos.

Agradezco al Chilean Maker Workshop por la buena onda al momento de necesitar de su ayuda.

También agradezco a toda la gente con la que compartí en la Universidad, amigos, profesores, funcionarios y también a todos los que me acompañaron e hicieron mi estadía más grata en México.

Y a la cafeína, ya que dormir es para tontos.

Tabla de Contenido

1. Introducción	1
1.1 Motivación	2
1.2 Objetivo principal	3
1.3 Objetivos específicos	3
1.4 Alcances	3
2. Metodología	4
2.1 Etapa mecánica	4
2.2 Etapa de control	5
3. Antecedentes	6
3.1 Tipos de exoesqueletos	6
3.1.1 Exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha	6
3.1.2 Exoesqueletos para la asistencia de la marcha	7
3.1.3 Exoesqueletos para el aumento de fuerza	8
3.2 Actuadores	9
3.3 Configuración de los exoesqueletos	11
3.4 Estudio de la marcha humana	12
3.4.1 Etapas de la fase de apoyo	13
3.4.2 Etapas de la fase de balanceo	13
3.4.3 Análisis de la marcha humana en el plano sagital	14
3.5 Articulaciones del cuerpo humano	19
4. Desarrollo del proyecto	21
4.1 Seguimiento de la marcha	21
4.2 Estudio cinemático y dinámico	27
4.2.1 Cinemática Directa	27
4.2.2 Cinemática inversa	29
4.2.3 Estudio cinemático de los centros de gravedad	31
4.2.4 Estudio dinámico	33
4.3 Diseño del exoesqueleto	36
4.3.1 Parámetros de diseño	36
4.3.2 Selección de actuadores	37
4.3.3 Definición de los componentes	39
4.3.4 Listado de componentes	55

4.3.5	Construcción del prototipo	57
4.4	Electrónica del exoesqueleto	58
4.4.1	Componentes de la electrónica	58
4.4.2	Montaje de la electrónica	60
4.5	Sistema de Control	65
4.5.1	Diseño del sistema de control	65
4.5.2	Programación del sistema de control	65
	Cinemática Directa	66
	Ciclo de la marcha	68
5.	Pruebas	71
5.1	Ciclo de la marcha	71
5.2	Trayectorias obtenidas	81
5.3	Velocidades obtenidas	84
6.	Discusiones y Conclusiones	88
6.1	Discusiones	88
6.2	Conclusiones	89
7.	Bibliografía	91

Anexos

Anexo A: Códigos Matlab

Anexo B: Códigos Arduino

Anexo C: Planos

1. Introducción

Los exoesqueletos son sistemas mecánicos que funcionan como una extensión del cuerpo del portador, son diseñados como una estructura mecánica externa del cuerpo, donde las articulaciones del exoesqueleto permiten el movimiento de los miembros del cuerpo humano. Los exoesqueletos combinan la inteligencia del operador y las capacidades del exoesqueleto para lograr funciones que superan las capacidades del portador [1].

Los primeros desarrollos de exoesqueletos se iniciaron en la década de los 60, por la armada de Estados Unidos y la empresa General Electric con su proyecto Hardiman I. El exoesqueleto fue diseñado para el incremento de la fuerza su portador, principalmente para tareas de carga y descarga de objetos, el exoesqueleto fue diseñado para levantar una masa de 25 kg mientras que el usuario sentía que la masa era de tan solo de 1 kg. El exoesqueleto de cuerpo completo nunca fue utilizado con un usuario, ya que el exoesqueleto se volvía inestable y peligroso. El proyecto también realizó un brazo exoesquelético que logró levantar una masa de 340 kg [2]. La Figura 1-1 muestra los primeros exoesqueletos realizados por General Electric.

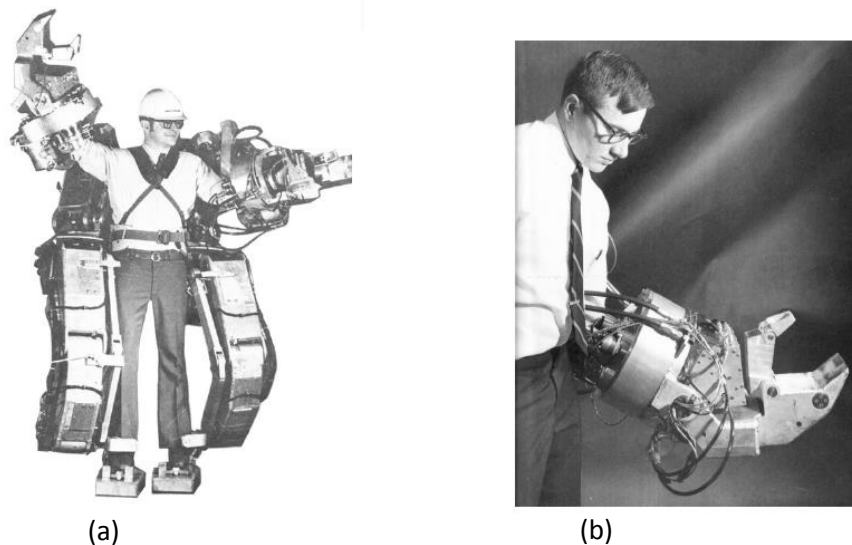


Figura 1-1 Proyecto Hardiman I. a) Exoesqueleto de cuerpo completo. b) Brazo exoesquelético.
Fuente: Referencia [2]

Actualmente se han incorporado otros objetivos en el desarrollo de exoesqueletos, tales como la asistencia de tareas en personas con problemas motrices, tales como la marcha humana.

Existen exoesqueletos de miembros inferiores, tales como ReWalk y eLegs que han logrado la asistencia de la marcha de personas parapléjicas o con problemas motrices. Otros exoesqueletos de miembros inferiores, por ejemplo, The Robotic Orthosis Lokomat han mejorado la eficiencia en la recuperación y rehabilitación en pacientes con problemas en sus miembros inferiores. Los exoesqueletos de rehabilitación utilizan movimientos repetitivos, programados por un fisioterapeuta, esto permite a los fisioterapeutas preocuparse y medir el avance del paciente sin tener que realizar de manera manual el trabajo pesado. La Figura 1-2 muestra los exoesqueletos ReWalk, eLegs y The Robotic Orthosis Lokomat.

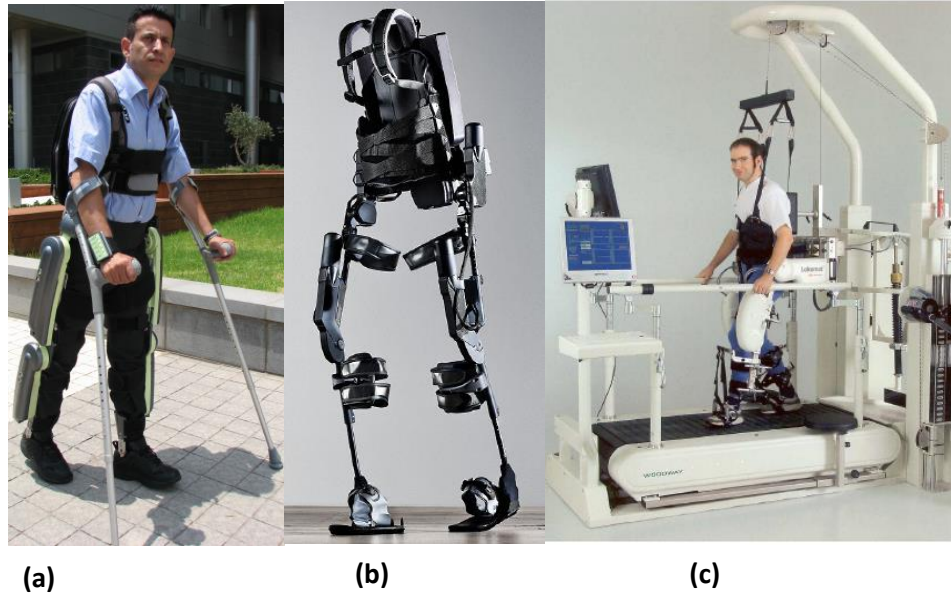


Figura 1-2 a) Exoesqueleto para la asistencia de la marcha ReWalk, b) Exoesqueleto para la asistencia de la marcha eLegs, c) Exoesqueleto para la rehabilitación de la marcha The Robotic Orthosis Lokomat.
Fuente: Referencia [2]

1.1 Motivación

La motivación principal es el desarrollo de un prototipo de una pierna exoesquelética para la asistencia y entrenamiento de la marcha para una persona sana con un bajo costo, ya que los exoesqueletos de miembros inferiores tienen costos de alrededor de US\$ 60.000 y US\$ 140.000 [3].

Se pretende que posteriormente el prototipo pueda ser modificado y mejorado para fines médicos, tales como rehabilitación y entrenamiento de la marcha en pacientes con algún grado de paresia en su pierna producto, por ejemplo, de un accidente cerebrovascular. Además se pretende dar continuidad al proyecto, permitiendo que el exoesqueleto sea extendido a un exoesqueleto de ambos miembros inferiores o de cuerpo completo, generando un desarrollo tecnológico en el área de exoesqueletos en Chile.

La motivación final es el desarrollo y desafío de un proyecto multidisciplinario, incluyendo diferentes áreas como la ingeniería mecánica, electrónica y biomecánica, de una manera práctica con resultados físicos.

1.2 Objetivo principal

El objetivo principal es el diseño y construcción de un prototipo de una pierna exoesquelética para la asistencia y entrenamiento de la marcha a bajas velocidades para personas sanas de bajo costo.

1.3 Objetivos específicos

Para cumplir el objetivo principal se deben completar los siguientes objetivos específicos:

- Revisión del estado del arte.
- Estudio de la marcha humana normal.
- Cálculo de la cinemática inversa-directa y dinámica inversa del mecanismo.
- Diseño del sistema mecánico del exoesqueleto, definiendo los elementos mecánicos involucrados.
- Construcción del prototipo.
- Control básico del prototipo.
- Pruebas finales.

1.4 Alcances

El trabajo de título contempla los siguientes alcances:

- Diseño mecánico y construcción de una pierna exoesquelética, con los grados de libertad correspondientes a las articulaciones de cadera y rodilla para su funcionamiento en el plano sagital.
- Desarrollo del sistema de control de la pierna exoesquelética mediante una conexión computador-microcontrolador, permitiendo el ciclo de la marcha a bajas velocidades.
- Pruebas finales correspondientes a la medición de la velocidad obtenida de los eslabones del exoesqueleto y del conjunto, seguimiento angular de las articulaciones de la cadera y rodilla, comparación de los resultados obtenidos de la marcha humana sana y la marcha con el exoesqueleto.

2. Metodología

La metodología de trabajo separó en dos etapas, la etapa mecánica y la etapa de control, las que se describen a continuación.

2.1 Etapa mecánica

El proyecto se inicia con el estudio de exoesqueletos y la marcha humana, posteriormente se realiza el estudio cinemático de la marcha y del mecanismo, y el estudio dinámico para proceder a la selección de actuadores. Se inicia la etapa de diseño de componentes y modelo CAD el cual se valida con el análisis mediante elementos finitos. Posteriormente se realizarán los planos y la compra de materiales con los recursos obtenidos por el departamento de Ingeniería Mecánica de la facultad para la manufactura del exoesqueleto. El diagrama de flujo de la metodología de la etapa mecánica se presenta en la Figura 2-1.

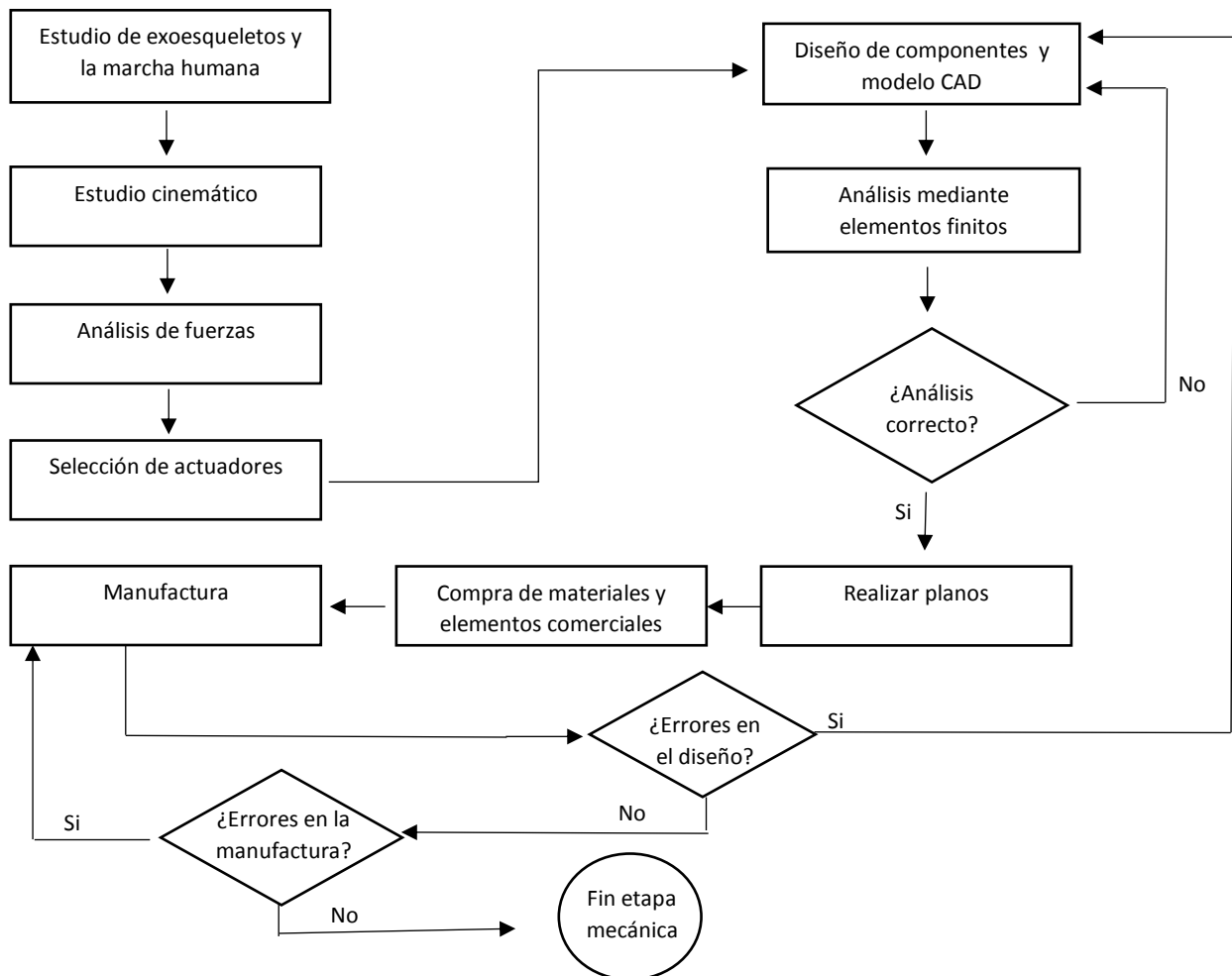


Figura 2-1 Metodología de la etapa mecánica

Fuente: Elaboración propia

2.2 Etapa de control

La etapa de control corresponde al desarrollo del sistema de control y su implementación en el prototipo. La etapa se inicia con el estudio de alternativas de sistemas de control, posteriormente se realiza el diseño del sistema de control y a continuación su implementación. Una vez implementado el sistema de control se realizarán las pruebas del sistema de control y finalmente se realizarán las pruebas finales del prototipo. El diagrama de flujo de las actividades de esta etapa se presenta en la Figura 2-2.

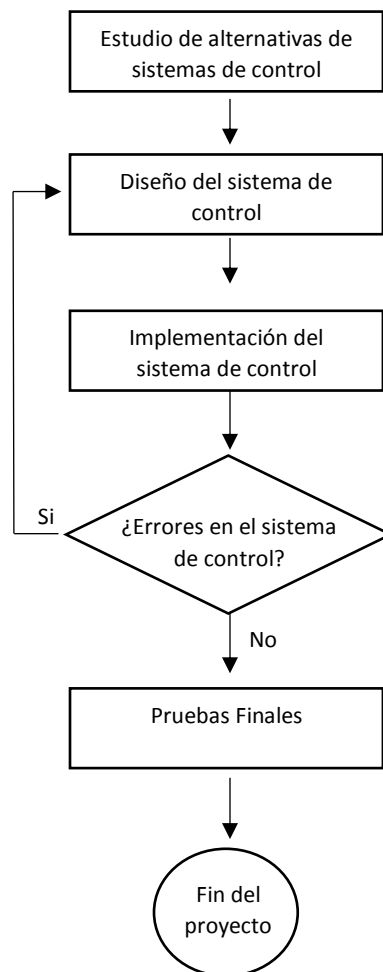


Figura 2-2 Metodología de la etapa electrónica
Fuente: Elaboración propia

3. Antecedentes

3.1 Tipos de exoesqueletos

Los exoesqueletos de miembros inferiores se pueden clasificar en tres grupos: exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha, exoesqueletos para la asistencia de la marcha y exoesqueletos para el aumento de fuerza [4].

3.1.1 Exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha

Los exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha son utilizados en personas que producto de daños neurológicos u otras causas tienen atrofias musculares en sus miembros inferiores. Las atrofias musculares se pueden producir por parálisis cerebrales, golpes o enfermedades como el polio, las cuales pueden generar un déficit total o parcial en la locomoción humana. Los exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha realizan, de manera asistida, movimientos repetitivos en los pacientes para estimular los miembros inferiores de los pacientes, de este modo se los terapeutas se ahorran el trabajo de realizar los movimientos de los miembros inferiores al paciente, enfocándose en el monitoreo y avance del paciente. A continuación se presentan algunos de los exoesqueletos para la rehabilitación de la marcha más importantes.

- The Robotic Orthosis Lokomat: Exoesqueleto desarrollado por Hocoma en Zurich, Suiza. Permite entrenar la caminata en pacientes con problemas en sus miembros inferiores. El exoesqueleto es del tipo fijo, el cual cuenta con uniones motorizadas en la cadera y las rodillas, además de una cinta de caminar y un soporte para el paciente. Utiliza actuadores lineales para las articulaciones de la cadera y rodilla [4]. La Figura 3-1 (a) muestra el exoesqueleto “The Robotic Orthosis Lokomat”.
- Active Leg Exoskeleton (ALEX): Desarrollado por la Universidad de Delaware, Estados Unidos. Exoesqueleto desarrollado para la rehabilitación de la marcha en pacientes con problemas de movilidad en sus miembros inferiores. Se utilizan actuadores lineales en el plano sagital para las articulaciones de las rodillas y de la cadera, además utilizan resortes en diferentes articulaciones como actuadores pasivos [4]. La Figura 3-1 (b) muestra el exoesqueleto “Active Leg Exoskeleton (ALEX)”.

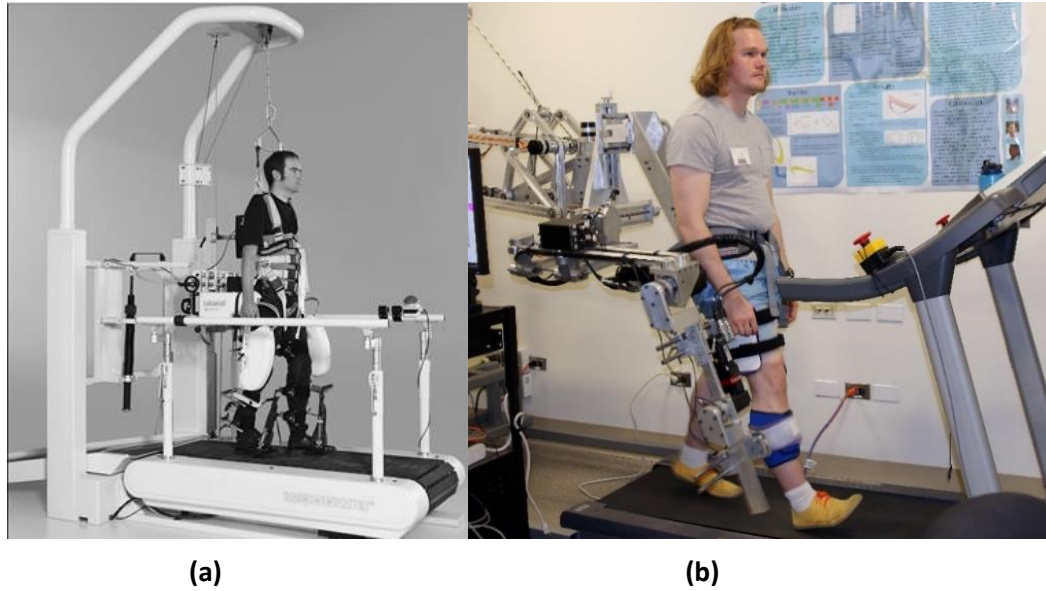


Figura 3-1 (a) “The Robotic Orthosis Lokomat”. (b) “Active Leg Exoskeleton (ALEX)”.
Fuente: Referencia [4]

3.1.2 Exoesqueletos para la asistencia de la marcha

Este tipo de exoesqueletos son desarrollados para personas que han perdido la movilidad parcial o total en sus piernas, como también para personas con dificultades para desplazamiento, por ejemplo personas de la tercera edad. El exoesqueleto proporciona el torque y las fuerzas necesarias que el usuario no puede realizar en la marcha. La finalidad de estos exoesqueletos es la asistencia en la caminata, sentarse, pararse, subir y bajar escaleras [4]. A continuación se presentan algunos de los exoesqueletos para la asistencia de humana de locomoción más importantes.

- ReWalk: Exoesqueleto diseñado por Rewalk Robotics en Yokneam, Israel. Contiene uniones motorizadas en la cadera y en las rodillas, utilizado para la marcha de personas con discapacidades a nivel torácico, logrando que caminen sin la asistencia de operadores externos. El control de los motores viene dado por una trayectoria predefinida. El paciente controla las funciones del exoesqueleto mediante el uso de dos bastones con controles, además los bastones son utilizados para disminuir los requerimientos de los motores y apoyar la marcha del usuario. Los usuarios lograron un rango de velocidades de 0.03 m/s a 0.45 m/s [4]. La Figura 3-2 (a) muestra el exoesqueleto “ReWalk”.
- Exoskeleton Lower Extremity Gait System (eLegs): Exoesqueleto de extremidades inferiores, desarrollado por Berkley Bionics. Contiene uniones en el torso, cadera, rodillas y tobillos. Tanto la cadera y las rodillas utilizan actuadores, sin embargo, los tobillos utilizan un sistema pasivo con resortes. Las funciones de marcha, sentarse y pararse del exoesqueleto son controladas por el usuario mediante el uso de los controles que se encuentran en los bastones, además los bastones tienen como finalidad de disminuir los

requerimientos de los motores y de apoyar la marcha del usuario [5]. La Figura 3-2 (b) muestra el exoesqueleto “Exoskeleton Lower Extremeti Gait Sysstem (eLegs)”.

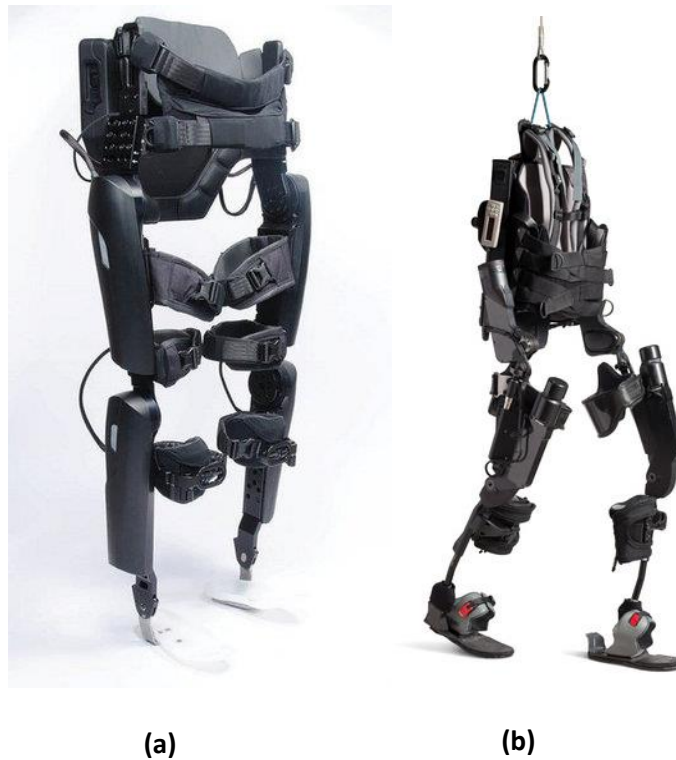


Figura 3-2 (a) “ReWalk”. (b) “Exoskeleton Lower Extremeti Gait Sysstem (eLegs)”
Fuente: Referencias [4] y [5]

3.1.3 Exoesqueletos para el aumento de fuerza

Estos exoesqueletos son diseñados para realizar tareas que para una persona normal resultan muy difíciles o imposibles. El exoesqueleto de aumento de fuerza proporciona al usuario la capacidad de aplicar una gran fuerza o gran resistencia. El enfoque de estos exoesqueletos son para fines militares, de rescate o para personal de emergencia entre otros ejemplos [4]. A continuación se presentan algunos de los exoesqueletos para el aumento de fuerza.

- Hybrid Assistive Limb (HAL): Exoesqueleto desarrollado por la Universidad de Tsukuba en Japon. Existen dos versiones del exoesqueleto, un modelo de cuerpo completo y otro de miembros inferiores. El exoesqueleto se puede utilizar para el aumento de fuerza del portador, o como un exoesqueleto para la asistencia de la marcha. La versión completa del exoesqueleto pesa alrededor de 23 kilogramos y la versión de miembros inferiores pesa alrededor de 15 kilogramos. Las articulaciones son controladas por motores eléctricos. Puede levantar objetos de hasta 70 kilogramos [1]. La Figura 3-3 (a) muestra el exoesqueleto “Hybrid Assistive Limb (HAL)”.

- Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX): Exoesqueleto desarrollado por la Universidad de California, Estados Unidos. La finalidad del exoesqueleto es para el transporte de cargas pesadas operado por soldados. Contiene articulaciones en la cadera, rodillas y tobillos, los cuales son activados mediante actuadores hidráulicos lineales y sistemas pasivos de resortes. El exoesqueleto alcanzó una velocidad promedio de 1.3 m/s cargando 34 kilogramos [5]. La Figura 3-3 (b) muestra el exoesqueleto “Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)”.



(a)

(b)

Figura 3-3 (a) “Hybrid Assistive Limb (HAL)”. (b) “Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX)”
Fuente: Referencias [1] y [5]

3.2 Actuadores

Los actuadores son los encargados de dar el movimiento, de manera total o parcial al exoesqueleto. Los actuadores son seleccionados de acuerdo a valores típicos de torque durante el ciclo de la marcha, su peso y portabilidad. A continuación se presentan los diferentes actuadores utilizados en exoesqueletos.

- Motores DC: Son utilizados motores de corriente directa sin escobillas planos (Brushless flat DC Motor). Estos motores alcanzan altas RPM, por lo que son utilizados en conjunto con una reducción, la cual es por general es una reducción armónica [2]. En la Figura 3-4 se aprecia el (a) motor DC y la (b) reducción armónica.

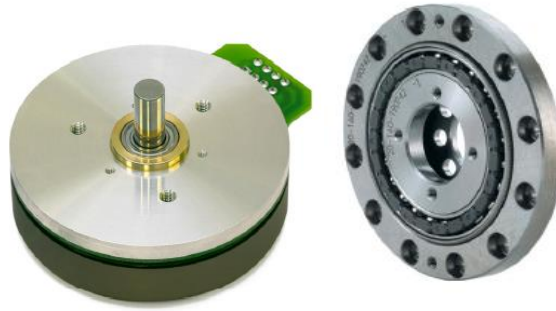


Figura 3-4 (a) Motor DC utilizado típicamente en exoesqueletos (b) Reducción armónica
Fuente: Referencia [2]

- Actuadores hidráulicos lineales: Este tipo de actuadores utilizan un fluido líquido que es el encargado de mover el pistón mediante el uso de una bomba. Por lo general son utilizados en aplicaciones que requieren mucha fuerza de empuje del pistón. La Figura 3-5 muestra un actuador hidráulico lineal.



Figura 3-5: Actuador hidráulico¹

- Actuadores eléctricos lineales: Estos actuadores funcionan con un motor de corriente directa que gira a altas RPM y mediante una reducción con un tornillo sin fin se logra el movimiento lineal. Gracias a esta gran reducción se alcanzan fuerzas muy altas. Son livianos comparados con otros actuadores y de bajo costo. La Figura 3-6 muestra un actuador lineal eléctrico típico.



Figura 3-6: Actuadores lineales eléctricos²

¹ <http://diy.stackexchange.com/questions/30936/devices-that-can-slowly-lower-and-raise-200-pounds-2-feet>

² https://es.aliexpress.com/store/product/Free-Shipping-300mm-12-stroke-electric-linear-actuator-225LBS-100KGS-1000N-load-DC-12V-24V-small/913649_32704852935.html

- **Músculos neumáticos artificiales:** Los músculos neumáticos artificiales funcionan con un compresor de aire que infla una tela de un polímero lo que produce un aumento en su volumen y una disminución en su largo, lo que permite la contracción del músculo artificial [6]. La Figura 3-7 muestra un músculo neumático artificial en tres estados de contracción.

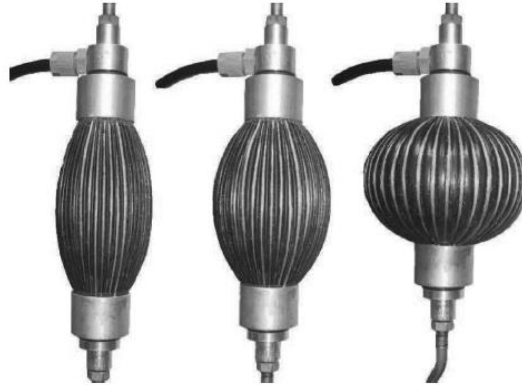


Figura 3-7 Músculo neumático artificial en tres contracciones diferentes
Fuente: Referencia [6]

- **Motores paso a paso:** Los motores paso a paso son motores eléctricos que trabaja con impulsos eléctricos los cuales traduce en movimientos angulares discretos. Los motores paso a paso tienen la ventaja de ser muy precisos. En la Figura 3-8 se aprecia un motor paso a paso típico.



Figura 3-8 Motor paso a paso ³

3.3 Configuración de los exoesqueletos

Existen diferentes alternativas en la configuración de los exoesqueletos, estas dependen principalmente de los actuadores seleccionados y los grados de libertad en las articulaciones.

Los exoesqueletos con actuadores del tipo motores rotativos tienen sus actuadores en las articulaciones, por lo que siempre tienen la misma configuración.

³ <http://www.hta3d.com/Motor-Paso-a-Paso>

Los exoesqueletos con actuadores lineales tienen diferentes alternativas en su configuración. Los actuadores deben estar colocados de tal manera que al accionarse los miembros del exoesqueleto giren en torno a sus articulaciones. En la Figura 3-9 se aprecian las diferentes configuraciones que se pueden optar con actuadores lineales.

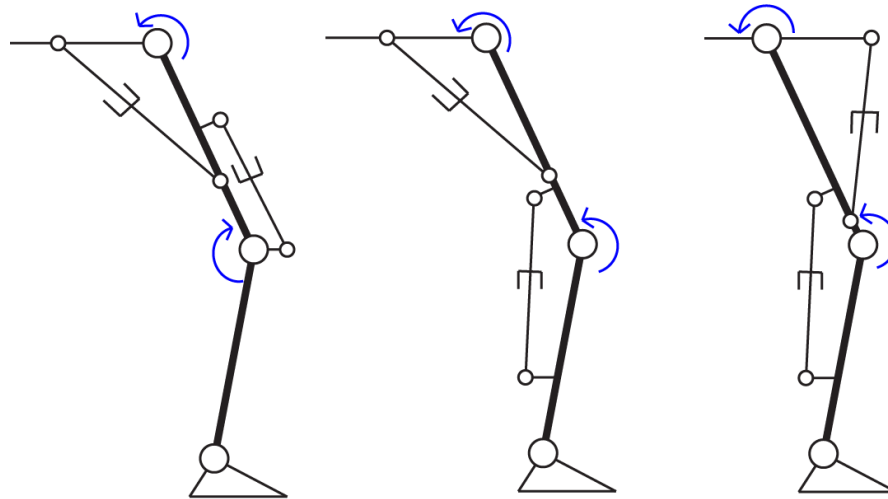


Figura 3-9 Diferentes configuraciones de los actuadores lineales
Fuente: Elaboración propia

3.4 Estudio de la marcha humana

La marcha humana normal consiste en una serie de movimientos coordinados y alternantes que involucran las extremidades y el tronco del cuerpo humano, resultando en un movimiento hacia adelante del centro de gravedad [7].

La marcha humana es un proceso cíclico la cual inicia con un pie tocando el suelo y finaliza con el mismo pie contactando el suelo nuevamente. El ciclo se puede dividir en dos fases, la fase de apoyo y la fase de balanceo. La fase de apoyo es cuando uno o los dos pies están en contacto con el suelo (apoyo simple y apoyo doble) y la fase de balanceo es cuando el pie no está en contacto con el suelo.

En una marcha humana normal, la fase de apoyo utiliza aproximadamente un 60% del tiempo del ciclo, incluyendo el apoyo simple y el doble, y la fase de balanceo utiliza el 40% del tiempo restante. A medida que aumenta la velocidad de la marcha, se produce un incremento en el tiempo de la fase de balanceo y una disminución en la fase de doble apoyo, llegando al límite que ocurre al correr donde desaparece la fase de doble apoyo.

3.4.1 Etapas de la fase de apoyo

Dentro de la fase de apoyo se observan cinco etapas importantes dadas por la posición del pie y la pierna.

- Contacto del talón: Primera etapa de la fase de apoyo, ocurre cuando el talón de una pierna contacta por primera vez en el ciclo el suelo.
- Apoyo plantar: Ocurre cuando la planta del pie toca completamente el suelo.
- Apoyo medio: Ocurre en el instante cuando el tronco de la persona está alineado con la planta del pie.
- Elevación del talón: Ocurre cuando el talón se despega del suelo.
- Despegue del pie: Ocurre cuando el pie se despega completamente del suelo, dando inicio a la fase de balanceo del pie.

Las etapas mencionadas anteriormente se reagrupan en tres grupos, dado sus funciones.

- Aceptación del peso: Se inicia con el contacto del talón hasta el apoyo plantar.
- Apoyo medio: Incluye la etapa del apoyo medio mencionada anteriormente.
- Despegue: Se inicia con la etapa de la elevación del talón hasta el despegue del pie.

En la Figura 3-10 se aprecia las subdivisiones de la fase de apoyo.

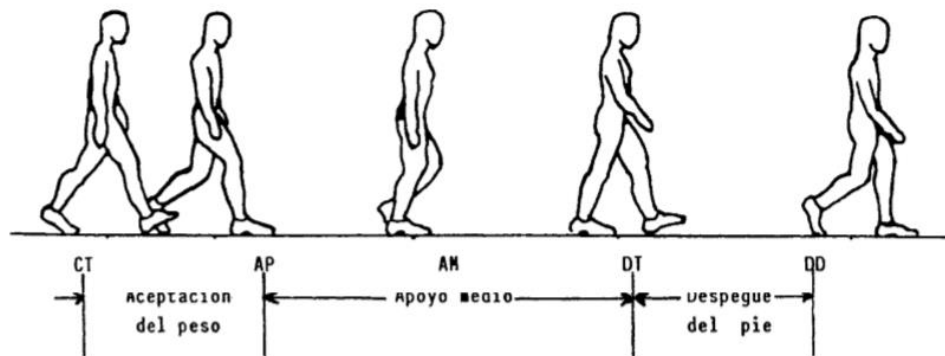


Figura 3-10 Subdivisiones de la fase de apoyo
Fuente: Referencia [7]

3.4.2 Etapas de la fase de balanceo

La fase de balanceo de la pierna se asemeja al movimiento de un péndulo. La fase de balanceo se divide en las etapas de:

- Aceleración: Se inicia en el momento de despegue del pie, con una aceleración máxima y velocidad inicial cero.
- Balanceo medio: La pierna pasa a la pierna que realiza el apoyo simple, en este instante ocurre la velocidad máxima de la pierna.

- Deceleración: Después del balanceo medio, comienza la deceleración, por ende la disminución de velocidad de la pierna.

La Figura 3-11 muestra las subdivisiones de la fase de balanceo.

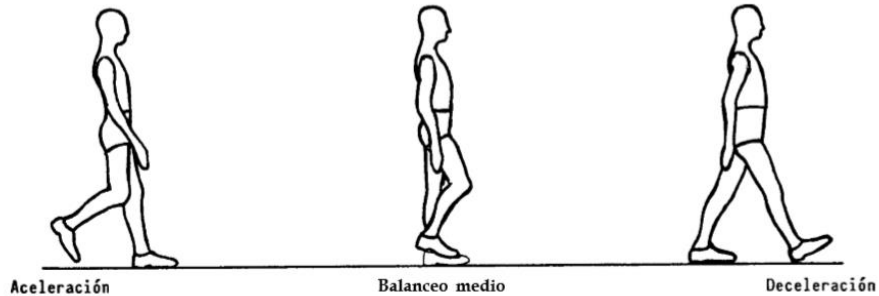


Figura 3-11 Subdivisiones de la fase de balanceo

Fuente: Referencia [7]

Cada una de las etapas anteriores utilizan aproximadamente un tercio del tiempo de la fase de balanceo.

3.4.3 Análisis de la marcha humana en el plano sagital

El cuerpo humano se representa inmerso en tres planos, el plano transversal, coronal y sagital. En la Figura 3-12 se aprecian los diferentes planos del cuerpo humano.

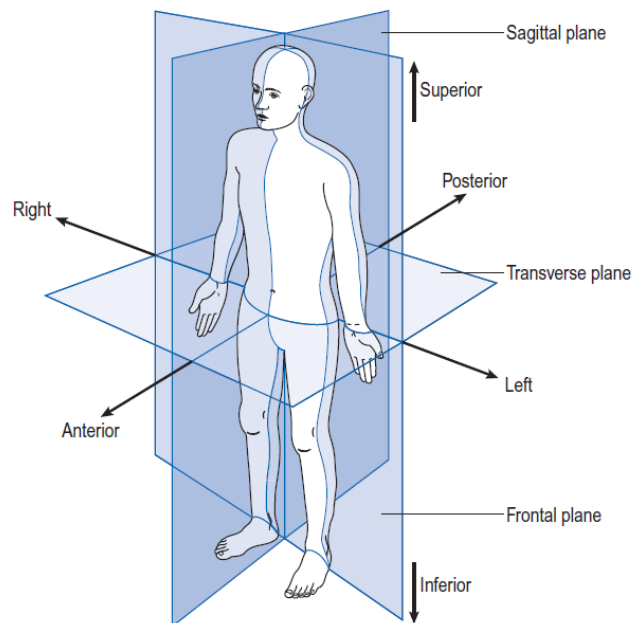


Figura 3-12 Posición de los tres planos de referencia

Fuente: Referencia [8]

El plano de mayor relevancia en la marcha humana es el plano sagital. El plano sagital es aquel que divide el cuerpo humano en la porción derecha e izquierda, y es el plano paralelo al movimiento de la pierna al caminar en línea recta, por lo que los movimientos más importantes de la pierna se realizan paralelo a éste plano.

Los movimientos de los eslabones en el plano sagital son de extensión y flexión, los cuales son medidos desde la articulación de la cadera y la rodilla. En la Figura 3-13 se aprecia la extensión y flexión para las articulaciones de la cadera y rodilla.

El ciclo de la marcha se puede dividir en tres intervalos, en los cuales actúan las diferentes articulaciones y eslabones del cuerpo. El primer intervalo consta desde contacto del talón hasta el punto de apoyo medio. El segundo intervalo ocurre desde el apoyo medio y el despegue del pie del suelo. El tercer intervalo consta de la etapa de balanceo de la pierna. A continuación se presenta la evolución del movimiento de la articulación de la rodilla y cadera con respecto al plano sagital.

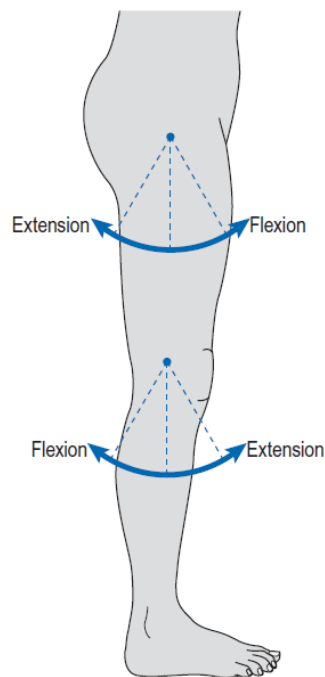


Figura 3-13 Movimiento de la pierna en torno a las articulaciones de la cadera y rodilla
Fuente: Referencia [8]

Intervalo 1:

El movimiento de la rodilla en el primer intervalo se inicia con una completa extensión. Posteriormente la rodilla comienza a flexionarse y continúa hasta que la planta del pie esté plana en el suelo. La rodilla llega aproximadamente a 20° de flexión e inicia la extensión. En la etapa de apoyo medio la rodilla llega a un ángulo aproximado de 10° de flexión. La Figura 3-14 muestra el movimiento de la rodilla en el intervalo 1 [9].

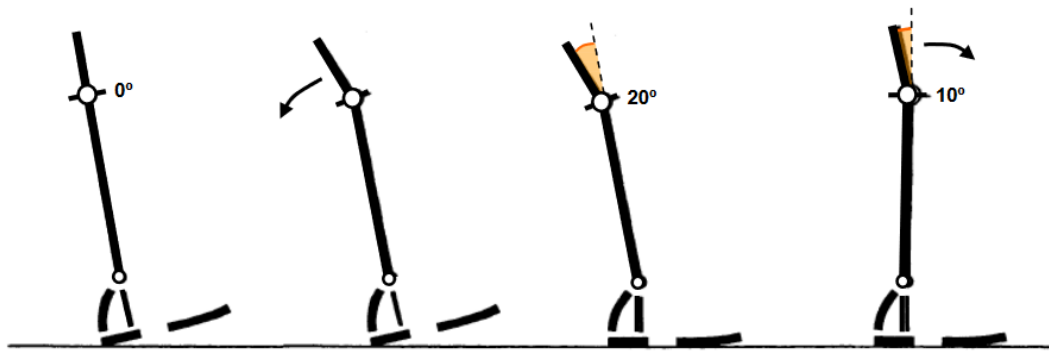


Figura 3-14 Movimiento de la rodilla en el primer intervalo
Fuente: Referencia [9]

La cadera inicia el movimiento aproximadamente con 30° de flexión para iniciar la extensión. Cuando el pie se encuentra plano en el suelo el ángulo de flexión disminuye a 20°. Finalmente en el apoyo medio la cadera tiene un ángulo de flexión de 0°. En la Figura 3-15 se presenta el movimiento de la cadera en el intervalo 1.

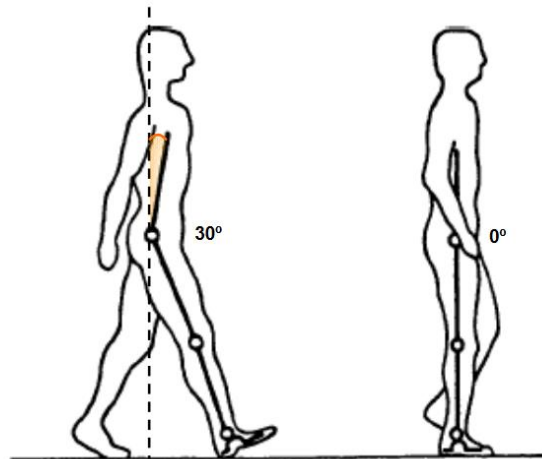


Figura 3-15 Movimiento de la cadera en el primer intervalo
Fuente: Referencia [9]

Intervalo 2:

La rodilla tiene aproximadamente un ángulo de 10 a 15° de flexión y continúa la extensión. Antes de que el talón se despegue del suelo, la rodilla disminuye su flexión hasta llegar a 4° de la extensión completa. Posteriormente, entre el despegue del talón y de los dedos, pasa de estar casi de una extensión completa a 40° de flexión. La Figura 3-16 muestra el comportamiento de la rodilla en el intervalo II de la marcha.

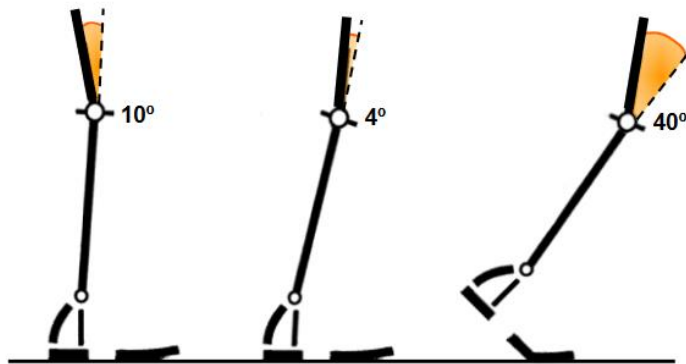


Figura 3-16 Movimiento de la rodilla en el segundo intervalo
Fuente: Referencia [9]

La cadera se encuentra inicialmente en la posición neutra y comienza el proceso de extensión, después del despegue del talón la cadera alcanza un máximo de hiperextensión de 20° . En el despegue de los dedos, la cadera se acerca al movimiento de flexión. La Figura 3-17 muestra el comportamiento de la cadera en el intervalo II de la marcha.

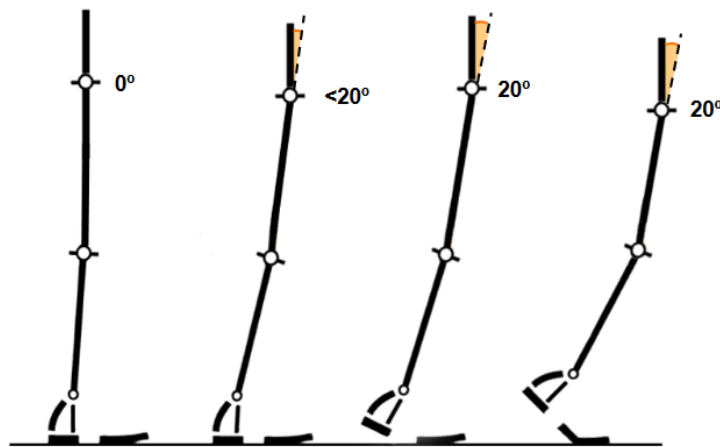


Figura 3-17 Movimiento de la cadera en el segundo intervalo
Fuente: Referencia [9]

Intervalo 3:

La rodilla inicia el movimiento desde una posición inicial de 40° y pasa a un ángulo de flexión de aproximadamente de 65° . Finalmente la rodilla se extiende casi por completo.

La cadera parte la etapa de balanceo en la posición neutra y se llega a una flexión de 30° . En la Figura 3-18 se aprecia el comportamiento de la articulación de la rodilla y la cadera en el tercer intervalo.

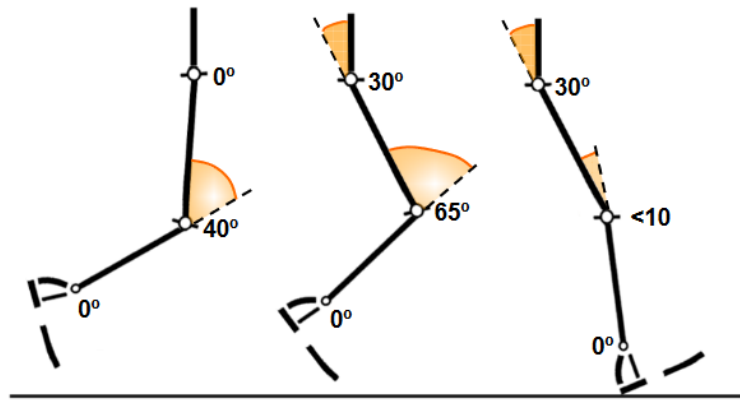


Figura 3-18 Movimiento de la rodilla y cadera en el tercer intervalo
Fuente: Referencia [9]

A modo de resumen, la Figura 3-19 muestra las posiciones de la pierna derecha durante el ciclo de la marcha en intervalos de 40 ms.

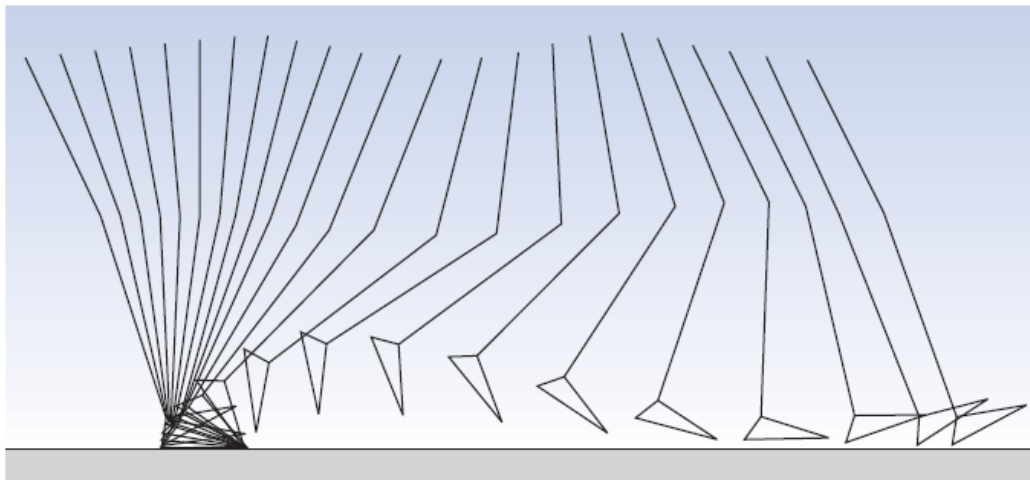


Figura 3-19 Posiciones de la pierna derecha en el plano sagital durante la marcha humana
Fuente: Referencia [8]

La evolución angular de las articulaciones a lo largo del ciclo, en el plano sagital, se ven representadas en la Figura 3-20.

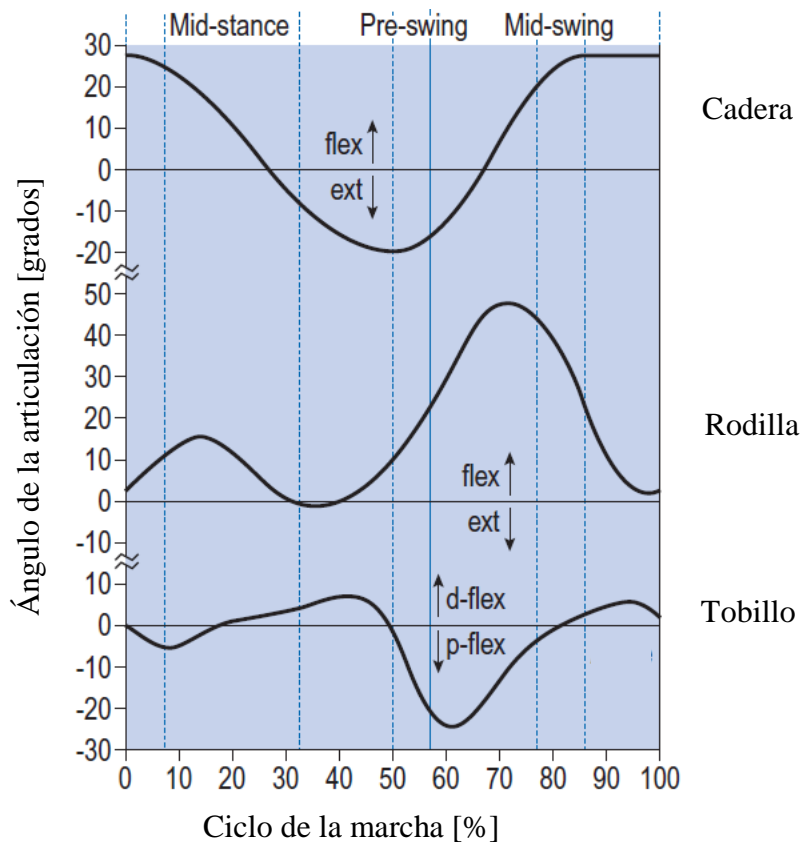


Figura 3-20 Evolución angular de las articulaciones de cadera, rodilla y cadera durante el ciclo de la marcha
Fuente: Referencia [8]

3.5 Articulaciones del cuerpo humano

Los grados de libertad del exoesqueleto deben ser análogos a los grados de libertad del cuerpo humano, tanto en posición como en el tipo de articulación, logrando concordancia del movimiento del exoesqueleto con el movimiento del cuerpo humano.

Las articulaciones sinoviales son las responsables de los movimientos del cuerpo humano. Estas articulaciones se pueden clasificar en seis articulaciones fundamentales: condíleas, esféricas, pivote, bisagra, planar y silla de montar. En la Figura 3-21 se aprecian las seis articulaciones fundamentales.

La articulación de la cadera es del tipo esférica y la articulación de la rodilla es del tipo bisagra. Como el estudio de la pierna se realizará en el plano sagital, las articulaciones se pueden simplificar del tipo bisagra.

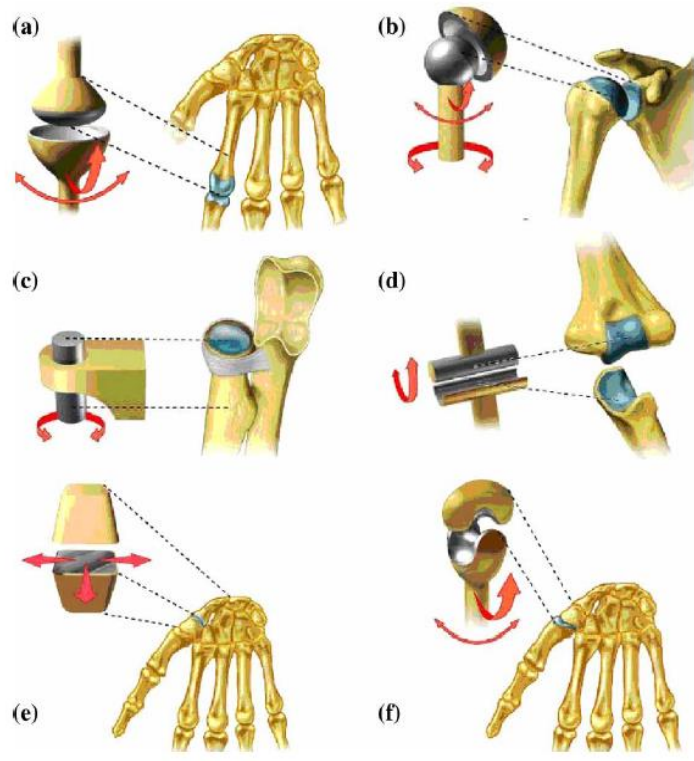


Figura 3-21 Articulaciones fundamentales en el cuerpo humano: (a) condileas; (b) esféricas; (c) pivote; (d) bisagra; (e) planar; (f) silla de montar
 Fuente: Referencia [1]

4. Desarrollo del proyecto

4.1 Seguimiento de la marcha

Con el fin de obtener los puntos en el espacio que recorre el pie al caminar, se realizó un seguimiento de la marcha humana en la trotadora del gimnasio de la Facultad. Se grabó una serie de marchas a bajas velocidades utilizando el software VirtualDub. Se realizaron diez marchas cuyo rango de velocidades fluctuaron entre 0.8 kilómetros por hora hasta 1.8 kilómetros por hora, con una variación de 0.1 kilómetros por hora entre marcha. Se utilizaron marcadores en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo, de la pierna derecha, para facilitar el seguimiento del movimiento.

Una vez realizadas las grabaciones se procedió al análisis de estas mediante el software Tracker, el cual permite el seguimiento de los marcadores de las articulaciones. Se utilizó una regla de 15 centímetros como vara de calibración.

Realizado el procedimiento, se obtuvo los puntos en el espacio de las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo, para cada una de las marchas. Se realizó una corrección producto del desplazamiento de la articulación de la cadera al efectuar la marcha, dejando la articulación de la cadera como el eje de coordenadas.

En la figura 4-1 se muestra el seguimiento realizado con el software Tracker para la marcha de 0.8 kilómetros por hora.

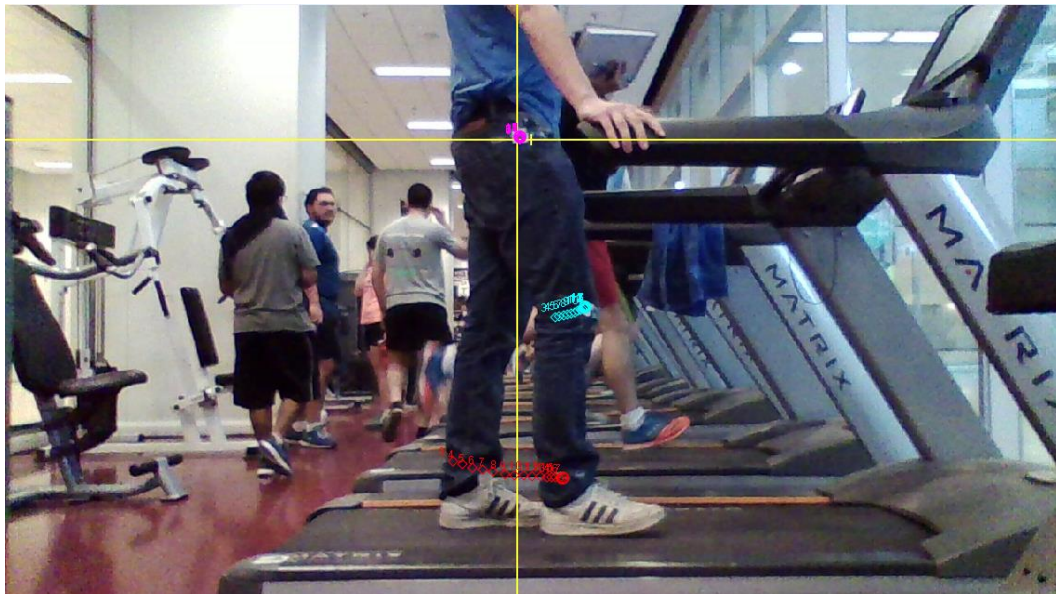


Figura 4-1 Seguimiento de la marcha realizado con el software Tracker
Fuente: Elaboración propia

De cada una de las marchas analizadas se obtuvo un archivo de texto con dos vectores correspondientes a la posición en el x e y de la articulación del tobillo. Se realizó un programa en

Matlab con el fin de graficar el movimiento de la articulación del tobillo y obtener los valores máximos y mínimos en el eje x e y. El código realizado en Matlab se encuentra en el anexo A.1.

El trabajo se enfoca en una marcha a una velocidad baja, por lo se realizó el análisis en Matlab para las velocidades de 0.8, 0.9, 1.0, 1.1 y 1.2 kilómetros por hora.

A continuación en la Figura 4-2 se muestra cuatro ciclos de la marcha de la articulación del tobillo para una marcha de 0.8 km/h.

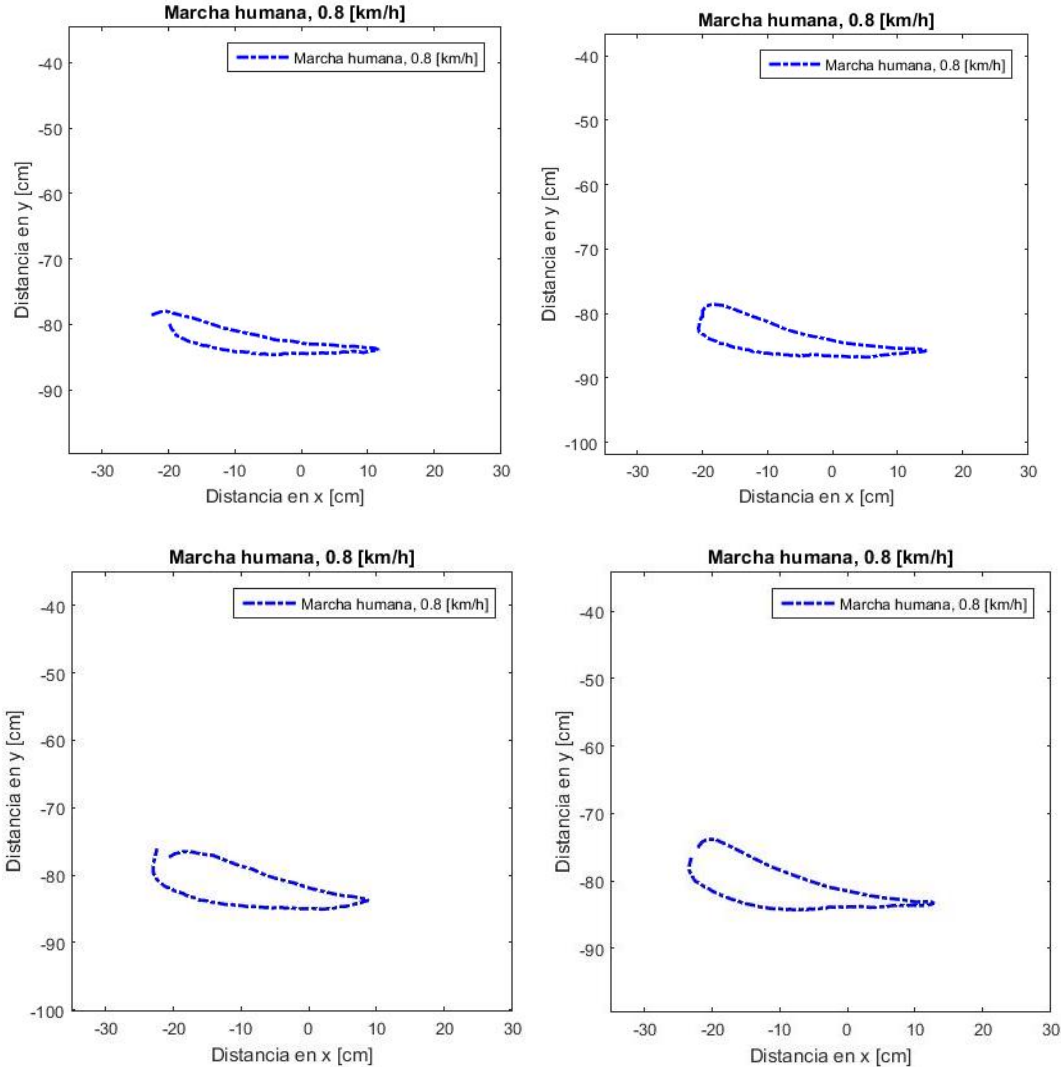


Figura 4-2 Movimiento de la articulación del tobillo en una marcha de 0.8 km/h
Fuente: Elaboración propia

Se obtuvo una elevación promedio del tobillo de 8.54 cm y un desplazamiento promedio del tobillo de 34.23 cm.

A continuación en la Figura 4-3 se muestra cuatro ciclos de la marcha de la articulación del tobillo para una marcha de 0.9 km/h.

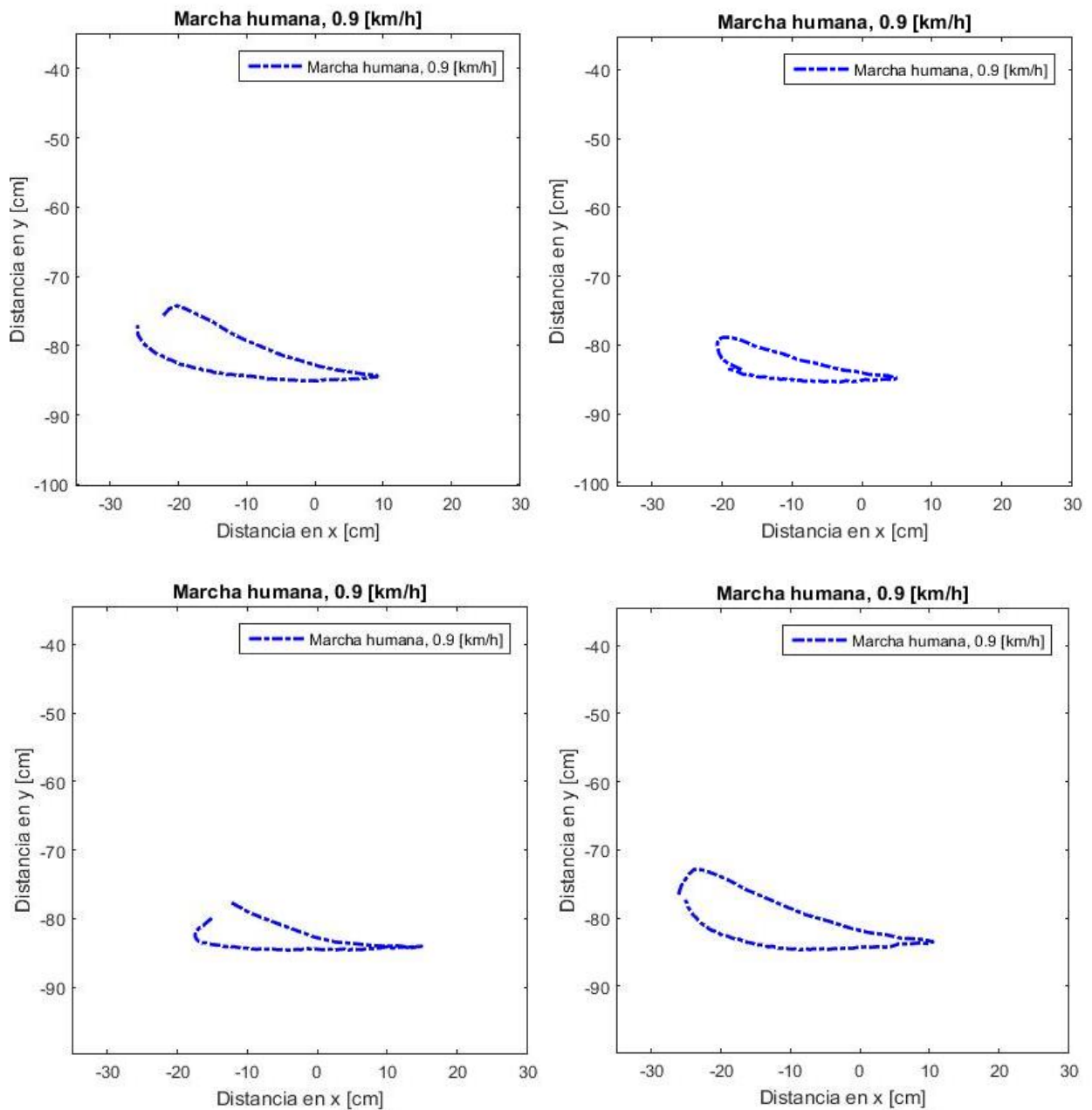


Figura 4-3 Movimiento de la articulación del tobillo en una marcha de 0.9 km/h
Fuente: Elaboración propia

Se obtuvo una elevación promedio del tobillo de 9.00 cm y un desplazamiento promedio del tobillo de 32.51 cm.

A continuación en la Figura 4-4 se muestra cuatro ciclos de la marcha de la articulación del tobillo para una marcha de 1.0 km/h.

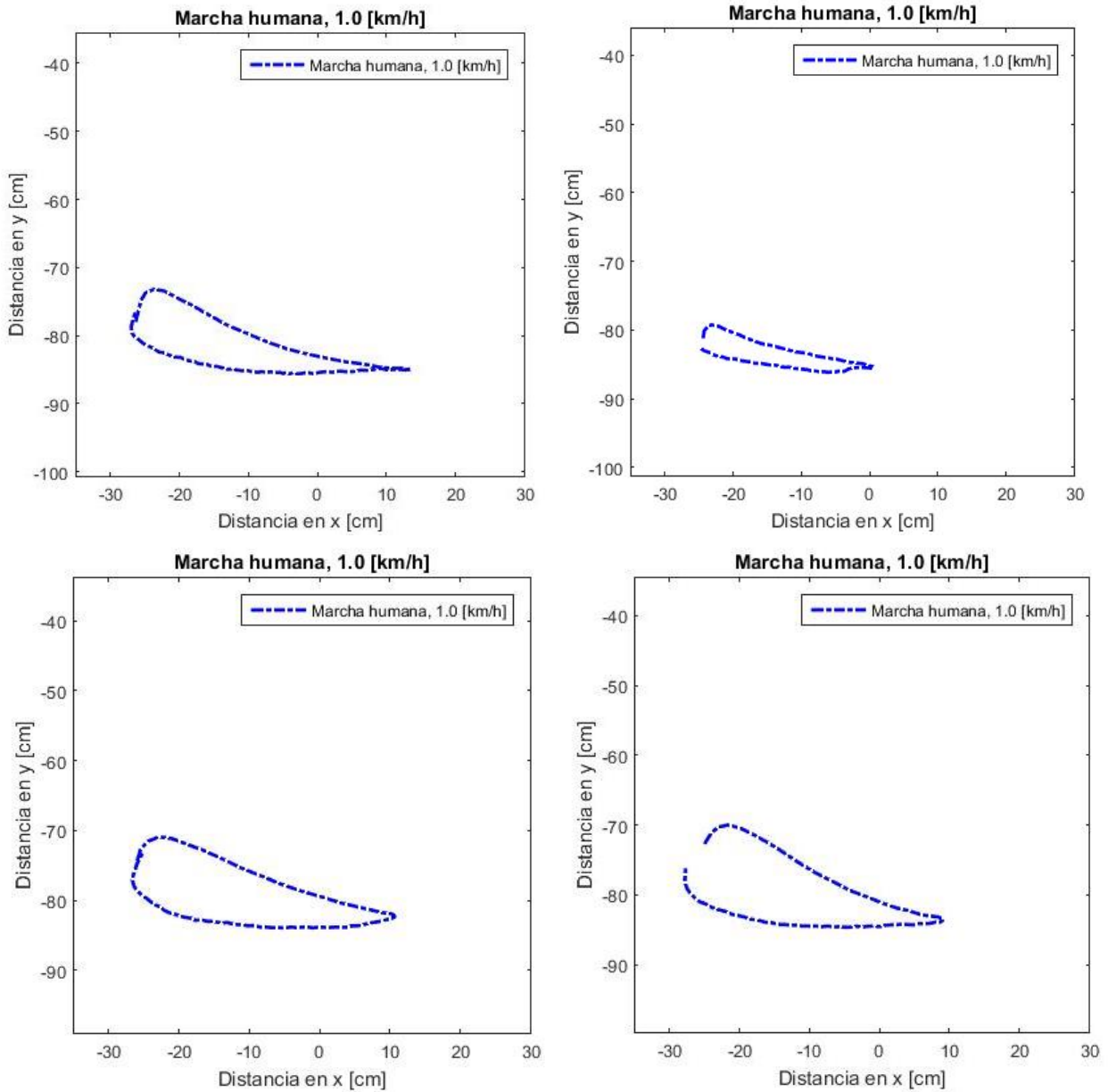


Figura 4-4 Movimiento de la articulación del tobillo en una marcha de 1.0 km/h
Fuente: Elaboración propia

Se obtuvo una elevación promedio del tobillo de 11.76 cm y un desplazamiento promedio del tobillo de 35.63 cm.

A continuación en la Figura 4-5 se muestra cuatro ciclos de la marcha de la articulación del tobillo para una marcha de 1.1 km/h.

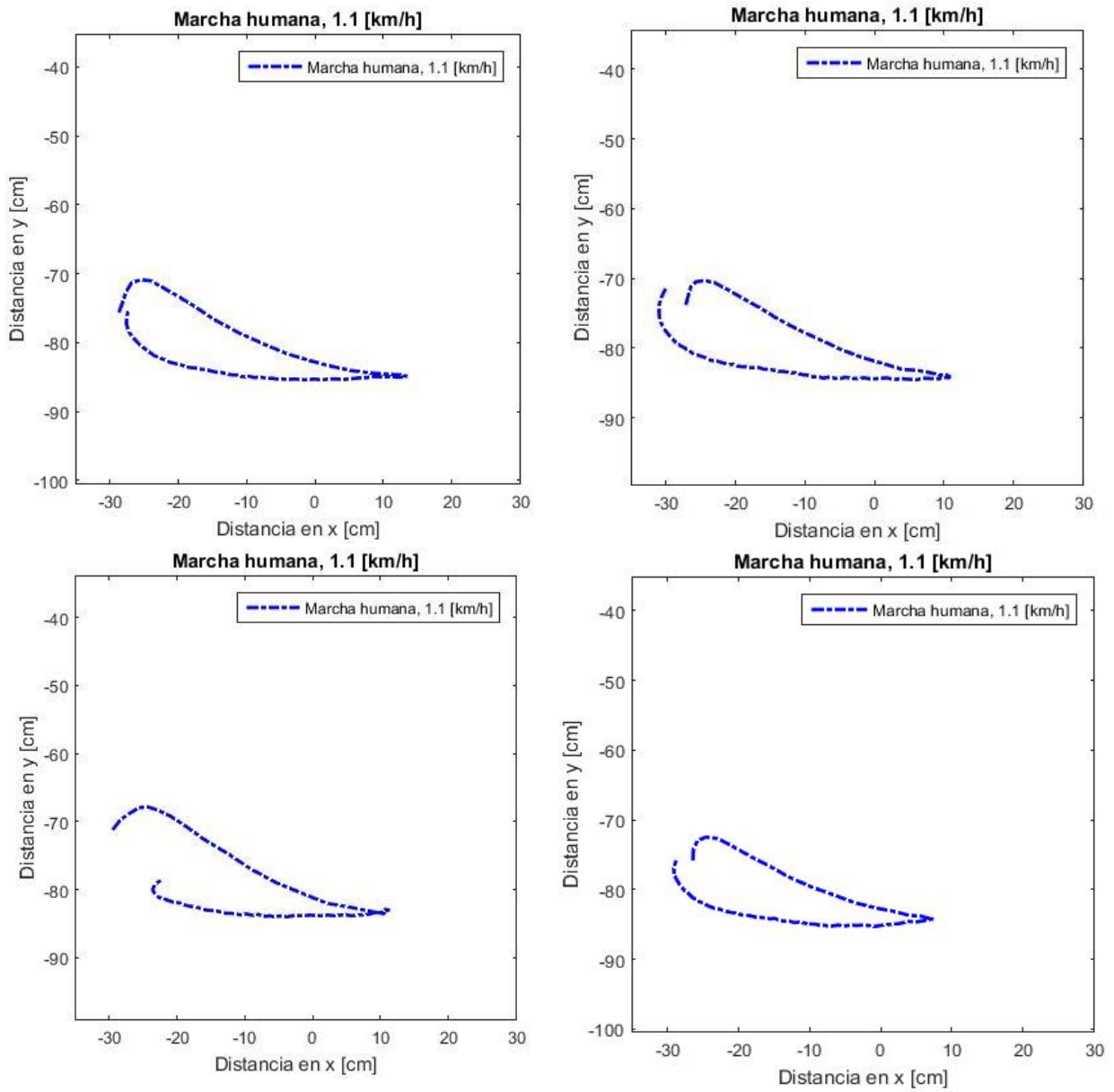


Figura 4-5 Movimiento de la articulación del tobillo en una marcha de 1.1 km/h
Fuente: Elaboración propia

Se obtuvo una elevación promedio del tobillo de 14.43 cm y un desplazamiento promedio del tobillo de 40.27 cm.

A continuación, en la Figura 4-6 se muestra cuatro ciclos de la marcha de la articulación del tobillo para una marcha de 1.2 km/h.

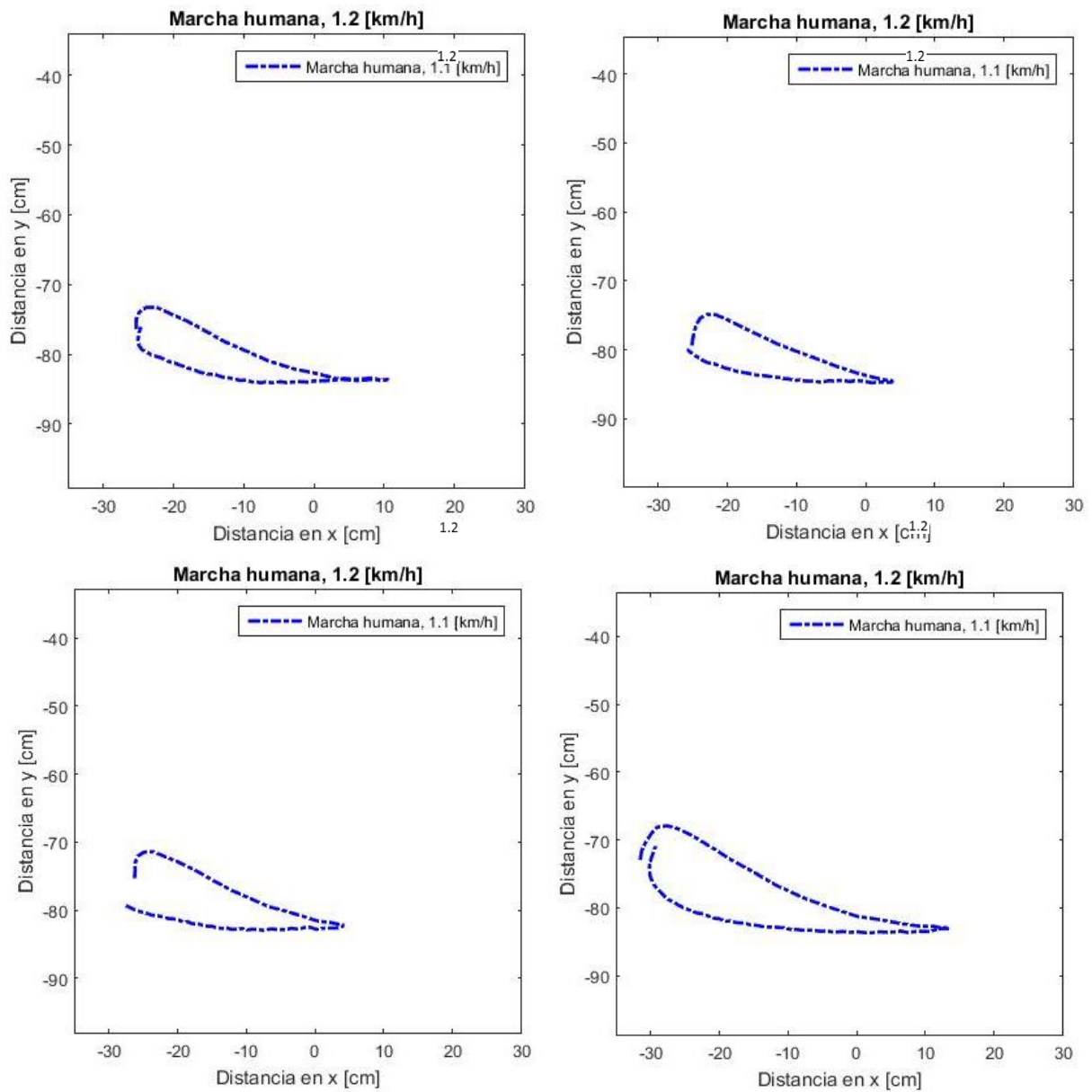


Figura 4-6 Movimiento de la articulación del tobillo en una marcha de 1.2 km/h
Fuente: Elaboración propia

Se obtuvo una elevación promedio del tobillo de 12.17 cm y un desplazamiento promedio del tobillo de 36.98 cm.

4.2 Estudio cinemático y dinámico

Se realizó una simplificación de la pierna humana como un mecanismo de dos eslabones con dos grados de libertad, donde los eslabones corresponden al fémur y la tibia. En la Figura 4-7 se aprecia el mecanismo descrito. El estudio cinemático consta de la cinemática directa e inversa del mecanismo.

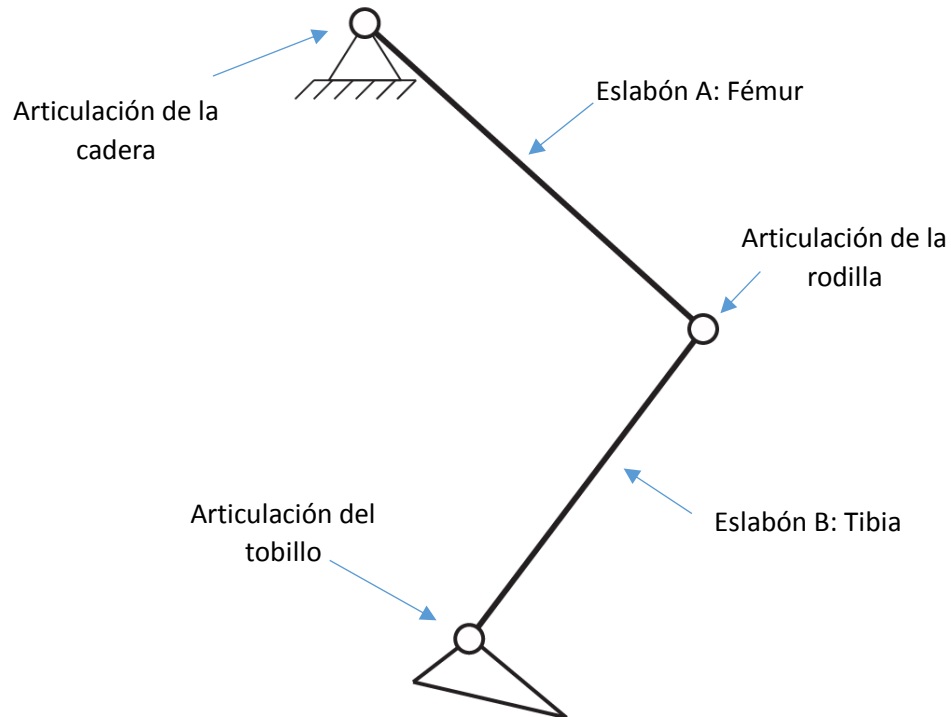


Figura 4-7 Mecanismo simplificado de la pierna
Fuente: Elaboración propia

4.2.1 Cinemática Directa

El desarrollo de la cinemática directa del mecanismo nos permite encontrar un punto en el espacio teniendo como entrada los ángulos de cada eslabón.

Se rescribió el mecanismo de la Figura 4-7 como una suma de vectores como se aprecia en la Figura 4-8.

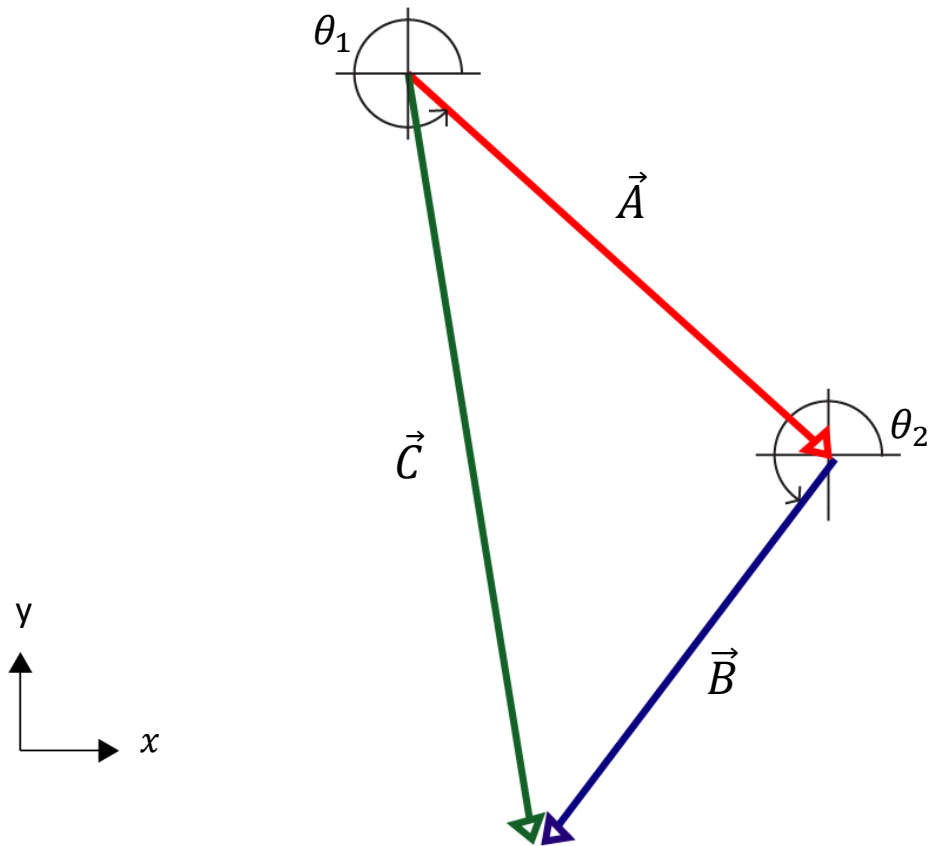


Figura 4-8 Suma vectorial del mecanismo
Fuente: Elaboración propia

El vector A corresponde al fémur y el vector B corresponde a la tibia, mientras que el vector C representa el vector posición del tobillo y es utilizado para cerrar la suma vectorial. La ecuación de posición del mecanismo se obtiene desarrollando la suma vectorial. La ecuación 4.1 muestra la suma vectorial y las ecuaciones 4.2 y 4.3 el desarrollo de esta.

$$\vec{A} + \vec{B} = \vec{C} \quad (4.1)$$

$$ae^{j\theta_1} + be^{j\theta_2} = \vec{C} \quad (4.2)$$

$$a \cdot \cos(\theta_1) + a \cdot \sin(\theta_1)\hat{j} + b \cdot \cos(\theta_2) + b \cdot \sin(\theta_2)\hat{j} = P_x + P_y\hat{j} \quad (4.3)$$

Donde:

a : Largo del fémur.

b : Largo de la tibia.

θ_1 : Ángulo de la articulación de la cadera.

θ_2 : Ángulo de la articulación de la rodilla.

P_x : Posición en eje x de la articulación del tobillo.

P_y : Posición en eje y de la articulación del tobillo.

Separando en componente real e imaginaria se obtienen las posiciones de la articulación del tobillo. Las ecuaciones 4.4 y 4.5 muestran la posición en el eje x e y de la articulación del tobillo.

$$a \cdot \cos(\theta_1) + b \cdot \cos(\theta_2) = P_x \quad (4.4)$$

$$a \cdot \sin(\theta_1) + b \cdot \sin(\theta_2) = P_y \quad (4.5)$$

De este modo se tiene completamente definida la posición de la articulación del tobillo dado los ángulos de la articulación de la cadera y rodilla.

Se realizó un código en Matlab que realiza la cinemática directa del mecanismo dado una serie de ángulos correspondientes a la articulación de la cadera y la rodilla. El código se encuentra en el anexo A.2.

4.2.2 Cinemática inversa

El desarrollo de la cinemática inversa del mecanismo permite encontrar los ángulos de las articulaciones de la cadera y rodilla dado el punto en el espacio en el cual se encuentra la articulación del tobillo.

Continuando con las ecuaciones 4.4 y 4.5, se obtiene que:

$$\begin{aligned} b \cdot \cos(\theta_2) &= P_x - a \cdot \cos(\theta_1) \\ b \cdot \sin(\theta_2) &= P_y - a \cdot \sin(\theta_1) \end{aligned}$$

Elevando al cuadrado y sumando ambas ecuaciones se obtiene que:

$$\begin{aligned} b^2 &= (P_x - a \cdot \cos(\theta_1))^2 + (P_y - a \cdot \sin(\theta_1))^2 \\ P_x^2 + P_y^2 - b^2 + a^2 - 2P_x a \cdot \cos(\theta_1) - 2P_y a \cdot \sin(\theta_1) &= 0 \end{aligned} \quad (4.6)$$

Dado que el largo de los eslabones es constante y las posiciones de la articulación del tobillo es analizada discretamente, la ecuación 4.6 se puede reescribir como:

$$K_1 + K_2 \cos(\theta_1) + K_3 \sin(\theta_1) = 0 \quad (4.7)$$

Donde:

$$K_1 = P_x^2 + P_y^2 - b^2 + a^2$$

$$K_2 = -2P_x a$$

$$K_3 = -2P_y a$$

La ecuación 4.7 corresponde a la ecuación trascendental del mecanismo para el ángulo θ_1 , correspondiente a la articulación de la rodilla

Recordando las siguientes relaciones trigonométricas:

$$\sin(\alpha) = \frac{2 \tan\left(\frac{\alpha}{2}\right)}{1 + \tan^2\left(\frac{\alpha}{2}\right)}$$

$$\cos(\alpha) = \frac{1 - \tan^2\left(\frac{\alpha}{2}\right)}{1 + \tan^2\left(\frac{\alpha}{2}\right)}$$

Reemplazando en la ecuación 4.7:

$$K_1 + K_2 \left(\frac{1 - \tan^2\left(\frac{\theta_1}{2}\right)}{1 + \tan^2\left(\frac{\theta_1}{2}\right)} \right) + K_3 \left(\frac{2 \tan\left(\frac{\theta_1}{2}\right)}{1 + \tan^2\left(\frac{\theta_1}{2}\right)} \right) = 0$$

Desarrollando:

$$\tan^2\left(\frac{\theta_1}{2}\right) (K_1 - K_2) + \tan\left(\frac{\theta_1}{2}\right) (2K_3) + (K_1 + K_2) = 0$$

Renombrando:

$$A = (K_1 - K_2)$$

$$B = 2K_3$$

$$C = (K_1 + K_2)$$

$$\tan^2\left(\frac{\theta_2}{2}\right) A + \tan\left(\frac{\theta_2}{2}\right) B + C = 0 \quad (4.8)$$

La ecuación 4.8 se puede resolver con el desarrollo habitual de un polinomio de segundo grado. La ecuación 4.9 muestra las soluciones del ángulo de la articulación de la rodilla.

$$\theta_{1,2} = 2 \arctan\left(\frac{-B \pm \sqrt{B^2 - 4AC}}{2A}\right) \quad (4.9)$$

Puesto que las funciones arcoseno y arcocoseno tienen un recorrido limitado, no se puede obtener de manera directa el valor del ángulo de la articulación de la rodilla por lo cual se debe utilizar la función arcotangente 2, la cual está definida de la siguiente manera:

$$atan2(y, x) = \left\{ \begin{array}{ll} \arctan\left(\frac{y}{x}\right) & \text{si } x > 0 \\ \arctan\left(\frac{y}{x}\right) + \pi & \text{si } x < 0 \wedge y \geq 0 \\ \arctan\left(\frac{y}{x}\right) - \pi & \text{si } x < 0 \wedge y < 0 \\ +\frac{\pi}{2} & \text{si } x = 0 \wedge y > 0 \\ -\frac{\pi}{2} & \text{si } x = 0 \wedge y < 0 \\ \text{indefinido} & \text{si } x = 0 \wedge y = 0 \end{array} \right. \quad (4.10)$$

La ecuación 4.11 muestra el ángulo de la articulación de la rodilla.

$$\theta_{2,2} = atan2(P_y - a \cdot \sin(\theta_{1,2}), P_x - a \cdot \cos(\theta_{1,2})) \quad (4.11)$$

La cinemática inversa entrega dos soluciones de θ_1 y θ_2 . Para discriminar las soluciones y encontrar la que describe de forma correcta el movimiento de la pierna, se debe satisfacer que $\theta_2 \leq \theta_1$, ya que el mayor ángulo de la articulación de la rodilla corresponde al ángulo de la articulación de la cadera, es decir, cuando la pierna está completamente extendida.

Se realizó un código en Matlab correspondiente a la cinemática inversa, en el cual se tiene como entrada un archivo de texto con los puntos en el espacio correspondiente a la articulación del tobillo, el código entrega un archivo de texto correspondientes a los ángulo de la articulación de la cadera y del tobillo para realizar el movimiento. El código se encuentra en el anexo A.3.

4.2.3 Estudio cinemático de los centros de gravedad

Se determinó las aceleraciones de los centros de gravedad de los eslabones para realizar la dinámica inversa del mecanismo. Se tomó como supuesto que el centro de gravedad de los eslabones de la pierna se encuentra en los puntos medios de los eslabones.

Se tomaron los valores de los ángulos obtenidos de la cinemática inversa para la obtención de la velocidad angular y aceleración angular en cada punto. Se realizó una aproximación lineal en cada intervalo de tiempo. El intervalo de tiempo viene dado por la cantidad de adquisición de datos por segundo, en este caso, la cámara toma 30 imágenes por segundo, cada intervalo de tiempo es de 1/30 segundos. Las ecuaciones 4.12 y 4.13 muestran como se obtuvieron los valores de las velocidades angulares y las ecuaciones 4.14 y 4.15 muestran como se obtuvieron los valores de las aceleraciones angulares.

$$\omega_{1i} = \frac{\theta_{1i+1} - \theta_{1i}}{\Delta t} \quad (4.12)$$

$$\omega_{2i} = \frac{\theta_{2i+1} - \theta_{2i}}{\Delta t} \quad (4.13)$$

$$\alpha_{1i} = \frac{\omega_{1i+1} - \omega_{1i}}{\Delta t} \quad (4.14)$$

$$\alpha_{2i} = \frac{\omega_{2i+1} - \omega_{2i}}{\Delta t} \quad (4.15)$$

Donde:

$$\Delta t = \frac{1}{30} \text{ [s]}$$

Se realizó una función en Matlab para encontrar los valores de las velocidades angulares y aceleraciones angulares, la función se encuentra en el anexo A.4.

Tomando el vector posición del centro de gravedad del eslabón A, correspondiente al fémur, y derivándolo se encuentra la velocidad del centro de gravedad y su aceleración. La posición, velocidad y aceleración del centro gravedad se encuentran con las ecuaciones 4.16, 4.17 y 4.18.

$$A_{cg} = a_{cg} e^{j\theta_1} \quad (4.16)$$

$$\dot{A}_{cg} = j a_{cg} \omega_1 e^{j\theta_1} \quad (4.17)$$

$$\ddot{A}_{cg} = -a_{cg} (\omega_1)^2 e^{j\theta_1} + a_{cg} j \alpha_1 e^{j\theta} \quad (4.18)$$

Donde:

a_{cg} : Distancia al centro de gravedad.

ω_1 : Velocidad angular del eslabón A.

α_1 : Aceleración angular del eslabón A.

De manera análoga se obtuvieron las ecuaciones de posición, velocidad y aceleración para el eslabón B, correspondiente a la tibia. La posición, velocidad y aceleración del centro de gravedad se encuentra con las ecuaciones 4.18 4.19 y 4.20.

$$B_{cg} = a e^{j\theta_1} + b_{cg} e_1^{j\theta} \quad (4.18)$$

$$\dot{B}_{cg} = a(j\omega_1) e_1^{j\theta} + b_{cg} (j\omega_2) e_2^{j\theta} \quad (4.19)$$

$$\ddot{B}_{cg} = -a(\omega_1)^2 e^{j\theta_1} + a j \alpha_1 e_1^{j\theta} - b_{cg} (\omega_2)^2 e_2^{j\theta} + b_{cg} j \alpha_2 e_2^{j\theta} \quad (4.20)$$

Donde:

a : Largo del eslabón A.

ω_1 : Velocidad angular del eslabón A.

α_1 : Aceleración angular del eslabón A.

b_{cg} : Largo del eslabón B a su centro de gravedad.

ω_2 : Velocidad angular del eslabón B.

α_2 : Aceleración angular del eslabón B.

Se realizó una función en Matlab para encontrar los valores de las aceleraciones de los centros de gravedad de los eslabones, la función se encuentra en el anexo A.5.

4.2.4 Estudio dinámico

El estudio dinámico corresponde a la dinámica inversa del mecanismo. El procedimiento de la dinámica inversa permite encontrar los valores de las fuerzas y torques necesarios para una determinada posición y aceleración de un mecanismo. Para lo cual se debe realizar el diagrama de cuerpo libre de cada uno de los eslabones del mecanismo y realizar la suma de fuerzas y momentos.

En la Figura 4-9 se muestra el diagrama de cuerpo libre del eslabón A correspondiente al fémur.

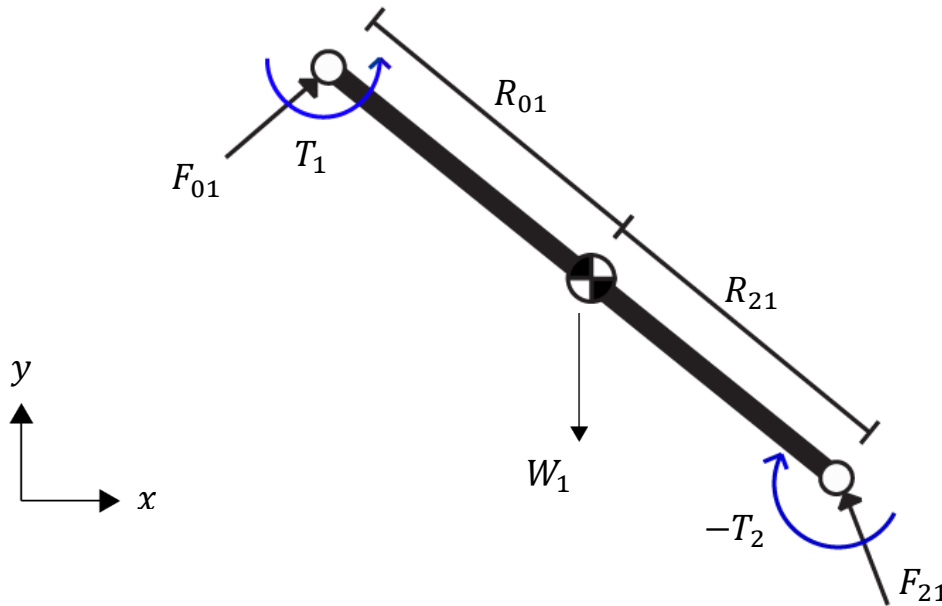


Figura 4-9 Diagrama de cuerpo libre eslabón A
Fuente: Elaboración propia

Las ecuaciones 4.21, 4.22, 4.23 y 4.24 corresponden a la sumatoria de fuerzas y momentos realizados.

$$\sum F_x \quad F_{01x} + F_{21x} = m_1 a_{1cgx} \quad (4.21)$$

$$\sum F_y \quad F_{01y} + F_{21y} - W_1 = m_1 a_{1cgy} \quad (4.22)$$

$$\sum T \quad T_1 - T_2 + (R_{01} \times F_{01}) + (R_{21} \times F_{21}) = I_1 \alpha_1 \quad (4.23)$$

$$T_1 - T_2 + R_{01x}F_{01y} - R_{01y}F_{01x} + R_{21x}F_{21y} - R_{21y}F_{21x} = I_1 \alpha_1 \quad (4.24)$$

Donde:

- F_{01x} : Fuerza del cuerpo 0 (cadera) sobre el cuerpo 1 (fémur) en la dirección x.
- F_{21x} : Fuerza del cuerpo 2 (tibia) sobre el cuerpo 1 (fémur) en la dirección x.
- F_{01y} : Fuerza del cuerpo 0 (suelo) sobre el cuerpo 1 (fémur) en la dirección y.
- F_{21y} : Fuerza del cuerpo 2 (tibia) sobre el cuerpo 1 (fémur) en la dirección y.
- m_1 : Masa del cuerpo 1 (fémur).
- W_1 : Peso del cuerpo 1 (fémur).

- a_{1cgy} : Aceleración del centro de gravedad del cuerpo 1 (fémur) en la dirección y.
- T_1 : Torque aplicado en el cuerpo 1 (fémur).
- T_2 : Torque aplicado en el cuerpo 2 (tibia).
- R_{01x} : Distancia del cuerpo 0 (cadera) al centro de gravedad del cuerpo 1 (fémur) en la dirección x.
- R_{01y} : Distancia del cuerpo 0 (cadera) al centro de gravedad del cuerpo 1 (fémur) en la dirección y.
- R_{21x} : Distancia del cuerpo 2 (cadera) al centro de gravedad del cuerpo 1 (fémur) en la dirección x.
- R_{21y} : Distancia del cuerpo 2 (cadera) al centro de gravedad del cuerpo 1 (fémur) en la dirección y.
- I_1 : Momento de inercia del cuerpo 1 (fémur), modelado como una barra redonda.
- α_1 : Aceleración angular del cuerpo 1 (fémur).

En la Figura 4-10 se muestra el diagrama de cuerpo libre del eslabón B correspondiente a la tibia.

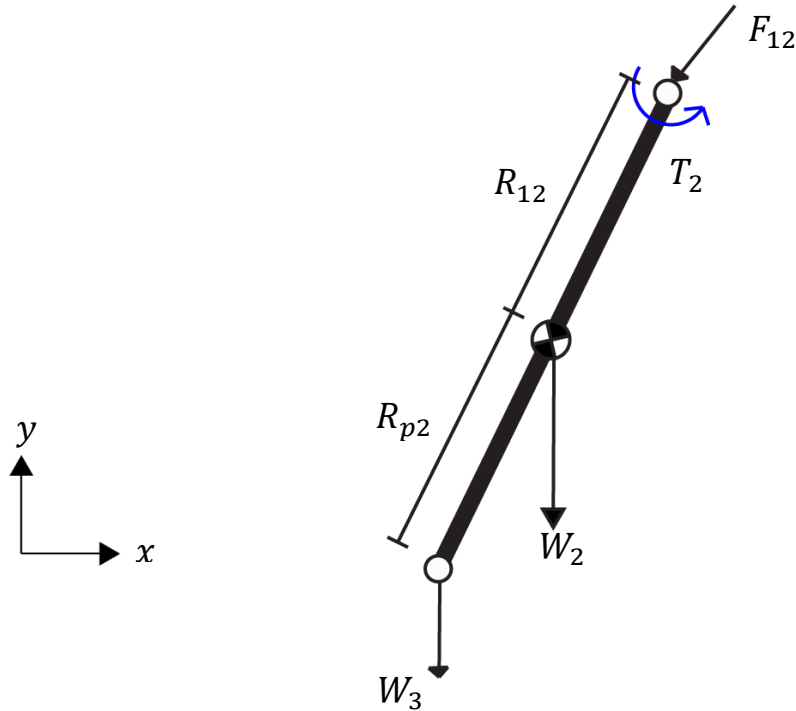


Figura 4-10 Diagrama de cuerpo libre eslabón B
Fuente: Elaboración propia

Las ecuaciones 4.25, 4.26, 4.27 y 4.28 corresponden a la sumatoria de fuerzas y momentos realizados.

$$\sum F_x \quad F_{12x} = m_2 a_{2cgy} \quad (4.25)$$

$$\sum F_y \quad F_{12y} - W_2 - W_3 = m_2 a_{2cgy} \quad (4.26)$$

$$\sum T \quad T_2 + (R_{12} \times F_{12}) + (R_{p2} \times W_3) = I_2 \alpha_2 \quad (4.27)$$

$$T_2 + R_{12x} F_{12y} - R_{12y} F_{12x} + R_{p2x} W_3 = I_2 \alpha_2 \quad (4.28)$$

Donde:

- F_{12x} : Fuerza del cuerpo 1 (fémur) sobre el cuerpo 2 (tibia) en la dirección x.
- F_{12y} : Fuerza del cuerpo 1 (fémur) sobre el cuerpo 2 (tibia) en la dirección y.
- m_2 : Masa del cuerpo 2 (tibia).
- W_2 : Peso del cuerpo 2 (tibia).
- W_3 : Peso del cuerpo 3 (pie).
- a_{2cgy} : Aceleración del centro de gravedad del cuerpo 2 (tibia) en la dirección x.
- a_{2cgx} : Aceleración del centro de gravedad del cuerpo 2 (tibia) en la dirección y.
- T_2 : Torque aplicado en el cuerpo 2 (tibia).
- R_{12x} : Distancia del cuerpo 1 (fémur) al centro de gravedad del cuerpo 2 (tibia) en la dirección x.
- R_{12y} : Distancia del cuerpo 1 (fémur) al centro de gravedad del cuerpo 2 (tibia) en la dirección y.
- R_{p2x} : Distancia del punto P (tobillo) al centro de gravedad del cuerpo 2 (tibia) en la dirección x.
- I_2 : Momento de inercia del cuerpo 2 (tibia), modelado como una barra redonda.
- α_2 : Aceleración angular del cuerpo 2 (tibia).

Las ecuaciones anteriores se escribieron de forma matricial para obtener las reacciones en las articulaciones y los torques, la ecuación 4.29 muestra la multiplicación de las matrices.

$$B \cdot \vec{X} = A \quad (4.29)$$

Donde:

- B : Matriz con los valores de posición conocidos.
- A : Matriz con los valores de fuerzas y torques conocidos.
- \vec{X} : Vector con los valores de fuerzas y torques desconocidos.

Reemplazando los valores conocidos en las matrices, se obtiene la ecuación 4.30.

$$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ -R_{01y} & R_{01x} & -R_{21y} & R_{21x} & 1 & -1 \\ 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & R_{12y} & -R_{12x} & 0 & 1 \end{pmatrix} \cdot \begin{Bmatrix} F_{01x} \\ F_{01y} \\ F_{21x} \\ F_{21y} \\ T_1 \\ T_2 \end{Bmatrix} = \begin{pmatrix} m_1 a_{1cgy} \\ m_1 a_{1cgy} + W_1 \\ I_1 \alpha_1 \\ m_2 a_{2cgy} \\ m_2 a_{2cgy} + W_2 + W_3 \\ I_2 \alpha_2 - R_{02} W_3 \end{pmatrix} \quad (4.30)$$

Premultiplicando por el inverso de B , se despeja el vector \vec{X} , que contiene los valores de las fuerzas y torques desconocidos. La ecuación 4.31 muestra el vector \vec{X} despejado.

$$\begin{pmatrix} F_{01x} \\ F_{01y} \\ F_{21x} \\ F_{21y} \\ T_1 \\ T_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 1 & 0 & 0 \\ -R_{01y}R_{01x} & -R_{21y} & R_{21x} & 1 & -1 & \\ 0 & 0 & -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & R_{12y} & -R_{12x} & 0 & 1 \end{pmatrix}^{-1} \cdot \begin{pmatrix} m_1 a_{1cgx} \\ m_1 a_{1cgy} + W_1 \\ I_1 \alpha_1 \\ m_2 a_{2cgx} \\ m_2 a_{2cgy} + W_2 + W_3 \\ I_2 \alpha_2 - R_{02} W_3 \end{pmatrix} \quad (4.31)$$

El vector solución \vec{X} nos entrega los valores de las fuerzas de F_{01} y F_{21} y los torques T_1 y T_2 en el instante dado por los ángulos θ_1 y θ_2 .

Se realizó un programa en Matlab que procesó los valores de θ_1 y θ_2 de la cinemática inversa obteniendo los valores de las fuerzas de reacción y torques necesarios para el movimiento de la pierna en la marcha humana. En el anexo A.6. se encuentra la función de la dinámica inversa y en el anexo A.7. se encuentra el programa que entrega los resultados de la dinámica inversa. El programa además entrega los valores máximos y mínimos de los torques y velocidades angulares del mecanismo.

4.3 Diseño del exoesqueleto

4.3.1 Parámetros de diseño

Los parámetros de diseño se obtuvieron del seguimiento de la marcha, cinemática inversa, dinámica inversa y mediciones del cuerpo humano. Estos parámetros se obtuvieron para satisfacer las posiciones de una marcha entre los intervalos de 0.8 a 1.2 km/h.

La Tabla 4.1 muestra los valores mínimos y máximos de θ_1 y θ_2 , correspondientes a los ángulos de las articulaciones de la cadera y rodilla.

Tabla 4.1: Valores mínimos y máximos de los ángulos de cadera y rodilla

	θ_1 [grados]	θ_2 [grados]
Mínimo	258	224
Máximo	286	270

Fuente: Elaboración propia

De la dinámica inversa se obtuvo los valores máximos de las fuerzas y momentos para el movimiento, se seleccionó la marcha de 1.2 km/h siendo la de mayor rapidez. Las fuerzas obtenidas corresponden a las reacciones y los momentos son quienes proporcionan el movimiento de la pierna. La Tabla 4.2 muestra los valores obtenidos de la dinámica inversa.

Las dimensiones del exoesqueleto deben satisfacer las dimensiones del cuerpo humano. La Tabla 4.3 muestra las dimensiones medidas del cuerpo humano.

Tabla 4.1: Valores máximos obtenidos de la dinámica inversa

	Valor
F_{01x}	54.17 [N]
F_{01y}	176.59 [N]
F_{21x}	6.61 [N]
F_{21y}	60.64 [N]
T_1	22.67 [Nm]
T_2	11.12 [Nm]

Fuente: Elaboración propia

Tabla 4.2 Dimensiones medidas del cuerpo humano

	Valor [cm]
Fémur	48.0
Tibia	41.0
Cadera lateral	10.8
Cadera frontal	34.0
Distancia vertical de la cintura	9.5
Distancia horizontal de la cintura	10.3

Fuente: Elaboración propia

En la figura 4-11 se encuentra el modelo CAD de la pierna exoesquelética con sus componentes.

4.3.2 Selección de actuadores

La selección de actuadores se realizó en base a los parámetros de diseño y las opciones que existen en el mercado. Se seleccionaron actuadores lineales eléctricos, los cuales tienen una reducción mediante un tornillo sin fin, proporcionando altas fuerzas, a costa de una baja velocidad. Los actuadores lineales proporcionan una fuerza de hasta 1000 N a 12 o 24 V.

El valor máximo del torque que debe proporcionar el actuador es de 22.67 [Nm], correspondiente a la articulación de la cadera, esto ocurre para un ángulo de 286° , en este caso el momento proporcionado por el actuador es de 93.32 [Nm] superando el momento obtenido de la dinámica inversa.

Se seleccionaron dos actuadores, uno para el movimiento del eslabón del fémur y el otro para el movimiento del eslabón de la tibia. El actuador correspondiente al fémur tiene una carrera de 100 mm y el actuador correspondiente a la tibia tiene una carrera de 150 mm.

La Figura 4-12 Muestra los gráficos de velocidad vs carga y corriente vs carga.

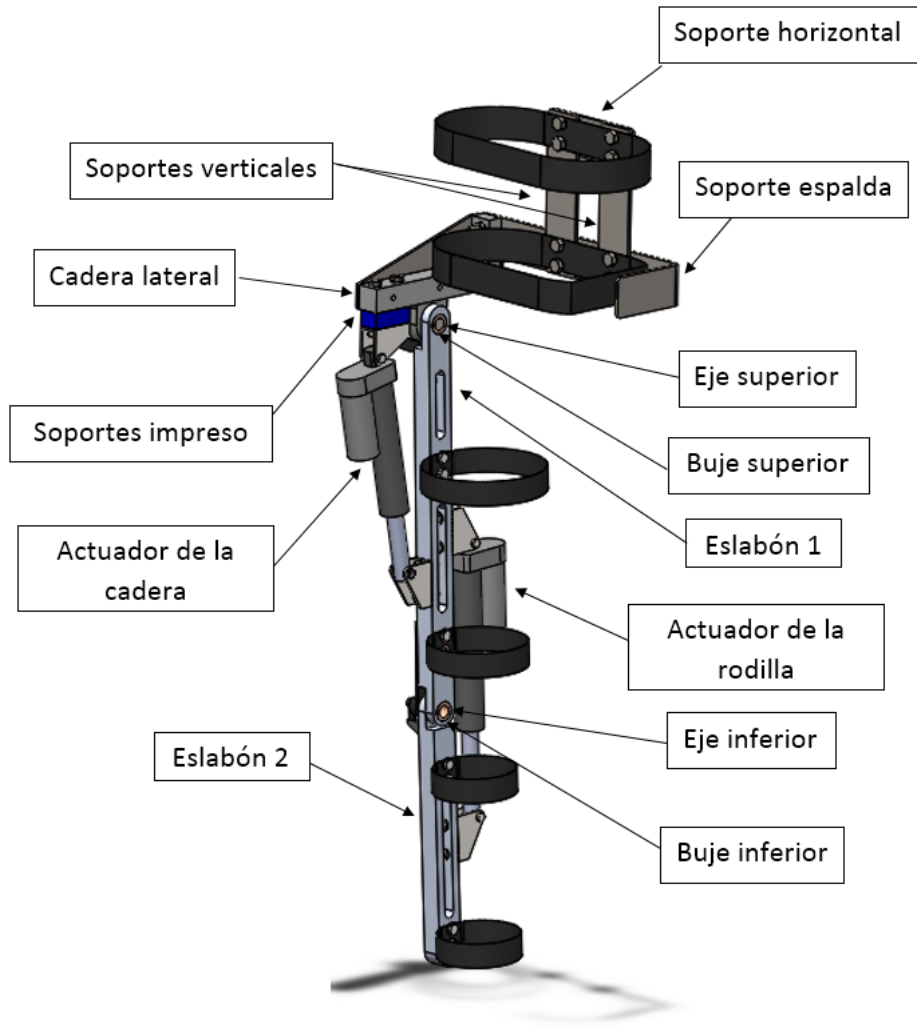


Figura 4-11: Modelo CAD de la pierna exoesquelética.
Fuente: Elaboración propia.

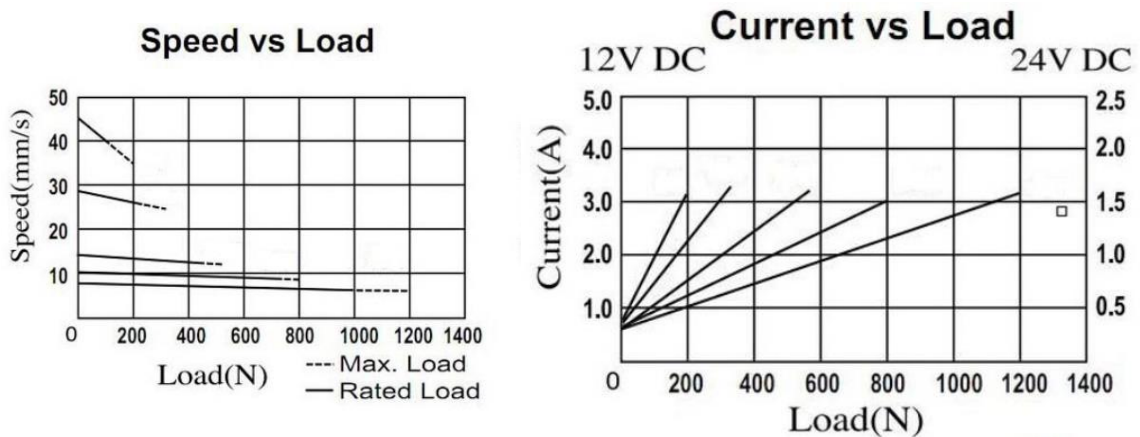


Figura 4-12 Gráficos de Velocidad vs Carga y Corriente vs Carga ⁴

⁴ <https://es.aliexpress.com/item/WOW-50-Discount-10mm-s-150mm-6inch-stroke-1000N-225lbs-12V-dc-mini-linearactuator/1990598622.html?spm=2114.10010408.1000013.11.0Lavz0&scm=1007.13339.33317.0&pvid=4ac57d19-dcd2-4923-b5b7-c15182533ac2&tpp=1>

La Figura 4-13 muestra las dimensiones del actuador correspondiente a la articulación de la cadera.

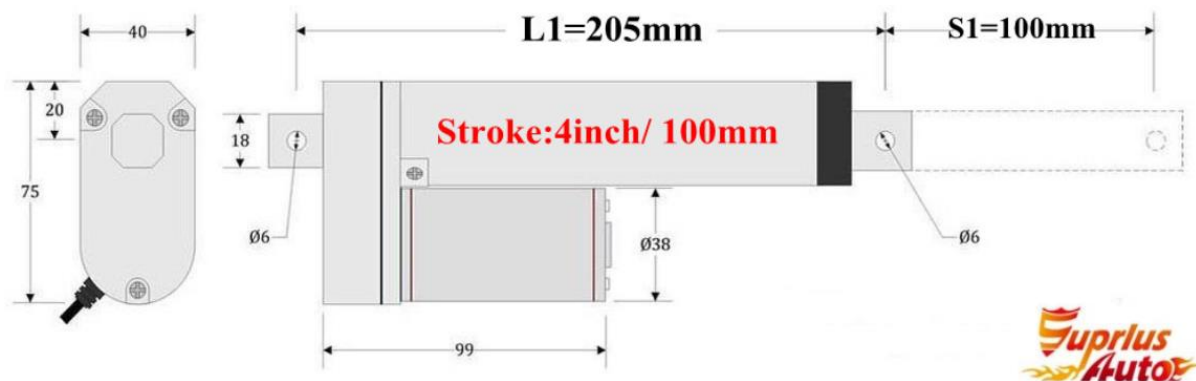


Figura 4-13 Dimensiones del actuador de la articulación de la cadera⁵

La Figura 4-14 muestra las dimensiones del actuador correspondiente a la articulación de la rodilla.

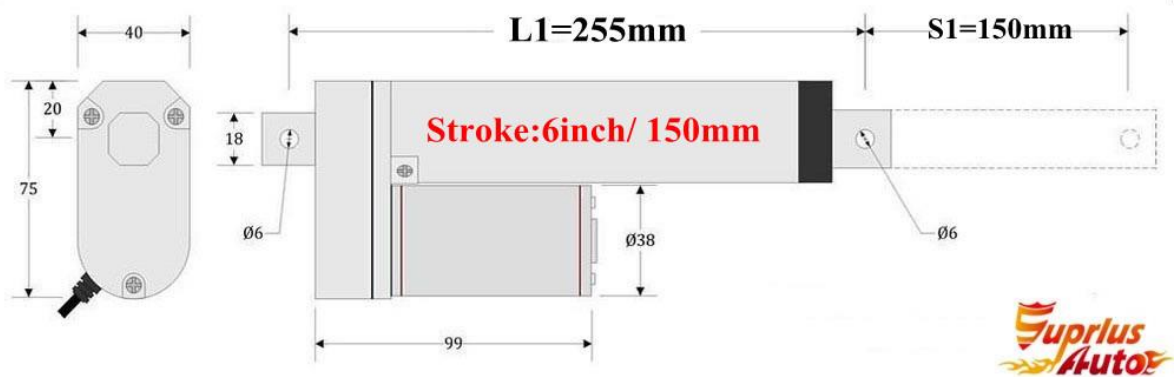


Figura 4-14 Dimensiones del actuador de la articulación de la rodilla⁵

4.3.3 Definición de los componentes

El diseño CAD de la pierna exoesquelética se realizó en el software SolidWorks en base a los parámetros de diseño indicados anteriormente. Además se realizó la simulación mediante elementos finitos a los componentes del exoesqueleto. Para la simulación se utilizó una carga de diseño correspondiente al doble del peso normal de la pierna humana. En la Tabla 4.4 se muestra el porcentaje de peso de la pierna y sus partes en una persona sana [10], la masa real y la carga de diseño a utilizar. El análisis se realizó tomando la masa total del estudiante, el cual corresponde a 80 kilogramos.

⁵ <https://es.aliexpress.com/item/WOW-50-Discount-10mm-s-150mm-6inch-stroke-1000N-225lbs-12V-dc-mini-linearactuator/1990598622.html?spm=2114.10010408.1000013.11.0Lavz0&scm=1007.13339.33317.0&pvid=4ac57d19-dcd2-4923-b5b7-c15182533ac2&tpv=1>

Tabla 4.4: Valores de la masa de la pierna y las cargas de diseño.

Parte de la pierna	Porcentaje de la masa total	Masa Real [Kg]	Carga de Diseño [N]
Pierna completa	16%	12,80	250,88
Muslo	10,1%	8,08	158,36
Parte inferior con pie	5,90%	4,72	92,51

Fuente: Elaboración propia.

A continuación se presentan los diferentes componentes, sus especificaciones y las simulaciones realizadas.

Los planos de los componentes diseñados y del conjunto se encuentran en el anexo C.

Eslabón 1

El eslabón 1 corresponde al fémur del exoesqueleto. Tiene un largo total de 520 mm y una distancia entre las articulaciones de 480 mm. El ancho del eslabón es de 35 mm y el espesor de 26 mm. El eslabón contiene perforaciones de 8.2 mm, tanto para el anclaje de los actuadores como para el sistema de sujeción de la pierna. Las perforaciones correspondientes a las articulaciones de la cadera y rodilla tienen un diámetro de 20 mm, para estos agujeros se utilizó una tolerancia H7 que permite un ajuste deslizante sin juego. El material seleccionado es aluminio A2017 por sus propiedades mecánicas, disponibilidad en el mercado y facilidad de manufactura. En la Figura 4-15 se aprecia el modelo CAD del eslabón 1.

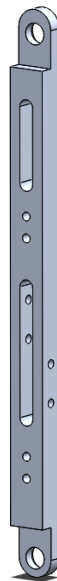


Figura 4-15 Diseño CAD del eslabón 1

Fuente: Elaboración propia

Se realizaron dos simulaciones mediante el método de elementos finitos al eslabón 1, para el caso de pie y el caso extendido. El material utilizado para la simulación fue aluminio A2017.

Caso de pie: Se realizó la simulación del eslabón 1 con el exoesqueleto de pie soportando el peso de la pierna y con los componentes de fuerza del actuador para iniciar el movimiento de la marcha. En la tabla 4.5 se aprecian los valores utilizados de las fuerzas.

Tabla 4.5: Cargas aplicadas en el caso de pie

Carga	Magnitud [N]	Aplicada en
Actuador en dirección x	140,00	Perforaciones de soporte de actuador
Actuador en dirección y	990,00	Perforaciones de soporte de actuador
Peso del muslo	158,36	Perforaciones de soporte de pierna
Peso de la pierna inferior	92,51	Unión a eslabón dos.

Fuente: Elaboración propia

Se utilizó sujeciones del tipo bisagra fija con restricciones de movimiento en la perforación correspondiente a la articulación de la cadera.

La Figura 4-16 se muestra las fuerzas y sujeciones aplicadas en el eslabón 1.

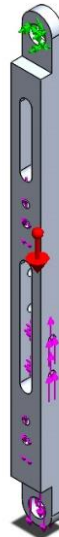


Figura 4-16: Eslabón 1 con las cargas

Fuente: Elaboración propia

Se obtuvo de la simulación una tensión de von Mises máxima de $3.75 \cdot 10^7 N/m^2$, un desplazamiento máximo de $0.89 mm$ y un factor de seguridad mínimo de 6.5. La figura 4-17 se muestran los resultados de la simulación.

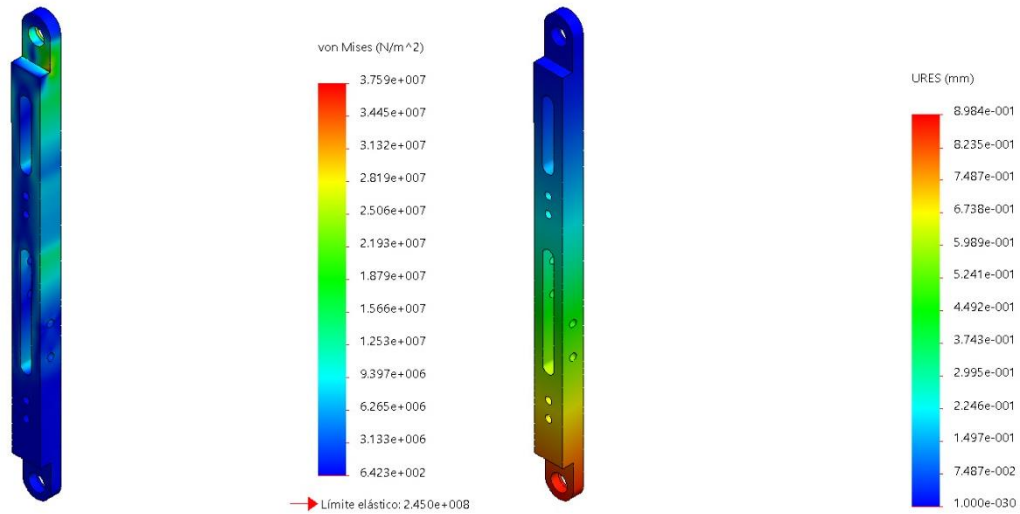


Figura 4-17: Tensión de von Mises y desplazamiento obtenidos de la simulación.
Fuente: Elaboración propia.

Caso extendido: Se realizó la simulación de la pierna en el caso extremo de estar paralelo al suelo. En la tabla 4.6 se aprecian las cargas utilizadas.

Tabla 4.6: Cargas utilizadas en el caso extendido

Fuerza	Magnitud [N]
Actuador en dirección y	1000,00
Peso del muslo	158,36
Peso de la parte inferior de la pierna	92,51

Fuente: Elaboración propia

Además se incluyó un torque de 11,08 [Nm] producido por el peso del muslo.

Se utilizó sujeciones del tipo bisagra fija con restricciones de movimiento en la perforación correspondiente a la articulación de la cadera.

La Figura 4-18 muestra las fuerzas, torques y sujeciones aplicadas en el eslabón 1.

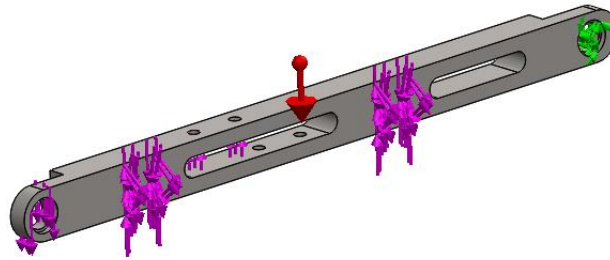


Figura 4-18: Cargas aplicadas en el eslabón 1.
Fuente: Elaboración propia.

Se obtuvo una tensión de von Mises máxima de $6.52 \cdot 10^7 N/m^2$, un desplazamiento máximo de $0.12 mm$ y un factor de seguridad mínimo de 5.38. En la Figura 4-19 se aprecian los resultados de la simulación realizada.

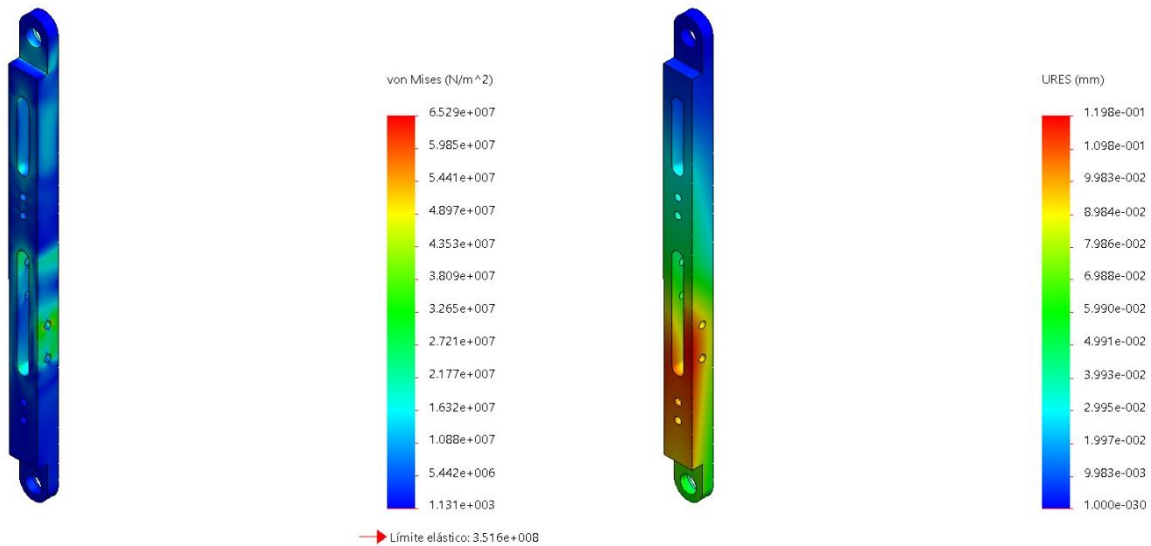


Figura 4-19: Tensión de von Mises y desplazamiento obtenidos de la simulación.
Fuente: Elaboración propia.

Eslabón 2

El eslabón 2 corresponde a la tibia del exoesqueleto. El eslabón 2 tiene un largo total de 335 mm, 35 mm de ancho y un espesor de 26 mm. El eslabón 2 contiene perforaciones de 8.2 mm tanto para el anclaje del actuador como para la sujeción de la pierna. El agujero correspondiente a la articulación de la rodilla tiene un diámetro de 20 mm, con una tolerancia H7. El material

seleccionado es aluminio A2017 por sus propiedades mecánicas, disponibilidad en el mercado y facilidad de manufactura. En la Figura 4-20 se aprecia el modelo CAD del eslabón 2.

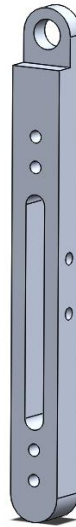


Figura 4-20 Diseño CAD del eslabón 2
Fuente: Elaboración propia

Al igual que el eslabón 1, el eslabón 2 se sometió a la simulación en dos casos, el caso de pie y el caso extendido.

Caso de pie: Se realizó la simulación del eslabón 2 con el exoesqueleto de pie soportando el peso de la parte inferior de la pierna y con las fuerzas necesarias para iniciar el movimiento de la marcha. El material utilizado para la simulación fue Aluminio A2017. En la tabla 4.7 se aprecian las cargas utilizadas.

Tabla 4.7: Cargas utilizadas en el caso de pie

Fuerza	Magnitud [N]
Actuador en la dirección x	121,00
Actuador en la dirección y	992,00
Peso pierna inferior	92,51

Fuente: Elaboración propia

Además de las fuerzas mencionadas se agregó el efecto de la gravedad. En la Figura 4-21 se aprecian las cargas aplicadas en el eslabón 2.

Se obtuvo una tensión de Von Mises máxima $2.24 \cdot 10^7 N/m^2$, un desplazamiento máximo de 0.22 mm y un factor de seguridad mínimo de 11. En la Figura 4-22 se aprecia la distribución de la tensión de von Mises en el eslabón 2 y el desplazamiento obtenido en la simulación.

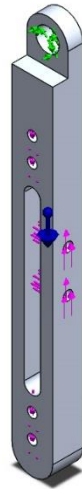


Figura 4-21: Cargas aplicadas en el eslabón2.
Fuente: Elaboración propia.

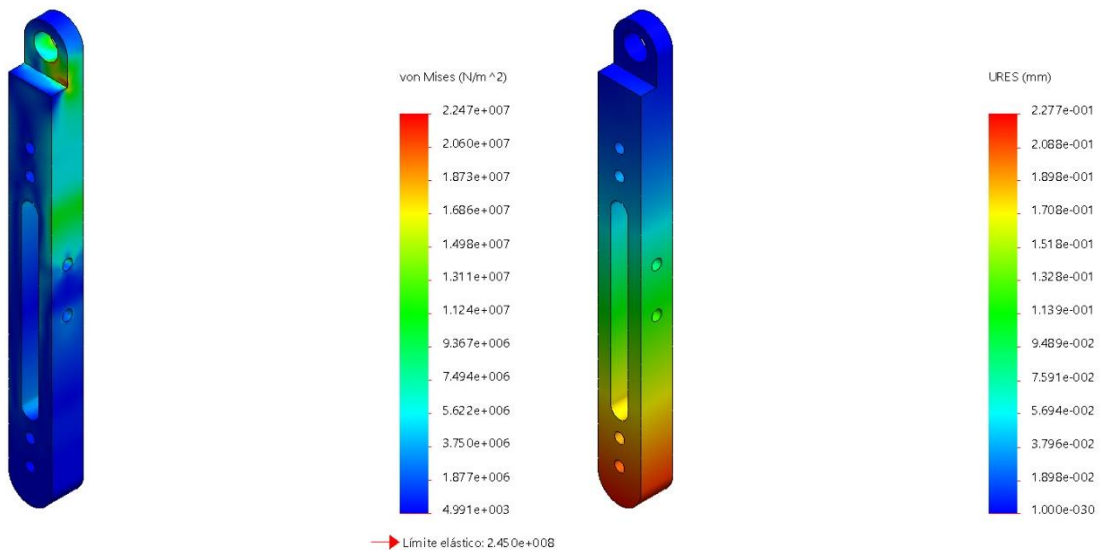


Figura 4-22: Tensión de von Mises y desplazamiento obtenidos de la simulación.
Fuente: Elaboración propia.

Caso extendido: Se realizó la simulación en el caso extremo que la pierna está paralela al piso. En la tabla 4.8 se aprecian las cargas utilizadas en la simulación.

Tabla 4.8: Cargas aplicadas en el caso extendido

Fuerza	Magnitud [N]
Actuador en la dirección y	1000,00
Peso pierna inferior	92,51

Fuente: Elaboración propia

Además se incluyó el torque producido por el peso de la parte inferior de la pierna con un valor de 6,47 [Nm].

Se utilizaron sujeciones de bisagra fija con limitaciones de movimiento. En la Figura 4-23 se aprecia el eslabón 2 con las cargas y sujeciones.



Figura 4-23: Cargas aplicadas en el eslabón 2

Fuente: Elaboración propia

Se obtuvo una tensión de von Mises máxima de $5.99 \cdot 10^7 N/m^2$ y un desplazamiento máximo de 0.46 mm y un factor de seguridad mínimo de 5.28 para el caso extendido. En la Figura 4-24 se aprecian los resultados de la simulación.

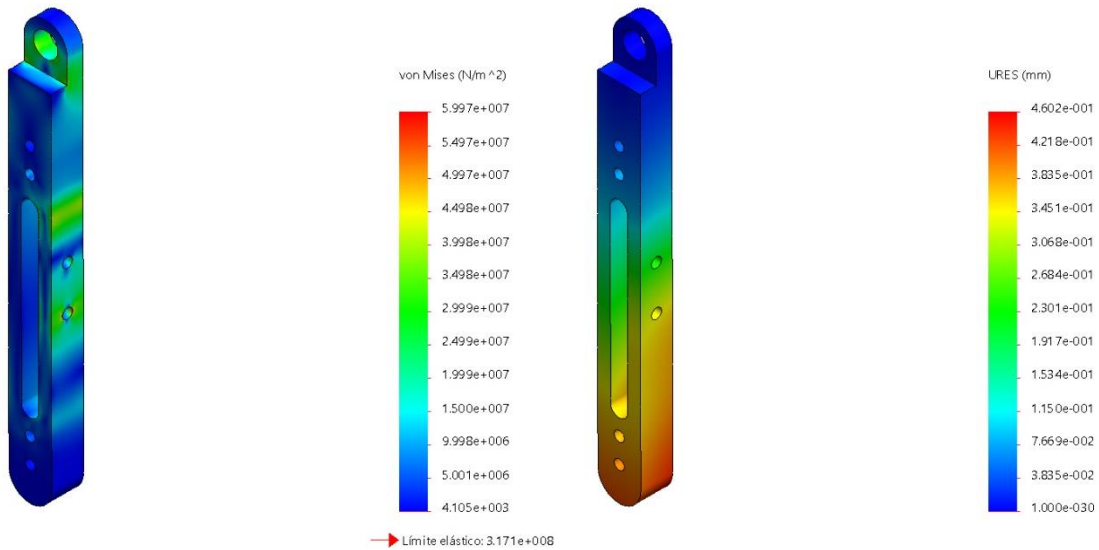


Figura 4-24: Tensión de von Mises y desplazamiento obtenidos de la simulación.
Fuente: Elaboración propia.

Ejes

Se diseñó el eje para las articulaciones de la cadera y rodilla. El material seleccionado para los ejes es acero SAE 1020, el cual tiene un límite de fluencia de $264.77 \cdot 10^6$ Pa. El largo del eje de la cadera es de 30 mm y el de la rodilla es de 26 mm. Para la obtención del diámetro del eje se utilizó la ecuación 5.1 correspondiente al criterio de ejes estáticos de von Mises.

$$d = \left(\frac{32 \cdot n}{\pi \cdot S_y} \left(M^2 + \frac{3}{4} T^2 \right)^{\frac{1}{2}} \right)^{\frac{1}{3}} \quad (5.1)$$

Donde:

- n : Factor de seguridad
- S_y : Límite de fluencia [Pa]
- M : Momento Flector [Nm]
- T : Torsión [Nm]

El momento flector se calculó utilizando la ecuación 5.2:

$$M = b \times F \quad (5.2)$$

Donde

b : Brazo [m]
 F : Fuerza [N]

Se tomó como largo del brazo tres cuartos del largo total del eje, lo que equivale a 19.5 mm, en el eje de 26 mm y a 22.5 mm, en el eje de 30mm. La fuerza sometida se tomó como la máxima reacción obtenida de las simulaciones realizadas, con un valor de 901 N.

De modo que los momentos flectores obtenidos, utilizando la ecuación 5.2, fueron de 17.56 [Nm] para el eje de 26 mm y 20.27 [Nm] para el eje de 30 mm.

Para el cálculo del diámetro del eje se utilizó un factor de seguridad de 4 y se tomó como supuesto que el eje no está sometido a torsión. Utilizando la ecuación 5.1 se obtuvo un diámetro de 13.9 mm para el eje de 26 mm y un diámetro de 14.6 mm para el eje de 30 mm, ambos ejes se aumentaron a un diámetro de 15 mm con una tolerancia g6. En la Figura 4-25 se aprecia el modelo CAD del eje correspondiente a la articulación de la rodilla.

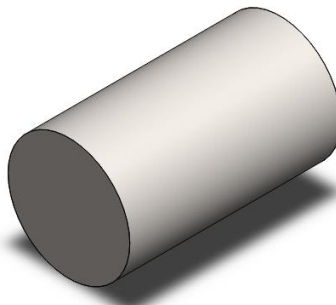


Figura 4-25 Modelo CAD del eje
Fuente: Elaboración propia

Se realizó la simulación mediante elementos finitos usando una carga de 901 N, correspondiente a la máxima reacción obtenida de las simulaciones de los eslabones 1 y 2. Esta carga se ubicó de manera distribuida en la mitad del eje, la otra mitad corresponde a una sujeción fija. En la Figura 4-26 se aprecia la carga y la sujeción aplicada en el eje.

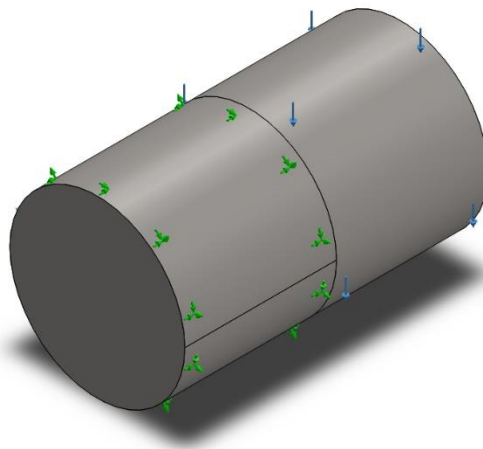


Figura 4-26: Carga y sujeciones del eje
Fuente: Elaboración propia

Se obtuvo una tensión máxima de von mises de $4.13 \cdot 10^7 N/m^2$, un desplazamiento máximo de 0.0012 mm y se obtuvo un factor de seguridad mínimo de 8.5. En la Figura 4-27 se aprecia el resultado de la simulación.

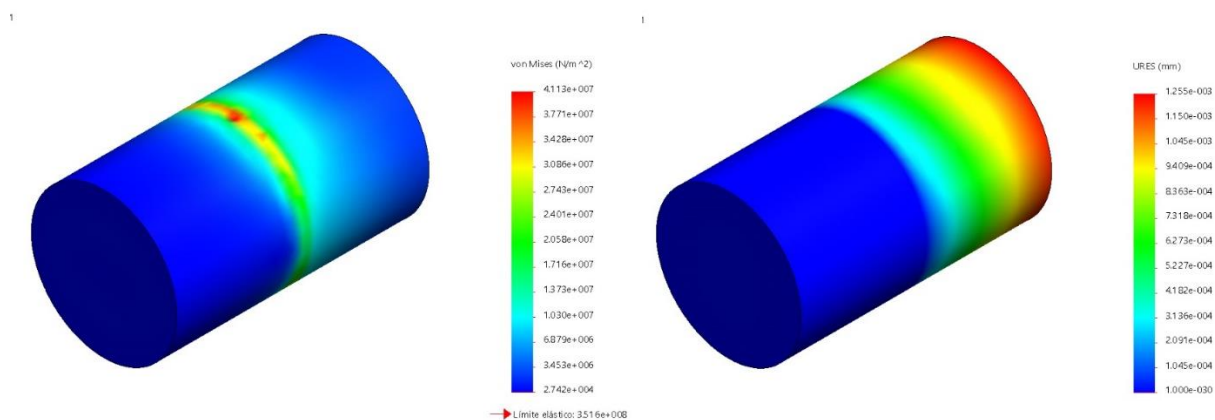


Figura 4-27: Tensión de von Mises y desplazamiento obtenidos de la simulación.
Fuente: Elaboración propia.

Bujes

Se diseñaron bujes para las articulaciones de cadera y rodilla. El material seleccionado para el buje es bronce SAE 640, el cual es un material estándar para bujes. El buje correspondiente a la articulación de la cadera tiene un largo total de 36 mm y el de la articulación de la rodilla tiene un largo de 32 mm. Los bujes cuentan de un diámetro externo de 20 mm con una tolerancia g6 y un segundo diámetro externo de 24 mm g6 el cual funciona como tope, el diámetro interno es de 15 mm H7. Además cuenta con una perforación pasante de 3 mm para un pasador. La Figura 4-28 muestra el diseño CAD realizado del buje de 36mm.

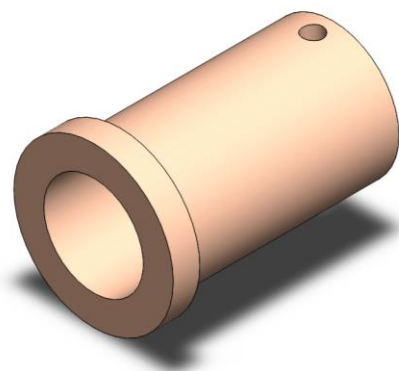


Figura 4-28 Modelo CAD del buje de 36 mm
Fuente: Elaboración propia

La simulación de los bujes se realizó, al igual que para el eje, utilizando una carga de 901 N. Esta carga se ubicó en la mitad del buje, mientras que la otra mitad corresponde a una sujeción fija. Para delimitar la mitad del buje, se utilizaron líneas de partición. En la Figura 4-29 se aprecia la carga y la sujeción.

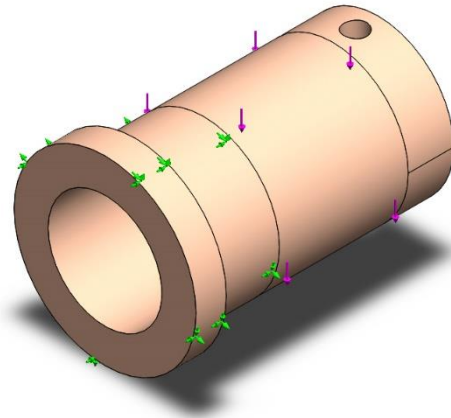


Figura 4-29: Carga y sujeción del buje.
Fuente: Elaboración propia.

De la simulación se obtuvo una tensión máxima de von Mises de $3.71 \cdot 10^7 N/m^2$, un desplazamiento máximo de 0.003 mm y un factor de seguridad mínimo de 1.85, en la Figura 4-30 se aprecian los resultados de la simulación.

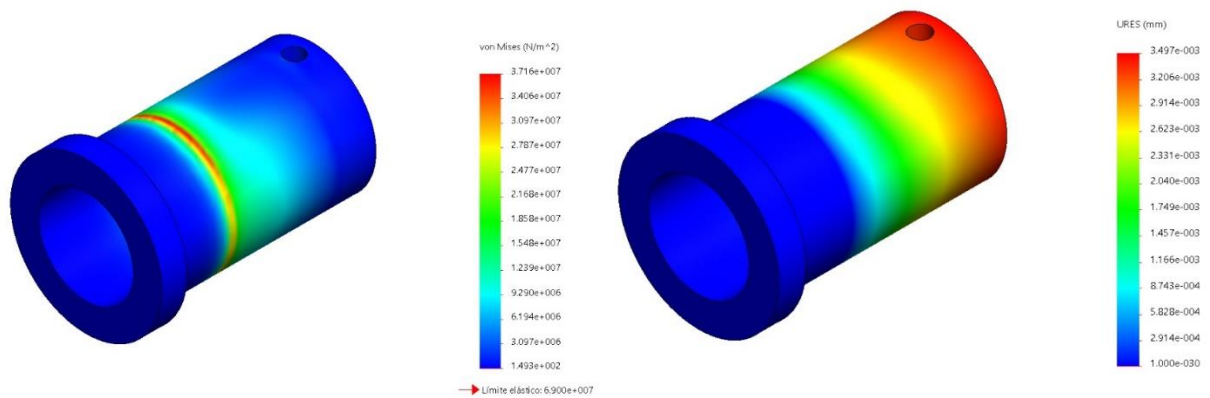


Figura 4-30: Tensión de von Mises y desplazamiento obtenidos de la simulación.
Fuente: Elaboración propia.

Soporte de cadera lateral

El soporte de la cadera se realizó en base a las medidas tomadas de la articulación de la cadera y cintura. El soporte de la cadera contiene la perforación correspondiente a la articulación de la cadera con un diámetro de 200 mm. Además tiene las perforaciones de 8 mm para la sujeción del actuador correspondiente al primer eslabón. El material seleccionado es Technyl. En la Figura 4-31 se aprecia el soporte de cadera.

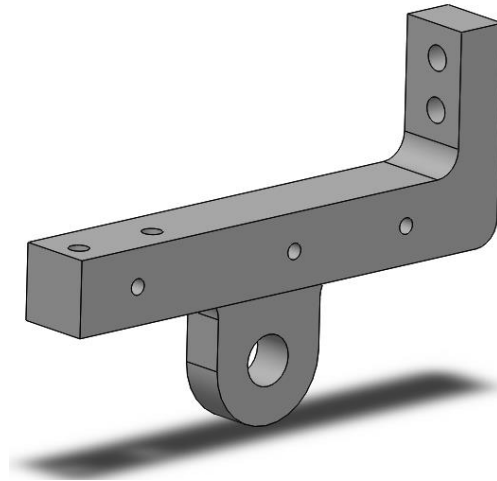


Figura 4-31 Modelo CAD del soporte de cadera
Fuente: Elaboración propia

Para la simulación mediante elementos finitos se aplicó una fuerza de 250.88 N en la articulación de la cadera correspondiente al peso total de la pierna y una fuerza de 1000 N correspondiente a la fuerza del actuador, se utilizaron sujeciones fijas en las perforaciones para los pernos. En la figura 4-32 se aprecian las fuerzas y las sujeciones aplicada en la simulación.

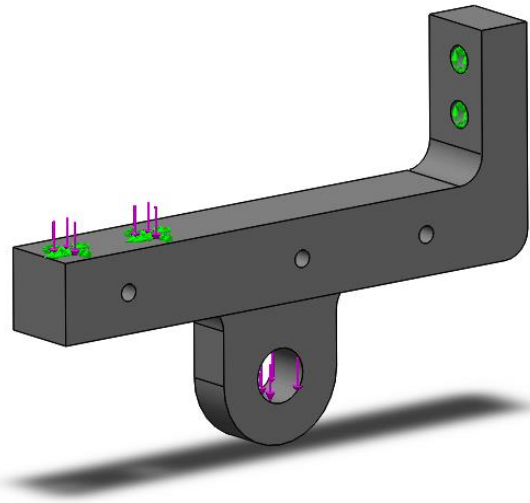


Figura 4-32: Cargas y sujeciones del soporte de cadera.
Fuente: Elaboración propia.

Se obtuvo una tensión máxima de von Mises de $7.1 \cdot 10^7 N/m^2$ y un desplazamiento máximo de 0.35 mm. En la figura 4-33 se aprecian los resultados obtenidos.

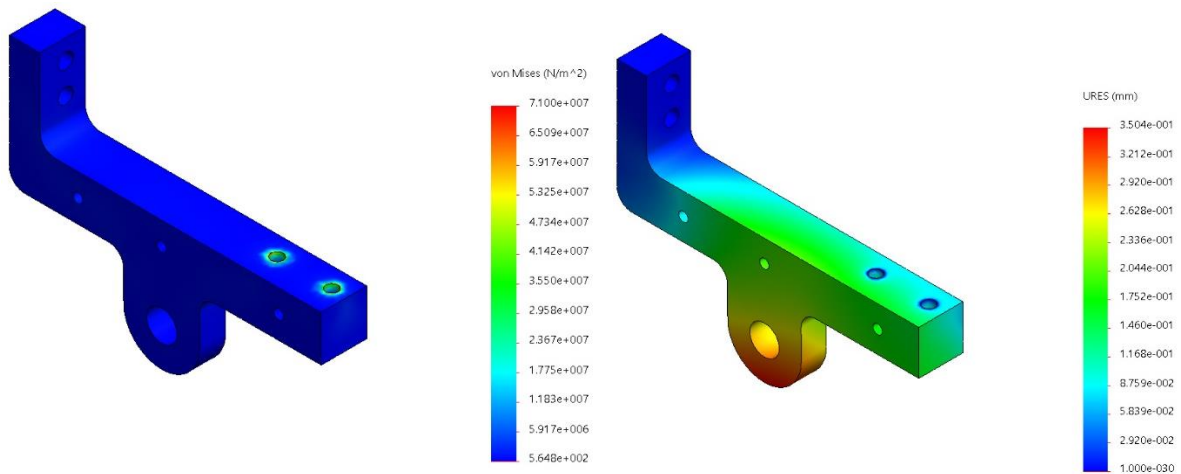


Figura 4-33: Tensión de von Mises y desplazamiento obtenidos de la simulación.
Fuente: Elaboración propia.

Soporte trasero de cintura

El soporte trasero de cintura es quien ancla el exoesqueleto a la cintura del usuario. Tiene un espesor de 4 mm, un ancho de 50 mm y un largo, de 338 mm. Contiene dos perforaciones de 8.2 mm para unirse con la pieza soporte lateral de cadera, cuatro perforaciones de 8.2 mm para la sujeción del cuerpo mediante una correa y tres perforaciones más de 8.2 mm para el anclaje del soporte de cadera. El soporte está plegado para un mejor anclaje al cuerpo. En la Figura 4-34 se aprecia el soporte trasero de cintura. El material seleccionado es chapa de acero 1023.

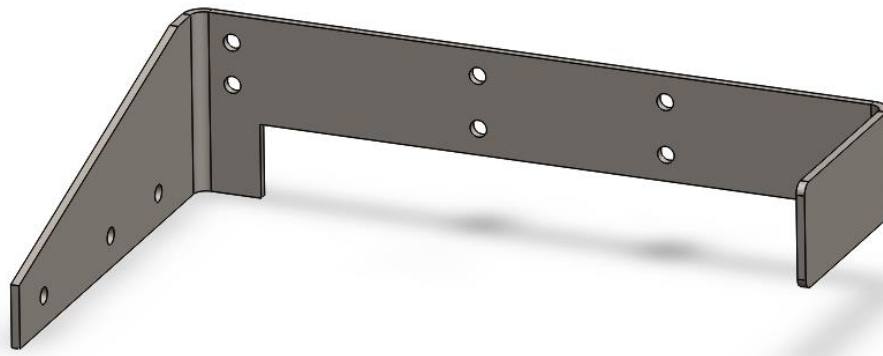


Figura 4-34 Modelo CAD del soporte trasero de cintura
Fuente: Elaboración propia

Se realizó la simulación del soporte de la espalda utilizando como material acero ASTM A36. Se aplicó una carga correspondiente al peso de la pierna de 250.88 N, además se utilizaron sujeciones fijas en la ubicación de los soportes verticales del exoesqueleto. En la Figura 4-35 se aprecia las cargas y las sujeciones utilizadas.

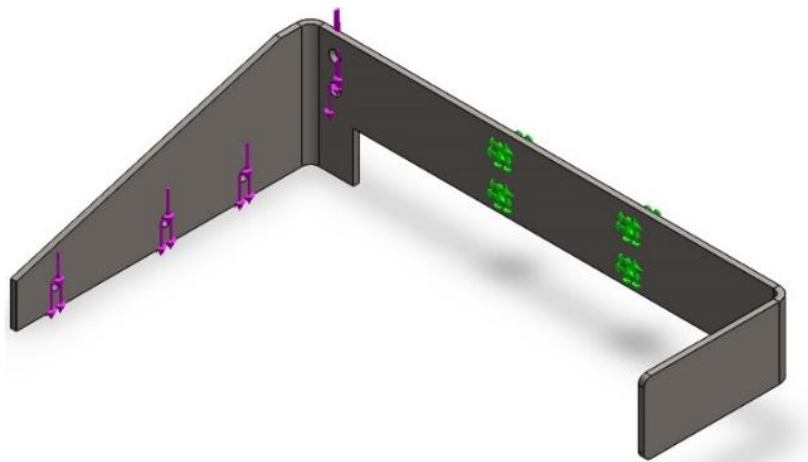


Figura 4-35: Cargas y sujeciones del soporte trasero de la cintura.
Fuente: Elaboración propia.

Se obtuvo un valor máximo de la tensión de von mises de $1.59 \cdot 10^8 \text{ N/m}^2$, un desplazamiento máximo de 4.8 mm y un factor de seguridad mínimo de 1.3, en la Figura 4-36 se aprecia el resultado obtenido.

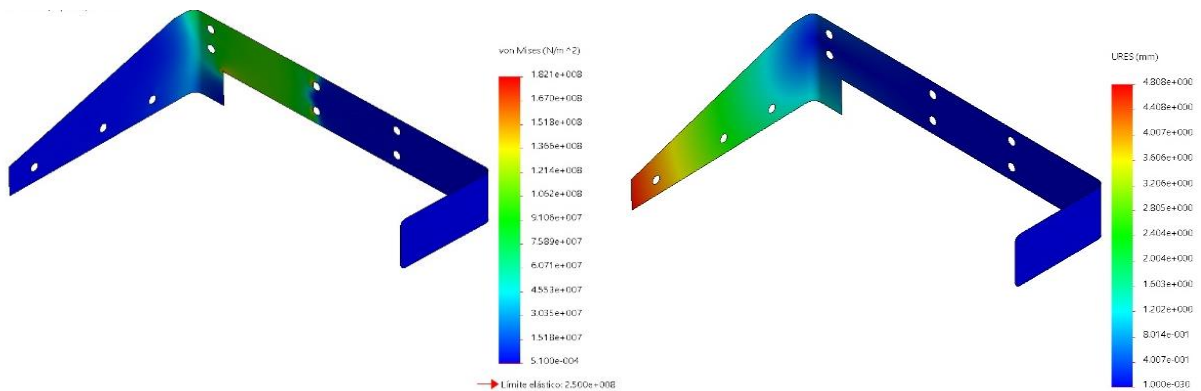


Figura 4-36: Tensión de von Mises y desplazamiento obtenidos de la simulación.
Fuente: Elaboración propia.

Pernos, Tuercas y Golillas

Para la fijación de las piezas del exoesqueleto se utilizan pernos M8 de grado 8, con sus correspondientes tuercas y golillas. También se utilizaron pernos 1/4'' para sujeciones de la espalda.

Se realizó la simulación de los pernos del exoesqueleto utilizando como material acero ASTM A36, el cual es utilizado para la fabricación de pernos. Se aplicó una carga de 1000 N al perno, correspondiente a la máxima capacidad de los actuadores. Además se utilizó una sujeción fija en la cabeza del perno, la Figura 4-37 muestra la fuerza aplicada y la sujeción.

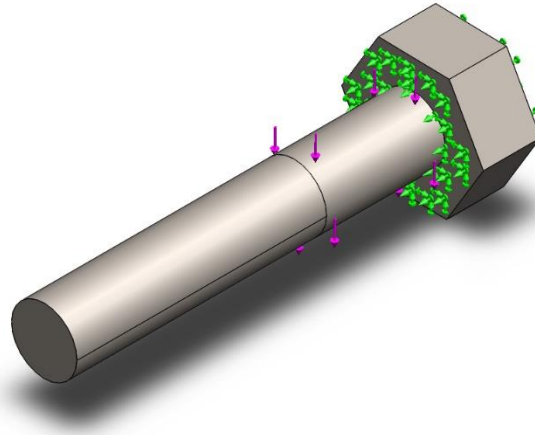


Figura 4-37: Cargas y sujeciones aplicadas en el perno.
Fuente: Elaboración propia.

Se obtuvo una tensión máxima de von mises de $2.10 \cdot 10^7 N/m^2$, un desplazamiento máximo de 0.042 mm y un factor de seguridad mínimo de 1.18. La figura 4-38 muestra los resultados obtenidos de la simulación.

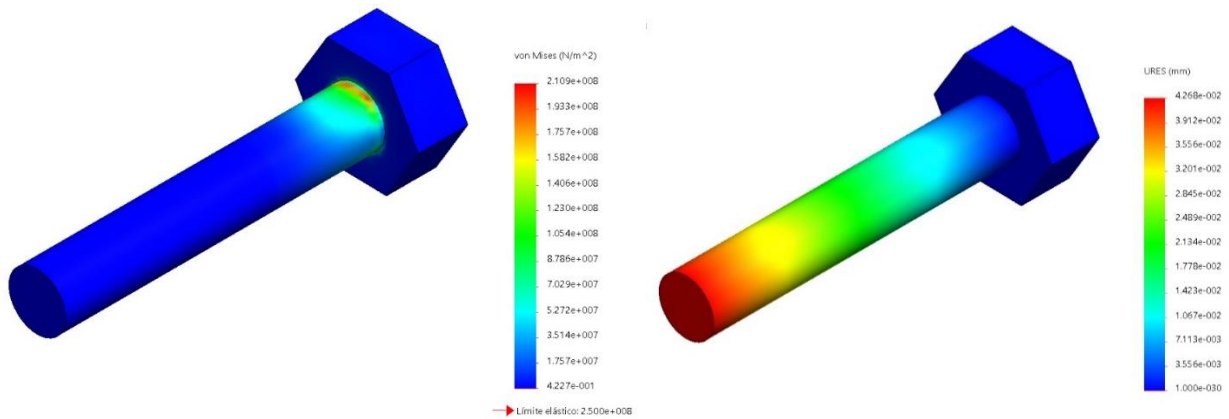


Figura B.1 Distribución de la tensión de von Mises y desplazamientos en la tornillería.
Fuente: Elaboración propia.

Soporte Impreso

Con el fin de dar un mayor rango de movimiento al eslabón correspondiente al fémur se realizó una pieza impresa en 3D que une el soporte del actuador del fémur al soporte de la cadera a una menor altura.

Soportes de espalda verticales y horizontal

Los soportes de espalda verticales funcionan como una segunda sujeción del exoesqueleto al cuerpo del usuario mediante una correa. Tiene un espesor de 4 mm, un ancho de 50 mm y un largo de 200 mm. Contiene cuatro perforaciones de 8.2 mm, dos en la parte inferior y dos en parte

superior. El material seleccionado es chapa de acero 1023. El soporte de espalda horizontal corresponde a la última fijación del exoesqueleto al cuerpo, se une mediante pernos a los soportes de espalda verticales. Consta de un espesor de 4 mm, un ancho de 50 mm y un largo de 140 mm. La Figura 5-11 muestra el soporte de espalda horizontal. El material seleccionado es chapa de acero 1023.

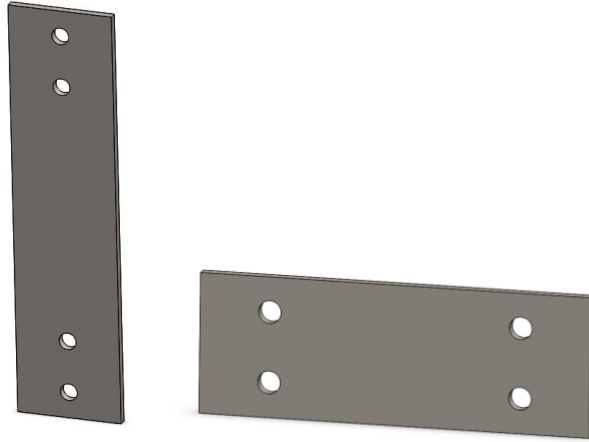


Figura 4-38 Modelo CAD del soporte de espalda horizontal
Fuente: Elaboración propia

La Tabla 4.9 muestra el resumen de los resultados obtenidos de la simulación.

Tabla 4.9 Resultados obtenidos del análisis mediante elementos finitos

Elemento	Máxima Tensión de von Mises $\left[\frac{N}{m^2}\right]$	Desplazamiento[mm]	Factor de seguridad mínimo
Eslabón 1	$6.52 \cdot 10^7$	0.89	5.38
Eslabón 2	$5.99 \cdot 10^7$	0.46	5.28
Soporte cadera	$7.10 \cdot 10^7$	0.35	—
Eje	$4.13 \cdot 10^7$	0.0012	8.5
Buje	$3.71 \cdot 10^7$	0.003	1.85
Soporte trasero	$1.59 \cdot 10^8$	4.80	1.3
Tornillería	$2.11 \cdot 10^9$	0.042	1.18

Fuente: Elaboración propia.

4.3.4 Listado de componentes

Los componentes de la pierna exoesquelética se dividieron en tres conjuntos de acuerdo a su naturaleza. Los conjuntos y sus componentes se presentan a continuación:

- Conjunto mecánico: Involucra todos los componentes mecánicos y estructurales del prototipo. La Tabla 4.10 muestra el conjunto mecánico del prototipo.

Tabla 4.10: Componentes del conjunto mecánico

Elemento	Cantidad	Material
Eslabón 1	1	Aluminio AA2017
Eslabón 2	1	Aluminio AA2017
Cadera Lateral	1	Technyl
Eje	1	Acero SAE 1020
Eje superior	1	Acero SAE 1020
Buje inferior	1	Bronce SAE 640
Buje superior	1	Bronce SAE 640
Soporte trasero espalda	1	Plancha de acero ASTM A36
Soporte espalda horizontal	1	Plancha de acero ASTM A36
Soporte espalda vertical	2	Plancha de acero ASTM A36
Perno M8L25	14	Acero grado 8
Perno M8 L40	8	Acero grado 8
Perno M8L45	2	Acero grado 8
Perno ¼"	3	Acero grado 8
Perno M6L35	4	Acero grado 8
Golilla M8	48	Comercial
Golilla ¼"	3	Comercial
Tuerca M8	24	Comercial
Tuerca ¼"	3	Comercial
Tuerca M6	4	Comercial
Soporte impreso	1	PLA

Fuente: Elaboración propia.

- Conjunto electrónico: Contiene los componentes eléctricos y electrónicos del prototipo. La Tabla 4.11 muestra el conjunto mecánico del prototipo.

Tabla 4.11 Componentes del conjunto electrónico

Elemento	Cantidad
Actuador lineal 100 mm	1
Actuador lineal 150 mm	1
Relés	1
Fuente de poder	1
Potenciómetros	2
Arduino	1
Protoboard	1
Jumpers/Cables	-

Fuente: Elaboración propia.

- Conjunto misceláneo: Contiene los componentes que no entran en las categorías anteriores. La Tabla 4.12 muestra el conjunto mecánico del prototipo.

Tabla 4.12 Componentes del conjunto misceláneo

Elemento	Cantidad
Correa pierna	4
Correa cadera	2
Broches de correas	8
Soporte potenciómetros	2

Fuente: Elaboración propia.

4.3.5 Construcción del prototipo

La construcción del prototipo se realizó en el taller mecánico del Departamento de Ingeniería Mecánica y el workshop Chilean Maker.

Una vez finalizada la manufactura se realizó el ensamble del prototipo. En la figura 4-39 se aprecia el exoesqueleto ensamblado con las piezas manufacturadas y los soportes de los motores.



Figura 4-39: Exoesqueleto ensamblado.
Fuente: Elaboración propia.

4.4 Electrónica del exoesqueleto

4.4.1 Componentes de la electrónica

La electrónica del exoesqueleto es la encargada de proporcionar y administrar los movimientos del exoesqueleto. Los componentes electrónicos se detallan y explican a continuación:

- Placa Arduino compatible: Microcontrolador de carácter open hardware y open source; corresponde al cerebro del exoesqueleto. Es el encargado de administrar los flujos de corriente para el funcionamiento del exoesqueleto. En la figura 4-40 se aprecia la placa Arduino compatible.



Figura 4-40: Placa Arduino compatible.
Fuente: Elaboración propia.

- Módulo de relés: Tarjeta de 8 relés optoacoplados que funcionan como electro interruptores, se utilizan para el control digital del sentido de giro de los motores del exoesqueleto mediante un puente H. En la figura 4-41 se aprecia el módulo de relés.
- Potenciómetros: Son los encargados del feedback de la posición de las articulaciones de la cadera y rodilla, de este modo el exoesqueleto puede ubicar los grados de sus articulaciones. Se seleccionaron potenciómetros genéricos de 10 kilo ohm. Los potenciómetros constan de un pin positivo, negativo y un tercer pin correspondiente a la señal analógica. En la figura 4-42 se aprecia un potenciómetro de 10 kilo ohm genérico.
- Fuente de poder: Encargado de suministrar un voltaje de 24 V a los motores del exoesqueleto. En la figura 4-43 se aprecia la fuente de poder de 24 V utilizada en el exoesqueleto.
- Protoboard: Placa de prototipado rápido que facilita la creación y montaje de circuitos electrónicos. En la figura 4-44 se aprecia un protoboard genérico.

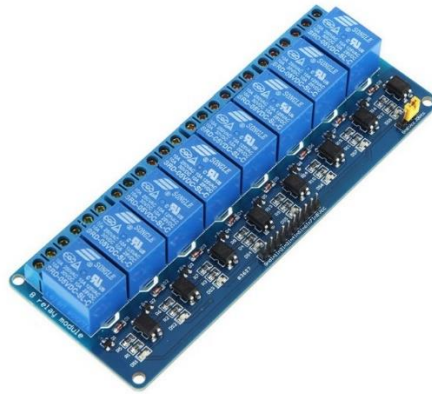


Figura 4-41: Módulo de relés optoacoplados⁶.



Figura 4-42: Potenciómetro utilizados en el exoesqueleto⁷.



Figura 4-43: Fuente de poder de 24V.
Fuente: Elaboración propia.

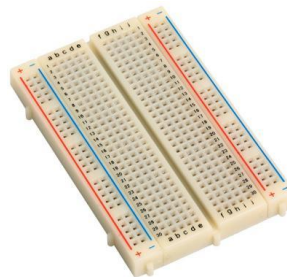


Figura 4-44: Protoboard⁸.

⁶ <http://www.olimex.cl/shop/product/tarjeta-relay-de-8-canales-optoacoplados-21907?search=Relay>.

⁷ http://www.cetronic.es/sqlcommerce/ficheros/dk_93/productos/451220003-1.jpg

⁸ <http://www.steren.com.co/catalogo/prod.php?p=783>

4.4.2 Montaje de la electrónica

Para el montaje de la electrónica, fue necesario implementar dos puentes H, para esto se utilizó el módulo de relés.

Un puente H utiliza cuatro interruptores, que según su estado (activado o desactivado) permiten el paso de la corriente en un sentido u otro del motor, logrando invertir el sentido de giro de motores de corriente directa. La figura 4-45 muestra la forma básica del puente H.

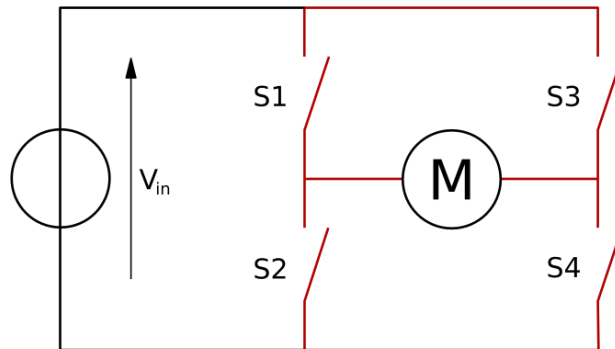


Figura 4-45: Diagrama del puente H⁹.

La tabla 4.12 muestra los estados de los interruptores y su resultado, donde 1 corresponde a encendido y 0 apagado.

Tabla 4.12: Tabla de acciones del puente H.

S1	S2	S3	S4	Movimiento
1	0	0	1	Avance
0	1	1	0	Retroceso
0	0	0	0	Detención lenta
1	0	1	0	Detención rápida
0	1	0	1	Detención rápida
1	1	0	0	Corto circuito
0	0	1	1	Corto circuito
1	1	1	1	Corto circuito

Fuente: Elaboración propia.

Puesto que el exoesqueleto utiliza dos motores se realizó dos puentes H. Los puentes H realizados se aprecian en la figura 4-46.

El diagrama básico de la electrónica se realizó con el software Fritzing. El diagrama se aprecia en la figura 4-47.

⁹ [https://es.wikipedia.org/wiki/Puente_H_\(electr%C3%B3nica\)#/media/File:H_bridge.svg](https://es.wikipedia.org/wiki/Puente_H_(electr%C3%B3nica)#/media/File:H_bridge.svg)

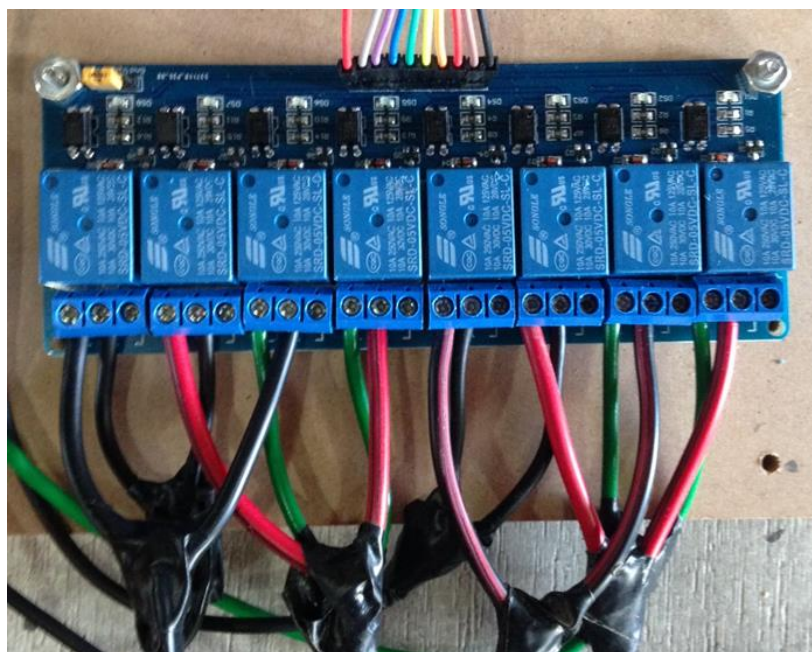


Figura 4-46: Puentes H realizados con el módulo de relés.
Fuente: Elaboración propia.

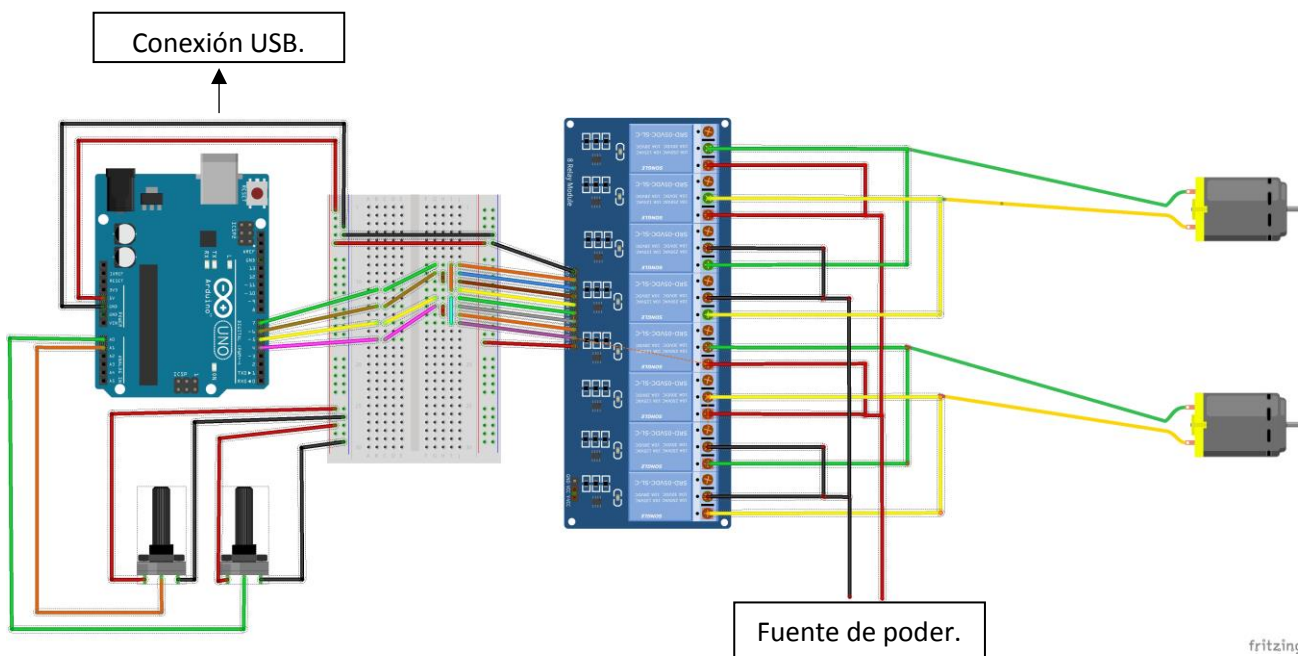


Figura 4-47: Diagrama electrónico del exoesqueleto.
Fuente: Elaboración propia.

La electrónica se instaló de forma remota al exoesqueleto, de este modo se disminuye el peso y posibles complicaciones para el usuario. En la figura 4-48 se aprecia la electrónica del exoesqueleto instalada remotamente.

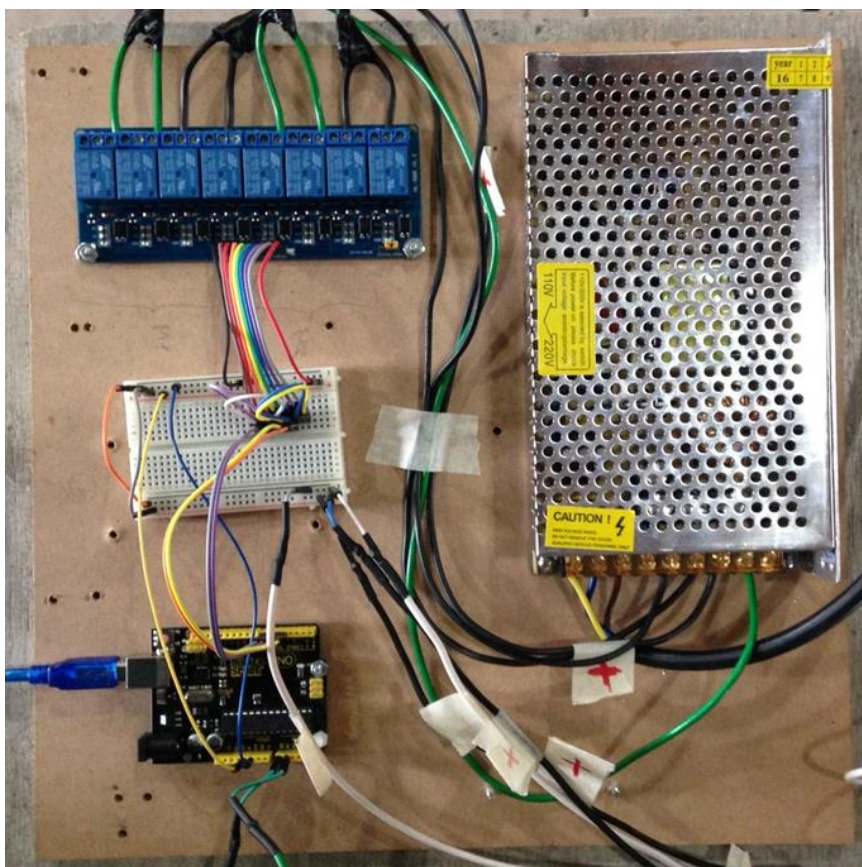


Figura 4-48: Electrónica del exoesqueleto.
Fuente: Elaboración propia.

Se realizaron soportes para los potenciómetros mediante impresoras 3D. Los soportes con los potenciómetros se ubicaron en las articulaciones de la cadera y rodilla. La figura 4-49 (a) muestra los soportes de la articulación de la rodilla, la figura 4-49 (b) muestra los soportes de la articulación de la cadera.

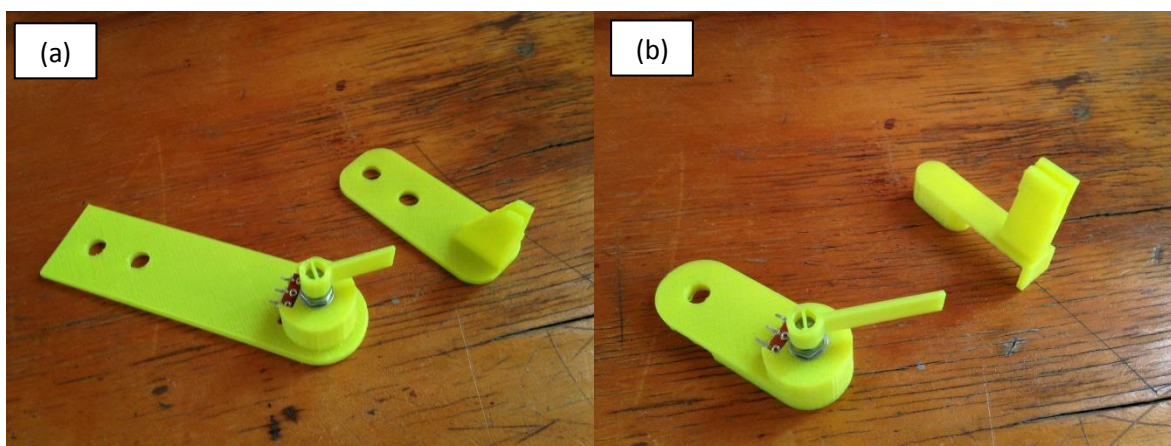


Figura 4-49: (a) Soportes del potenciómetro para la articulación de la rodilla, (b) Soportes del potenciómetro para la articulación de la cadera.
Fuente: Elaboración propia.

Para las conexiones del potenciómetro a la placa Arduino se utilizaron cables TAC, los cuales protegen la señal de ruidos externos. Dado que los actuadores requieren mayor amperaje se utilizaron cables de un mayor calibre.

El exoesqueleto armado con su sistema de control implementado se presenta en la figura 4-50.



Figura 4-50: Exoesqueleto con el sistema de control a base de potenciómetros instalado.
Fuente: Elaboración propia.

El exoesqueleto ya finalizado y con el usuario se aprecia en la figura 4-51. El peso aproximado de la pierna exoesquelética de 8 kilogramos.



Figura 4-51: Vista frontal y lateral del exoesqueleto con el usuario.
Fuente: Elaboración propia.

4.5 Sistema de Control

4.5.1 Diseño del sistema de control

El sistema de control es el encargado de administrar los movimientos de los motores del exoesqueleto para obtener los ángulos de salida deseados.

Los ángulos deseado de las articulaciones del exoesqueleto vienen dados por el operador del exoesqueleto o la función que se desee realizar, el error consiste en la diferencia entre el ángulo de la articulación deseado con el ángulo de obtenido, el controlador corresponde a la placa Arduino la cual da la acción de mover los eslabones del exoesqueleto gracias a los puentes H y los actuadores lineales, las mediciones se obtienen mediante el uso de los potenciómetros en las articulaciones.

En la figura 4-52 se aprecia el diagrama de bloques del sistema de control realizado.

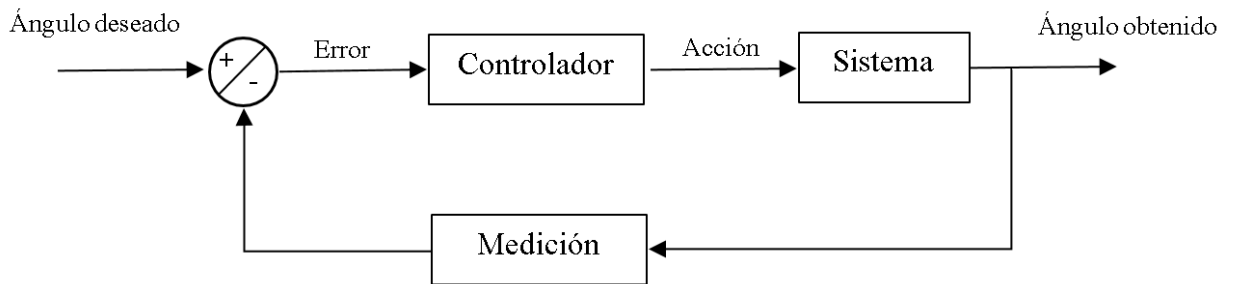


Figura 4-52: Diagrama de bloques del sistema de control
Fuente: Elaboración propia.

4.5.2 Programación del sistema de control

La programación del exoesqueleto y su sistema de control se desarrolló en Arduino. Se realizaron dos programas para el movimiento de la pierna, el primero corresponde a la cinemática directa y el segundo corresponde al del ciclo de la marcha. El desarrollo del sistema de control se realizó utilizando dos motores DC pequeños que tienen el mismo principio de funcionamiento que los motores utilizados en el exoesqueleto. Se utilizó una protoboard para evitar soldaduras durante el proceso de programación, y de este modo se evita alimentar con una fuente de poder externa durante la programación, ya que es posible alimentar los motores pequeños directamente desde el computador, además se utilizó un módulo driver L298N que tiene dos puentes H incluidos evitando usar los puentes H de relés.

En la figura 4-53 Se aprecia los componentes electrónicos utilizados para realizar la programación.

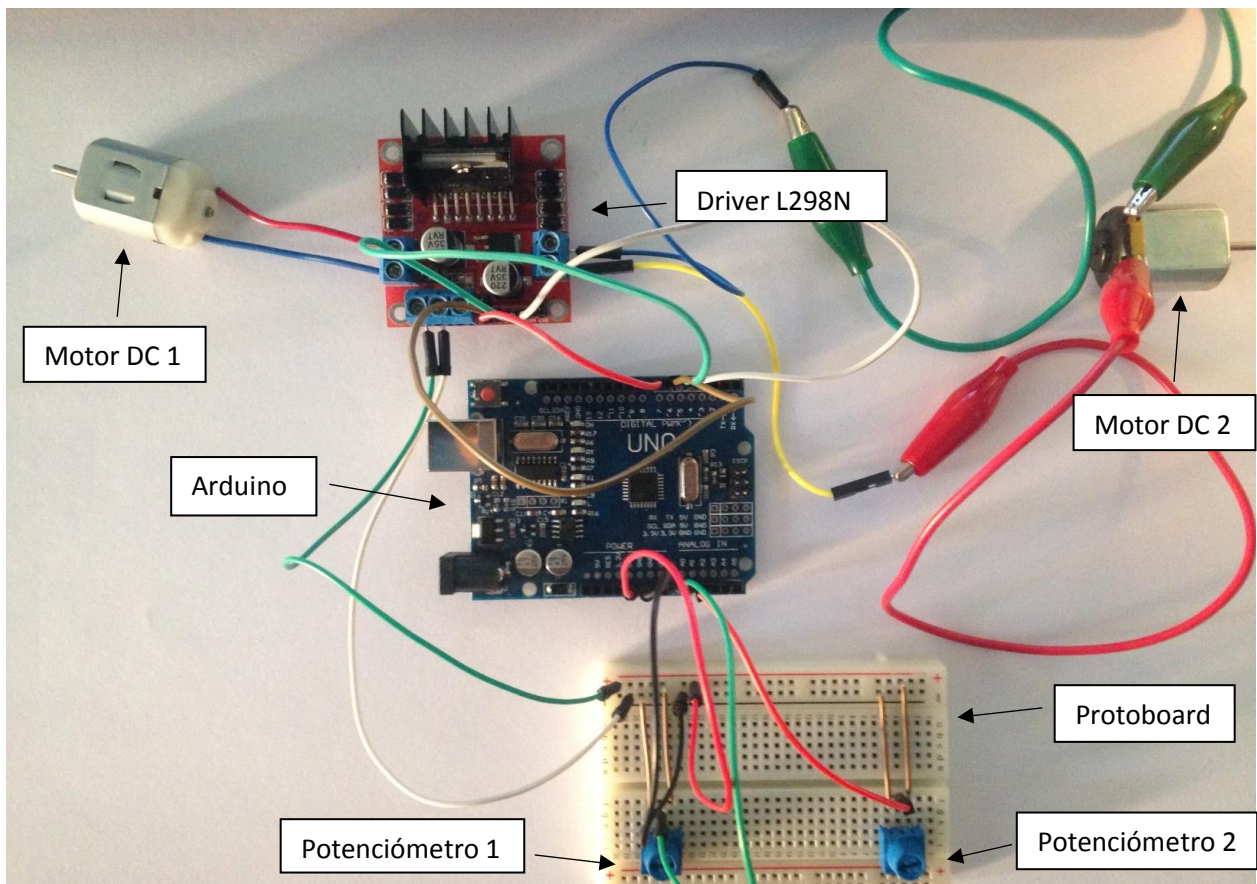


Figura 4-53: Electrónica utilizada para la programación del sistema de control.
Fuente: Elaboración propia.

El motor DC 1 corresponde al actuador de la articulación de la cadera, el motor DC 2 corresponde al actuador de la articulación de la rodilla, el potenciómetro 1 funciona como feedback de la articulación de la cadera y el potenciómetro 2 como feedback de la articulación de la rodilla. El ángulo de la cadera se mide respecto a un eje fijo externo y el ángulo de la rodilla se mide respecto al eslabón correspondiente al fémur.

Cinemática Directa

Se realizó el programa de la cinemática directa, donde el operador del exoesqueleto escribe en la consola de comandos en serie de Arduino los ángulos deseados de las articulaciones de la cadera y rodilla.

El algoritmo del programa consta de un loop que se repite constantemente, dentro de este loop están las siguientes funciones:

- **Lectura de Potenciómetros:** Lee los valores de los potenciómetros ubicados en la articulación de la cadera y rodilla, transforma estos valores a grados y los muestra en la ventana de comandos.
- **LeeInfoUsuario:** Lee los comandos que envía el operador en la consola, con esta función el programa recibe las acciones de mover los motores a los ángulos deseados.
- **MueveCadera:** Activa el movimiento del motor correspondiente a la articulación de la cadera, el movimiento ocurre hasta que llega a al valor de error predefinido.
- **MueveRodilla:** Activa el movimiento del motor correspondiente a la articulación de la rodilla, el movimiento ocurre hasta que llega a al valor de error predefinido.
- **Seguridad():** Desactiva el movimiento de los motores si no llegan al ángulo deseado en un tiempo predeterminado, de este modo se evita sobrecargar a los motores o quemar la fuente.

Para el movimiento del exoesqueleto se utilizan los siguientes comandos:

- **Movimiento de la articulación de la cadera:** El actuador de correspondiente a la articulación de la cadera se mueve desde el ángulo actual al ángulo deseado, se escribe de la forma “M1”espacio”ángulo deseado”.
- **Movimiento de la articulación de la rodilla:** El actuador de correspondiente a la articulación de la rodilla se mueve desde el ángulo actual al ángulo deseado, se escribe de la forma “M2”espacio”ángulo deseado”.
- **Movimiento de ambas articulaciones:** Ambos actuadores se mueven desde los ángulos actuales a los ángulos deseados, se escribe de la forma “M3”espacio”ángulo deseado de la cadera”-“”ángulo deseado de la rodilla”.
- **“P”:** Se detienen los motores en movimiento, corresponde a una detención de emergencia.

La consola de comandos está constantemente mostrando los valores actuales de los ángulos de la articulación de la cadera y de la articulación de la rodilla, de la forma “Ángulo de la cadera ángulo de la rodilla”, ambos valores en grados. El ángulo de cadera se mide desde un sistema de referencia fijo y el ángulo de la rodilla se mide con respecto al eslabón correspondiente del fémur. En la figura 4-54 se muestra la consola de comandos del programa de la cinemática directa, con una orden de mover ambos motores a un ángulo deseado de 255 grados para la articulación de la cadera y 145 grados para la articulación de la rodilla.

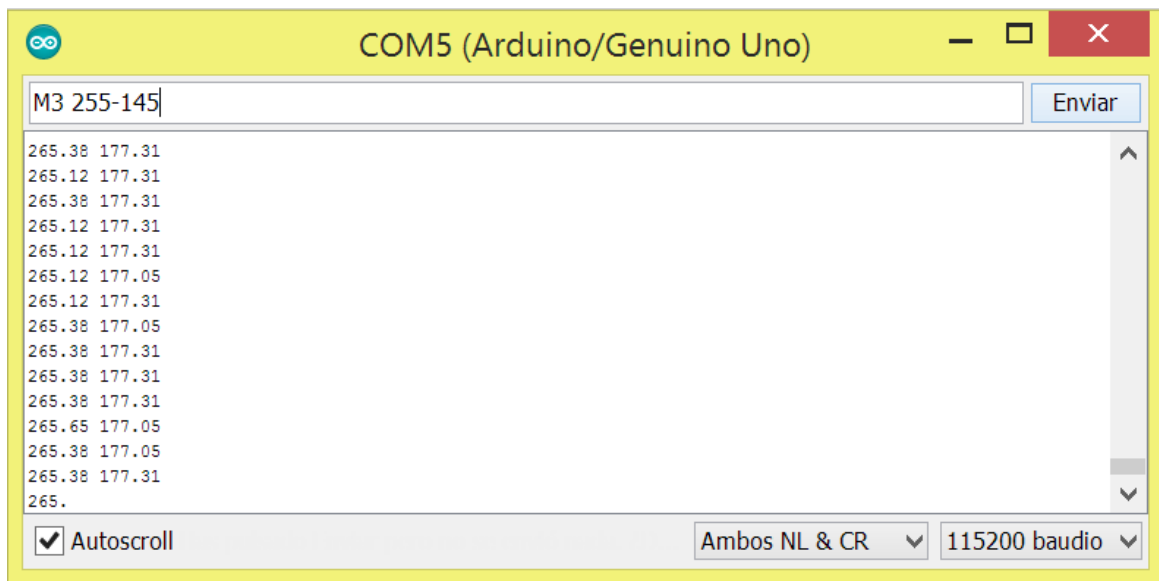


Figura 4-54: Línea de comandos de Arduino.
Fuente: Elaboración propia.

El código correspondiente al programa de la cinemática directa se encuentra en el Anexo B.1.

Ciclo de la marcha

Se desarrolló el programa correspondiente a la cinemática inversa con la finalidad de realizar el ciclo de la marcha. Para su funcionamiento se debe seleccionar uno de los ciclos ya procesados de la cinemática inversa, el programa carga los ángulos correspondientes de la cadera y rodilla y realiza el movimiento de las articulaciones hasta completar el ciclo.

El algoritmo del programa consta de un loop que se repite constantemente, dentro de este loop están las siguientes funciones:

- LeeInfoUsuario_2: Lee los comandos enviados por el operador para realizar la marcha deseada.
- Retardo: Función que permite un retardo de tiempo, desde que se envía la orden de un ciclo de marcha hasta que se inicia la marcha.
- Activa_Rutina(SelectorCaminata): Función que envía los pares de ángulos que deben completar los motores para realizar el ciclo de la marcha.
- LecturaPotenciometros: Lee los valores de los potenciómetros ubicados en la articulación de la cadera y rodilla, transforma estos valores a grados y los muestra en la ventana de comandos.
- MueveCadera: Activa el movimiento del motor correspondiente a la articulación de la cadera al ángulo correspondiente del ciclo de la marcha, el movimiento ocurre hasta que llega a al valor de error predefinido.

- MueveRodilla: Activa el movimiento del motor correspondiente a la articulación de la rodilla al ángulo correspondiente del ciclo de la marcha, el movimiento ocurre hasta que llega a al valor de error predefinido.
- Seguridad: Desactiva el movimiento de los motores si no llegan al ángulo deseado en un tiempo predeterminado, de este modo se evita sobrecargar a los motores o quemar la fuente.

Al iniciar el programa, la consola de comandos está esperando que el operador envíe la orden de algún ciclo de la marcha, los comandos y su significado son los siguientes:

- “0”: Los motores se accionan y mueven la pierna exoesquelética a la posición de reposo, es decir, a un ángulo de cadera de 270° y a un ángulo de rodilla de 180°.
- “1”: Se realiza el ciclo de la marcha correspondiente a 0.8 km/h.
- “2”: Se realiza el ciclo de la marcha correspondiente a 0.9 km/h.
- “3”: Se realiza el ciclo de la marcha correspondiente a 1.0 km/h.
- “4”: Se realiza el ciclo de la marcha correspondiente a 1.1 km/h.
- “5”: Se realiza el ciclo de la marcha correspondiente a 1.2 km/h.

Se debe realizar una confirmación de la marcha enviando el comando nuevamente. La figura 4-55 muestra la selección de la marcha correspondiente a 0.8 km/h.

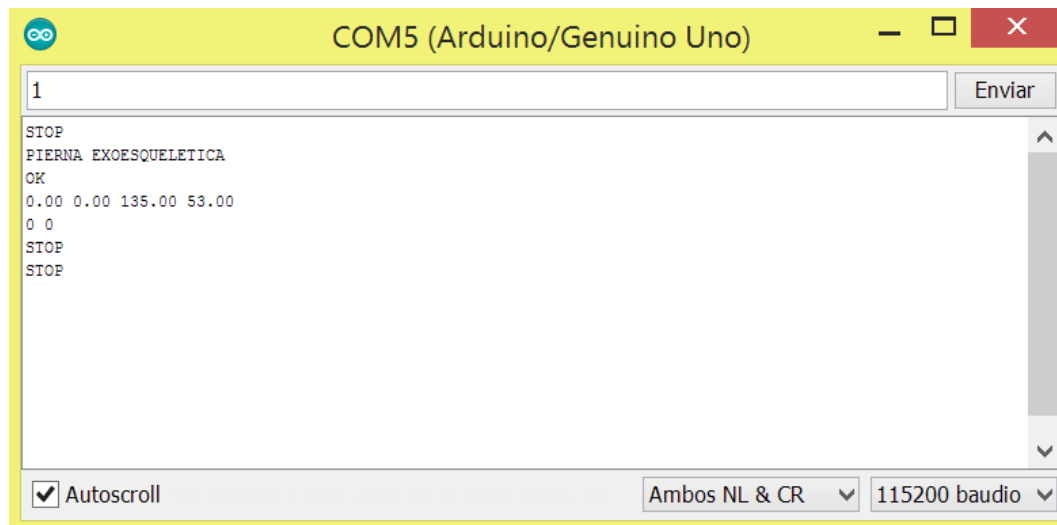


Figura 4-55: Ventana de comandos de Arduino, selección del ciclo.
Fuente: Elaboración propia.

Una vez seleccionada la marcha se inicia el movimiento, la consola de comandos muestra en pantalla los valores de los ángulos de referencia y los ángulos actuales medidos de la forma:

“Ángulo de referencia cadera” “ángulo de referencia rodilla” “ángulo cadera” “ángulo rodilla”.

La figura 4-56 muestra la ventana de comandos durante el ciclo seleccionado.

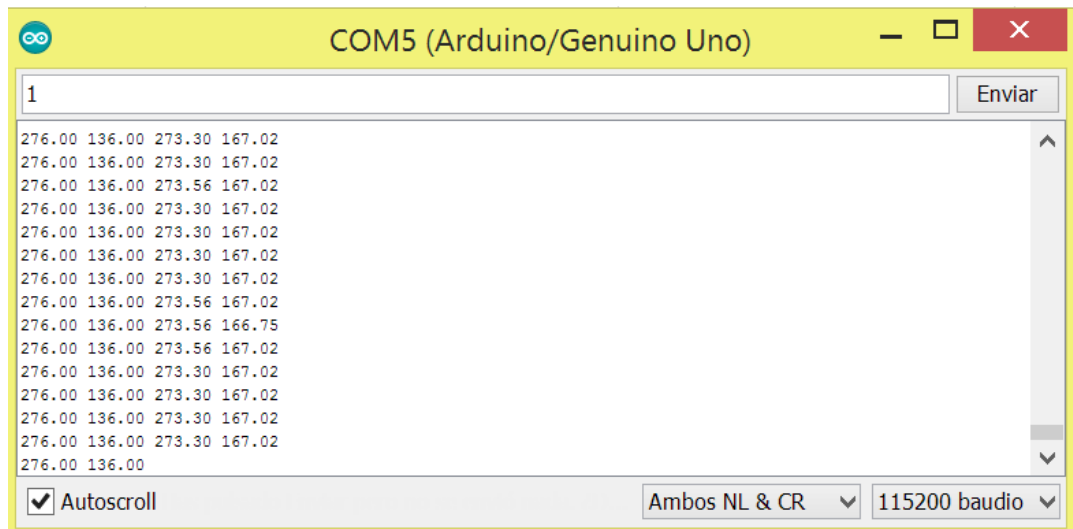


Figura 4-56: Ventana de comandos durante el ciclo.

Fuente: Elaboración propia.

El código correspondiente al programa del ciclo de la marcha se encuentra en el Anexo B.2.

Tanto como en el programa de la cinemática directa como en el del ciclo de la marcha se dio una tolerancia de tres grados al error, es decir, los motores del exoesqueleto funcionarán hasta llegar al menos a tres grados del ángulo objetivo. Se seleccionó tres grados ya que un valor mayor distorsiona mucho el resultado deseado y un valor menor genera muchos movimientos discretos al desarrollar el ciclo.

5. Pruebas

5.1 Ciclo de la marcha

Se realizaron cinco ciclos de la marcha de velocidades de 0.8, 0.9, 1.0, 1.1 y 1.2 kilómetros por hora utilizando la pierna exoesquelética. Gracias a los potenciómetros ubicados en las articulaciones de la cadera y rodilla se realizó la adquisición de datos de los valores angulares durante el ciclo.

Se graficaron de los valores angulares de referencia (ángulos objetivos dados por la cinemática inversa) y los ángulos medidos por el potenciómetro en el ciclo de la marcha.

La figura 5-1 muestra los valores angulares de la articulación de la cadera de referencia y los valores angulares medidos por el potenciómetro durante el ciclo de 0.8 km/h.

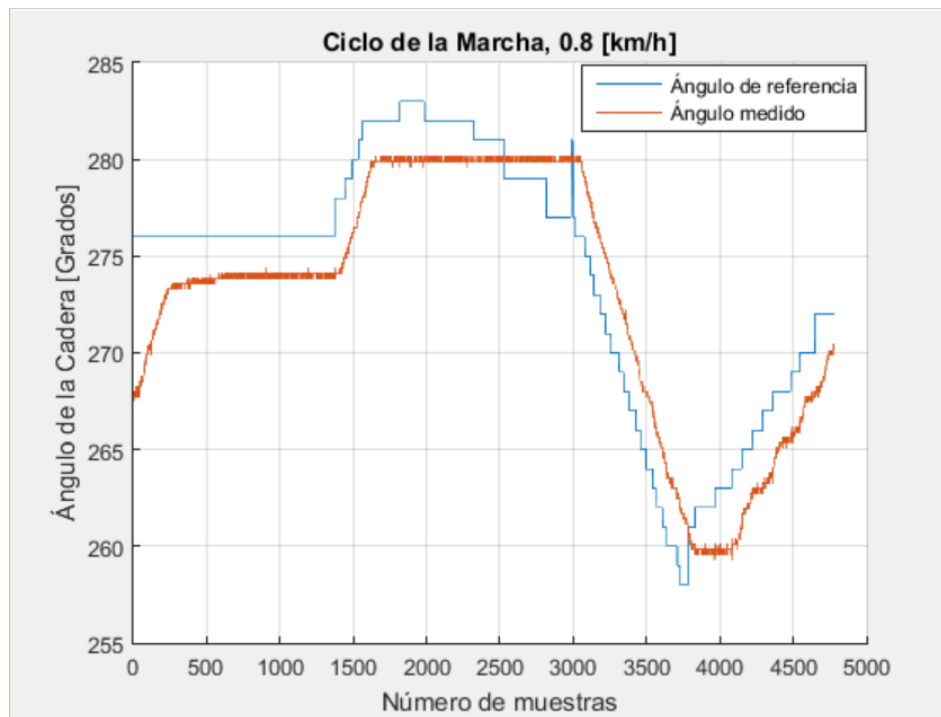


Figura 5-1: Gráfico de valores angulares de la cadera para el ciclo de 0.8 [km/h]
Fuente: Elaboración propia.

La figura 5-2 muestra los valores angulares de la articulación de la rodilla de referencia y los valores angulares medidos por el potenciómetro durante el ciclo de 0.8 km/h.

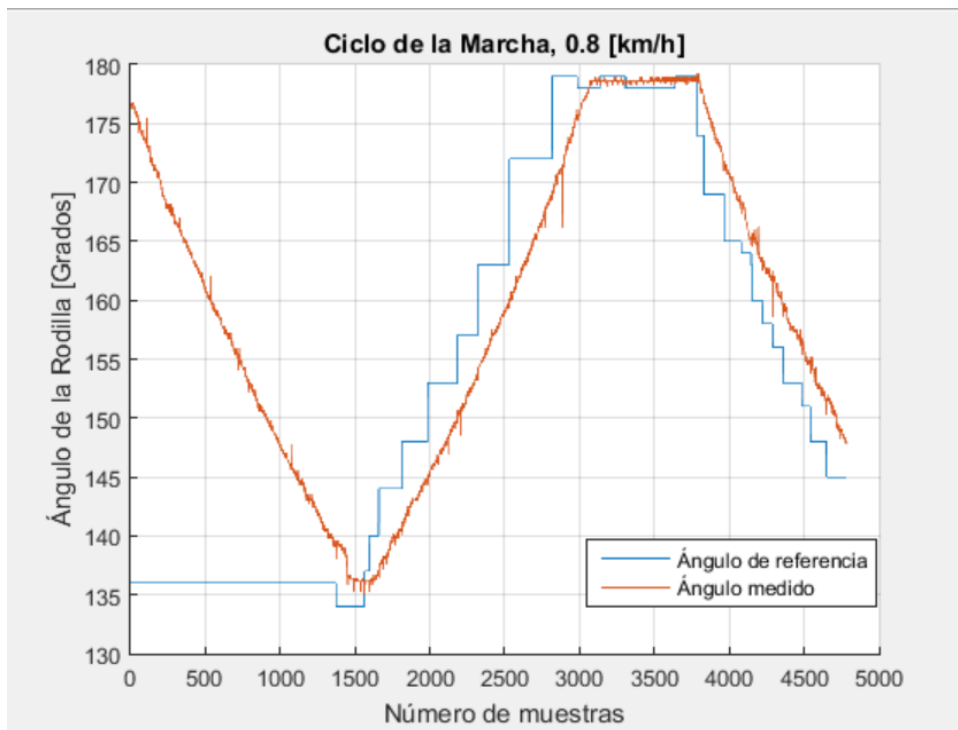


Figura 5-2: Gráfico de valores angulares de la rodilla para el ciclo de 0.8 [km/h]
 Fuente: Elabroación propia.

La figura 5-3 muestra los valores angulares de la articulación de la cadera de referencia y los valores angulares medidos por el potenciómetro durante el ciclo de 0.9 km/h.

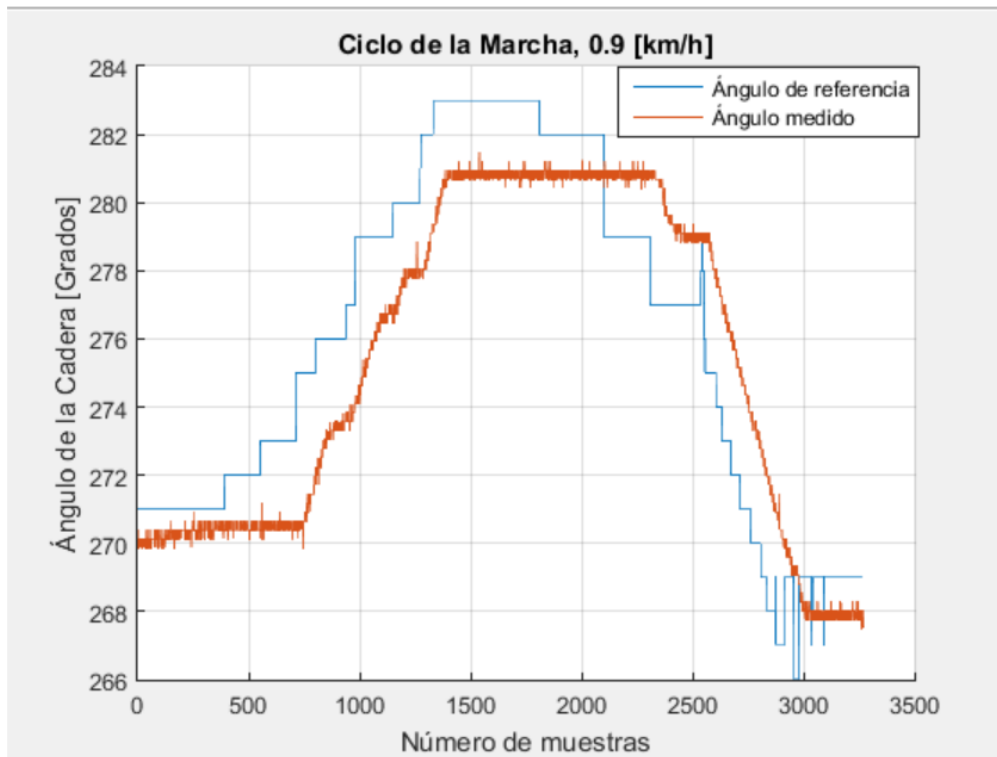


Figura 5-3: Gráfico de valores angulares de la cadera para el ciclo de 0.9 [km/h]
 Fuente: Elabroación propia.

La figura 5-4 muestra los valores angulares de la articulación de la rodilla de referencia y los valores angulares medidos por el potenciómetro durante el ciclo de 0.9 km/h.

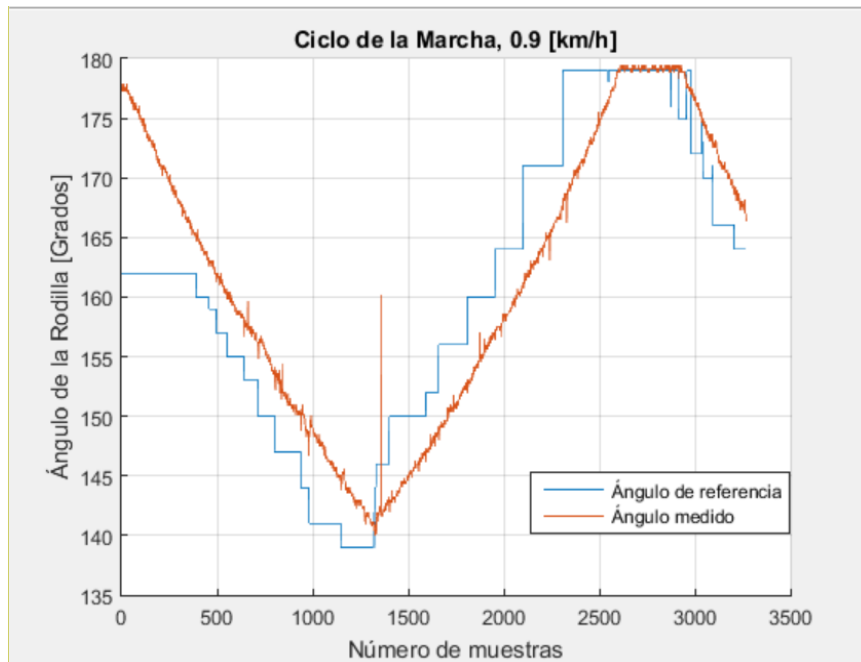


Figura 5-4: Gráfico de valores angulares de la rodilla para el ciclo de 0.9 [km/h]
Fuente: Elabroación propia.

La figura 5-5 muestra los valores angulares de la articulación de la cadera de referencia y los valores angulares medidos por el potenciómetro durante el ciclo de 1.0 km/h

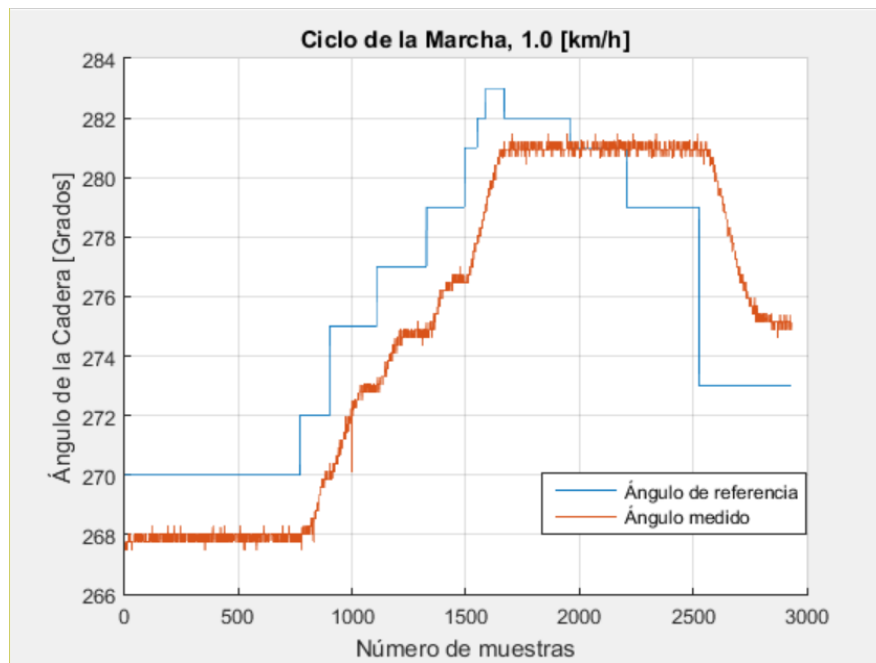


Figura 5-5: Gráfico de valores angulares de la cadera para el ciclo de 1.0 [km/h]
Fuente: Elabroación propia.

La figura 5-6 muestra los valores angulares de la articulación de la rodilla de referencia y los valores angulares medidos por el potenciómetro durante el ciclo de 1.0 km/h.

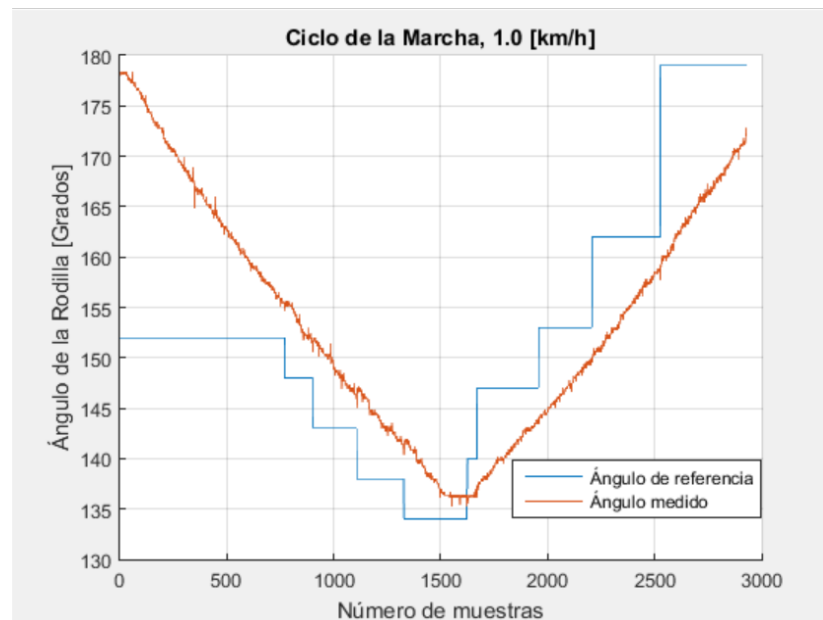


Figura 5-6: Gráfico de valores angulares de la rodilla para el ciclo de 1.0 [km/h]
Fuente: Elabroación propia.

La figura 5-7 muestra los valores angulares de la articulación de la cadera de referencia y los valores angulares medidos por el potenciómetro durante el ciclo de 1.1 km/h.

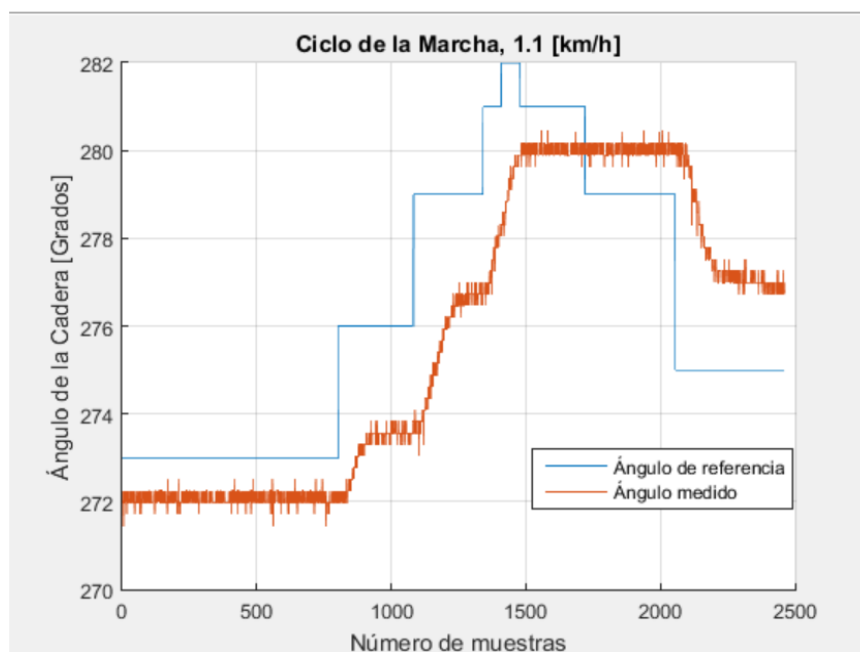


Figura 5-7: Gráfico de valores angulares de la cadera para el ciclo de 1.1 [km/h]
Fuente: Elabroación propia.

La figura 5-8 muestra los valores angulares de la articulación de la rodilla de referencia y los valores angulares medidos por el potenciómetro durante el ciclo de 1.1 km/h.

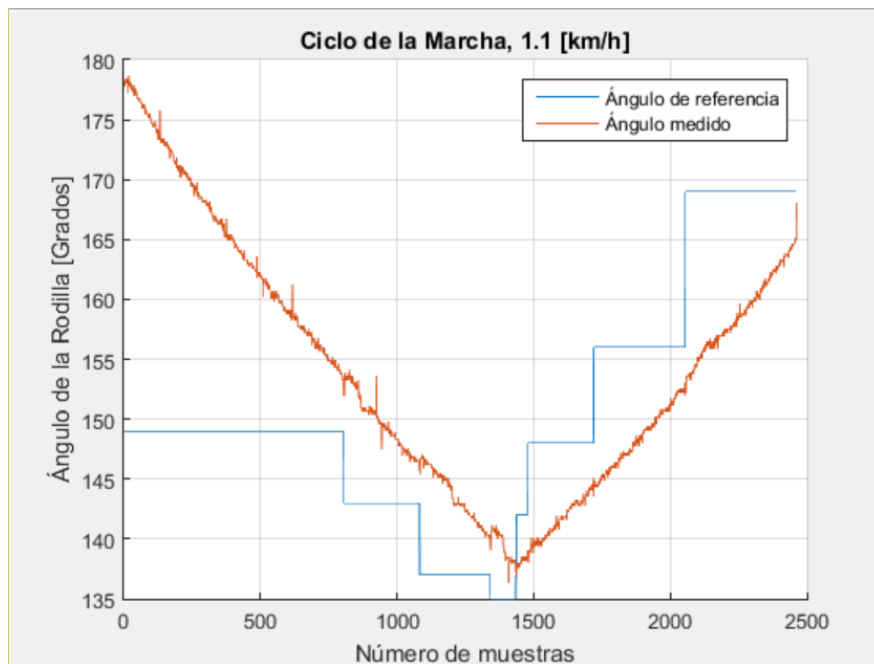


Figura 5-8: Gráfico de valores angulares de la rodilla para el ciclo de 1.1 [km/h]
Fuente: Elabroación propia.

La figura 5-9 muestra los valores angulares de la articulación de la cadera de referencia y los valores angulares medidos por el potenciómetro durante el ciclo de 1.2 km/h.

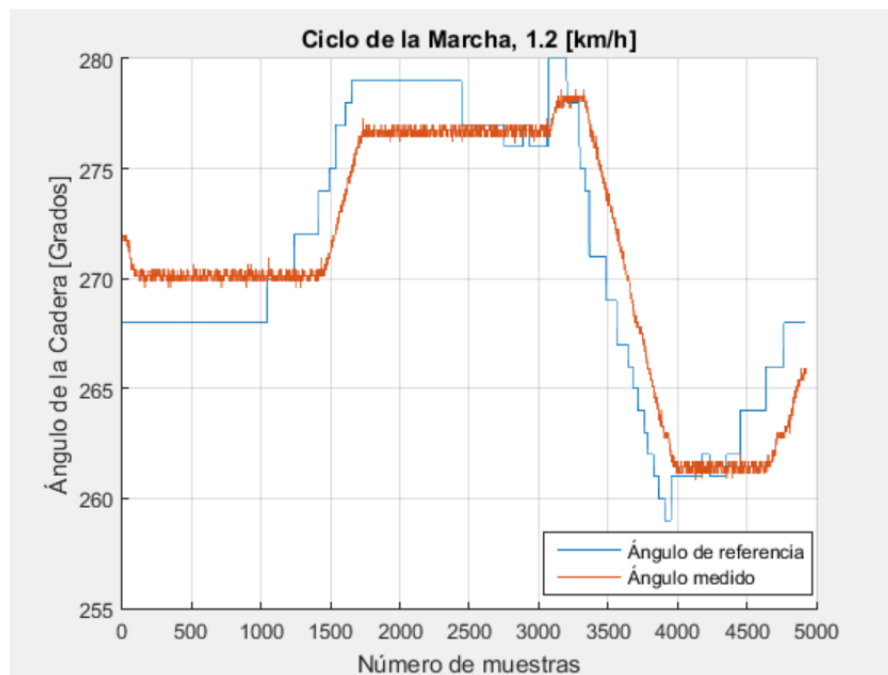


Figura 5-9: Gráfico de valores angulares de la cadera para el ciclo de 1.2 [km/h]
Fuente: Elabroación propia.

La figura 5-10 muestra los valores angulares de la articulación de la rodilla de referencia y los valores angulares medidos por el potenciómetro durante el ciclo de 1.2 km/h.

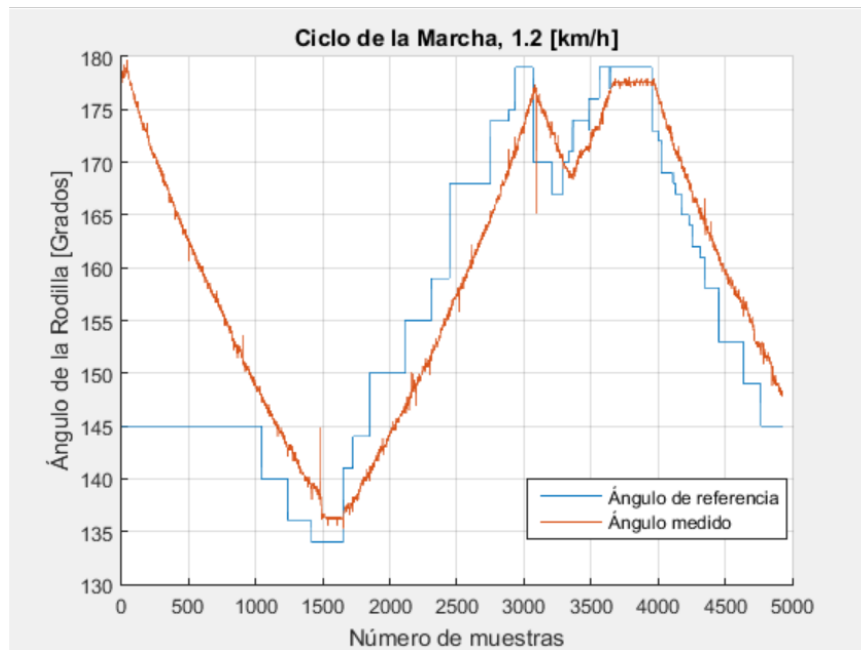


Figura 5-10: Gráfico de valores angulares de la rodilla para el ciclo de 1.2 [km/h]
Fuente: Elaboración propia.

Además se obtuvo el error entre el ángulo de referencia y el ángulo medido durante los ciclos, el error se definió como la diferencia entre los ángulos.

La figura 5-11 muestra el error de la articulación de la cadera durante el ciclo de 0.8 km/h.

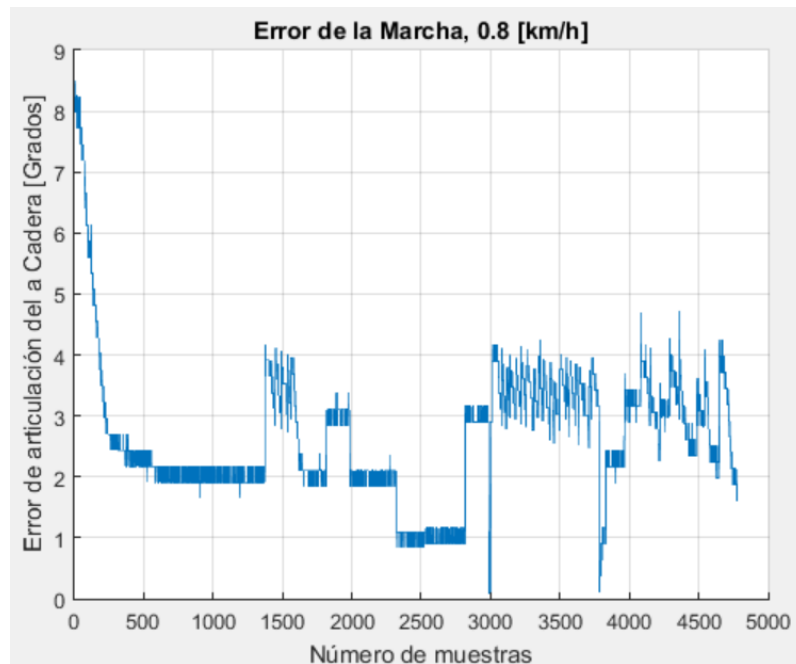


Figura 5-11: Error de la articulación de la cadera para el ciclo de 0.8 [km/h].
Fuente: Elaboración propia.

La figura 5-12 muestra el error de la articulación de la rodilla durante el ciclo de 0.8 km/h.

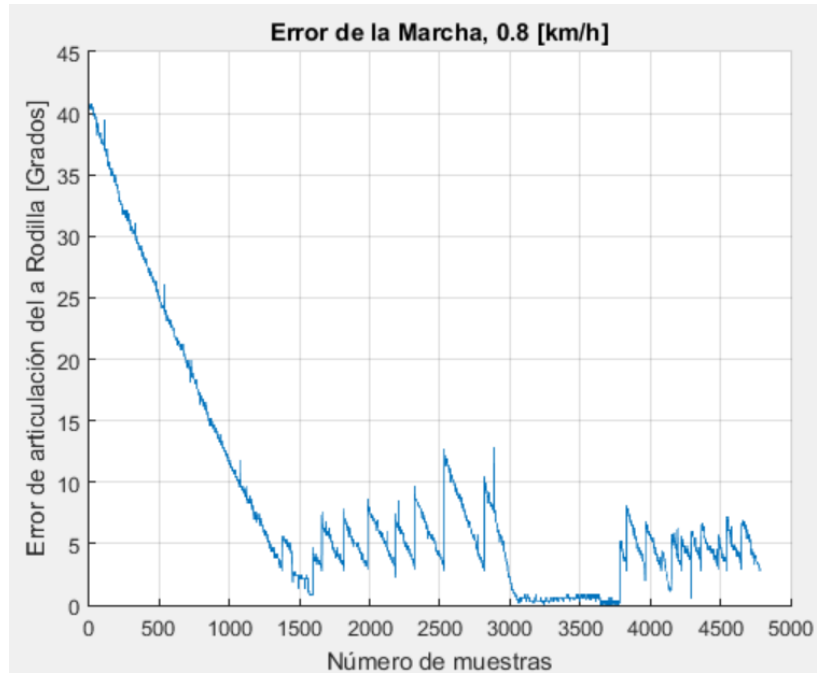


Figura 5-12: Error de la articulación de la rodilla para el ciclo de 0.8 [km/h].
Fuente: Elaboración propia.

La figura 5-13 muestra el error de la articulación de la cadera durante el ciclo de 0.9 km/h.

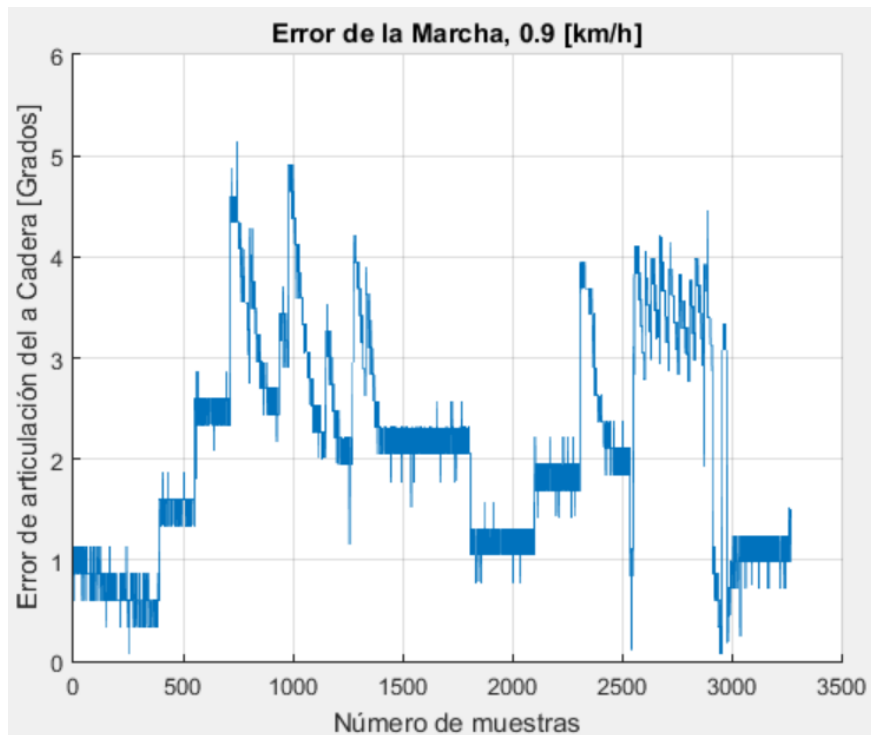


Figura 5-13: Error de la articulación de la cadera para el ciclo de 0.9 [km/h].
Fuente: Elaboración propia.

La figura 5-14 muestra el error de la articulación de la rodilla durante el ciclo de 0.9 km/h.

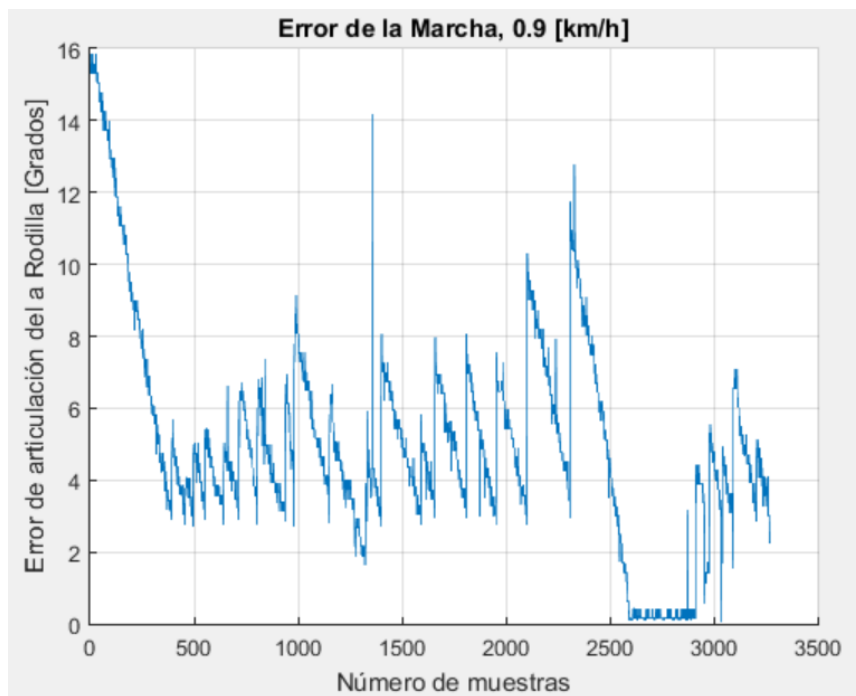


Figura 5-14: Error de la articulación de la rodilla para el ciclo de 0.9 [km/h].
Fuente: Elaboración propia.

La figura 5-15 muestra el error de la articulación de la cadera durante el ciclo de 1.0 km/h.

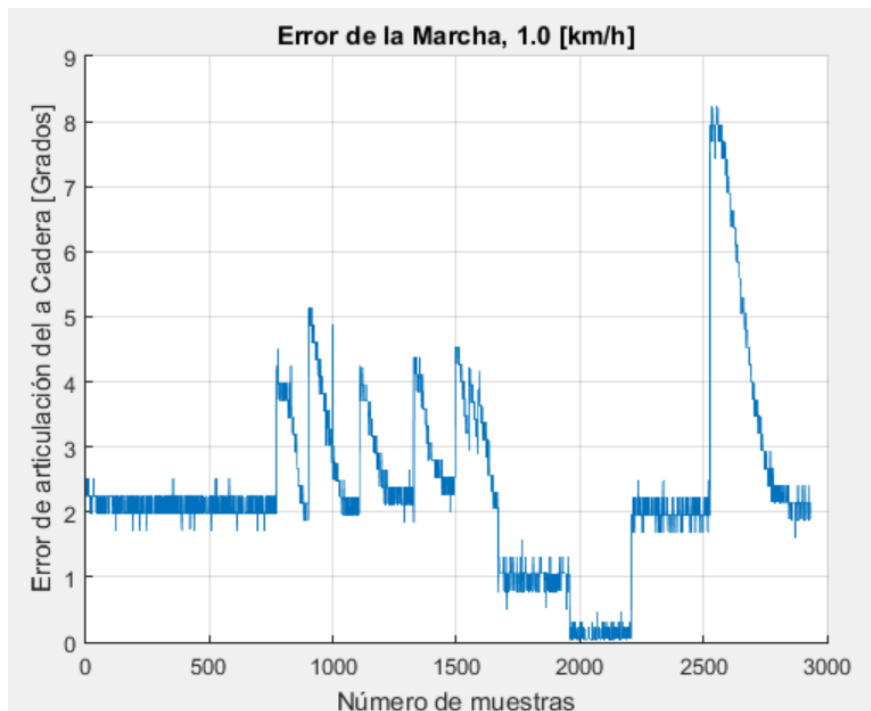


Figura 5-15: Error de la articulación de la cadera para el ciclo de 1.0 [km/h].
Fuente: Elaboración propia.

La figura 5-16 muestra el error de la articulación de la rodilla durante el ciclo de 1.0 km/h.

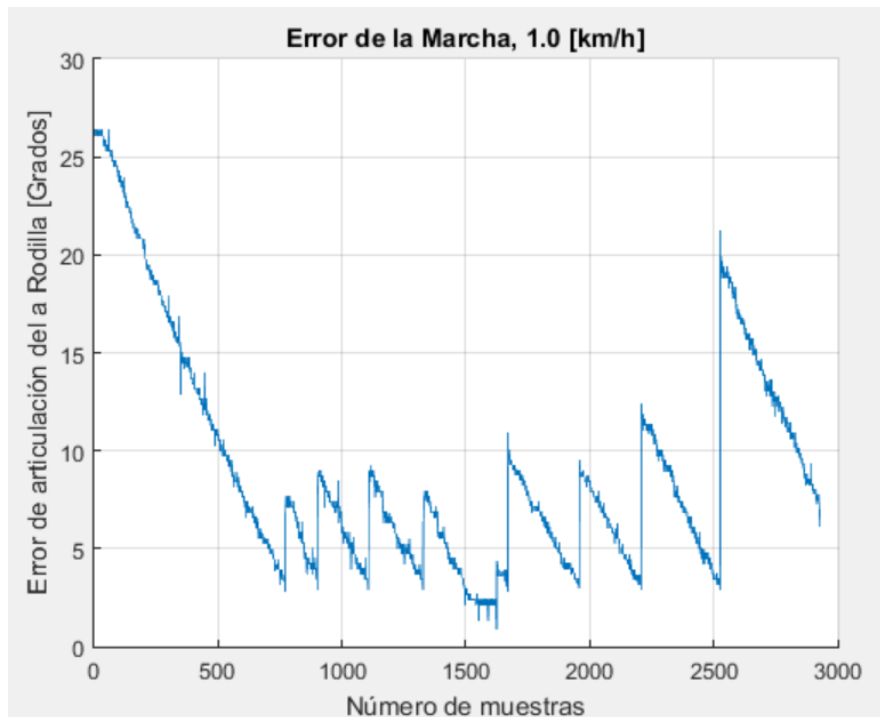


Figura 5-16: Error de la articulación de la rodilla para el ciclo de 1.0 [km/h].
Fuente: Elaboración propia.

La figura 5-17 muestra el error de la articulación de la cadera durante el ciclo de 1,1 km/h.

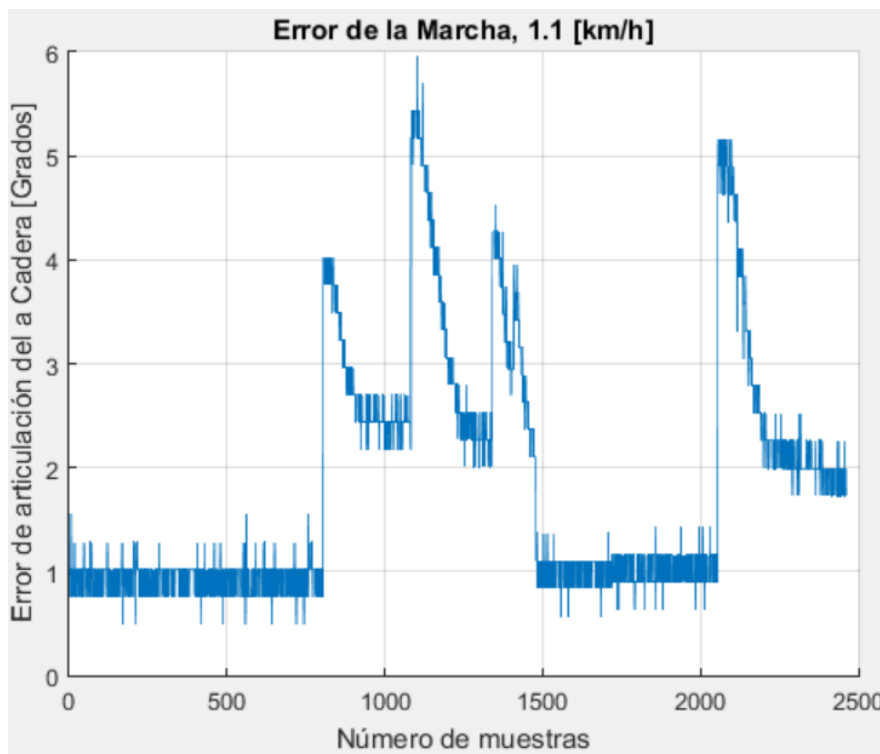


Figura 5-17: Error de la articulación de la cadera para el ciclo de 1.1 [km/h].
Fuente: Elaboración propia.

La figura 5-18 muestra el error de la articulación de la rodilla durante el ciclo de 1.1 km/h.

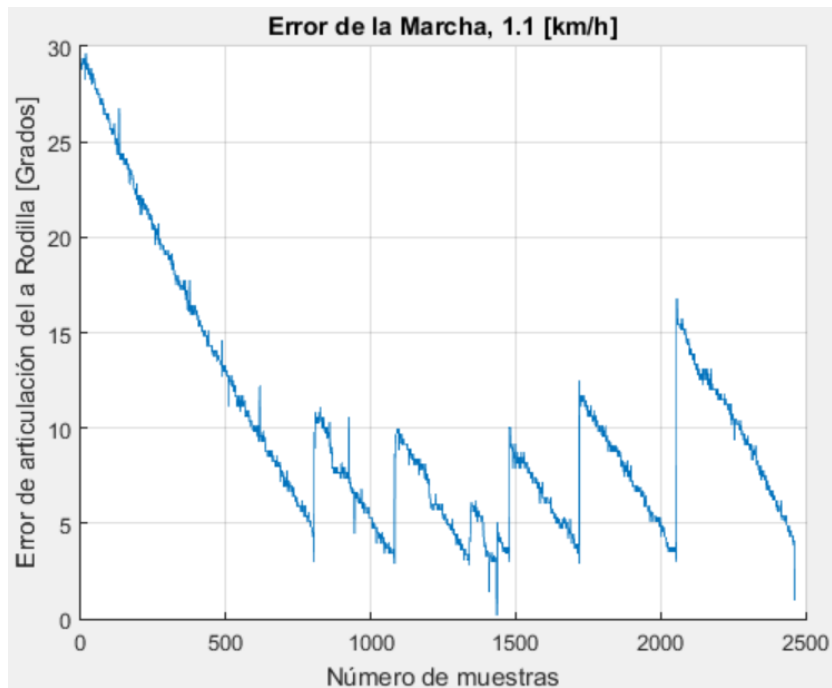


Figura 5-18: Error de la articulación de la rodilla para el ciclo de 1.1 [km/h].
Fuente: Elaboración propia.

La figura 5-19 muestra el error de la articulación de la cadera durante el ciclo de 1.2 km/h.

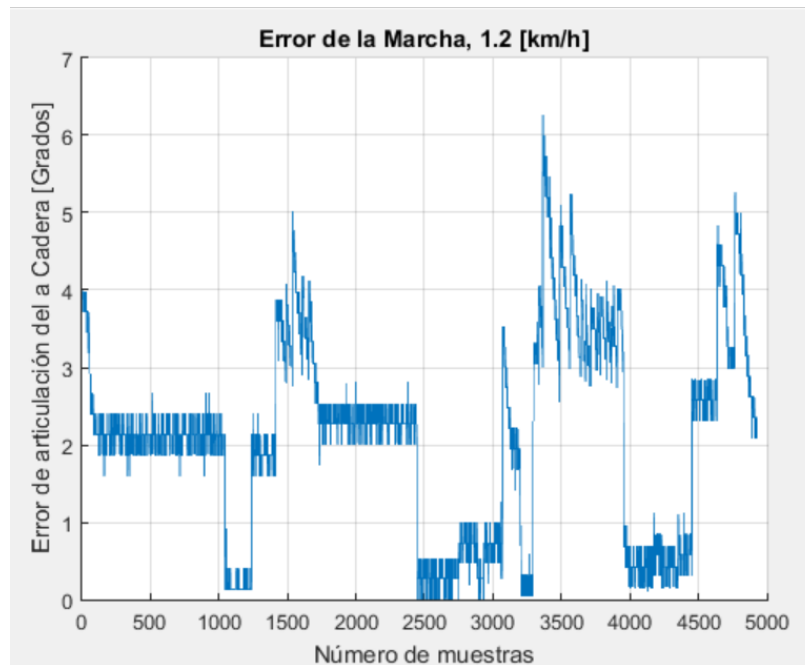


Figura 5-19: Error de la articulación de la cadera para el ciclo de 1.2 [km/h].
Fuente: Elaboración propia.

La figura 5-20 muestra el error de la articulación de la rodilla durante el ciclo de 1.2 km/h.

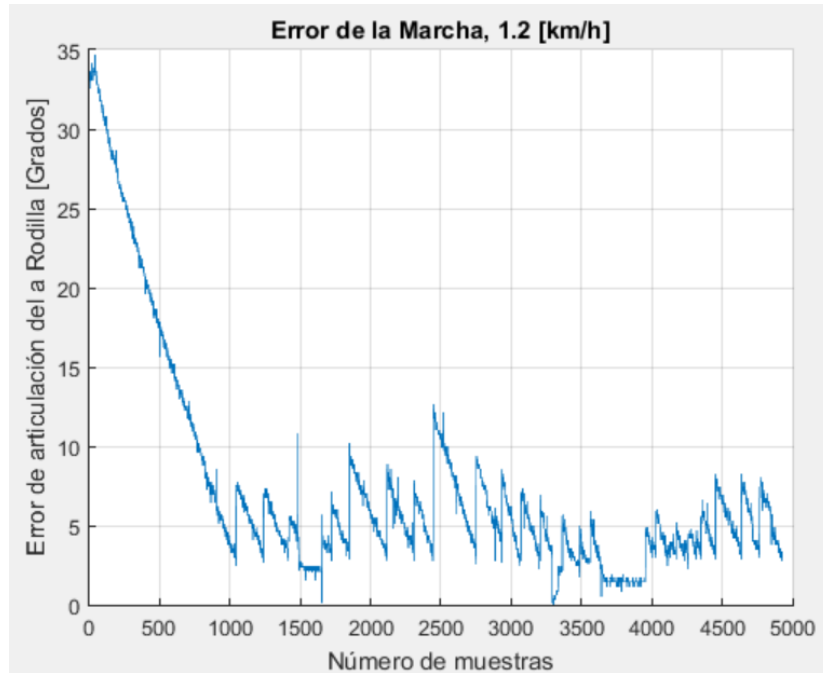


Figura 5-20: Error de la articulación de la cadera para el ciclo de 1.2 [km/h].
Fuente: Elaboración propia.

5.2 Trayectorias obtenidas

Con el fin de comparar la marcha con y sin exoesqueleto se realizó un seguimiento de la trayectoria de la marcha utilizando el programa Tracker. La figura 5-21 muestra el seguimiento realizado en el programa Tracker para una velocidad de 0.8 km/h.



Figura 5-21: Seguimiento realizado con el exoesqueleto para el ciclo correspondiente al ciclo de 0.8 km/h.
Fuente: Elaboración propia.

La figura 5-22 muestra los ciclos realizados con el exoesqueleto y sin el exoesqueleto para una velocidad de 0.8 km/h.

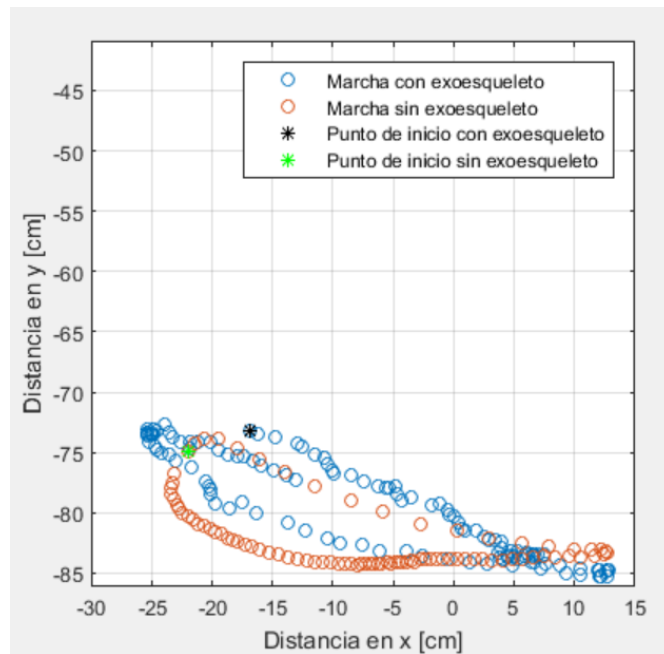


Figura 5-22: Comparación de las marchas con y sin exoesqueleto para el ciclo de 0.8 km/h.
Fuente: Elaboración propia.

La figura 5-23 muestra los ciclos realizados con el exoesqueleto y sin el exoesqueleto para una velocidad de 0.9 km/h.

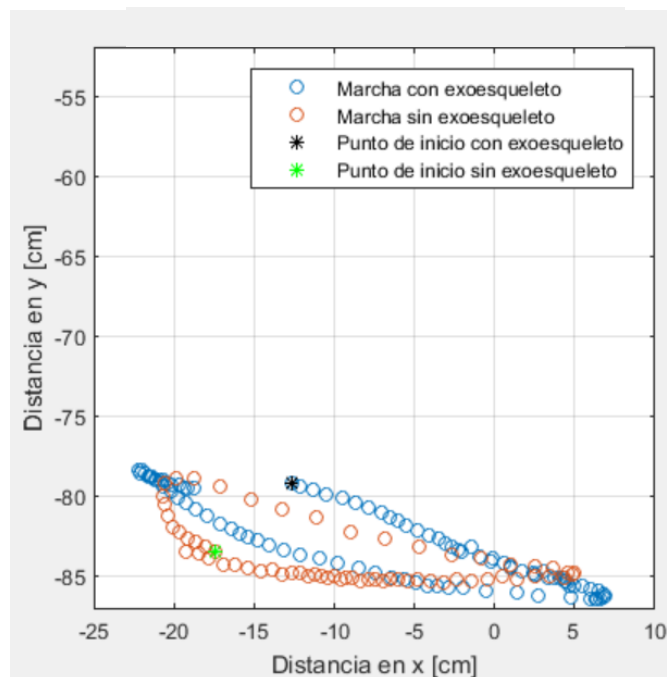


Figura 5-23: Comparación de las marchas con y sin exoesqueleto para el ciclo de 0.9 km/h.
Fuente: Elaboración propia.

La figura 5-24 muestra los ciclos realizados con el exoesqueleto y sin el exoesqueleto para una velocidad de 1.0 km/h.

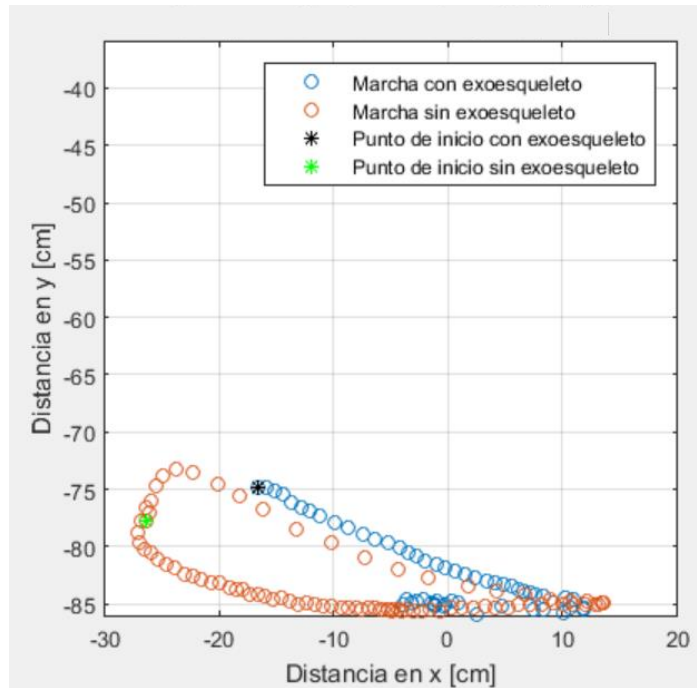


Figura 5-24: Comparación de las marchas con y sin exoesqueleto para el ciclo de 1.0 km/h.
Fuente: Elaboración propia.

La figura 5-25 muestra los ciclos realizados con el exoesqueleto y sin el exoesqueleto para una velocidad de 1.1 km/h.

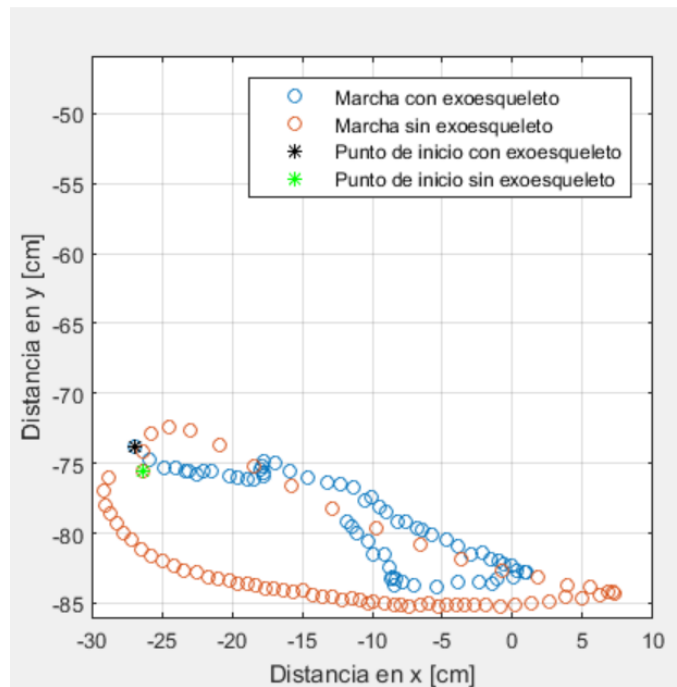


Figura 5-25: Comparación de las marchas con y sin exoesqueleto para el ciclo de 1.2 km/h.
Fuente: Elaboración propia

La figura 5-26 muestra los ciclos realizados con el exoesqueleto y sin el exoesqueleto para una velocidad de 1.2 km/h.

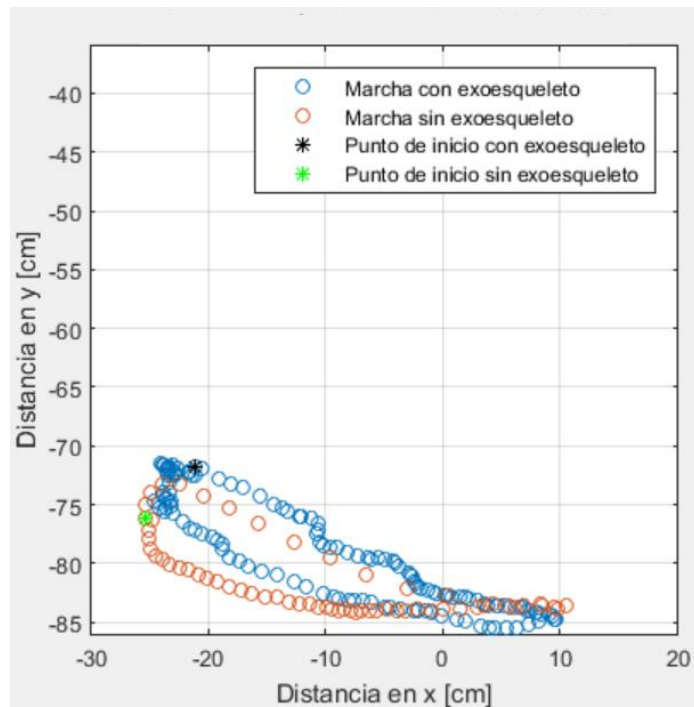


Figura 5-26: Comparación de las marchas con y sin exoesqueleto para el ciclo de 1.2 km/h.
Fuente: Elaboración propia

5.3 Velocidades obtenidas

Gracias al seguimiento de la marcha realizado con el programa Tracker se obtuvo las velocidades de las articulaciones de rodilla y tobillo correspondientes a los ciclos de 0.8, 0.9, 1.0, 1.1 y 1.2 km/h. La velocidad correspondiente al tobillo en la fase de apoyo se asume como la velocidad del conjunto. La figura 5-27 muestra los gráficos de la velocidad de la rodilla y del tobillo en función del tiempo para el ciclo correspondiente a 0.8 km/h.

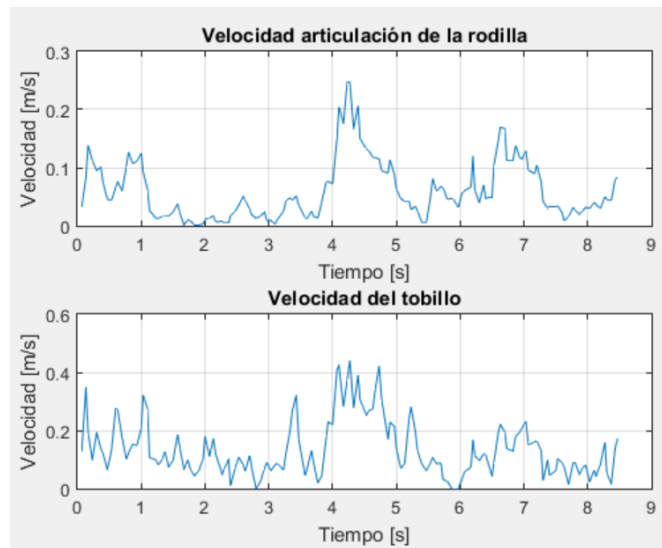


Figura 5-27: Velocidad de la rodilla y tobillo vs tiempo.
Fuente: Elaboración propia.

Se obtuvo una velocidad máxima de 0.44 m/s y 0.24 m/s en la articulación del tobillo y en la articulación de la rodilla respectivamente.

La figura 5-28 muestra los gráficos de la velocidad de la rodilla y del tobillo en función del tiempo para el ciclo correspondiente a 0.9 km/h.

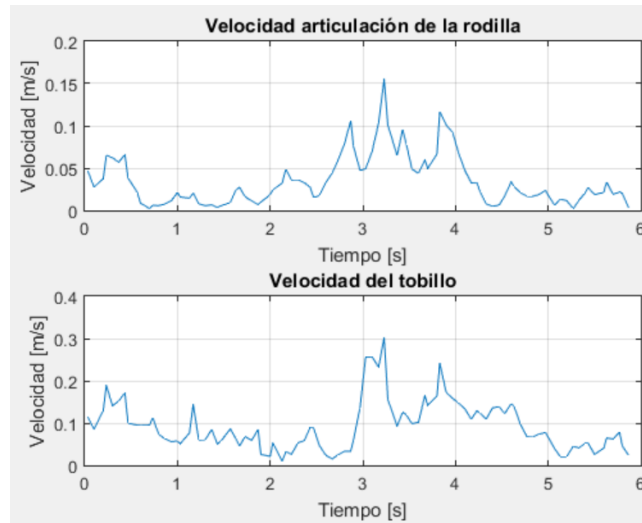


Figura 5-28: Velocidad de la rodilla y tobillo vs tiempo.
Fuente: Elaboración propia.

Se obtuvo una velocidad máxima de 0.30 m/s y 0.15 m/s en la articulación del tobillo y en la articulación de la rodilla respectivamente.

La figura 5-29 muestra los gráficos de la velocidad de la rodilla y del tobillo en función del tiempo para el ciclo correspondiente a 1.0 km/h.

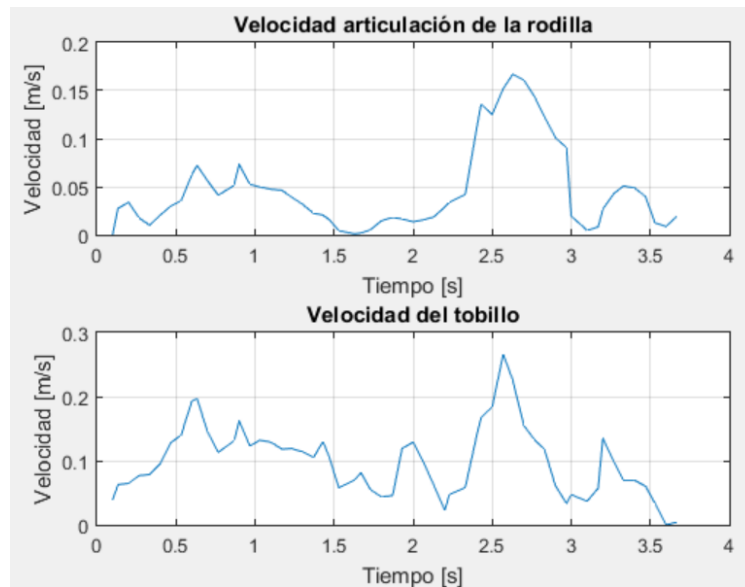


Figura 5-29: Velocidad de la rodilla y tobillo vs tiempo.
Fuente: Elaboración propia.

Se obtuvo una velocidad máxima de 0.26 m/s y 0.16 m/s en la articulación del tobillo y en la articulación de la rodilla respectivamente.

La figura 5-30 muestra los gráficos de la velocidad de la rodilla y del tobillo en función del tiempo para el ciclo correspondiente a 1.1 km/h.

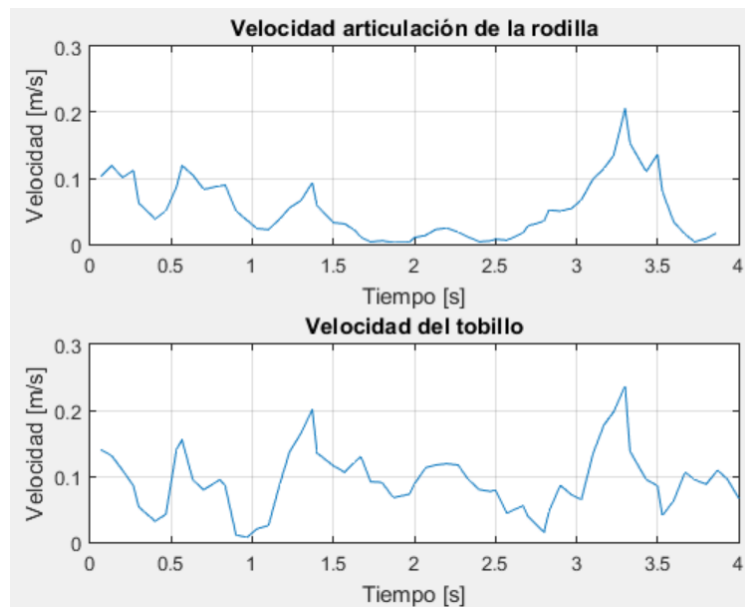


Figura 5-30: Velocidad de la rodilla y tobillo vs tiempo.
Fuente: Elaboración propia.

Se obtuvo una velocidad máxima de 0.23 m/s y 0.20 m/s en la articulación del tobillo y en la articulación de la rodilla respectivamente.

La figura 5-31 muestra los gráficos de la velocidad de la rodilla y del tobillo en función del tiempo para el ciclo correspondiente a 1.2 km/h.

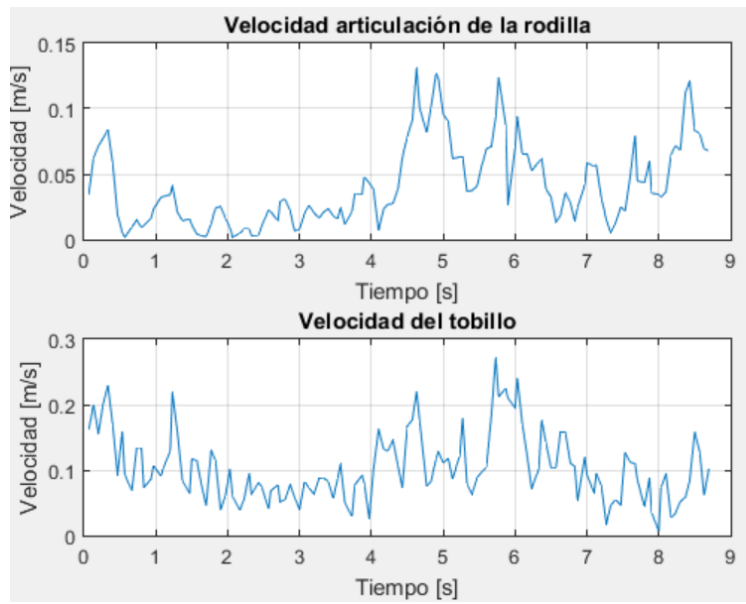


Figura 5-31: Velocidad de la rodilla y tobillo vs tiempo.
Fuente: Elaboración propia.

Se obtuvo una velocidad máxima de 0.27 m/s y 0.13 m/s en la articulación del tobillo y en la articulación de la rodilla respectivamente.

6. Discusiones y Conclusiones

6.1 Discusiones

Se puede apreciar en las Figuras 4-2 a 4-6 que los puntos obtenidos del movimiento de la articulación del tobillo tienen una gran variación entre ellos y no siempre completan el ciclo. Esto se produce por la baja velocidad de la marcha y al realizar las marchas de manera consciente, por lo que se deben seleccionar los ciclos de la marcha que sean más representativos de una marcha normal. Una manera de disminuir los errores en el ciclo de la marcha es realizando una serie de marchas a diferentes individuos sin que ellos sepan el propósito del estudio, para obtener resultados imparciales.

En las Figuras 8-1 a 8-10 se aprecia que los valores de los ángulos de referencia tienen forma escalonada, esto ocurre porque el valor de referencia se mantiene hasta que el ángulo medido llegue a un valor dentro del rango aceptable de error. Esta forma escalonada provoca que el movimiento sea discreto y no suave. La figura 6-1 (a) muestra los ángulos medidos en el ciclo de la marcha y en la figura 6-1 (b) los ángulos de referencia, con su forma escalonada, al realizar el ciclo de la marcha correspondiente a 1.2 [km/h].

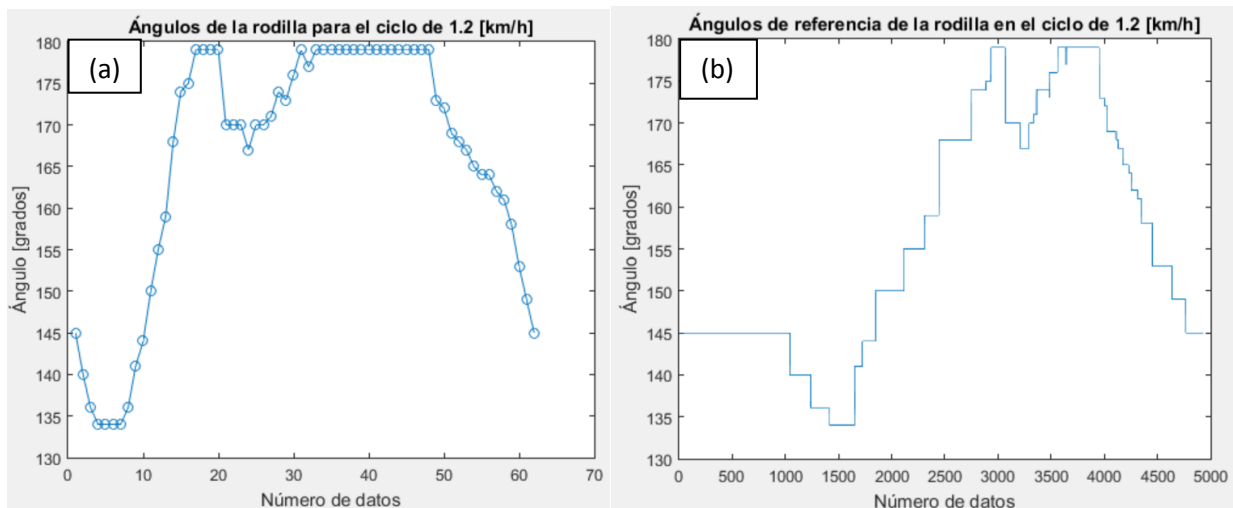


Figura 6-1: (a) Ángulos obtenidos en el ciclo de la marcha de 1.2 [km/h]. (b) Ángulos de referencia con su forma escalonada obtenidos al realizar la marcha de 1.2 [km/h].

Fuente: Elaboración propia.

Se observa en las Figuras 5-1 a 5-10 la tendencia de los ángulos medidos por los potenciómetros a acercarse a los ángulos de referencia de los ciclos de la marcha. Los valores de los ángulos medidos se pueden acercar más a los ángulos de referencia disminuyendo el error, a costa de aumentar el largo de los “escalones” de los ángulos de referencia.

Se logra observar en las Figuras 5-11 a 5-20 la evolución en grados del error. Se aprecia que la tendencia del error es de disminuir hasta llegar a valores cercanos a los tres grados, el cual es el valor definido en los códigos.

Se observa en las Figuras 5-22 a 5-26 que las trayectorias de la marcha sin el exoesqueleto y con el exoesqueleto difieren, esto ocurre porque el programa envía la orden del ángulo de referencia de la articulación de la cadera y la rodilla al mismo tiempo, y no necesariamente cumplen el objetivo al mismo tiempo, ya que los motores funcionan de forma independiente el uno con el otro. Esto provoca que exista un retardo en completar el objetivo, y uno de los motores tenga que esperar al otro, generando una trayectoria diferente a la deseada. Esto se puede solucionar mediante una modulación por ancho de pulsos de los motores, la cual consiste en disminuir el porcentaje del ciclo de trabajo de una onda cuadrada a los motores, provocando una variación de la velocidad de los motores y dejando como condición que ambos motores logren llegar a su ángulo de referencia al mismo tiempo.

Las Figuras 5-27 a 5-31 muestran la variación de las velocidades de las articulaciones de la cadera y rodilla dentro del ciclo de la marcha con el exoesqueleto. Estos valores tienen gran variación y no son suaves, eso ocurre por los cambios bruscos de activación y desactivación de los motores para completar los valores de referencia. La variación de la velocidad puede ser suavizada, al igual que el punto anterior, mediante la modulación de la señal.

Al utilizar el exoesqueleto es importante el ajuste de las correas en el eslabón correspondiente a la tibia, ya que es el más cercano al tobillo, de no estar bien ajustado la pierna quedará suelta y realizará movimientos no deseados.

6.2 Conclusiones

Se realizó de manera satisfactoria el análisis cinemático y dinámico de la marcha humana. Los códigos realizados en Matlab arrojan los valores de los ángulos de las articulaciones de la cadera y rodilla, como también los valores dinámicos. Con este procedimiento se validó la selección de los actuadores.

Se realizó de manera satisfactoria el análisis mediante elementos finitos a los componentes diseñados, ya que en todos los casos se obtuvo un factor de seguridad mayor a 1 validando el diseño. Cabe destacar que en el caso de la pieza “cadera lateral” no se obtuvo un factor de seguridad ya que no tiene un límite elástico definido, por lo que se validó por su baja deformación.

La manufactura es fiel a los planos realizados, el exoesqueleto tiene las dimensiones diseñadas y se debe destacar el excelente trabajo realizado en conjunto con los operadores del taller del departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Chile.

Si bien los potenciómetros cumplen el objetivo de dar el feedback de los ángulos de las articulaciones de la cadera y la rodilla, se recomienda utilizar encoders para versiones futuras del exoesqueleto, ya que los potenciómetros no están diseñados para realizar trabajo de movimiento continuado y pierden exactitud con su uso. Además se propone reemplazar el protoboard por una placa especial para el exoesqueleto, de este modo se evitan problemas con las conexiones.

Se realizó el diseño y construcción de la pierna exoesquelética con un costo aproximado de \$340.000, este valor incluye tanto el sistema mecánico como el electrónico, el cual es un valor muy bajo para los precios actuales de exoesqueletos.

Gracias al código de la cinemática directa, realizado en Arduino, se logró realizar de manera satisfactoria el movimiento de la pierna exoesquelética, dado los valores angulares seleccionados por el operador. De igual modo, gracias al código del ciclo de la marcha realizado en Arduino, la pierna exoesquelética realizó el movimiento del ciclo designado por el operador, en el cual el exoesqueleto completa una serie de ángulos predeterminados, este programa se puede mejorar con las indicaciones dadas en el capítulo anterior.

Se puede realizar interfaces gráficas a los programas realizados en Arduino utilizando, por ejemplo, Processing, de esta manera se puede hacer los programas más amigables para el operador del exoesqueleto y acercar el exoesqueleto a su versión de producto.

Mediante el procedimiento descrito en la sección 4.1 y con los códigos realizados para la cinemática inversa y directa, se concluye que se puede extender el análisis a movimientos de la pierna arbitrarios, es decir, no necesariamente a una marcha humana. Por lo que el proyecto se puede extender a una pierna exoesquelética de bajo costo y portátil, como herramienta de trabajo de un fisioterapeuta, el cual puede tener movimientos de la pierna pregrabadas y realizar la rehabilitación de pacientes con problemas en su miembro inferior a domicilio, disminuyendo los costos de transporte del paciente para acceder a este tipo de tecnologías.

La pierna exoesquelética puede ser mejorada con un diseño de eslabones de largo variables, de este modo puede ser utilizada por usuarios de diferentes estaturas. Se propone instalar un potenciómetro del tipo lineal en los eslabones, de este modo se puede medir los tamaños de los eslabones de forma automática, y enviar estos valores a Matlab para obtener los ángulos de la cinemática inversa para diferentes estaturas.

Con el material entregado en este trabajo de título, es posible replicar la pierna exoesquelética sin mayores complicaciones, ya que la mayoría de los programas utilizados son gratuitos o tienen versiones similares gratuitas. Además es posible extender el exoesqueleto con pequeñas modificaciones a un exoesqueleto de dos piernas.

Se concluye que es factible realizar exoesqueletos de rehabilitación y asistencia en Chile. Al ser un proyecto multidisciplinario se propone que se incluyan dentro del equipo, además del ingeniero mecánico, ingenieros eléctricos, encargados del sistema electrónico y sistema de control, ingenieros en computación, encargados de la programación del código y diseñadores industriales, encargado de la ergonomía del exoesqueleto, todo esto con la finalidad de realizar la transición de prototipo a producto.

7. Bibliografía

- [1] C-J Yang, J-F Zhang, Y Chen, Y-M Dong. (2008). “A review of exoskeleton-type systems and their key technologies”. Archive proceedings of the institution of mechanical engineers part c Journal of Mechanical Engineering Science 1989-1996 (Vols 203-210).
- [2] M.Bortole. (2013). ‘Design and control of a robotic exoskeleton for gait rehabilitation’. Master Thesis.
- [3] M.F. Villalba, L.A. Garrido, H. Franco, N. Toro, J.L. Rodriguez. (2014). “Diseño y simulación de un Exoesqueleto de Miembro Inferior para la Asistencia en Marcha a Pacientes con Paraplejia Flácida”. Conference Paper.
- [4] B. Chen, H. Ma, L. Quin, F. Gao, K. Chan, S. Law, L. Qin, W. Liao. (2015). “Recent developments and challenges of lower extremity exoskeletons”. Journal of Orthopedic Translation 5, 26-37.
- [5] T. Yan, M. Cempini, C. M. Oddo, N. Vitello. (2014). “Review of assistive strategies in powered lower-limb orthoses and exoskeletons”. Robotics and Autonomous Systems 64 120-136.
- [6] P.Beyl, M. Van Damme, R. Van Ham, B Vanderborght, D. Lefeber. (2009). “Design and control of a lower limb exoskeleton for robot-assisted gait training”. Applied Bionics and Biomechanics Vol. 6, No. 2, 229–243
- [7] N. Berger, J. Edelstein, S. Fishman. “Protésica del miembro inferior”. Traducción del inglés por P. Prim, Capitulo 6, 101-126.
- [8] D. Levine, J. Richards, M. Whittle. “Whittle's Gait Analysis”. (2012). Quinta Edición, Capítulo 1 y 2.
- [9] F. Hernández. (2008). “Diseño y construcción de prototipo neumático de prótesis de pierna humana”. Tesis profesional.
- [10] P.Charney, A.Malone. “ADA Pocket guide to nutrition assessment”, Segunda edición. Capítulo 5, 161.

Anexos

Anexo A: Códigos Matlab

A.1 Gráficos de la marcha

```
%PROGRAMA QUE GRAFICA LA MARCHA
%CARGAR ARCHIVO DE TEXTO CON LOS VALORES DE LA ARTICULACIÓN DE TOBILLO

cargar='5dt.txt';
marcha=load(cargar);
x=marcha(:,1);
y=marcha(:,2);

xmax=max(x);
xmin=min(x);

ymax=max(y);
ymin=min(y);

zancada=abs(xmin)+abs(xmax)
elevacion=abs(ymin)-abs(ymax)

plot(x,y,'b-.','LineWidth',2)

title('Marcha humana, 1.2 [km/h]')
xlabel('Distancia en x [cm]')
ylabel('Distancia en y [cm]')
legend('Marcha humana, 1.1 [km/h]')
axis([-35 30 ymin-15 ymin+50])
axis square
```

A.2 Cinemática Directa

```
%CINEMÁTICA DIRECTA
%SE CARGA EL ARCHIVO angulosCD.txt
%SE OBTIENEN LOS PUNTOS EN EL ESPACIO
%SE ENTREGA UN ARCHIVO DE TEXTO CON LOS PUNTOS EN EL ESPACIO

a=0.45; %Largo eslabón fémur
b=0.40; %Largo eslabón tibia
grafico=1; %graficar puntos

tetas=load('angulosCD.txt')*pi/180;

[y x]=size(tetas);
C=zeros(y,x);

th1= tetas(:,1);
th2= tetas(:,2);

Px=a*cos(th1)+b*cos(th2);
Py=a*sin(th1)+b*sin(th2);

CD=[Px Py]; % Conjunto de puntos en el espacio

if (grafico == 1)
for i=1:1:y
A=[0 0];
B=[a*cos(tetas(i,1)) a*sin(tetas(i,1))];
C=[B(1)+b*cos(tetas(i,2)) B(2)+b*sin(tetas(i,2))];

    plot(Px,Py, 'b.', 'LineWidth',2)
    hold on
    plot([A(1) B(1)], [A(2) B(2)], 'ro-', 'LineWidth',3);
    hold on
    plot([B(1) C(1)], [B(2) C(2)], 'go-', 'LineWidth',3);
    hold off
    grid on
    axis([-1 1 -1 1]);
    axis square
    pause(0.05);
end
end
dlmwrite('puntosCD.txt',CD, 'delimiter', ' ')
```

A.3 Cinemática Inversa

```
%CINEMÁTICA INVERSA
%SE CARGA EL ARCHIVO puntosCD.txt CORRESPONDIENTE A LA ARTICULACIÓN DE
%TOBILLO
%SE OBTIENEN LOS ANGULOS DE CADERA Y RODILLA
%SE ENTREGA UN ARCHIVO DE TEXTO CON LOS ÁNGULOS

a=0.45; %Largo eslabón fémur
b=0.40; %Largo eslabón tibia
grafico=1; %graficar puntos

puntos=load('puntosCD.txt')/1;

[y x]=size(puntos);

Px=puntos(:,1);
Py=puntos(:,2);

tetas=zeros(y,x);

for i=1:1:y
K1=(Px(i))^2+(Py(i))^2+a^2-b^2;
K2=-2*a*Px(i);
K3=-2*a*Py(i);

A=K1-K2;
B=2*K3;
C=K1+K2;

DISCRIMINANTE=B^2-4*A*C;
if (DISCRIMINANTE<=0)
    DISCRIMINANTE=0;
end

tetas(i,1)=2*pi+2*atan((-B+sqrt(DISCRIMINANTE))/(2*A));

tetas(i,2)=2*pi+atan2(Py(i)-a*sin(tetas(i,1)),Px(i)-a*cos(tetas(i,1)));

end

if (grafico == 1)
for i=1:1:y
P1=[0 0];
P2=[a*cos(tetas(i,1)) a*sin(tetas(i,1))];
P3=[P2(1)+b*cos(tetas(i,2)) P2(2)+b*sin(tetas(i,2))];

plot(Px,Py,'b.','LineWidth',2)
hold on
plot([P1(1) P2(1)], [P1(2) P2(2)], 'ro-', 'LineWidth', 3);
hold on
plot([P2(1) P3(1)], [P2(2) P3(2)], 'go-', 'LineWidth', 3);
hold off
grid on
```

```
axis([-1 1 -1 1]);  
axis square  
pause(0.05);  
end  
end  
  
dlmwrite('angulosCI.txt',tetas,'delimiter',' ')
```

A.4 Función de velocidades angulares y aceleraciones angulares

```
% FUNCION QUE TOMA COMO INPUT LOS ANGULOS TH1 Y TH2
% DE LA CINEMÁTICA INVERSA Y ENTREGA UN ARCHIVO DE
% [N TH1 TH2 W1 W2 ALPHA1 ALPHA2]

function [fdatos]=fdatos(TETAS)

TH1=TETAS(:,1);
TH2=TETAS(:,1);

[y x]=size(TETAS);

datos=zeros(y,7);
dt=1/30;%FRAMESPERSECOND
for i=1:1:(y-1)
    datos(i,1)=i;
    datos(i,2)=TETAS(i,1);
    datos(i,3)=TETAS(i,2);
    datos(i,4)=(TETAS(i+1,1)-TETAS(i,1))/dt;
    datos(i,5)=(TETAS(i+1,2)-TETAS(i,2))/dt;
end

for i=1:1:(y-3)
    datos(i,6)=(datos(i+1,4)-datos(i,4))/dt;
    datos(i,7)=(datos(i+1,5)-datos(i,5))/dt;
end

dato2s=datos(1:y-4,:);
fdatos=dato2s;
```


A.5 Aceleraciones de los centros de gravedad de los eslabones

```
% FUNCIÓN PARA ENCONTRAR LAS ACELERACIONES
% DE LOS CG DE LOS ESLABONES PARA LA DINAMICA INVERSA
%ARROJA COMO RESULTADO UNA MATRIZ DE 2X2, [[Aaxcg;Aaycg];[Abxcg,Abycg]]

function [ACELERACIONES]=aceleraciones(a,b,th1,th2,w1,w2,alpha1,alpha2)

acg=a*0.5; %DISTANCIA AL CG EQUIDESTANTE [m]
bcg=b*0.5; %DISTANCIA AL CG EQUIDESTANTE [m]

%ACELERACIÓN ESLABÓN 1 Acg

Xaxcg=acg*cos(th1);
Xaycg=acg*sin(th1);

Vaxcg=-acg*w1*sin(th1);
Vaycg=acg*w1*cos(th1);

Aaxcg=-acg*(w1^2)*cos(th1)-acg*alpha1*sin(th1);
Aaycg=-acg*(w1^2)*sin(th1)+acg*alpha1*cos(th1);

%ACELERACIÓN ESLABÓN 2 BCG

Xbxcg=a*cos(th1)+bcg*cos(th2);
Xbycg=a*sin(th1)+bcg*sin(th2);

Vbxcg=-a*w1*sin(th1)-bcg*w2*sin(th2);
Vbycg=a*w1*cos(th1)+bcg*w2*cos(th2);

Abxcg=-a*(w1^2)*cos(th1)-a*alpha1*sin(th1)-bcg*(w2^2)*cos(th2)-
bcg*alpha2*sin(th2);
Abycg=-a*(w1^2)*sin(th1)+a*alpha1*cos(th1)-
bcg*(w2^2)*sin(th2)+bcg*alpha2*cos(th2);

Aacg=[Aaxcg;Aaycg];
Abcg=[Abxcg;Abycg];

ACELERACIONES= [Aacg Abcg];
```

A.6. Función dinámica inversa

```
function [U]=fdinamicainversa(c,b,th1,th2,w1,w2,alpha1,alpha2,m)
%DATOS
m1=m*0.101;
m2=m*0.044;
m3=m*0.015;
r1=0.1;
r2=0.07;
g=9.8;
W1=m1*g;
W2=m2*g;
W3=m3*g;
I1=(1/3)*m1*c^2+(1/4)*m1*r1^2;
I2=(1/3)*m2*b^2+(1/4)*m2*r2^2;

%%
%CALCULO DE DISTANCIAS
%ESLABON a
R01=0.5*c;
R21=0.5*c;

R01x=cos(th1)*R01;
R01y=sin(th1)*R01;

R21x=cos(th1)*R21;
R21y=sin(th1)*R21;

%ESLABON B
R12=0.5*b;
R02=0.5*b;

R12x=cos(th2)*R12;
R12y=sin(th2)*R12;

R02x=cos(th2)*R02;
R02y=sin(th2)*R02;

%%
%ACELERACIONES DE LOS CENTROS DE G
ACEL=aceleraciones(c,b,th1,th2,w1,w2,alpha1,alpha2);
a1x=ACEL(1,1);
a1y=ACEL(1,2);
a2x=ACEL(2,1);
a2y=ACEL(2,2);

%%
%MATRICES
B=[1 0 1 0 0 0; 0 1 0 1 0 0; -R01y R01x -R21y R21x 1 -1; 0 0 -1 0 0 0; 0 0 0 -
1 0 0; 0 0 R12y -R12x 0 1];
A=[m1*a1x; m1*a1y + W1; I1*alpha1; m2*a2x; m2*a2y+W2+W3; I2*alpha2-R02x*W3];
U=B^-1*A;
```

A.7 Dinámica inversa

```
%PROGRAMA QUE ENTREGA LOS TORQUES MÁXIMOS DE LOS MOTORES Y
%VELOCIDADES ANGULARES MÁXIMAS
%SE CARGAN LOS ANGULOS OBTENIDOS DE LA CINEMÁTICA INVERSA

grafico=1;
%CARGAR DATOS
datos1=load('angulosCI.txt'); %RECIBE SOLO TETA1 Y TETA2
datos1=fdatos(datos1); %FUNCIÓN PARA ENCONTRAR VELOCIDADES ANGULARES Y
ACELERACIONES
%DATOS INPUT

m=80;
a=0.45;
b=0.40;

[y x]=size(datos1);
datos=ones((y),(x-1));
datos=datos1(1:y,2:x);

resultados=zeros(6,y);

for i=1:1:y
    th1=datos(i,1);
    th2=datos(i,2);
    w1=datos(i,3);
    w2=datos(i,4);
    alpha1=datos(i,5);
    alpha2=datos(i,6);

    resultados(:,i)=fdinamicainversa(a,b,th1,th2,w1,w2,alpha1,alpha2,m);
end

disp('Torque y velocidades angulares máximas:')
disp(' ')

%RESULTADOS ;

F01xmax=max(abs(resultados(1,:)));
F01ymax=max(abs(resultados(2,:)));
F21xmax=max(abs(resultados(3,:)));
F21ymax=max(abs(resultados(4,:)));

T1max=max(abs(resultados(5,:)));
T2max=max(abs(resultados(6,:)));
w1max=max(abs(datos(:,3)));
w1min=min(abs(datos(:,3)));
w2max=max(abs(datos(:,4)));
w2min=min(abs(datos(:,4)));
w2mean=mean(abs(datos(:,4)));
```

```

disp('  T1max  T2max [Nm]')
disp('  w1max  w2max [RPM]')
disp(' ')
Maximos=[T1max T2max; w1max*(60/(2*pi)) w2max*(60/(2*pi))]

if (grafico==1)
for i=1:1:y
  A=[0 0];
  B=[a*cos(datos(i,1)) a*sin(datos(i,1))];
  C=[B(1)+b*cos(datos(i,2)) B(2)+b*sin(datos(i,2))];

  plot([A(1) B(1)], [A(2) B(2)], 'ro-', 'LineWidth',3);
  hold on
  plot([B(1) C(1)], [B(2) C(2)], 'go-', 'LineWidth',3);
  hold off
  grid on
  axis([-1 1 -1 1]);
  axis square
  pause(1/30);

end
end
%GRAFICO DE ANGULOS MEDIDOS

subplot(4,1,1)
plot(datos(:,1))
title('teta 1')
subplot(4,1,2)
plot(datos(:,2))
title('teta 2')

%GRAFICO DE TORQUES VSTIEMPO

subplot(4,1,3)
plot(resultados(5,:))
title('Torque 1')
subplot(4,1,4)
plot(resultados(6,:))
title('Torque 2')

```

Anexo B: Códigos Arduino

B.1 Código de cinemática directa:

```
#define AVANZA 3
#define RETROC 2
#define ACTIVAR 1
#define APAGAR 0
#define PARAR 4

#define WAIT 0
#define VALIDA 1

const int SENS_ERROR = 3;

const float pi = 3.1416;

const int IN1 = 7;//7
const int IN2 = 6;//6
const int IN3 = 5;//5
const int IN4 = 4;//4

int MaqEstMot1=0;
int MaqEstMot2=0;

boolean ActivaCadera=false;
boolean ActivaRodilla=false;
boolean HabilitaCaminata=false;

unsigned long TimeOut_Seguridad=0;

String inString = "";

float y1,y2,x1,x2;
float th1,th2;
int xth1,xth2,x22,y22;

float th1_ref,th2_ref;
float th1_err,th2_err;

void setup() {

  Serial.begin(115200);
  delay(100);
  //Serial.println("Inicio del programa");
  Serial.println("1 1");
  pinMode(IN1,OUTPUT);
  pinMode(IN2,OUTPUT);
  pinMode(IN3,OUTPUT);
  pinMode(IN4,OUTPUT);

  MaqEstMot1=WAIT;
  MaqEstMot2=WAIT;

  DetenerExo();

}

void MueveCadera(){
//SENS_ERROR
```

```

switch(MaqEstMot1){
case WAIT:

    if(ActivaCadera){
        th1_err=abs(th1_ref-th1);
        if(th1_err>SENS_ERROR){
            if(th1>th1_ref){
                Cadera(RETROC);
            }
            else{
                Cadera(AVANZA);
            }
        }
        MaqEstMot1=VALIDA;
    }
    break;
case VALIDA:
    if(abs(th1_ref-th1)<SENS_ERROR){
        Cadera(PARAR);
        MaqEstMot1=WAIT;
        ActivaCadera=false;
    }

    break;
}
}

```

```

void MueveRodilla(){

switch(MaqEstMot2){
case WAIT:
    if(ActivaRodilla){
        th2_err=abs(th2_ref-th2);
        if(th2_err>SENS_ERROR){
            if(th2>th2_ref){
                Rodilla(AVANZA);
            }
            else{
                Rodilla(RETROC);
            }
        }
        MaqEstMot2=VALIDA;
    }
    break;
case VALIDA:
    if(abs(th2_ref-th2)<SENS_ERROR){
        Rodilla(PARAR);
        MaqEstMot2=WAIT;
        ActivaRodilla=false;
    }
    break;
}
}
}

```

```

//Inicio del loop principal
void loop(){
  LecturaPotenciometros();
  LeeInfoUsuario();
  MueveCadera();
  MueveRodilla();
  Seguridad();
  // delay(1000);
  // Serial.println("4 4");
}

void Seguridad(){
  if(HabilitaCaminata){
    if(millis()>TimeOut_Seguridad){
      DetenerExo();
      HabilitaCaminata=false;
      Serial.println("0 0");
    }
  }
}

void LeeInfoUsuario(){
  String strFloat;
  if (Serial.available() >0) {
  char c = Serial.read();
  if (c != '\n') {
    inString += (char)c;
  }
  else {
    if (inString.startsWith("START")){
      HabilitaCaminata=true;
      inString = "";
      TimeOut_Seguridad=millis()+800;
      Serial.println("2 2");
    }

    if (inString.startsWith("END")){
      HabilitaCaminata=false;
      inString = "";
    }

    if (inString.startsWith("M1")){
      strFloat=inString.substring(3,inString.length());
      th1_ref=strFloat.toFloat();
      ActivaCadera=true;
      inString = "";

      Serial.print("M1 ");
      Serial.print("\t ");
      Serial.print(strFloat);
      Serial.print("\t ");
      Serial.println(th1_ref);
    }

    if (inString.startsWith("M2")){
      strFloat=inString.substring(3,inString.length());
      th2_ref=strFloat.toFloat();
      ActivaRodilla=true;
      inString = "";
    }
  }
}

```



```

case RETROC:
    digitalWrite(IN1,LOW);
    digitalWrite(IN2,HIGH);
    break;

case PARAR:
    digitalWrite(IN1,HIGH);
    digitalWrite(IN2,HIGH);
    break;
}
}

void Rodilla(int Accion){
    switch(Accion){
        case AVANZA:
            digitalWrite(IN3,HIGH);
            digitalWrite(IN4,LOW);
            break;

        case RETROC:
            digitalWrite(IN3,LOW);
            digitalWrite(IN4,HIGH);
            break;

        case PARAR:
            digitalWrite(IN3,HIGH);
            digitalWrite(IN4,HIGH);
            break;
    }
}

void LecturaPotenciometros(){

    //Lectura de ángulos dado por el pot
    //VALORES INTERPOLACIÓN
    y1=pi/2+pi/4;
    y2=2*pi+pi/4;
    x1=0;
    x2=1023;

    //VALORES "CALIBRACIÓN" POT rodilla
    x22=484;
    y22=3*pi/2;

    //LECTURA POT
    xth1=analogRead(0);
    xth2=analogRead(1);

    //INTERPOLACIÓN
    //th1 CORRESPONDE AL ÁNGULO DEL POT
    th1=((xth1-x1)/(x2-x1))*(y2-y1)+y1;
    th2=((xth2-x1)/(x2-x1))*(y2-y1)+y1;

    //Transformar angulos a grados para compararlos
    th1=th1*180/pi;
    th2=th2*180/pi-82;

    DespliegaVariables(th1,th2);
}

```

```
}  
  
void DespliegaVariables(float a, float b){  
    Serial.print(a); Serial.print(" ");Serial.println(b);  
}  
  
void ValidaFunciones(){  
    float x=3.1;  
    float y=3.6;  
    int a=round(x);  
    int b=round(y);  
  
    Serial.print("x=");  
    Serial.print(x);  
    Serial.print("\t a=");  
    Serial.println(a);  
  
    Serial.print("y=");  
    Serial.print(y);  
    Serial.print("\t b=");  
    Serial.println(b);  
}
```

B.2 Código del ciclo de la marcha

```
#define AVANZA 3
#define RETROC 2
#define ACTIVAR 1
#define APAGAR 0
#define PARAR 4
```

```
#define MAX_00 2
#define MAX_08 176
#define MAX_09 128
#define MAX_10 168
#define MAX_11 140
#define MAX_12 124
```

```
#define WAIT 0
#define VALIDA 1
```

```
#define MAXTIMERSEGURIDAD 1000
#define TIEMPODELAY 5000
```

```
int th_00[]= {270, 180};
```

```
int th_08[]= {276, 136, 278, 134, 279, 134, 280, 134, 281, 134, 281, 134, 282, 137, 282, 140, 282, 144,
283, 148, 282, 153, 282, 157, 281, 163, 279, 172, 277, 179, 279, 178, 280, 178, 280, 178, 281, 178, 281,
178, 281, 178, 280, 178, 279, 178, 279, 178, 278, 178, 277, 178, 277, 178, 276, 178, 275, 178, 275, 178,
274, 178, 274, 179, 273, 179, 273, 179, 272, 179, 272, 179, 271, 179, 271, 179,271, 179, 270, 179, 270,
179, 270, 178, 270, 179, 270, 178, 269, 178, 269, 178, 269, 178, 269, 178, 269, 178, 269, 178, 268, 178, 268, 178,
268, 178, 268, 178, 267, 178, 267, 178, 267, 178, 267, 178, 266, 178, 266, 178, 266, 178, 265, 178, 265,
178, 264, 178, 264, 178, 263, 178, 263, 178, 262, 178, 261, 178, 261, 178, 260, 179, 260, 179, 260, 179,
259, 179, 259, 179, 258, 179, 261, 174, 262, 169, 262, 169, 263, 165, 264, 164, 264, 163, 265, 160, 266,
158, 267, 156, 268, 153, 269, 151, 270, 148, 272, 145};
```

```
int th_09[]= {271, 162,272, 160,272, 159,272, 157,273, 155,273, 153,275, 150,276, 147,277, 144,279,
141,280, 139,281, 139,282, 139,282, 142,282, 144,283, 146,283, 150,283, 152,283, 156,282, 160,282,
164,279, 171,277, 179,278, 179,278, 179,279, 179,279, 179,278, 178,278, 179,277, 179,276, 179,275,
179,275, 179,274, 179,274, 179,273, 179,272, 179,272, 179,271, 179,271, 179,271, 179,270, 179,270,
179,270, 179,269, 179,269, 179,269, 179,269, 179,268, 179,268, 179,268, 179,269, 176,267, 179,269,
175,268, 177,266, 179,269, 172,267, 175,268, 173,269, 170,267, 171,269, 166,269, 164,269, 164};
```

```
int th_10[]= {270, 152,272, 148,275, 143,277, 138,279, 134,281, 134,282, 134,283, 134,283, 137,283,
140,282, 147,281, 153,279, 162,273, 179,275, 178,278, 177,280, 176,281, 176,283, 175,284, 175,285,
175,286, 174,286, 174,286, 174,286, 174,285, 174,285, 175,284, 175,283, 175,283, 175,282, 175,281,
175,281, 175,280, 175,279, 175,279, 175,278, 175,278, 175,277, 175,276, 175,276, 175,275, 175,275,
175,275, 175,275, 175,274, 175,274, 175,274, 175,274, 175,273, 175,273, 176,273, 176,272, 175,272,
```

```
176,272, 175,271, 175,271, 176,270, 176,270, 176,269, 176,269, 176,268, 176,268, 176,267, 176,267,  
176,266, 176,266, 176,265, 176,265, 176,264, 177,264, 177,263, 177,262, 177,262, 177,261, 177,260,  
178,260, 178,259, 178,258, 179,258, 179,263, 168,266, 160,270, 153,273, 146};
```

```
int th_11[]= {273, 149,276, 143,279, 137,281, 135,282, 135,282, 137,282, 142,281, 148,279, 156,275,  
169,273, 178,276, 177,278, 176,280, 175,282, 175,283, 174,284, 174,284, 174,284, 174,283, 174,283,  
174,282, 174,281, 174,280, 174,280, 174,279, 173,278, 174,278, 174,277, 174,277, 174,276, 174,276,  
174,276, 174,275, 174,275, 174,274, 174,274, 174,274, 174,273, 174,273, 174,272, 174,272, 174,272,  
174,271, 174,271, 174,270, 174,270, 174,269, 174,269, 174,268, 174,268, 174,267, 174,267, 174,267,  
174,266, 174,266, 174,265, 174,264, 175,264, 175,263, 175,262, 175,262, 175,261, 176,260, 177,260,  
177, 259, 178,258, 179,260, 174,265, 162,269, 155};
```

```
int th_12[]= {268, 145,270, 140,272, 136,274, 134,275, 134,277, 134,278, 134,278, 136,279, 141,279,  
144,279, 150,279, 155,279, 159,277, 168,276, 174,277, 175,276, 179,277, 179,277, 179,276, 179,280,  
170,279, 170,278, 170,278, 167,276, 170,275, 170,274, 171,271, 174,271, 173,269, 176,267, 179,267,  
177,266, 179,265, 179,265, 179,265, 179,264, 179,264, 179,264, 179,263, 179,263, 179,263, 179,262,  
179,261, 179,261, 179,260, 179,259, 179,259, 179,261, 173,261, 172,261, 169,261, 168,261, 167,262,  
165,261, 164,261, 164,261, 162,261, 161,262, 158,264, 153,266, 149,268, 145};
```

```
const int SENS_ERROR = 3;
```

```
const float pi = 3.1416;
```

```
const int IN1 = 7;//7
```

```
const int IN2 = 6;//6
```

```
const int IN3 = 5;//5
```

```
const int IN4 = 4;//4
```

```
int MaqEstMot1=0;
```

```
int MaqEstMot2=0;
```

```
boolean ActivaCadera=false;
```

```
boolean ActivaRodilla=false;
```

```
boolean HabilitaCaminata=false;
```

```
unsigned long TimeOut_Seguridad=0;
```

```
unsigned long TimerDelay=0;
```

```
String inString = "";
```

```
float y1,y2,x1,x2;
```

```
float th1,th2;
```

```
int xth1,xth2,x22,y22;
```

```
float th1_ref,th2_ref;
```

```

float th1_err,th2_err;

int k=0;
int SelectorCaminta_Tmp=0;
int SelectorCaminta=0;
int Etapa=0;

int MaqDelay=0;

void setup() {

  Serial.begin(115200);

  pinMode(IN1,OUTPUT);
  pinMode(IN2,OUTPUT);
  pinMode(IN3,OUTPUT);
  pinMode(IN4,OUTPUT);

  MaqEstMot1=WAIT;
  MaqEstMot2=WAIT;

  DetenerExo();

  delay(100);
  Serial.println("Inicio del programa");
}

void MueveCadera(){
//SENS_ERROR
switch(MaqEstMot1){
  case WAIT:

    if(ActivaCadera){
      th1_err=abs(th1_ref-th1);
      if(th1_err>SENS_ERROR){
        if(th1>th1_ref){
          Cadera(RETROC);
        }
        else{
          Cadera(AVANZA);
        }
      }
    }
    MaqEstMot1=VALIDA;
  }
  break;
  case VALIDA:

```

```
    if(abs(th1_ref-th1)<SENS_ERROR){
        Cadera(PARAR);
        MaqEstMot1=WAIT;
        ActivaCadera=false;
    }
    break;
}
}
```

```
void MueveRodilla(){
```

```
    switch(MaqEstMot2){
    case WAIT:
        if(ActivaRodilla){
            th2_err=abs(th2_ref-th2);
            if(th2_err>SENS_ERROR){
                if(th2>th2_ref){
                    Rodilla(AVANZA);
                }
                else{
                    Rodilla(RETROC);
                }
            }
            MaqEstMot2=VALIDA;
        }
        break;
    case VALIDA:
        if(abs(th2_ref-th2)<SENS_ERROR){
            Rodilla(PARAR);
            MaqEstMot2=WAIT;
            ActivaRodilla=false;
        }
        break;
    }
}
```

```
//PROGRAMA PRINCIPAL
```

```
void loop(){
    LeerInfoUsuario_2();
    Retardo();
    Activa_Rutina(SelectorCaminta);
    LecturaPotenciometros();

    if(HabilitaCaminata){
```

```

    MueveCadera();
    MueveRodilla();
}

Seguridad();
}

void Retardo(){
switch(MaqDelay) {
case 0:
    if(HabilitaCaminata){
        TimerDelay=TIEMPODELAY+millis();
        MaqDelay=1;
        //Serial.println("Ret 0");
    }
    break;
case 1:
    TimeOut_Seguridad=millis()+10*MAXTIMERSEGURIDAD;
    if(millis(>TimerDelay){
        SelectorCaminta=SelectorCaminta_Tmp;
        Etapa=1;
        MaqDelay=2;
        //Serial.print("Ret 1:");
        //Serial.println(SelectorCaminta);
    }
    break;
case 2:
    if(HabilitaCaminata==false){
        MaqDelay=0;
    }
    break;
}
}

void Seguridad(){
    if(HabilitaCaminata){
        if(millis(>TimeOut_Seguridad){
            DetenerExo();
            HabilitaCaminata=false;
            Serial.println("0 0");
        }
    }
}

void LeeInfoUsuario_2() {
    if (Serial.available() >0) { //Cada vez que recibo algo por consola, ejecuto algo

```



```
char c = Serial.read();
switch(c){
  case '0':
    SelectorCaminta_Tmp=0;
    HabilitaCaminata=true;
    Serial.println("OK");
    break;

  case '1':
    SelectorCaminta_Tmp=8;
    HabilitaCaminata=true;
    Serial.println("OK");
    break;
  case '2':
    SelectorCaminta_Tmp=9;
    HabilitaCaminata=true;
    Serial.println("OK");
    break;

  case '3':
    SelectorCaminta_Tmp=10;
    HabilitaCaminata=true;
    Serial.println("OK");
    break;

  case '4':
    SelectorCaminta_Tmp=11;
    HabilitaCaminata=true;
    Serial.println("OK");
    break;

  case '5':
    SelectorCaminta_Tmp=12;
    HabilitaCaminata=true;
    Serial.println("OK");
    break;

  default:
    Serial.println("STOP");
    SelectorCaminta=0;
    DetenerExo();
    break;
}
}
```

```

void Activa_Rutina(int rutina){
switch(rutina){
case 0:
    if(Etapa==1){
        th1_ref=th_00[0];
        th2_ref=th_00[1];
        ActivaCadera=true;
        ActivaRodilla=true;
        k=2;
        Etapa=2;
    }
    if(Etapa==2){
        if((ActivaCadera==false)&&(ActivaRodilla==false)){
            TimeOut_Seguridad=millis()+MAXTIMERSEGURIDAD;
            th1_ref=th_00[k];
            th2_ref=th_00[k+1];
            ActivaCadera=true;
            ActivaRodilla=true;
            k=k+2;
            if(k>MAX_00){
                Etapa=0;
                HabilitaCaminata=false;
                DetenerExo();
            }
        }
    }
}
break;

case 8:
    if(Etapa==1){
        th1_ref=th_08[0];
        th2_ref=th_08[1];
        ActivaCadera=true;
        ActivaRodilla=true;
        k=2;
        Etapa=2;
    }
    if(Etapa==2){
        if((ActivaCadera==false)&&(ActivaRodilla==false)){
            TimeOut_Seguridad=millis()+MAXTIMERSEGURIDAD;
            th1_ref=th_08[k];
            th2_ref=th_08[k+1];
            ActivaCadera=true;
            ActivaRodilla=true;
            k=k+2;
            if(k>MAX_08){

```

```
        Etapa=0;
        HabilitaCaminata=false;
        DetenerExo();
    }
}
}
break;
```

case 9:

```
    if(Etapa==1){
        th1_ref=th_09[0];
        th2_ref=th_09[1];
        ActivaCadera=true;
        ActivaRodilla=true;
        k=2;
        Etapa=2;
    }
    if(Etapa==2){
        if((ActivaCadera==false)&&(ActivaRodilla==false)){
            TimeOut_Seguridad=millis()+MAXTIMERSEGURIDAD;
            th1_ref=th_09[k];
            th2_ref=th_09[k+1];
            ActivaCadera=true;
            ActivaRodilla=true;
            k=k+2;
            if(k>MAX_09){
                Etapa=0;
                HabilitaCaminata=false;
                DetenerExo();
            }
        }
    }
}
break;
```

case 10:

```
    if(Etapa==1){
        th1_ref=th_10[0];
        th2_ref=th_10[1];
        ActivaCadera=true;
        ActivaRodilla=true;
        k=2;
        Etapa=2;
    }
    if(Etapa==2){
        if((ActivaCadera==false)&&(ActivaRodilla==false)){
            TimeOut_Seguridad=millis()+MAXTIMERSEGURIDAD;
```

```
th1_ref=th_10[k];
th2_ref=th_10[k+1];
ActivaCadera=true;
ActivaRodilla=true;
k=k+2;
if(k>MAX_10){
    k=0;
    HabilitaCaminata=false;
    DetenerExo();
}
}
}
break;
```

case 11:

```
if(Etapa==1){
    th1_ref=th_11[0];
    th2_ref=th_11[1];
    ActivaCadera=true;
    ActivaRodilla=true;
    k=2;
    Etapa=2;
}
if(Etapa==2){
    if((ActivaCadera==false)&&(ActivaRodilla==false)){
        TimeOut_Seguridad=millis()+MAXTIMERSEGURIDAD;
        th1_ref=th_11[k];
        th2_ref=th_11[k+1];
        ActivaCadera=true;
        ActivaRodilla=true;
        k=k+2;
        if(k>MAX_11){
            Etapa=0;
            HabilitaCaminata=false;
            DetenerExo();
        }
    }
}
break;
```

case 12:

```
if(Etapa==1){
    th1_ref=th_12[0];
    th2_ref=th_12[1];
    ActivaCadera=true;
    ActivaRodilla=true;
```

```

    k=2;
    Etapa=2;
}
if(Etapa==2){
    if((ActivaCadera==false)&&(ActivaRodilla==false)){
        TimeOut_Seguridad=millis()+MAXTIMERSEGURIDAD;
        th1_ref=th_12[k];
        th2_ref=th_12[k+1];
        ActivaCadera=true;
        ActivaRodilla=true;
        k=k+2;
        if(k>MAX_12){
            Etapa=0;
            HabilitaCaminata=false;
            DetenerExo();
        }
    }
}
break;
}

}
void DetenerExo(){
    digitalWrite(IN1,HIGH);
    digitalWrite(IN2,HIGH);
    digitalWrite(IN3,HIGH);
    digitalWrite(IN4,HIGH);
}

```

```

void Cadera(int Accion){
    switch(Accion){
        case AVANZA:
            digitalWrite(IN1,HIGH);
            digitalWrite(IN2,LOW);
            break;

        case RETROC:
            digitalWrite(IN1,LOW);
            digitalWrite(IN2,HIGH);
            break;

        case PARAR:
            digitalWrite(IN1,HIGH);
            digitalWrite(IN2,HIGH);
            break;
    }
}

```

```
}  
}
```

```
void Rodilla(int Accion){  
  switch(Accion){  
    case AVANZA:  
      digitalWrite(IN3,HIGH);  
      digitalWrite(IN4,LOW);  
      break;  
  
    case RETROC:  
      digitalWrite(IN3,LOW);  
      digitalWrite(IN4,HIGH);  
      break;  
  
    case PARAR:  
      digitalWrite(IN3,HIGH);  
      digitalWrite(IN4,HIGH);  
      break;  
  }  
}
```

```
void LecturaPotenciometros(){  
  
  //Lectura de ángulos dado por el pot  
  //VALORES INTERPOLACIÓN  
  y1=pi/2+pi/4;  
  y2=2*pi+pi/4;  
  x1=0;  
  x2=1023;  
  
  //VALORES "CALIBRACIÓN" POT rodilla  
  x22=484;  
  y22=3*pi/2;  
  
  //LECTURA POT  
  xth1=analogRead(0);  
  xth2=analogRead(1);  
  
  //INTERPOLACIÓN  
  //th1 CORRESPONDE AL ÁNGULO DEL POT  
  th1=((xth1-x1)/(x2-x1))*(y2-y1)+y1;  
  //th2=((xth2-x1)/(x22-x1))*(y22-y1)+y1;  
  th2=((xth2-x1)/(x2-x1))*(y2-y1)+y1;
```

```
//Transformar angulos a grados para comprarlos
th1=th1*180/pi;
th2=th2*180/pi-81;

if(HabilitaCaminata){
    DespliegaVariables(th1,th2);
}

}

void DespliegaVariables(float a, float b){
    Serial.print(th1_ref); Serial.print(" ");Serial.print(th2_ref); Serial.print(" ");Serial.print(a); Serial.print("
");Serial.println(b);
}

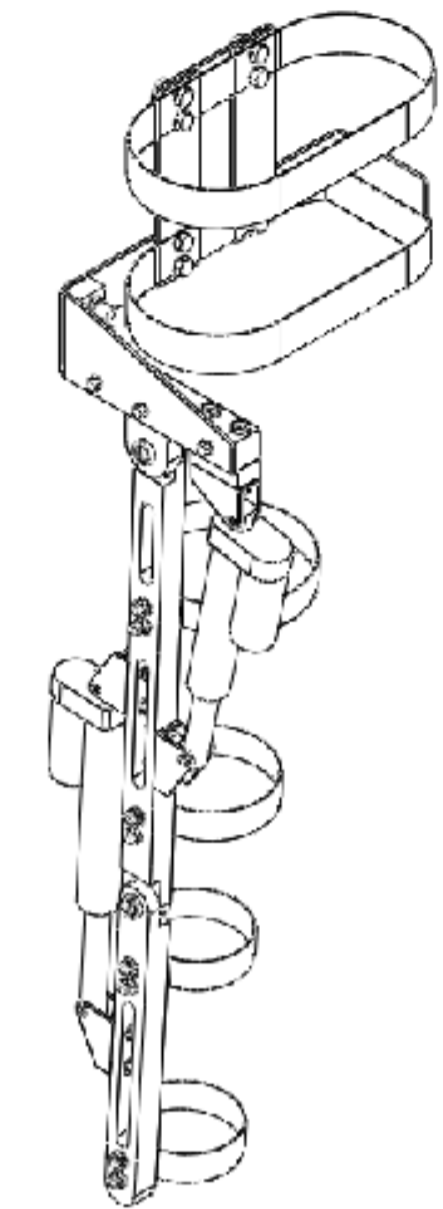
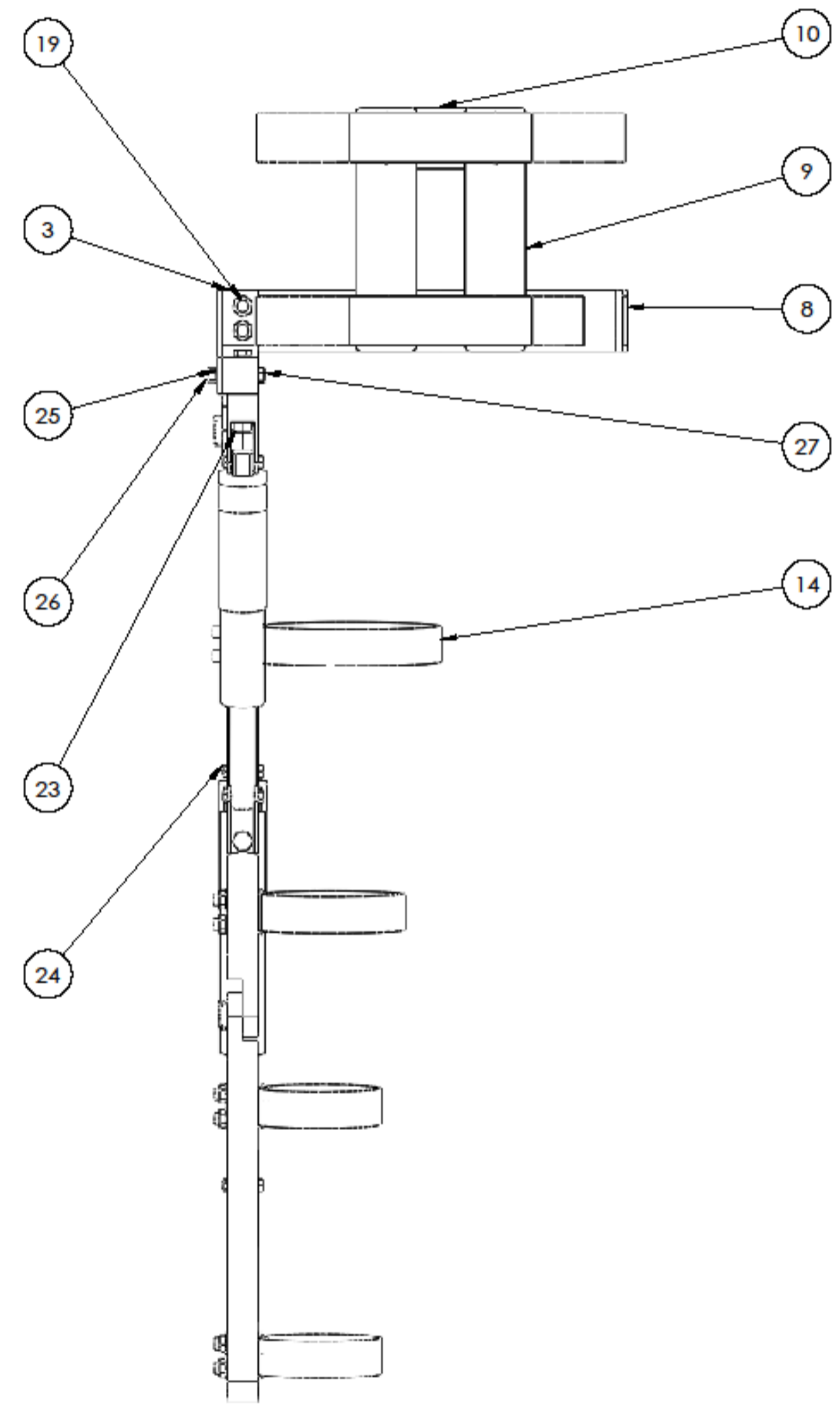
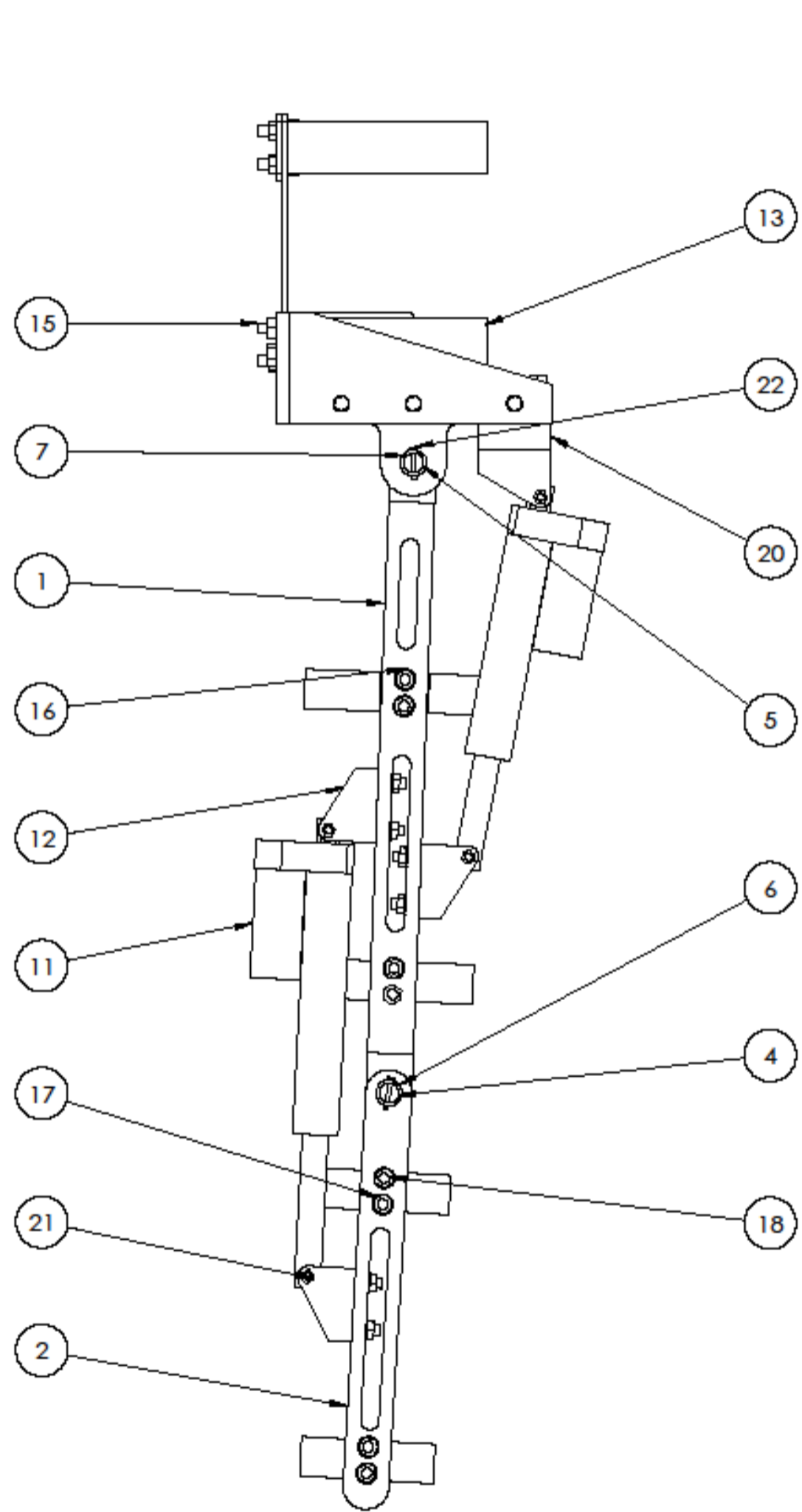
void ValidaFunciones(){
    float x=3.1;
    float y=3.6;
    int a=round(x);
    int b=round(y);

    Serial.print("x=");
    Serial.print(x);
    Serial.print("\t a=");
    Serial.println(a);

    Serial.print("y=");
    Serial.print(y);
    Serial.print("\t b=");
    Serial.println(b);

}
```

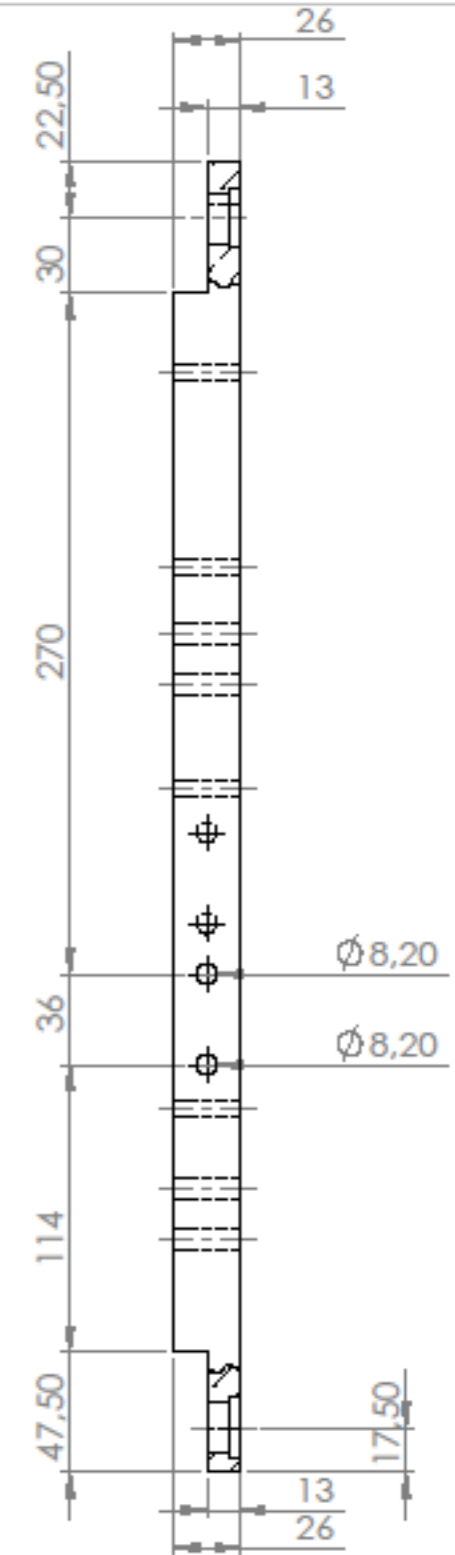
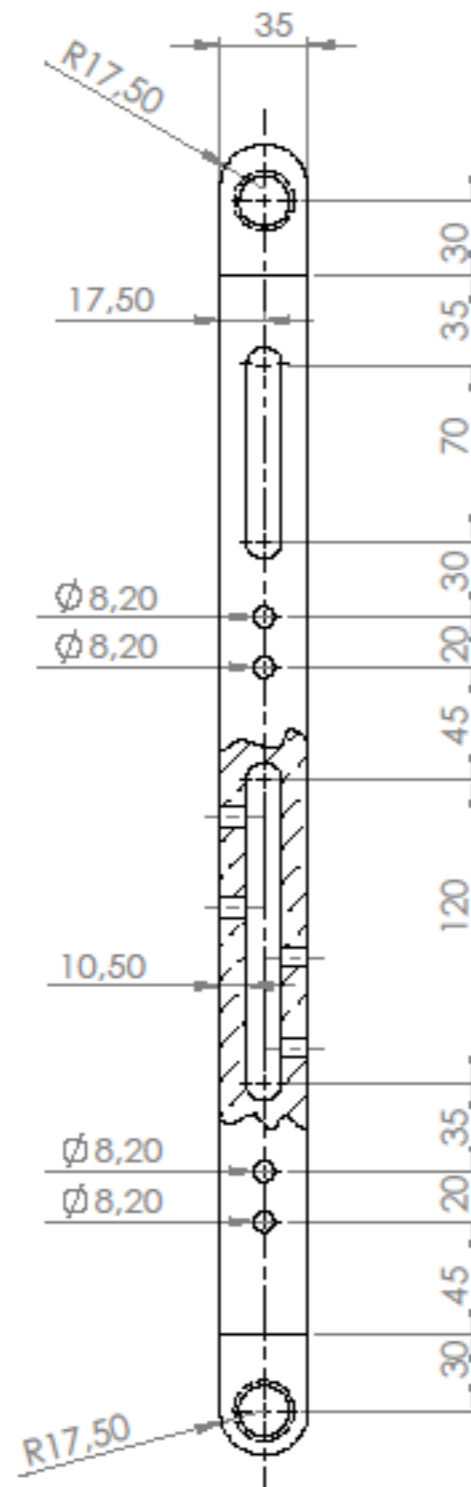
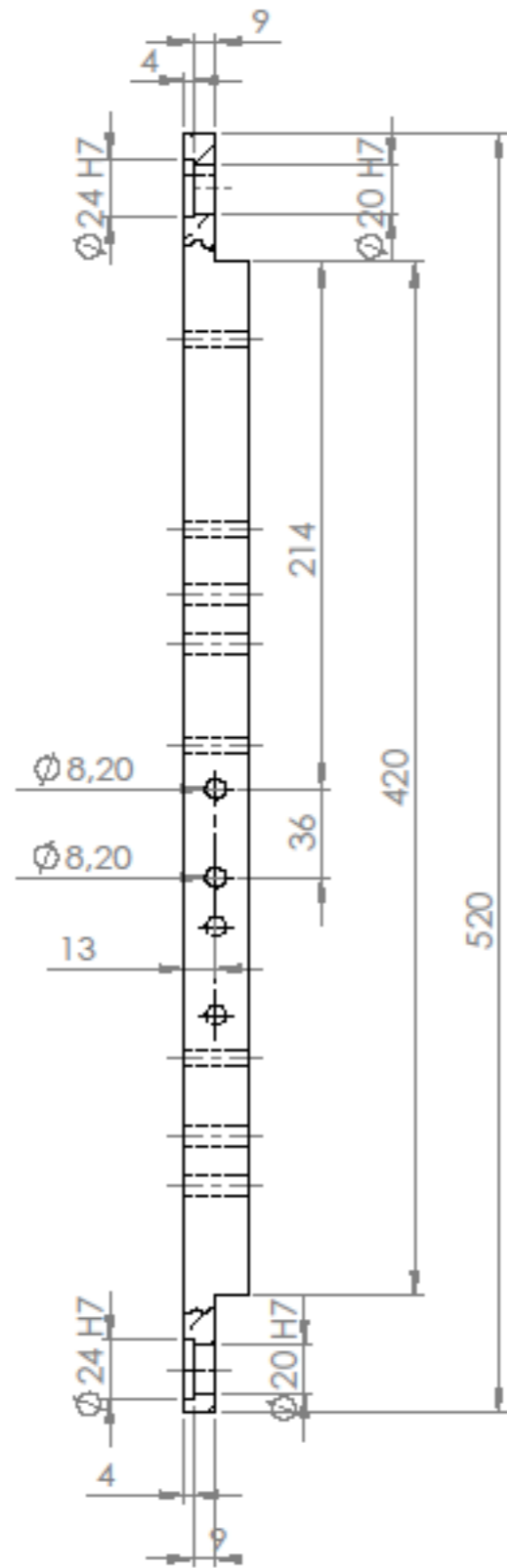
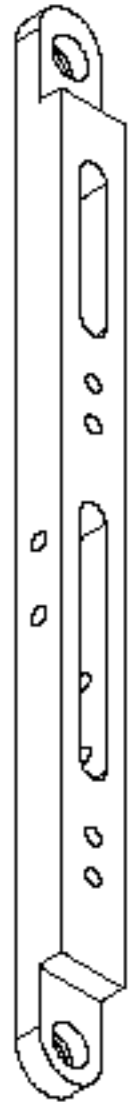
Anexo C: Planos



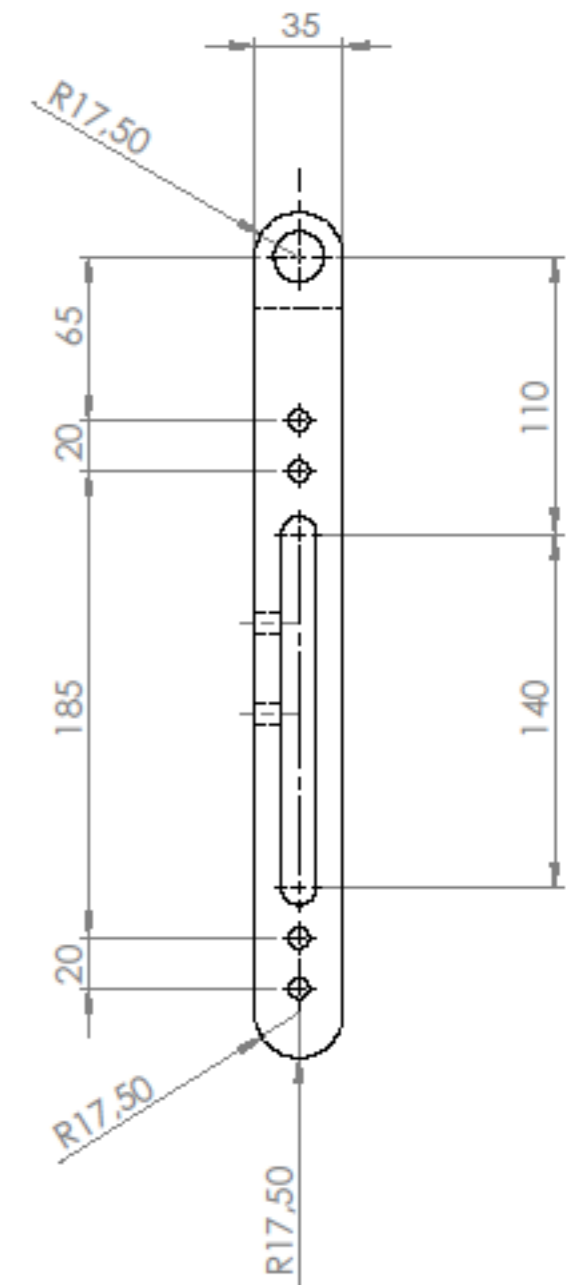
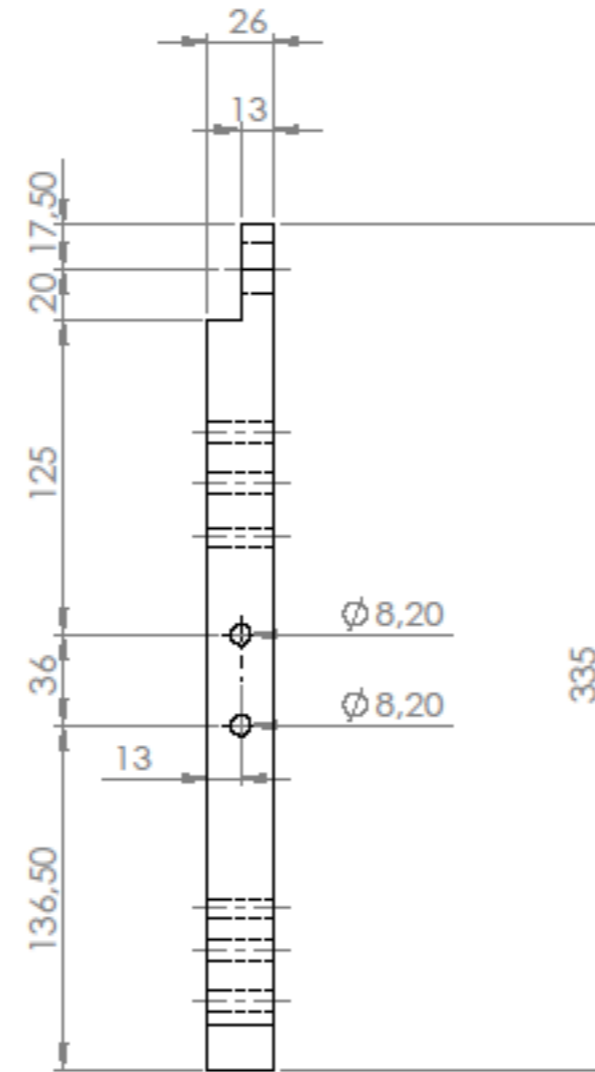
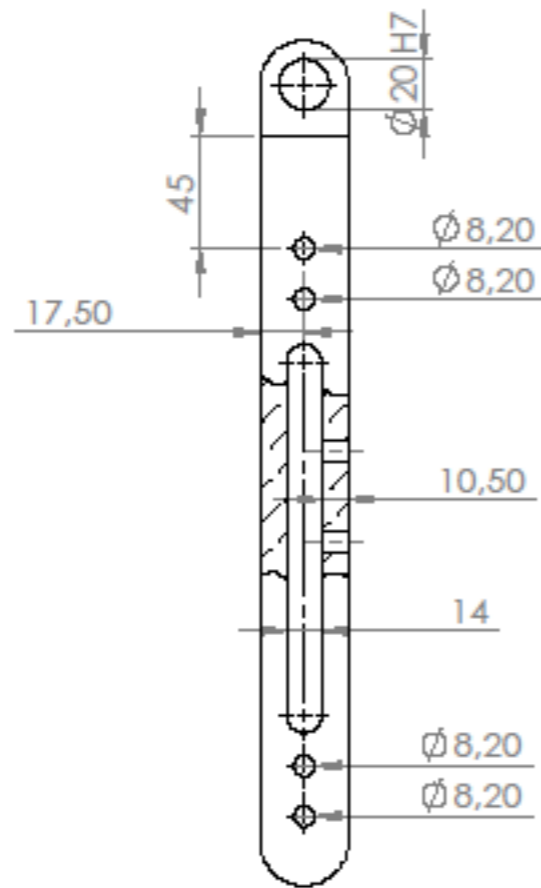
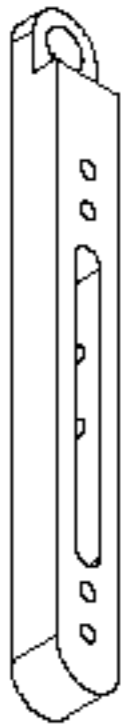
27	TUERCA 1/4"	3		
26	PERNO 1/4" L2"	3		
25	GOLLILLA 1/4"	4		
24	TUERCA M6	4		
23	PERNO M8 L45	2		
22	PASADOR BUJE	2		
21	PERNO M6 L35	4		
20	SOPORTE IMPRESO 3D	1		
19	PERNO M8 L45	2		
18	PERNO M8 L40	8		
17	TUERCA M8	24		
16	GOLLILLA M8	48		
15	PERNO M8 L25	14		
14	CORREA PIERNA	4		
13	CINTURON	1		
12	SOPORTE ACTUADOR	4		
11	ACTUADOR LINEAL	2		
10	ESPALDA HORIZONTAL	1		010
9	ESPALDA VERTICAL	2		009
8	SOPORTE ESPALDA	1		008
7	BUJE SUPERIOR	1		007
6	BUJE INFERIOR	1		006
5	EJE SUPERIOR	1		005
4	EJE	1		004
3	CADERA LATERAL	1		003
2	ESLABON 2	1		002
1	ESLABON 1	1		001
N°	DESIGNACION	CANT.	OBSERVACIONES	REF.

Departamento de Ingeniería Mecánica
 Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas
 Universidad de Chile

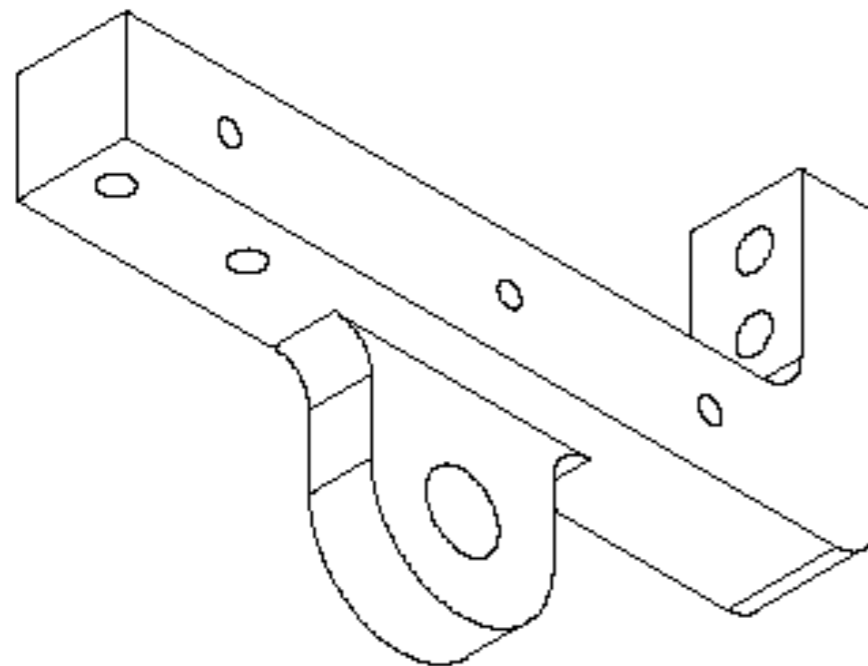
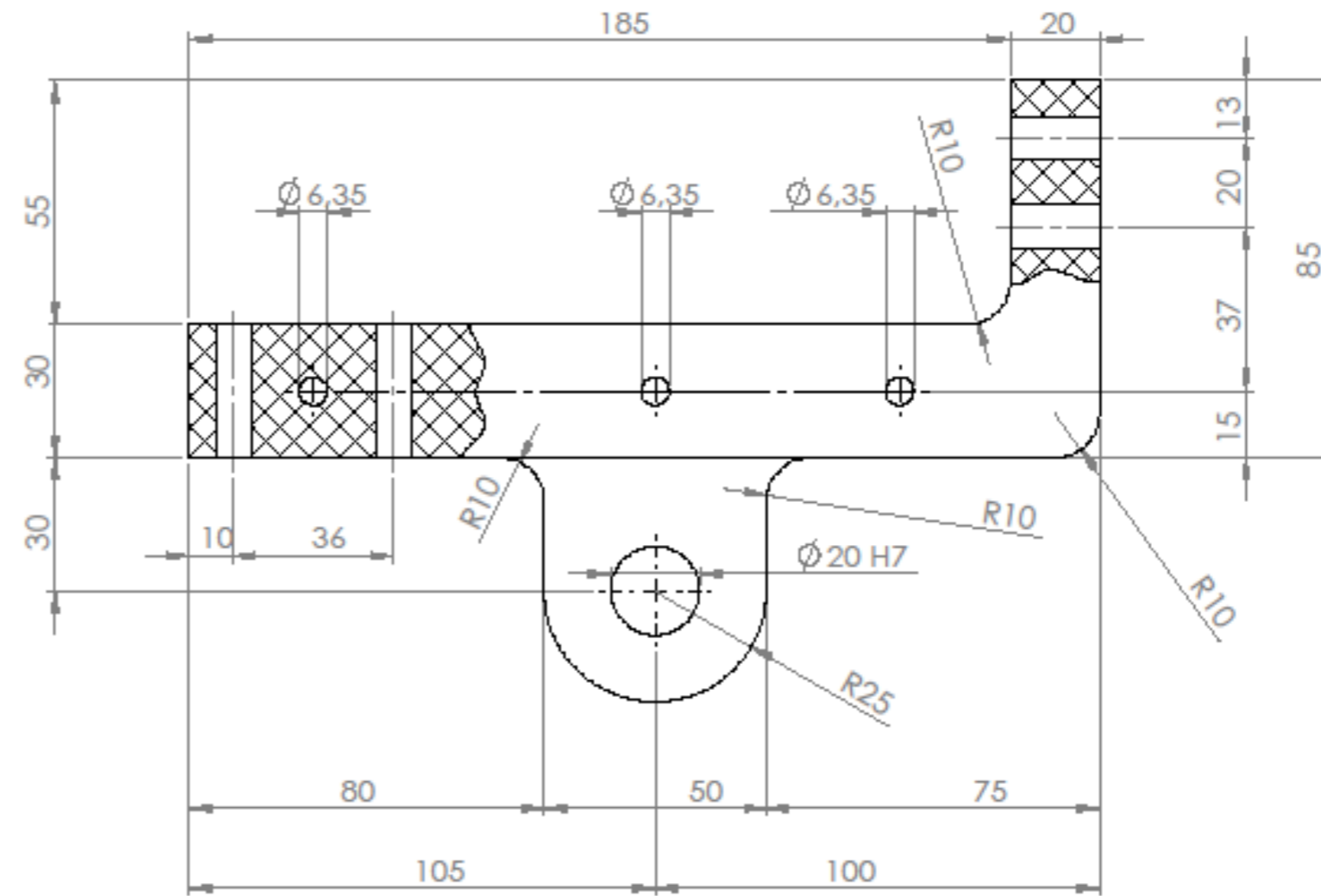
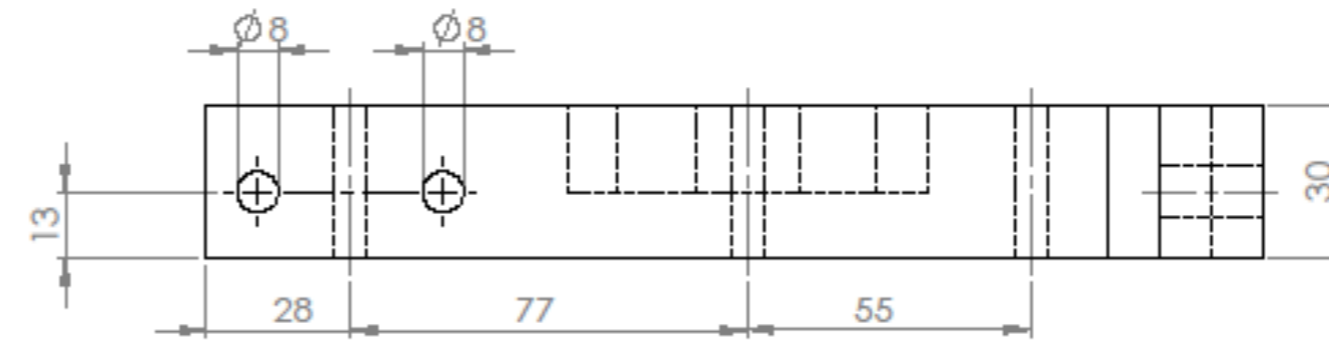
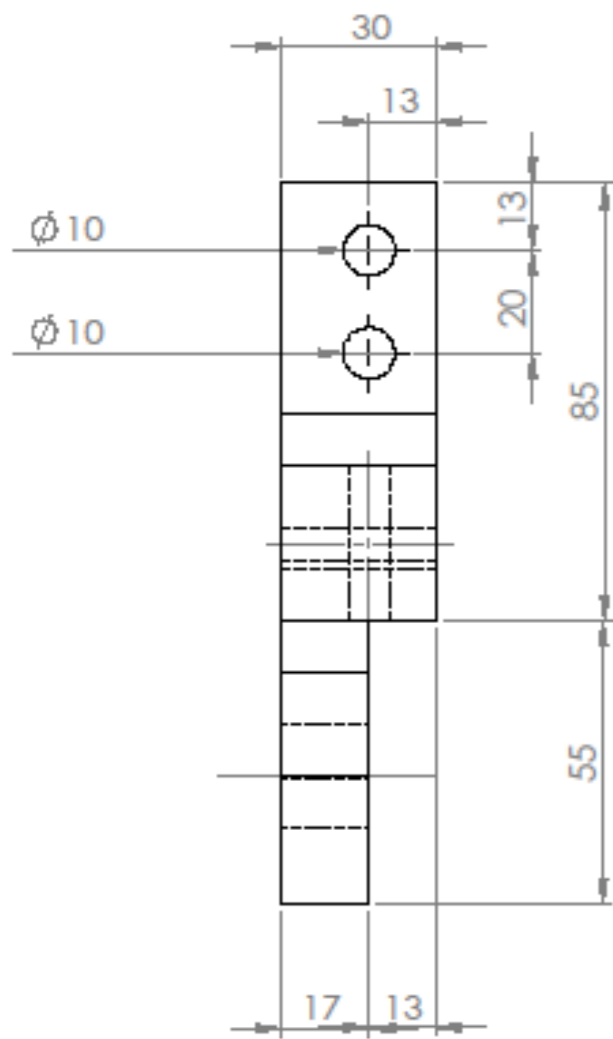
	NOMBRE	FIRMA	FECHA	TÍTULO:
DEBUIÓ	SASLIO TAMBURINO			CONJUNTO
REVISÓ	SASLIO TAMBURINO			
APROBÓ	ROBERTO CORVALÁN			
A2	ESCALA:	1:4		N.º DE DEBUIÓ
				01



1	Eslabón 1	1	Aluminio AA2017
N°	DESIGNACIÓN	CANT.	MATERIAL
Departamento de Ingeniería Mecánica Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas Universidad de Chile			
DEJÓ	BASILIO TAMBURRINO		ESLABÓN 1 N° DE DEJÓ 001
REVISÓ	BASILIO TAMBURRINO		
APROBÓ	ROBERTO CORVALÁN		
A3	ESCALA:	1:3	

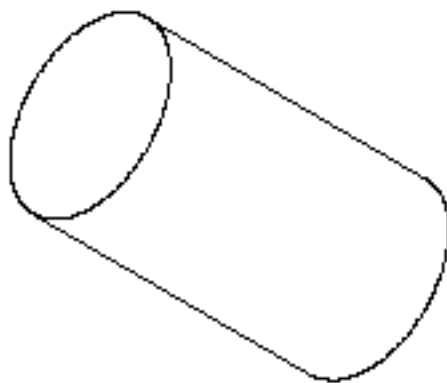
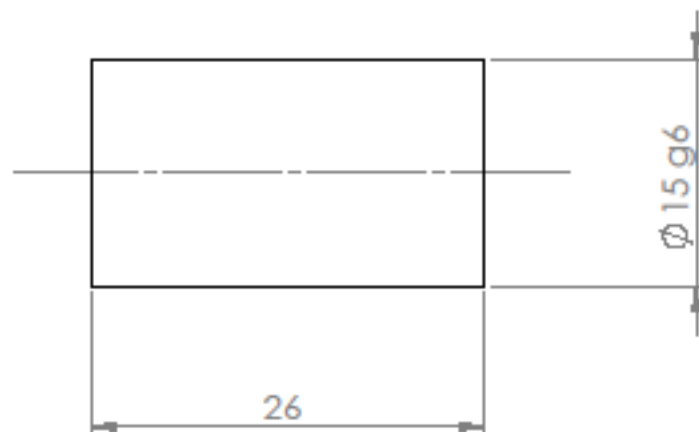


2	Eslabón 2		1	ALUMINIO AA2017
N°	DESIGNACIÓN		CANT.	MATERIAL
Departamento de Ingeniería Mecánica Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas Universidad de Chile				
	NOMBRE	FIRMA	FECHA	TÍTULO:
DELUJO	BASILIO TAMBURRENO			ESLABÓN 2 N° DE DELUJO 002
REVISÓ	BASILIO TAMBURRENO			
APROBÓ	ROBERTO CORVALÁN			
A3	ESCALA: 1:3			



Departamento de Ingeniería Mecánica
 Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas
 Universidad de Chile

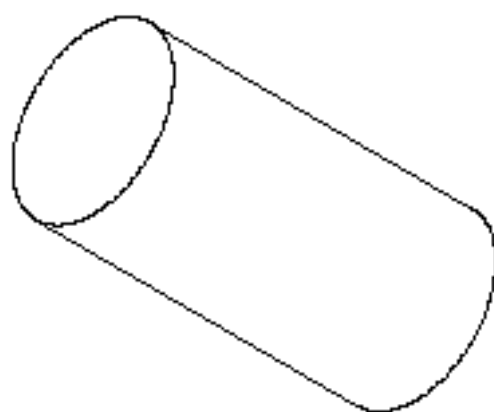
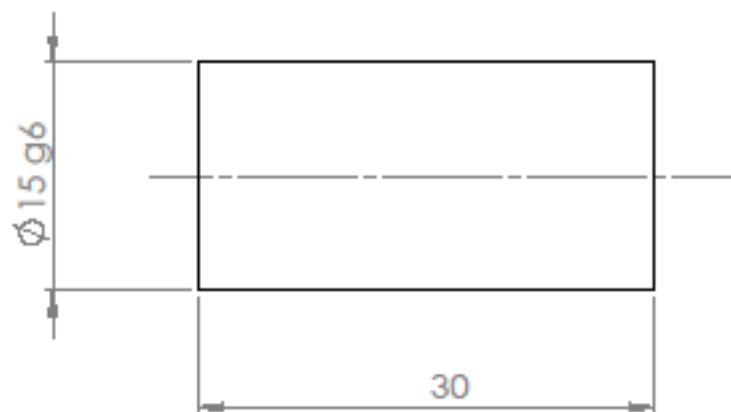
	NOMBRE	FIRMA	FECHA	TÍTULO:
DIBUJÓ	BASILIO TAMBUERNO			CADERA LATERAL
REVISÓ	BASILIO TAMBUERNO			
APROBÓ	ROBERTO CORVALÁN			
A3	ESCALA:	1:2		N° DE DIBUJO 003



4	Eje	1	Acero SAE 1020
N°	DESIGNACIÓN	CANT.	MATERIAL

Departamento de Ingeniería Mecánica
Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas
Universidad de Chile

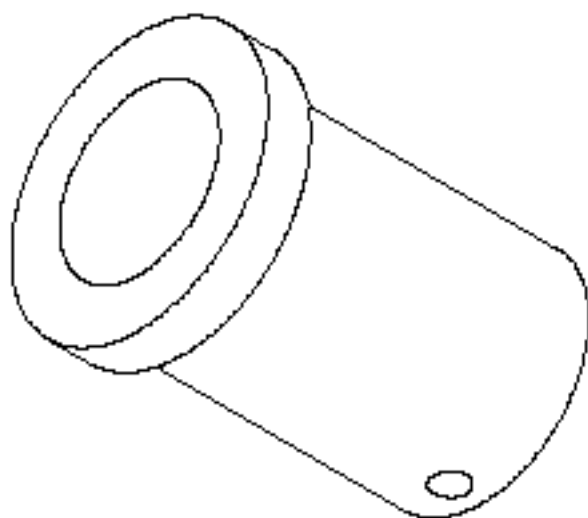
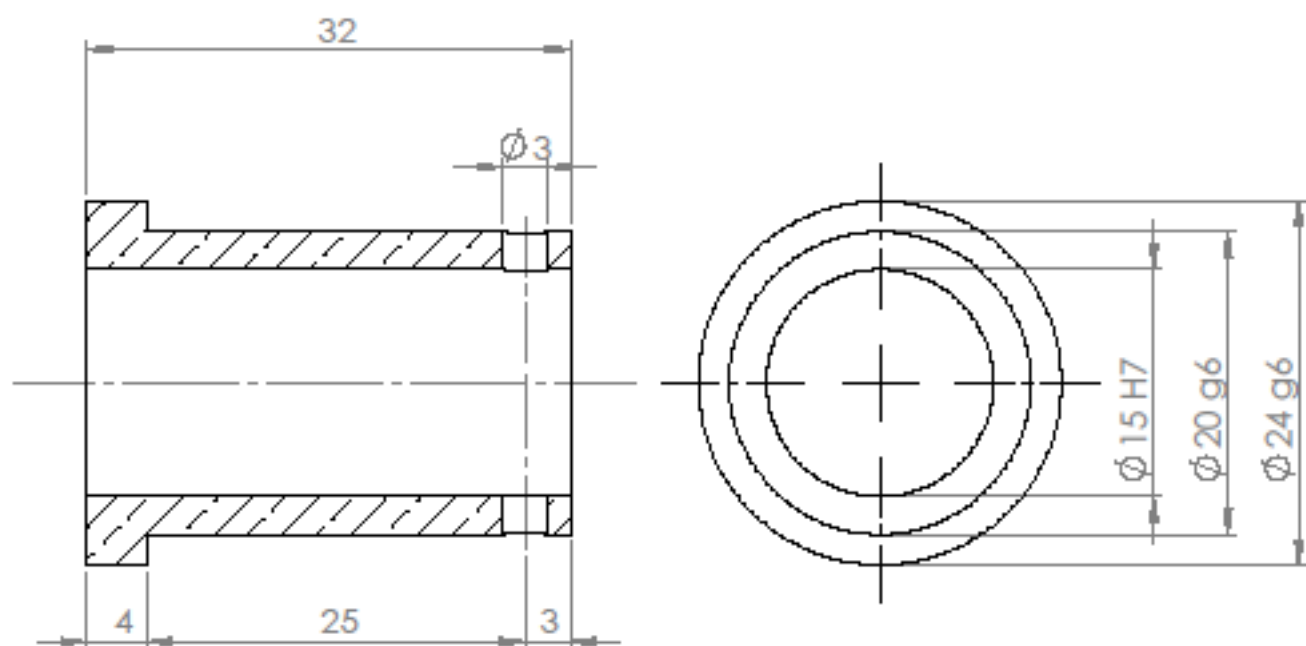
	NOMBRE	FIRMA	FECHA	TÍTULO:	EJE
DIBUJÓ	BASLIO TAMBURRINO				
REVISÓ	BASLIO TAMBURRINO				
APROBÓ	ROBERTO CORVALÁN			N.º DE DIBUJO	004
A4	ESCALA:	2:1			



5	EJE SUPERIOR	1	Acero SAE 1020
N°	DESIGNACIÓN	CANT.	MATERIAL

Departamento de Ingeniería Mecánica
Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas
Universidad de Chile

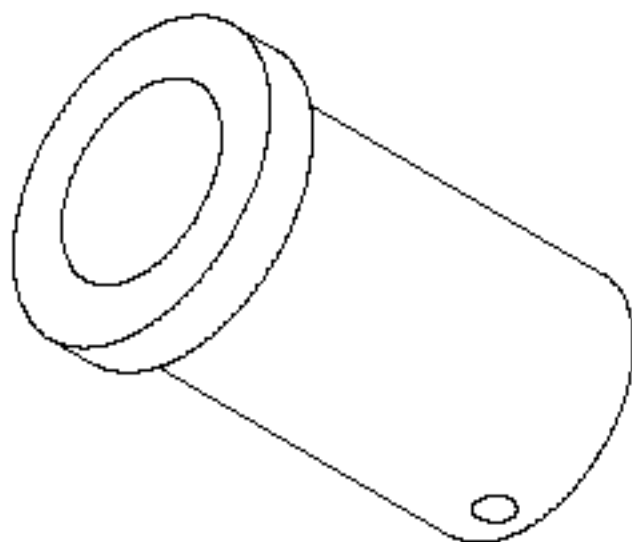
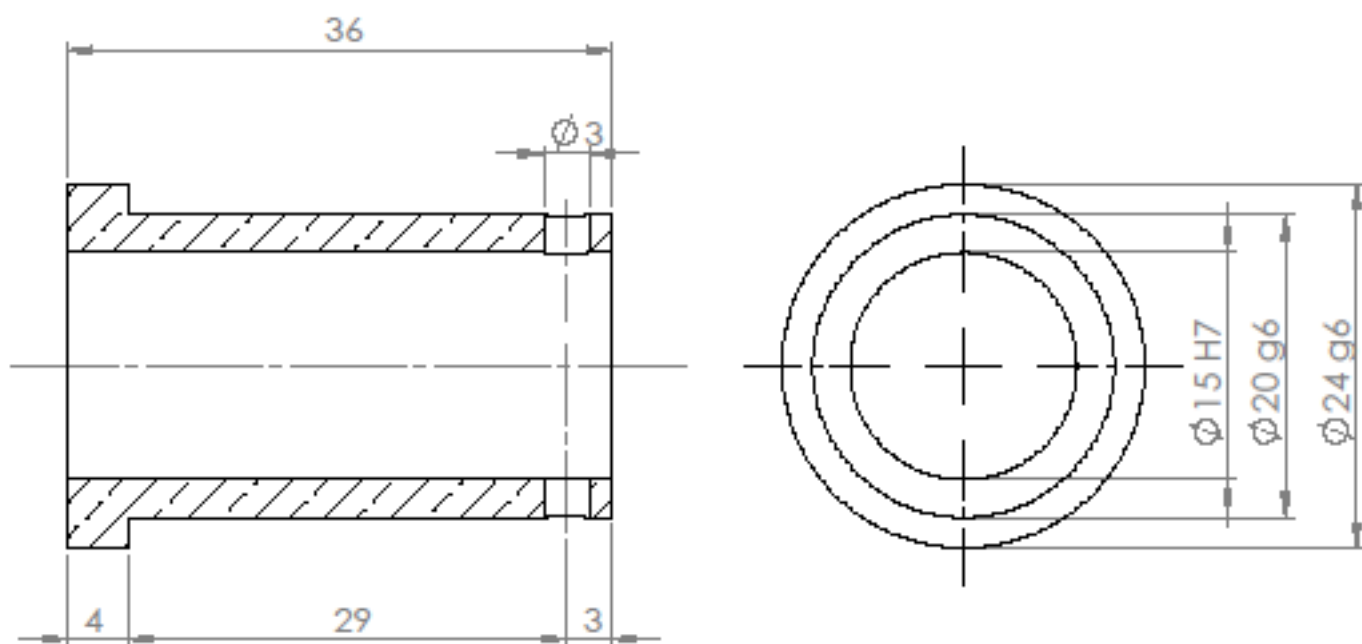
	NOMBRE	FIRMA	FECHA	TÍTULO:
DEBÚJÓ	BASILIO TAMBURRINO			EJE SUPERIOR
REVISÓ	BASILIO TAMBURRINO			
APROBÓ	ROBERTO CORVALÁN			
A4	ESCALA:	2:1		N.º DE DIBUJO
				005



6	Buje inferior	1	Bronce SAE 640
N°	DESIGNACIÓN	CANTIDAD	MATERIAL

Departamento de Ingeniería Mecánica
 Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas
 Universidad de Chile

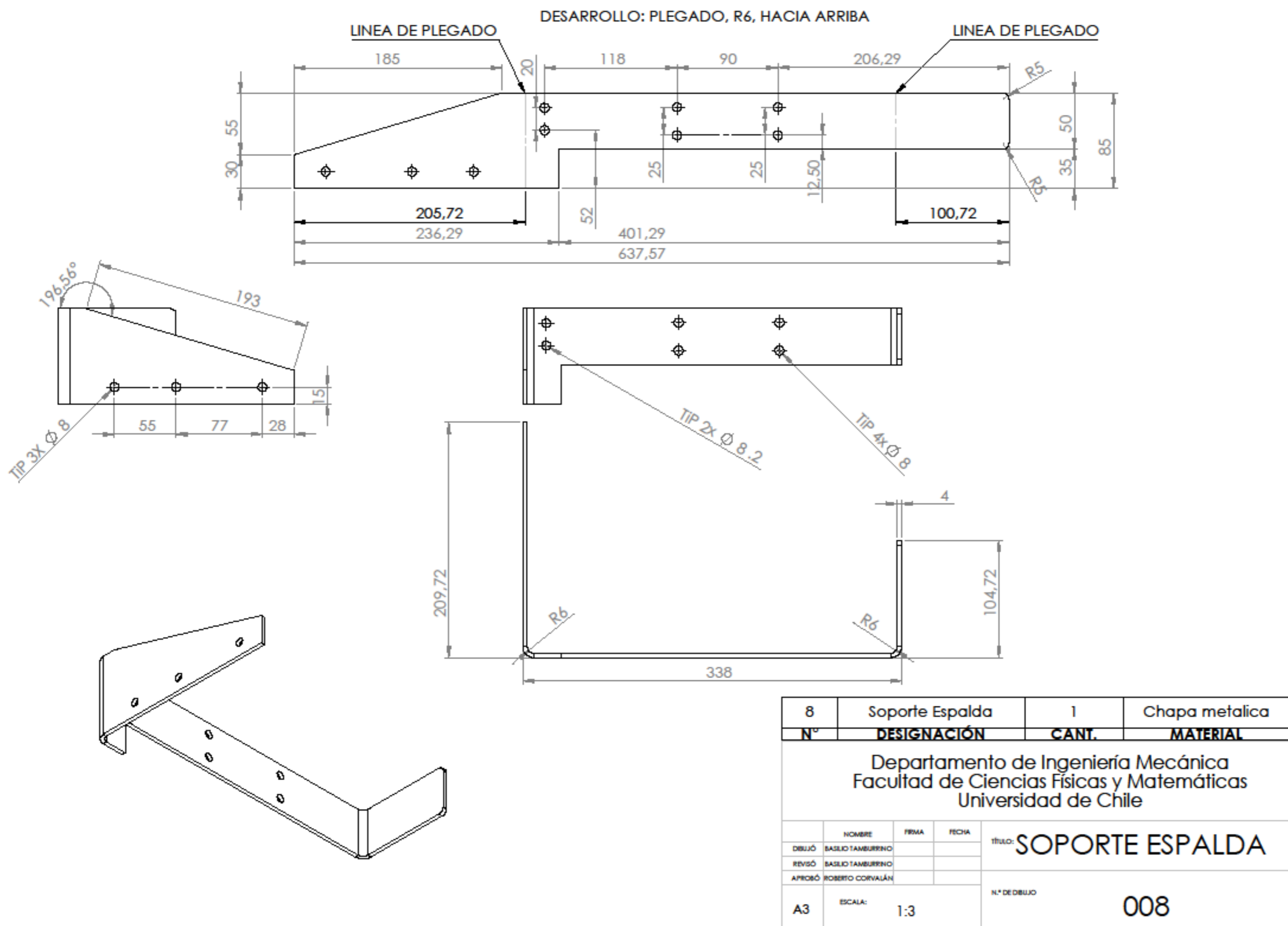
	NOMBRE	FIRMA	FECHA	TÍTULO:
DEJÓ	BASILIO TAMBURRINO			BUJE INFERIOR
REVISÓ	BASILIO TAMBURRINO			
APROBÓ	ROBERTO CORVALÁN			
A4	ESCALA:	2:1		N.º DE DIBUJO
				006



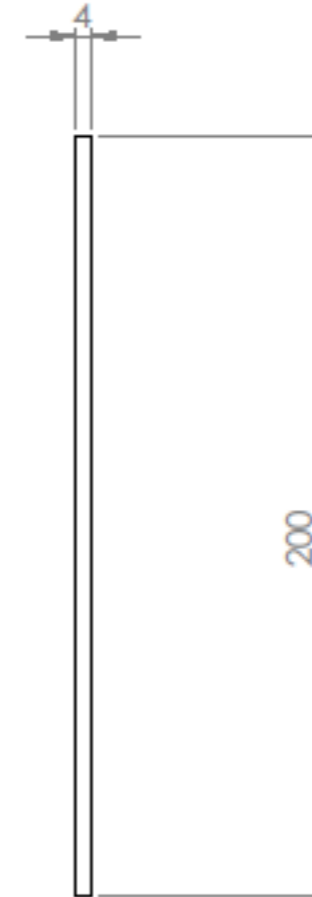
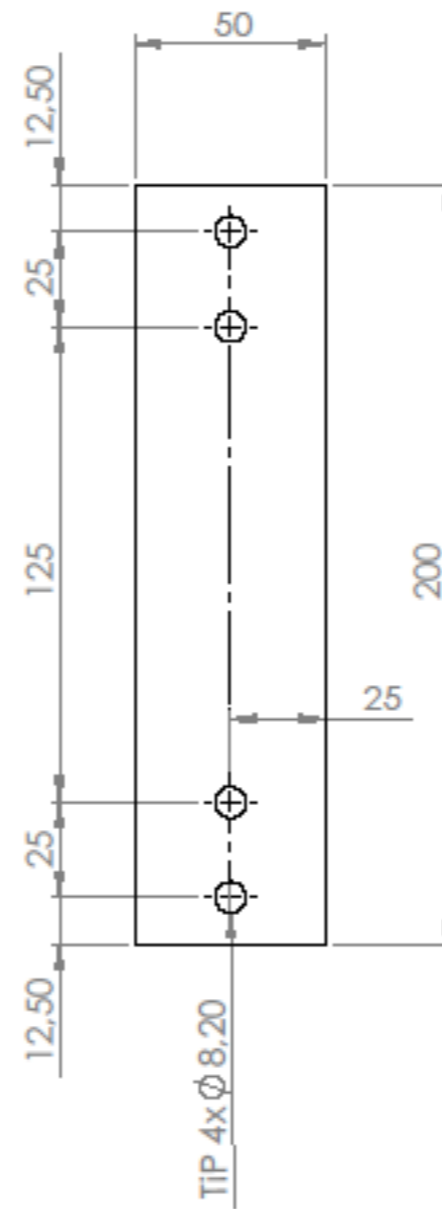
7	Buje Superior	1	Bronce SAE 640
N°	DESIGNACIÓN	CANT.	MATERIAL

Departamento de Ingeniería Mecánica
 Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas
 Universidad de Chile

	NOMBRE	FIRMA	FECHA	TÍTULO:
DIBUJÓ	BASILIO TAMBURRINO			BUJE SUPERIOR
REVISÓ	BASILIO TAMBURRINO			
APROBÓ	ROBERTO CORVALÁN			
A4	ESCALA:	2:1		N° DE DIBUJO
				007



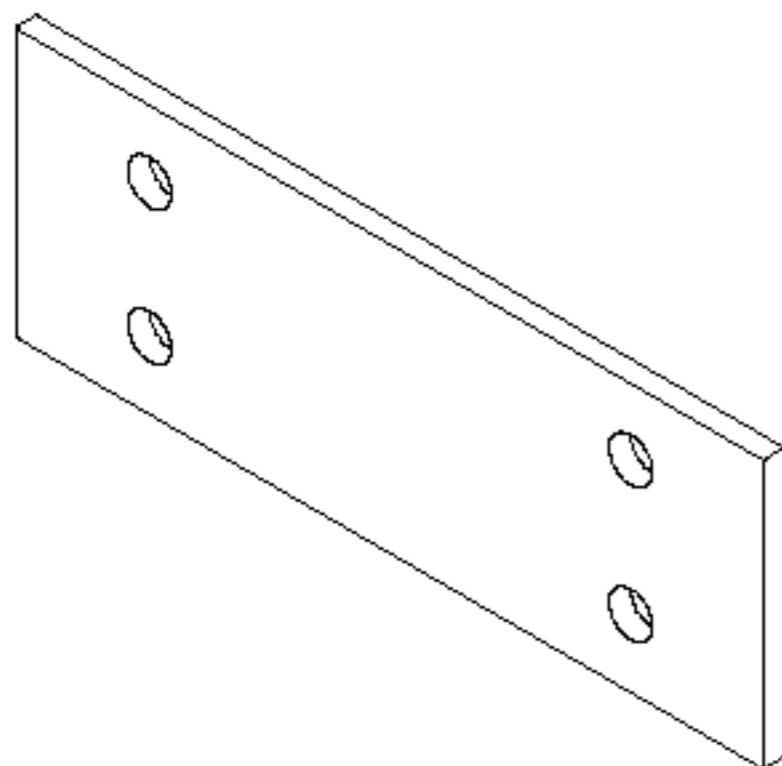
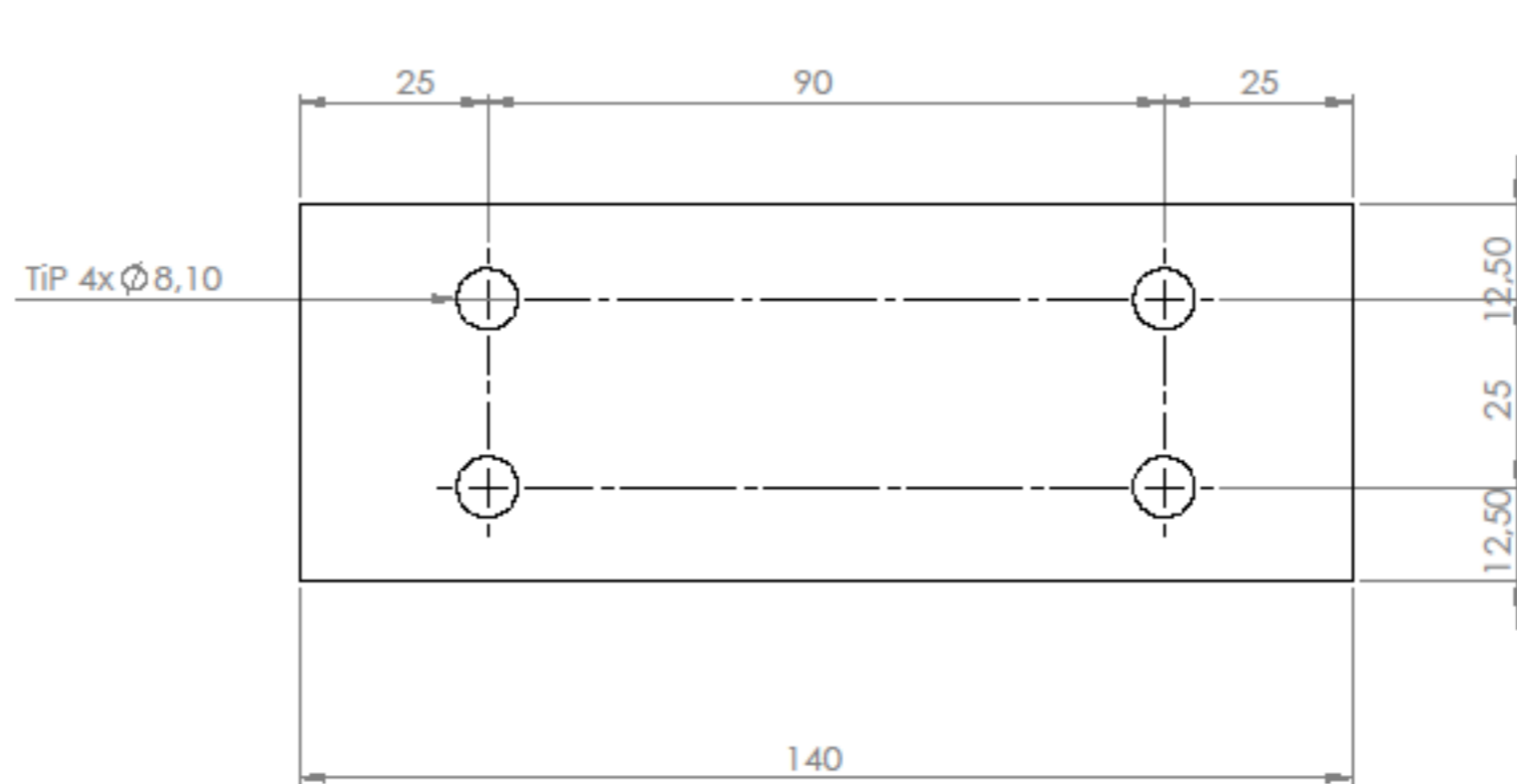
8	Soporte Espalda	1	Chapa metalica
N°	DESIGNACIÓN	CANT.	MATERIAL
Departamento de Ingeniería Mecánica Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas Universidad de Chile			
	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DEJÓ	BASILIO TAMBURRINO		
REVISO	BASILIO TAMBURRINO		
APROBÓ	ROBERTO CORVALÁN		
A3	ESCALA:	1:3	
TÍTULO: SOPORTE ESPALDA			N° DE DEJÓ
			008



9	Espalda Vertical	2	Chapa metálica
N°	DESIGNACIÓN	CANT.	MATERIAL

Departamento de Ingeniería Mecánica
 Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas
 Universidad de Chile

	NOMBRE	FIRMA	FECHA	TÍTULO:	ESPALDA VERTICAL
DEJÓ	BASILIO TAMBURRINO				
REVISÓ	BASILIO TAMBURRINO				
APROBÓ	ROBERTO CORVALÁN				
A3	ESCALA:	1:2		N.º DE DEJUNO	009



10	Espalda horizontal	1	Chapa Metálica
N°	DESIGNACIÓN	CANT.	MATERIAL
Departamento de Ingeniería Mecánica Facultad de Ciencias Físicas y Matemáticas Universidad de Chile			
	NOMBRE	FIRMA	FECHA
DEJÓ	SASUO TAMBURRINO		
REVISÓ	SASUO TAMBURRINO		
APROBÓ	ROBERTO CORVALÁN		
A3	ESCALA:	1:1	TÍTULO:
			ESPALDA HORIZONTAL
			N.º DE DIBUJO
			010